



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

---

# DISERTACION

Për marrjen e gradës **“Doktor i Shkencave”**

TEMA:

**“KONTROLLI I CILËSISË DHE DOZAT E PACIENTËVE NË  
SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR NË  
KOSOVË”**

Kandidati:  
**MSc. Sehad KADIRI**

Udhëheqës shkencor:  
**Prof.Dr. Kostandin DOLLANI**

**Tiranë, 2017**



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

# DISERTACION

Paraqitur nga:

**MSc. Sehad KADIRI**

për marrjen e gradës

**“DOKTOR I SHKENCAVE”**

TEMA:

**“KONTROLLI I CILËSISË DHE DOZAT E PACIENTËVE NË SISTEMET E  
TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR NË KOSOVË”**

Mbrohet më datë 04/05/2017 para Komisionit të përbërë nga:

- |    |                          |                  |       |
|----|--------------------------|------------------|-------|
| 1. | Prof.Dr. Pëllumb BERBERI | Kryetar          | _____ |
| 2. | Prof.Dr. Partizan MALKAJ | Anëtar (Oponent) | _____ |
| 3. | Prof.Dr. Theodhor KARAJA | Anëtar (Oponent) | _____ |
| 4. | Prof.Dr. Andon DODBIBA   | Anëtar           | _____ |
| 5. | Prof.As.Dr. Odeta ÇATI   | Anëtar           | _____ |

**Tiranë, 2017**

## TABELA E PËRMBAJTJES

|                                                                                                  |       |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Lista e tabelave -----                                                                           | vii   |
| Lista e figurave -----                                                                           | viii  |
| Lista e shkurtimeve -----                                                                        | x     |
| Dedikim -----                                                                                    | xii   |
| Falënderim -----                                                                                 | xiii  |
| Përmbledhje -----                                                                                | xiv   |
| Abstract -----                                                                                   | xv    |
| <br>HYRJE -----                                                                                  | <br>1 |
| <b>Kapitulli I</b>                                                                               |       |
| <b>RREZATIMET JONIZUESE DHE KONCEPTET THEMELORE DOZIMETRIKE</b> -----                            | 3     |
| 1.1. LLOJET E RREZATIMEVE JONIZUESE -----                                                        | 3     |
| 1.2. PROCESET E BASHKËVEPRIMIT TË RREZATIMIT ME LËNDËN -----                                     | 3     |
| 1.2.1. Efekti fotoelektrik -----                                                                 | 4     |
| 1.2.2. Efekti i Komptonit -----                                                                  | 4     |
| 1.2.3. Efekti i prodhimit të çiftit elektron-pozitron -----                                      | 5     |
| 1.3. KONCEPTET THEMELORE DOZIMETRIKE -----                                                       | 6     |
| 1.3.1. Doza e përthithur -----                                                                   | 7     |
| 1.3.2. Doza e ekspozimit -----                                                                   | 8     |
| 1.3.3. Kerma -----                                                                               | 8     |
| 1.3.4. Doza ekuivalente -----                                                                    | 9     |
| 1.3.5. Doza efektive -----                                                                       | 10    |
| 1.4. VEPRIMI BIOLOGJIK I RREZATIMEVE -----                                                       | 10    |
| 1.4.1. Veprimi direkt dhe indirekt i rrezatimeve -----                                           | 11    |
| 1.4.2. Efektet stokastike dhe deterministike -----                                               | 12    |
| 1.4.3. Efektet akute dhe të vonshme të rrezatimeve -----                                         | 14    |
| <b>Kapitulli II</b>                                                                              |       |
| <b>STANDET E MBROJTJES NGA RREZATIMET DHE NIVELET UDHËZUESE TË DOZAVE</b>                        | 15    |
| 2.1. LLOJET E EKSPOZIMEVE NDAJ RREZATIMEVE. EKSPOZIMET MJEKËSORE -----                           | 15    |
| 2.2. STANDET E MBROJTJES NGA RREZATIMET. NIVELET UDHËZUESE -----                                 | 19    |
| 2.3. MBROJTJA NGA RREZATIMET JONIZUESE -----                                                     | 23    |
| 2.3.1. Parimet bazë të mbrojtjes nga rrezatimet -----                                            | 23    |
| <b>Kapitulli III</b>                                                                             |       |
| <b>IMAZHERIA MJEKËSORE DHE DOZIMETRIA NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR (CT)</b> ----- | 26    |
| 3.1. RREZET X DHE KARAKTERISTIKAT E TYRE KRYESORE -----                                          | 26    |
| 3.1.1. Tubi i rrezeve X -----                                                                    | 27    |

|        |                                                                             |    |
|--------|-----------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.2.   | IMAZHERIA KONVENCIONALE ME RREZE X -----                                    | 30 |
| 3.3.   | TOMOGRAFIA E KOMPJUTERIZUAR DHE ZHVILLIMI HISTORIK I SISTEMEVE TË SAJ ----- | 31 |
| 3.3.1. | Aparatet CT dhe llojet e tyre -----                                         | 32 |
| 3.3.2. | Tomografia e kompjuterizuar spirale (helikale) -----                        | 34 |
| 3.3.3. | Tomografia e kompjuterizuar shumëstresore (MSCT) -----                      | 35 |
| 3.4.   | RIKONSTRUKTIMI I IMAZHEVE NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR ----- | 37 |
| 3.5.   | SHPËRNDARJA E DOZËS GJATË EKZAMINIMEVE ME APARATET CT -----                 | 38 |
| 3.6.   | TEKNIKAT E ZVOGËLIMIT TË DOZËS -----                                        | 39 |
| 3.6.1. | Kontrolli Automatik i Ekspozimit (AEC) -----                                | 40 |
| 3.7.   | KALIBRIMI NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR -----                 | 41 |
| 3.7.1. | Kalibrimi i dozës së shfaqur në ekran -----                                 | 42 |
| 3.8.   | SISTEMET E APARATEVE CT QË PËRDOREN NË KOSOVË -----                         | 43 |

#### Kapitulli IV

|        |                                                                                |           |
|--------|--------------------------------------------------------------------------------|-----------|
|        | <b>KONTROLLI I CILËSISË SË IMAZHEVE DHE DOZIMETRIA NË APARATET CT -----</b>    | <b>46</b> |
| 4.1.   | KONTROLLI I CILËSISË DHE SIGURIMI I CILËSISË NË APARATET CT -----              | 46        |
| 4.2.   | PROTOKOLLI PËR KONTROLLIN E CILËSISË (QC)-----                                 | 47        |
| 4.2.1. | Domosdoshmëria e kontrollit të cilësisë (QC) -----                             | 48        |
| 4.3.   | PARAMETRAT E CILËSISË SË IMAZHEVE NË APARATET CT -----                         | 48        |
| 4.3.1. | Trashësia e shtresës (prerjes) -----                                           | 48        |
| 4.3.2. | Artifaktet -----                                                               | 49        |
| 4.3.3. | Numri CT -----                                                                 | 50        |
| 4.3.4. | Zhurma e imazheve-----                                                         | 50        |
| 4.3.5. | Rezolucioni hapësinor -----                                                    | 51        |
| 4.4.   | MADHËSITË SPECIFIKE NË PËRCAKTIMIN E DOZËS NË SISTEMET CT-----                 | 51        |
| 4.4.1. | Indeksi i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar (CTDI) -----                  | 51        |
| 4.4.2. | Indeksi i dozës së $CT_{100}$ (CTDI <sub>100</sub> ) -----                     | 53        |
| 4.4.3. | CTDI e ponderuar (CTDI <sub>w</sub> ) -----                                    | 54        |
| 4.4.4. | Pitch faktor (p) i aparatit CT -----                                           | 55        |
| 4.4.5. | Indeksi Vëllimor i Dozës së CT (CTDI <sub>vol</sub> ) -----                    | 56        |
| 4.4.6. | Doza mesatare e Skanimit të Shumëfishtë (MSAD) -----                           | 56        |
| 4.4.7. | Produkti Dozë - Gjatësi (Dose Length-Product) -----                            | 57        |
| 4.5.   | DOZA EFEKTIVE E PACIENTËVE -----                                               | 57        |
| 4.5.1. | Përcaktimi i dozës efektive -----                                              | 58        |
| 4.6.   | FAKTORËT QË NDIKOJNË NË VLERËN E DOZËS GJATË EKZAMINIMEVE ME APARATET CT ----- | 58        |
| 4.6.1. | Tensioni i tubit (kV) -----                                                    | 59        |
| 4.6.2. | Intensiteti i rrymës (mA) -----                                                | 59        |

|        |                                                 |    |
|--------|-------------------------------------------------|----|
| 4.6.3. | Koha e rrotullimit (ekspozimit) -----           | 60 |
| 4.6.4. | Gjatësia totale e rajonit të skanuar (cm) ----- | 60 |
| 4.6.5. | Trashësia e prerjes (mm) -----                  | 60 |
| 4.6.6. | Pitch faktor ( $p$ ) -----                      | 60 |

## Kapitulli V

|                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>PAJISJET MATËSE DHE METODAT E MATJEVE</b> -----                                                                                                             | 61 |
| 5.1. FANTOMAT PËR KONTROLLIN E CILËSISË SË IMAZHEVE -----                                                                                                      | 61 |
| 5.1.1. Fantoma Pro-CT -----                                                                                                                                    | 61 |
| 5.1.2. Fantoma për testin e qëndrueshmërisë (constancy test) -----                                                                                             | 62 |
| 5.1.3. Fantoma CTDI -----                                                                                                                                      | 62 |
| 5.2. ELEKTROMETRI DIADOS E - DOZIMETËR DIAGNOSTIK -----                                                                                                        | 63 |
| 5.2.1. Karakteristikat e aparatit DIADOS E -----                                                                                                               | 64 |
| 5.3. DHOMA JONIZUESE TIP PTW T30009 -----                                                                                                                      | 65 |
| 5.3.1. Karakteristikat e dhomës jonizuese tip T30009 -----                                                                                                     | 66 |
| 5.4. PAJISJA NOMEX MULTIMETËR -----                                                                                                                            | 68 |
| 5.4.1. Pjesët përbërëse dhe kalibrimi i pajisjes NOMEX Multimetër -----                                                                                        | 68 |
| 5.4.2. Funksionalizimi dhe vendosja për matje -----                                                                                                            | 69 |
| 5.4.3. Rregullimi automatik i pajisjes NOMEX Multimetër -----                                                                                                  | 69 |
| 5.4.4. Karakteristikat e programit NOMEX -----                                                                                                                 | 70 |
| 5.4.5. Karakteristikat e saktësisë së matjeve me NOMEX Multimetër -----                                                                                        | 71 |
| 5.5. PËRDORIMI I FILMAVE GAFKROMIK PËR PËRCAKTIMIN E TRASHËSISË SË SHITESËS -----                                                                              | 71 |
| 5.6. METODA E MATJEVE TË CTDI <sub>ajër</sub> , CTDI <sub>100</sub> , DHE E LLOGARITJES SË CTDI <sub>w</sub> NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR ----- | 73 |
| 5.6.1. Metoda e matjes së CTDI <sub>ajër</sub> -----                                                                                                           | 73 |
| 5.6.2. Metoda e matjes së CTDI <sub>ajër</sub> me vlera të ndryshueshme të tensionit në tub (kV) dhe vlerë të fiksuar të kolimitit të tufës (10 mm) -----      | 73 |
| 5.6.3. Metoda e matjes së CTDI <sub>ajër</sub> me vlera të ndryshueshme të kolimitit të tufës dhe tension të pandryshuar në tub (kV) -----                     | 74 |
| 5.7. METODA E MATJES SË CTDI <sub>100</sub> DHE LLOGARITJES SË CTDI <sub>w</sub> -----                                                                         | 75 |

## Kapitulli VI

|                                                                                             |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>REZULTATET DHE DISKUTIMET</b> -----                                                      | 78  |
| 6.1. ZGJEDHJA E PROTOKOLLEVE PËR TRAJTIMET NË APARATET CT -----                             | 79  |
| 6.2. REZULTATET E MATJEVE TË PARAMETRAVE TË CILËSISË SË IMAZHEVE NË APARATET CT -----       | 81  |
| 6.3. REZULTATET E MATJEVE TË CTDI <sub>ajër</sub> -----                                     | 91  |
| 6.4. REZULTATET E MATJEVE TË CTDI <sub>100</sub> DHE LLOGARITJES SË CTDI <sub>w</sub> ----- | 96  |
| 6.5. KRAHASIMI ME REZULTATET E STUDIMEVE TË TJERA -----                                     | 103 |
| 6.6. LLOGARITJA E DOZËS EFEKTIVE TË PACIENTËVE -----                                        | 105 |
| 6.6.1. Llogaritja e dozës efektive sipas programit CT Expo -----                            | 105 |

|        |                                                                                    |         |
|--------|------------------------------------------------------------------------------------|---------|
| 6.7.   | REZULTATET E MATJEVE TË ELEMENTEVE BAZË NË SISTEMIN E KONTROLLIT TË CILËSISË ----- | 107     |
| 6.7.1. | Saktësia e tensionit të zbatuar dhe e përsëritjes së tensionit-----                | 107     |
| 6.7.2  | Koha e ekspozimit -----                                                            | 109     |
| 6.8.   | ANALIZA E TË DHËNAVE -----                                                         | 111     |
|        | <br><b>PËRFUNDIME</b> -----                                                        | <br>114 |
|        | <br><b>REKOMANDIME</b> -----                                                       | <br>116 |
|        | <br><b>REFERENCAT</b> -----                                                        | <br>118 |
|        | <br><b>AKTIVITETI BOTUES</b> -----                                                 | <br>123 |
|        | <br><b>ANEKSI 1</b> -----                                                          | <br>124 |
|        | <br><b>ANEKSI 2</b> -----                                                          | <br>126 |
|        | <br><b>BIOGRAFI</b> -----                                                          | <br>140 |

## LISTA E TABELAVE

|              |                                                                                                                                                                             |     |
|--------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabela 1.1.  | Vlerat e faktorit ponderues sipas llojit të rrezatimit $w_r$ -----                                                                                                          | 9   |
| Tabela 1.2.  | Vlerat e faktorit ponderues të indeve $w_T$ -----                                                                                                                           | 10  |
| Tabela 1.3.  | Efektet dëmtuese të rrezatimeve në varësi të dozës -----                                                                                                                    | 13  |
| Tabela 2.1.  | Vlerat kufi të standardeve për mbrojtjen nga rrezatimet -----                                                                                                               | 21  |
| Tabela 2.2.  | Nivelet udhëzuese të dozave në radiodiagnostikë -----                                                                                                                       | 22  |
| Tabela 3.1.  | Metodat e ndryshme të zgjedhura nga prodhuesit e sistemeve të AEC -----                                                                                                     | 41  |
| Tabela 3.2.  | Shpërndarja e aparateve CT në varësi të prodhuesit dhe numrit të shtresave                                                                                                  | 44  |
| Tabela 3.3.  | Shpërndarja e aparateve CT në sektorin publik dhe privat sipas rajoneve----                                                                                                 | 44  |
| Tabela 3.4.  | Të dhënat e përgjithshme për qendrat diagnostike dhe llojet e aparateve CT                                                                                                  | 45  |
| Tabela 4.1.  | Llojet e testeve të cilësisë së imazheve në aparatet CT dhe kriteret e pranimi                                                                                              | 47  |
| Tabela 4.2.  | Dozat efektive të normalizuara sipas DLP për pacientë të rritur dhe pediatrikë -----                                                                                        | 58  |
| Tabela 6.1.  | Rezultatet e matjeve të gjerësisë së shtresës në aparatet CT të instaluar në qendra të ndryshme diagnostike-----                                                            | 80  |
| Tabela 6.2.  | Tabela e vlerësimit të artefakteve të dukshme në imazhet e gjeneruara nga aparatet CT në qendra të ndryshme diagnostike -----                                               | 82  |
| Tabela 6.3.  | Rezultatet e matjeve të deformimit të imazhit rrethor -----                                                                                                                 | 83  |
| Tabela 6.4.  | Rezultatet e matjeve të zhurmës së imazheve në aparatet CT -----                                                                                                            | 84  |
| Tabela 6.5.  | Rezultatet e matjeve të homogjenitetit të numrit CT, në imazhet e aparateve CT -----                                                                                        | 86  |
| Tabela 6.6.  | Rezultatet e matjeve të rezolucionit hapësinor në imazhet e aparateve CT --                                                                                                 | 88  |
| Tabela 6.7.  | Rezultatet e matjeve të kontrastit në imazhet e aparateve CT -----                                                                                                          | 89  |
| Tabela 6.8.  | Rezultatet e matjeve të $CTDI_{ajër}$ për vlera të ndryshme të tensionit në tub (kV) dhe vlerë të fiksuar të kolimitit të tufës (10 mm) -----                               | 91  |
| Tabela 6.9.  | Rezultatet e matjeve të $CTDI_{ajër}$ për vlera të ndryshme të kolimitit të tufës (nga 0.6 deri 10 mm) dhe me tension të pandryshuar në tub (kV) -----                      | 95  |
| Tabela 6.10. | Ndryshimi në % ndërmjet vlerave të llogaritura të $CTDI_{vol}$ dhe atyre të shfaqura në monitor -----                                                                       | 96  |
| Tabela 6.11. | Vlerat mesatare të $CTDI_{vol}$ sipas numrit të shtresave të aparateve CT -----                                                                                             | 98  |
| Tabela 6.12. | Vlerat (min., max., mesatare), rang (max.-min.) dhe shkalla (max./min.) të $CTDI_{vol}$ (mGy) sipas protokollit të ekzaminimit për aparatet CT të përfshirë në studim ----- | 100 |
| Tabela 6.13. | Vlera e mesme (mediana) dhe 3/4 e $CTDI_{vol}$ për protokollet e përfshira në studim -----                                                                                  | 103 |
| Tabela 6.14. | Krahasimi i DRL-ve në termat e $CTDI_{vol}$ (mGy) në vendet evropiane -----                                                                                                 | 104 |
| Tabela 6.15. | Krahasimi i DRL-ve në termat e DLP (mGy $cm^{-1}$ ) në vendet evropiane -----                                                                                               | 104 |
| Tabela 6.16. | Rezultatet e dozave efektive për organe të ndryshme të ekzaminuara me aparatet CT sipas programit CT EXPO v. 2.4-----                                                       | 106 |
| Tabela 6.17. | Shpërndarja e saktësisë së vlerave të tensionit për qendrat e ndryshme----                                                                                                  | 107 |
| Tabela 6.18. | Shpërndarja e saktësisë së kohës së ekspozimit për qendrat e ndryshme----                                                                                                   | 109 |

## LISTA E FIGURAVE

|           |                                                                                                                                                             |    |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig.1.1.  | Ilustrimi figurativ i procesit të fotoefektit -----                                                                                                         | 4  |
| Fig.1.2.  | Ilustrimi figurativ i procesit të efektit të Komptonit -----                                                                                                | 5  |
| Fig.1.3.  | Ilustrimi figurativ i procesit të krijimit të çiftit elektron-pozitron -----                                                                                | 5  |
| Fig.1.4.  | Paraqitja grafike e efekteve stokastike -----                                                                                                               | 12 |
| Fig.1.5.  | Paraqitja grafike e efekteve deterministike -----                                                                                                           | 13 |
| Fig.3.1.  | Spektri i rrezatimit elektromagnetik -----                                                                                                                  | 27 |
| Fig.3.2.  | Skema e tubit të rrezeve X -----                                                                                                                            | 27 |
| Fig.3.3.  | Spektri teorik (vijë e ndërprerë) dhe spektri real (vijë e plotë) i tufës së rrezeve X -----                                                                | 28 |
| Fig.3.4.  | Lidhja ndërmjet dozës së përthithur për njësi të <i>mA.min</i> dhe tensionit të lartë <i>kV</i> -----                                                       | 29 |
| Fig.3.5.  | Sistemi i imazherisë konvencionale me rreze X -----                                                                                                         | 31 |
| Fig.3.6.  | Parimi i funksionimit të aparateve CT : A) gjenerata e parë dhe B) gjenerata e dytë -----                                                                   | 33 |
| Fig.3.7.  | Parimi i funksionimit të aparateve CT : C) gjenerata e tretë dhe D) gjenerata e katërt -----                                                                | 34 |
| Fig.3.8.  | Parimi i funksionimit të aparatit CT spiral -----                                                                                                           | 35 |
| Fig.3.9.  | Ilustrimi skematik i harkut mbajtës të detektorëve për: (a) elemente detektorësh një shtresorë (SSCT) , (b) elemente detektorësh shumëstresorë (MSCT) ----- | 36 |
| Fig.3.10. | Ilustrimi skematik i formimit të imazheve në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar -----                                                                 | 37 |
| Fig.3.11. | Shpërndarja e dozës në trupin e pacientit: (a) në radiografinë standarde, dhe (b) në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar -----                         | 38 |
| Fig.3.12. | Grafiku i shpërndarjes në përqindje: a) për aparatet CT një dhe shumëstresorë, b) për shpërndarjen sipas viteve të instalimit -----                         | 43 |
| Fig.4.1.  | Shembuj të shfaqjes së artifakteve: (A) artifakt shtresor, (B) artifakt i lëvizjes, (C dhe D) artifakte unazore (rrethore) -----                            | 49 |
| Fig.4.2.  | Vlerat e numrit CT për dobësim të normalizuar për materiale të ndryshme -----                                                                               | 50 |
| Fig.4.3.  | Profili i dozës së rrezatimeve në aparatet CT -----                                                                                                         | 52 |
| Fig.4.4.  | Paraqitja skematike e matjes së një profili doze -----                                                                                                      | 53 |
| Fig.4.5.  | Pajisjet bazë për matjen e CTDI -----                                                                                                                       | 54 |
| Fig.4.6.  | Paraqitja skematike e mënyrës spirale të skanimit -----                                                                                                     | 55 |
| Fig.4.7.  | Profilet e dozës mesatare në skanim të shumëfishtë (MSAD) -----                                                                                             | 56 |
| Fig.4.8.  | Varësia e cilësisë së imazhit diagnostikues nga intensiteti i rrymës -----                                                                                  | 59 |
| Fig.5.1.  | Fantoma Pro-CT -----                                                                                                                                        | 62 |
| Fig.5.2.  | Fantomat standarde të prodhuesve të aparateve CT -----                                                                                                      | 62 |
| Fig.5.3.  | Fantoma standarde CTDI (materiali PMMA) -----                                                                                                               | 63 |
| Fig.5.4.  | Elektrometri DIADOS E -----                                                                                                                                 | 63 |



|           |                                                                                                                   |     |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Fig.5.5.  | Dhoma jonizuese tip PTW T30009 -----                                                                              | 66  |
| Fig.5.6.  | Pajisja NOMEX Multimetër -----                                                                                    | 68  |
| Fig.5.7.  | Pozicionimi i pajisjes NOMEX Multimetër -----                                                                     | 69  |
| Fig.5.8.  | Ekrani i modifikuar dhe radhitja e parametrave -----                                                              | 70  |
| Fig.5.9.  | Zgjedhja e rezultateve për njehsimet statistikore-----                                                            | 71  |
| Fig.5.10. | Shiriti i filmit GAFCHROMIC XR-CT2 -----                                                                          | 72  |
| Fig.5.11. | Pozicionimi i dhomës jonizuese (PTW T30009) në qendër të fantomës PMMA ---                                        | 73  |
| Fig.5.12. | Pozicionimi i fantomës PMMA me diametër 16 cm -----                                                               | 75  |
| Fig.5.13. | Pozicionimi i fantomës në shtratin e pacientit, në afërsi të gantrit -----                                        | 76  |
| Fig.6.1.  | Shpërndarja e rezultateve të matjeve të gjerësisë së shtresës -----                                               | 81  |
| Fig.6.2.  | Ilustrimi figurativ i skanimit të modulit të homogjenitetit (fantoma Pro-CT ) -----                               | 83  |
| Fig.6.3.  | Rezultatet e matjeve të zhurmës së imazheve në aparatet CT -----                                                  | 85  |
| Fig.6.4.  | Matjet e devijimit standard të numrit CT në zonat e interesit (ROI) -----                                         | 87  |
| Fig.6.5.  | Ilustrimi figurativ i matjes së rezolucionit hapësinor në fantomën Pro-CT -----                                   | 88  |
| Fig.6.6.  | Ilustrimi figurativ i skanimit të modulit me kontrast të lartë (fantoma Pro-CT ) ---                              | 90  |
| Fig.6.7.  | Raporti dozë/intensitet rryme për vlera të ndryshme tensioni -----                                                | 94  |
| Fig.6.8.  | Dozat e pacientëve ( <i>mGy</i> ) për ekzaminime me protokolle të ndryshme në varësi të numrit të shtresave ----- | 99  |
| Fig.6.9.  | Shpërndarja e CTDI <sub>vol</sub> për protokoll: HeadSeq. (Adult) -----                                           | 101 |
| Fig.6.10. | Shpërndarja e CTDI <sub>vol</sub> për protokoll: InnerEarSeq. (Adult) -----                                       | 101 |
| Fig.6.11. | Shpërndarja e CTDI <sub>vol</sub> për protokoll: SpineSeq. (Adult) -----                                          | 101 |
| Fig.6.12. | Shpërndarja e CTDI <sub>vol</sub> për protokoll: ThoraxHRSeq. (Adult) -----                                       | 101 |
| Fig.6.13. | Shpërndarja e CTDI <sub>vol</sub> për protokoll: AbdomenSeq. (Adult) -----                                        | 102 |
| Fig.6.14. | Shpërndarja e CTDI <sub>vol</sub> për protokoll: ThoraxHRSeq. (Child) -----                                       | 102 |
| Fig.6.15. | Faqja startuese e programit CT Expo v.2.4 me katër module aplikative-----                                         | 105 |

**LISTA E SHKURTIMEVE**

AAPM – Shoqata Amerikane e Fizikanëve Mjekësorë  
ACR – Kolegji Amerikan i Radiologjisë  
AEC – Kontrolli Automatik i Ekspozimit  
Al – Alumin, element kimik.  
ALARA – Parimi i optimizimit të mbrojtjes nga rrezatimet  
CNR – Shkalla e kontrastit në zhurmë  
CT ose TK – Tomografia e Kompjuterizuar  
CTDI – Indeksi i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar  
CTDI<sub>100</sub> – Indeksi i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar për gjatësi 100 mm të dhomës së jonizuar  
CTDI<sub>w</sub> – Indeksi i Ponderuar i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar  
CTDI<sub>vol</sub> – Indeksi Vëllimor i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar  
DLP – Produkti dozë-gjatësi  
DRL – Nivelet udhëzuese të dozave  
E – Doza efektive  
ESD – Doza Hyrëse Sipërfaqësore  
FDA – Administrata për Ushqim dhe Barna  
GE – General Elektrik  
HU – Njësi Hounsfield (sipas shkencëtarit Britanik Godfrey Hounsfield)  
HVL – Shtresa e gjysmëtrashësisë  
IAEA – Agjencia Ndërkombëtare e Energjisë Atomike  
IEC – Komisioni Ndërkombëtar Elektroteknik  
ICRU – Komisioni Ndërkombëtar i Njësive të Rrezatimit dhe Matjeve  
ICRP – Komisioni Ndërkombëtar i Mbrojtje nga Rrezatimi  
IPEM – Instituti i Fizikës dhe Inxhinierisë në Mjekësi  
ISO – Organizata Ndërkombëtare për Standardizim  
K<sub>a</sub> – Kerma-ajër  
kVp – Kilovolt (njësi e tensionit elektrik)  
LAT – Lateral (Anësor)  
mA – miliamper  
mAs – miliamper-sekondë,  
MTF – Funkcioni i Transferimit të Modulimit

PMMA – Polimetilmetakrilat

PTW-FREIBURG – Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH

QA – Sigurimi i cilësisë

QC – Kontrolli i cilësisë

QD – Qendra Diagnostike

SNR – Shkalla e sinjalit të zhurmës

UNSCEAR – Komiteti Shkencor i Kombeve të Bashkuara për Efektet e Rrezatimit Atomik

WHO – Organizata Botërore e Shëndetësisë

Window level (WL) - “Niveli i dritares”

Window width (WW) - “Gjerësia e dritares”

## *DEDIKIM*

*... Në shenjë respekti dhe mirënjohjeje, këtë punim ia dedikoj familjes sime ...*

## FALËNDERIM

Falënderoj dhe i shpreh respekt e mirënjohje të veçantë, udhëheqësit tim shkencor Prof.Dr.Kostandin DOLLANI, i cili me dashamirësinë dhe përkushtimin e tij shkencor dhe personal, ishte bashkëudhëtar im frymëzues dhe këshillues për realizimin dhe finalizimin me sukses të këtij punimi.

Po ashtu, falënderoj me mirënjohje dhe respekt, të gjithë stafin akademik të Fakultetit të Inxhinierisë Matematike dhe Inxhinierisë Fizike të Universitetit Politeknik të Tiranës, për kontributin e tij profesional dhe shkencor gjatë gjithë kohës së studimeve të doktoraturës.

Falënderim dhe mirënjohje dua t’u shpreh, po ashtu kolegëve të Institutit të Mjekësisë së Punës në Obiliq, në veçanti Dr.sc. Gëzim HODOLLI dhe kolegëve të Klinikës së Onkologjisë të Qendrës Klinike Universitare në Prishtinë, me të cilët kemi shkëmbyer përvojë dhe mendime të vlefshme që kanë kontribut të çmuar në këtë studim.

Mirënjohje të veçantë u dedikoj edhe miqve të mi, Z.Ardian UKELLI dhe Z.Mustafë MAZREKAJ, për mbështetjen e tyre të pakursyer.

Pjesa dërmuese e punës eksperimentale për këtë punim, është bërë e mundur nga kryerja e matjeve në qendrat diagnostike të Kosovës, ku janë të instaluar aparatet CT. Drejtorëve dhe gjithë stafit punonjës në këto qendra, u jam mirënjohës për bashkëpunimin dhe kohën e ofruar për kryerjen e matjeve dhe analizave të nevojshme.

Në fund, por jo edhe nga rëndësia, një falënderim të veçantë shpreh për familjen time, të cilët me mirëkuptimin, inkurajimin dhe mbështetjen e tyre të gjithanshme, më kanë qëndruar pranë, duke më lehtësuar punën time studimore nëpërmjet sakrificës dhe mirëkuptimit.

Faleminderit të gjithëve që ndihmuan për përfundimin e këtij hapi të rëndësishëm në jetën time!

Sehadi!

## PËRMBLEDHJE

Në këtë studim janë trajtuar probleme të kontrollit të cilësisë (QC) dhe të ekspozimeve mjekësore për sistemet e tomogafisë së kompjuterizuar (CT) që funksionojnë në territorin e Kosovës. Për këtë qëllim janë ndërmarrë hulumtime dhe janë kryer matje të ndryshme në aparatet CT për kryerjen e testeve të QC dhe për kryerjen e matjeve për ekspozimet mjekësore të pacientëve, që i janë nënshtruar procedurave të ndryshme diagnostikuese në këto aparate.

Punimi është kryer në qendra të ndryshme diagnostikuese publike dhe private të pajisura me aparate CT që mbulojnë thuajse të gjithë territorin e Kosovës. Studimi ka pasur si qëllim të pari kryerjen e kontrollit të cilësisë së pajisjeve mjekësore që janë marrë në studim për mirëfunksionimin e këtyre pajisjeve. Qëllimi i dytë i studimit ka konsistuar në matjen dhe vlerësimin e dozave të ekspozimeve mjekësore të pacientëve që janë diagnostikuar me aparatet CT, si dhe në optimizimin e këtyre dozave nëpërmjet fitimit të imazheve cilësore duke përdorur doza sa më të vogla të pacientët. Të dhënat që janë paraqitur në këtë studim, kanë evidentuar gjendjen funksionale të aparateve të tomogafisë së kompjuterizuar dhe nivelet aktuale të ekspozimeve mjekësore për lloje të ndryshme aparatësh CT dhe për procedura të ndryshme diagnostikuese. Gjithashtu këto të dhëna do të shërbejnë si një bazë modeste të dhënash fillestare për testet e kryera dhe për ekspozimet mjekësore në territorin e Kosovës.

**Fjalë kyçe:** Rreze X, tomografi e kompjuterizuar (CT), kontrolli i cilësisë (QC), ekspozime mjekësore, optimizim i rrezatimeve.

## **ABSTRACT**

In present study are treated problems of quality control (QC) as well medical exposures for the system of computed tomography (CT) which are in functioning in the territory of Kosovo. To achieve this goal are undertaken researches and are performed different measurements in CT scanners for QC testing and measuring of the medical exposures of patients, who are passed through different diagnostic procedures with CT scanners.

This work is performed in different public and private diagnostic centres which possess CT scanners and cover, almost all Kosovo territory. The aim of this study consisted firstly in the performing of quality control of medical installations which are studied and the assessment of performed of measuring for well functioning of supervised medical devices. The second goal of the study has been the measuring and assessment of doses from CT medical exposures as well the optimisation of the mentioned doses through getting of quality images by low doses of the patients. The data presented in this study have put in evidence actual levels of CT medical exposures for different CT scanners and examinations procedures. Also they will serve as an initial modest database for performed tests as well for CT medical exposures in Kosovo territory.

**Key words:** X ray, computed tomography (CT), quality control (QC), medical exposures, radiation optimisation.

## HYRJE

Rrezatimet jonizuese u përdorën për herë të parë në mjekësi në fundin e shekullit të 19-të, si rezultat i zbulimit të rrezeve X nga W. Röntgen, duke formuar kështu radiologjinë mjekësore. Radiologjia mjekësore gjatë më shumë se një shekulli ka gjetur zbatime në rritje dhe në ditët tona është afirmuar si një mjet shumë i rëndësishëm dhe efikas në diagnostikën dhe terapinë mjekësore. Radiologjia mjekësore ndahet në radiologjinë diagnostikuese, mjekësinë bërthamore dhe radioterapinë. Nga tri kategoritë e mësipërme përdorimi më i gjerë i takon radiologjisë diagnostikuese ose imazherisë me rreze X, ku përhapjen më të madhe e kanë radiografia me film dhe fluoroskopia. Në radiografinë me film tufa e rrezeve X, pas kalimit nëpër trupin e pacientit, prodhon një imazh në filmin e vendosur në kasetën e posaçme përforcuese. Nga ana tjetër fluoroskopia siguron një imazh në kohë reale, ku tufa e rrezeve X pas kalimit nëpër trupin e pacientit, kapet nga përforcuesit elektronik të imazhit, të cilët e shfaqin atë në një ekran (monitor).

Në vitin 1972 radiologjia diagnostikuese u ngrit në një stad të ri cilësor me zhvillimin e tomografisë së kompjuterizuar (CT). Në sistemin CT përdoret një burim i rrezeve X, që rrotullohet rreth pacientit të pozicionuar në qendër. Tufa e rrezeve X gjatë rrotullimit, pasi përshkon pacientin, bie në një sistem detektorësh të lidhur me burimin e rrezeve X. Këta të fundit i dërgojnë impulsset në një kompjuter, i cili rikonstrukton me cilësi të lartë imazhet shtresore të organeve të pacientit. Zhvillimet teknologjike në këtë fushë si p.sh. skanimi helikal ose spiral, skanimi shumëstresor dhe fluoroskopia CT, kanë përmirësuar në mënyrë të ndjeshme shpejtësinë e procesit diagnostikues dhe cilësinë e imazheve duke mbështetur dhe nxitur një zhvillim të qëndrueshëm në fushën e tomografisë së kompjuterizuar.

Përhapja e gjerë e radiologjisë diagnostikuese përbën në vetvete një burim tepër të rëndësishëm për ekspozimin e pacientëve ndaj rrezatimeve, të cilat emërtohen “ekspozime mjekësore”. Ekspozimet mjekësore janë procedurat diagnostikuese ose terapeutike me rrezatime që kryhen te pacientët si pjesë e trajtimit të tyre mjekësor, te personat që ndihmojnë pacientët ose personat vullnetarë, që përfshihen në kërkime biologjike me rrezatime. Sipas statistikave, numri i diagnostikimeve me rreze X në shkallë botërore ka arritur në 4 miliard në vitin 2010 dhe ky numër është në rritje të vazhdueshme. Duke iu referuar dozave për frymë nga ekspozimet mjekësore, në shkallë botërore ato kanë një rritje prej gati dy herësh në periudhën 1990 – 2010.

Duke mbajtur parasysh efektet dëmtuese të rrezatimeve, qoftë edhe për doza të vogla (induktimi i sëmundjeve malinje, efektet hereditare), merr një rëndësi të posaçme mbrojtja e pacientëve nga ekspozimet mjekësore. Për arritjen e këtij qëllimi përcaktohen dy hapa: i pari konsiston në



vendosjen e disa standardeve për ekspozimet mjekësore dhe i dyti në kontrollin për zbatimin e këtyre standardeve gjatë procedurave diagnostikuese dhe terapeutike. Në këtë kuadër merr një rëndësi të veçantë monitorimi i ekspozimeve mjekësore dhe në veçanti i atyre procedurave që janë më të përhapura ose që krijojnë te pacientët doza të larta. Të tilla janë ekspozimet mjekësore që kryhen me aparatet CT, ku dozat janë disa herë më të larta nga ato të radiografisë dhe fluoroskopisë së zakonshme. Po ashtu rëndësi merr edhe përcaktimi i rrugëve për zvogëlimin sa më të mundshëm të dozave nga këto ekspozime duke ruajtur kurdoherë cilësinë e imazhit. Zvogëlimi i dozave është me rëndësi të veçantë sidomos për pacientët e moshave të reja, te të cilët mundësia e shfaqjes së efekteve stokastike është më e madhe se te pacientët e rritur. Rëndësi merr gjithashtu kontrolli sistematik i aparateve CT për funksionimin e tyre sipas parametrave optimalë. Kjo realizohet nëpërmjet zbatimit të një seri matjesh ndaj aparateve CT që përbëjnë testet e kontrollit të cilësisë (Quality Control - QC) dhe të sigurimit të cilësisë (Quality Assurance - QA).

Ka qenë kjo arsyeja e ndërmarrjes së një studimi të tillë të posaçëm për testet e QC dhe për ekspozimet mjekësore të aparateve CT në Kosovë, ku deri tani nuk ka pasur studime të tilla. Studimi konsiston në kryerjen e matjes së parametrave të ndryshëm që kushtëzojnë mirëfunksionimin e punës së aparateve CT dhe të dozave nga ekspozimet mjekësore. Kjo është arritur duke përdorur metoda dhe aparatura bashkëkohore, si dhe duke gjetur rrugët e mundshme për zvogëlimin e ekspozimeve mjekësore duke mbajtur parasysht efektet e tyre dëmtoese në shëndetin e publikut.

## KAPITULLI I

### RREZATIMET JONIZUESE DHE KONCEPTET THEMELORE DOZIMETRIKE

#### 1.1. LLOJET E RREZATIMEVE JONIZUESE

Rrezatimi përkufizohet si përhapje e energjisë nëpër një lëndë apo mjedis të caktuar. Disa lloje të rrezatimeve, njeriu mund t'i ndjejë përmes shqisave, sikurse janë nxehtësia apo drita e dukshme. Ndërkohë një numër i konsiderueshëm llojesh të rrezatimeve nuk janë të ndjeshme përmes shqisave, përfshirë këtu edhe rrezet X.

Rrezatimi për nga aftësia e shkaktimit të ndryshimeve në nivelin atomik të materies, klasifikohet në dy grupe: *rrezatim jonizues* dhe *rrezatim jojonizues*. Ky klasifikim kushtëzohet nga vlera e energjisë që zotëron rrezatimi gjatë përhapjes apo kalimit në materie, për të mundësuar prishjen e lidhjeve kimike apo largimin e elektroneve nga atomet përbërëse të materies. Largimi i elektroneve nga atomet e materies, krijon jone pozitive dhe jone negative, duke ndryshuar vetitë fizike dhe kimike të atomeve të materies. Në rastin e kalimit të rrezatimit nëpër organizmat e gjalla, ndryshimeve të mësipërme i shtohen edhe ndryshimet biologjike.

Nga pikëpamja e bashkëveprimit me lëndën, rrezatimi jonizues ndahet në dy kategori [1]:

*Rrezatimi direkt jonizues*, i cili nënkupton një tufë grimcash në lëvizje të ngarkuara elektrikisht, të cilat si rezultat i bashkëveprimit elektrostatisht, ia transmetojnë energjinë e tyre lëndës. Kalimi i energjisë nga grimcat e ngarkuara tek atomet e lëndës, varet nga masa e grimcës së ngarkuar në lëvizje ku mund të dallohen grimcat e rënda (alfa, proton etj.) dhe ato të lehta (elektron, pozitron).

*Rrezatimi indirekt jonizues*, i cili nga pikëpamja elektrike është neutral, ka aftësinë për t'ia kaluar energjinë e tij lëndës nëpërmjet proceseve të ndryshme bashkëvepruese. Në këtë kategori hyjnë rrezatimi elektromagnetik (gama dhe X) dhe rrezatimi neutronik, ndonëse mënyrat e bashkëveprimit të këtyre rrezatimeve me lëndën janë të ndryshme.

#### 1.2. PROCESET E BASHKËVEPRIMIT TË RREZATIMIT ME LËNDËN

Dobësimi i intensitetit të rrezatimit, pas kalimit nëpër një lëndë, realizohet me anë të proceseve të përthithjes dhe të shpërhapjes së rrezatimit nga atomet dhe molekulat e lëndës. Për energji të fotoneve nga 10 keV deri 20 MeV (që shfrytëzohen në radiodiagnostikë dhe radioterapi), ky dobësim bëhet zakonisht me anë të tre proceseve që janë: efekti fotoelektrik (fotoefekti), efekti i Komptonit dhe krijimi i çifteve elektron-pozitron [2].

### 1.2.1. Efekti fotoelektrik

Efekti fotoelektrik është procesi mbizotërues i bashkëveprimit të rrezatimit me energji të vogël ( $<100 \text{ keV}$ ) me lëndën. Gjatë këtij procesi e gjithë energjia e fotonit i transmetohet një elektroni të lidhur me atomin, i cili shkëputet nga atomi.

Elektroni nën veprimin e fotonit me energji  $E = h\nu$ , shkëputet nga atomi dhe fiton një energji kinetike  $E_k$  (Fig. 1.1). Procesi i efektit fotoelektrik mund të paraqitet nëpërmjet relacionit të mëposhtëm:

$$E_k = h\nu - A \quad 1.1$$

ku  $A$  – paraqet energjinë e lidhjes së elektronit në atom.

Gjatë plotësimit të shtresës së brendshme atomike çlirohen fotone në formën e një rrezatimi  $X$  karakteristik. Elektroni që shkëputet nga atomi lëviz në një drejtim të ndryshëm, në lidhje me drejtimin e rrezatimit rënës.

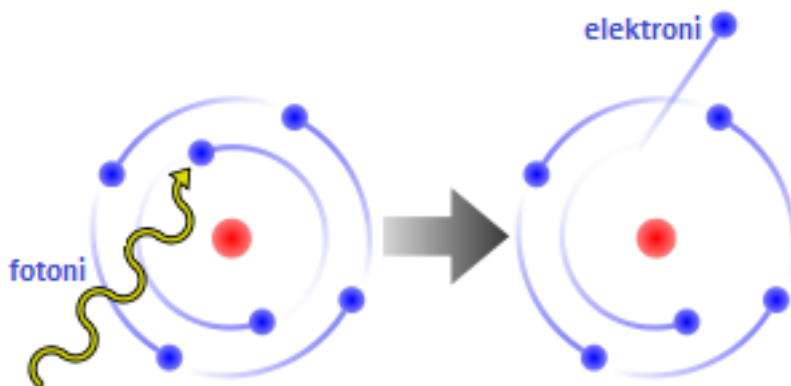


Fig 1.1. Ilustrimi figurativ i procesit të fotoefektit

Probabiliteti për shkëputjen e një elektroni gjatë procesit të efektit fotoelektrik është në përpjesëtim të drejtë me fuqinë e katërt të numrit atomik të elementit ( $Z^4$ ) dhe në përpjesëtim të zhdrejtë me fuqinë e tretë të energjisë së fotonit ( $E^3$ ). Kjo do të thotë se efekti fotoelektrik pritet të ndodhë me përparësi për rrezatimet me energji të vogla dhe për materiale me numër të madh atomik.

### 1.2.2. Efekti i Komptonit

Efekti i Komptonit bazohet në ndryshimin e frekuencës dhe drejtimit të fotoneve rënëse, pas bashkëveprimit të tyre me elektronet e lidhura dobët me atomet (elektronet e lira).

Bashkëveprimi mes fotonit dhe elektronit të lirë është elastik dhe për të vlen ligji për ruajtjen e energjisë dhe impulsit. Për shkak të bashkëveprimit, elektroni i lirë fiton një shpejtësi të caktuar,

përkatesisht energji dhe impuls të caktuar. Ndërkohë fotoni që lind nga ky bashkëveprim (fotoni i shpërhapur) ndryshon drejtimin e lëvizjes dhe e ka energjinë më të vogël se fotoni fillestar (Fig. 1.2).

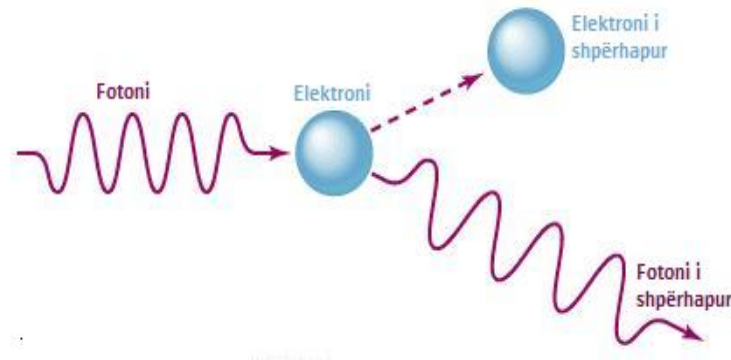


Fig.1.2. Ilustrimi figurativ i procesit të Efektit të Komptonit

Sipas Komptonit, një proces i tillë ndodh për shkak të shfaqjes së natyrës korpuskulare të rrezatimit elektromagnetik, dhe me këtë efekt vërtetohet hipoteza e Ajnshtajnit mbi natyrën valore-korpuskulare të dritës, pra të rrezatimit elektromagnetik. Veprimi i valës elektromagnetike me elektronin duhet të trajtohet si ndeshje e fotonit me energji  $h\nu$  dhe sasi të lëvizjes (impulsit)

$$p = \frac{h\nu}{c} \text{ me një elektron të lirë [3].}$$

### 1.2.3. Efekti i prodhimit të çiftit elektron-pozitron

Prodhimi i çiftit elektron-pozitron është fenomeni i krijimit të këtij çifti nga një foton me një energji të caktuar në fushën e një bërthame atomike. Në këtë bashkëveprim ndodh transformimi i energjisë së fotonit në një çift elektron-pozitron, pra materializimi i rrezatimit elektromagnetik në dy grimca me masa të njëjta dhe ngarkesa elektrike të kundërta.

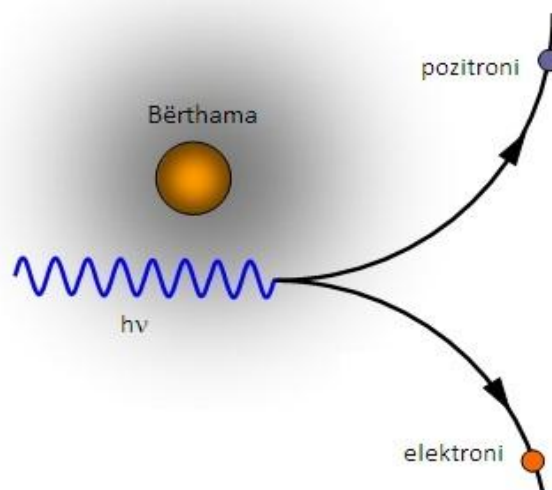


Fig.1.3. Ilustrimi figurativ i procesit të krijimit të çiftit elektron-pozitron.

Sipas relacionit të njohur të Ajnshtajnit mes energjisë dhe masës ( $E=mc^2$ ), elektronit ose pozitronit i përgjigjet energjia prej  $0.51 \text{ MeV}$ . Në këtë mënyrë për krijimin e çiftit elektron-pozitron, fotoni duhet të ketë energji  $E$  të barabartë ose më të madhe se:

$$E \geq 2 m \cdot c^2 = 2 \cdot 0.51 \text{ MeV} = 1.02 \text{ MeV}. \quad 1.2$$

Pozitroni që formohet në këtë rast nuk është jetëgjatë. Thua se menjëherë pas formimit të tij, ai bashkohet me një elektron dhe të dy grimcat i nënshtrohen procesit të anihilimit (“zhdukjes”) duke krijuar dy fotone me energji  $0.51 \text{ MeV}$  secila, që lëvizin në kahje të kundërta.

### 1.3. KONCEPTET THEMELORE DOZIMETRIKE

Energjia që zotërojnë rrezatimet jonizuese (përfshirë rrezet  $X$  dhe gama) si rezultat i bashkëveprimit me atomet dhe molekulat e lëndës, i trasmetohet pjesërisht kësaj të fundit. Energjia e rrezatimit që i trasmetohet lëndës, është shkak i fillimit të transformimeve fizike, kimike dhe biologjike që ndodhin në të. Si rezultat i bashkëveprimit të rrezatimeve një pjesë e energjisë së rrezatimit transformohet në energji kinetike të grimcave të ngarkuara dhe pjesa tjetër në energji të një rrezatimi sekondar elektromagnetik [4]. Dobësimi i rrezatimit gama në lëndë kryhet sipas një ligji eksponencial që jepet nga lidhja e mëposhtme:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad 1.3$$

ku:  $I$  dhe  $I_0$  janë përkatësisht intensitetet e rrezatimit para dhe pas kalimit të një materiali me trashësi  $x$ , kurse  $\mu$  është koeficienti linear i dobësimit të rrezatimit në material.

Koeficienti linear i dobësimit të rrezatimit  $X$  në lëndë  $\mu$  paraqitet si shumë e dy koeficientëve:

$$\mu = \mu_k + \mu_r \quad 1.4$$

ku:  $\mu_k$  është pjesa e koeficientit linear të dobësimit që përcakton transformimin e energjisë së rrezatimit në energji kinetike të elektroneve të lëndës, dhe  $\mu_r$  është pjesa e koeficientit linear të dobësimit, që përcakton transformimin e energjisë së rrezatimit në energji të një rrezatimi sekondar elektromagnetik.

Për dozimetrinë e rrezatimeve jonizuese, rëndësi ka pjesa e koeficientit linear të dobësimit që lidhet me transformimin e energjisë së rrezatimit në energji kinetike të elektroneve të lëndës  $\mu_k$ . Ky koeficient është thua se i pandryshueshëm për një diapazon të gjerë të energjive të rrezatimit që shtrihet në intervalin e energjive nga  $0.1 \text{ MeV}$  deri  $3 \text{ MeV}$ . Energjia e përthithur nga rrezatimet në lëndë përcaktohet si ndryshim ndërmjet shumës së energjive të të gjitha elektroneve që hyjnë dhe që lindin në vëllimin në shqyrtim, dhe shumës së energjive kinetike të elektroneve, që dalin nga ky vëllim:

$$dE = (E_e + E_k) - E_e' \quad 1.5$$

ku:  $E_e$  dhe  $E_e'$  janë përkatësisht, shumat e energjive kinetike të elektroneve që hyjnë dhe që dalin në vëllimin që i nënshtrohet rrezatimit, kurse  $E_k$  është energjia kinetike e elektroneve që lindin brenda këtij vëllimi.

Energjia e përthithur nga rrezatimi në një vëllim të caktuar të lëndës, në rastin më të përgjithshëm nuk është e barabartë me energjinë kinetike të elektroneve që çlirohen nga rrezatimi brenda këtij vëllimi. Kjo ndodh sepse një pjesë e energjisë së elektroneve mund të përthithet në vëllimet fqinje të lëndës. Prej kësaj rrjedh se koeficienti i transmetimit të energjisë së rrezatimit në lëndë  $\mu$ , jo në çdo rast karakterizon energjinë e përthithur të rrezatimit. Ky barazim ka vend vetëm në rastin e përmbushjes së ekuilibrit elektronik.

Më poshtë do të trajtohen konceptet kryesore dozimetrike të rrezatimit dhe njësitë e tyre matëse [5].

### 1.3.1. Doza e përthithur

*Doza e përthithur* është madhësia themelore e dozimetrisë së rrezatimeve dhe shërben për vlerësimin e shkallës së veprimit të rrezatimeve jonizuese në një lëndë. Doza e përthithur shënohet me simbolin  $D$  dhe jepet me raportin e energjisë së transmetuar nga rrezatimet në një element vëllimor të caktuar lënde, me masën e lëndës së caktuar të këtij vëllimi. Në qoftë se në elementin vëllimor të rrezatuar ndodhet masa e lëndës  $dm$  dhe në të është transmetuar energjia mesatare e rrezatimeve e barabartë me  $dE$ , doza e përthithur matematikisht shprehet me relacionin:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad 1.6$$

Njësia matëse e dozës së përthithur në sistemin SI shprehet në xhaul për kilogram ( $J/kg$ ) dhe është emërtuar Grei (Gray-Gy).

Doza e përthithur është një madhësi universale në fushën e dozimetrisë së rrezatimeve, pasi ajo është e vlefshme për çfarëdo lloj rrezatimi dhe çfarëdo lloj lënde. Krahas dozës së përthithur  $D$  përdoret edhe koncepti i fuqisë së dozës së përthithur. Fuqia e dozës së përthithur simbolikisht shënohet me  $D'$  dhe jepet nga raporti i dozës së përthithur  $dD$  me intervalin e kohës  $dt$ , gjatë të cilit është dhënë kjo dozë.

Shprehja matematike e fuqisë së dozës së përthithur është:

$$D' = \frac{dD}{dt} \quad 1.7$$

Njësia matëse e fuqisë së dozës së përthithur është  $J/kg.s$  ose  $Gy/s$ .

### 1.3.2. Doza e ekspozimit

*Doza e ekspozimit* ose thjesht ekspozimi, shërben për të karakterizuar nga ana sasiore shkallën e veprimit të rrezatimit në një lëndë për rrezatimin  $X$  dhe gama dhe bazohet në aftësinë e këtyre rrezatimeve për të jonizuar ajrin [6]. Doza e ekspozimit që shënohet me  $X$ , është raporti i ngarkesës elektrike  $dQ$ , e cila formohet në një vëllim elementar të ajrit, me masën e këtij vëllimi  $dm$ . Shprehja matematike e dozës së ekspozuar është:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 1.8$$

ku:  $dQ$  është vlera e ngarkesës elektrike të joneve të së njëjtës shenjë të prodhuar në ajër nga fotonet në një element vëllimor të ajrit që ka masën  $dm$ . Njësia matëse e dozës së ekspozimit në sistemin SI është kulon për kilogram ( $C/kg$ ). Doza e ekspozimit mund të ekuivalentohet në dozë të përthithur për ajrin, duke ditur ngarkesën elektrike të një joni  $e = 1.6 \cdot 10^{-19} C$  dhe energjinë mesatare për formimin e një çifti jonesh në ajër  $W = 34 eV$ .

Edhe për dozën e ekspozimit futet koncepti i fuqisë së dozës së ekspozimit  $X'$ , që jepet nga shprehja:

$$X' = \frac{dX}{dt} \quad 1.9$$

Njësia matëse e fuqisë së dozës së ekspozimit është  $C/kg.s$  ose  $A/kg$ .

### 1.3.3. Kerma

*Kerma* është një tjetër madhësi dozimetrike që përfaqëson raportin e shumës së energjive kinetike fillestare të grimcave jonizuese, që çlirojnë rrezatimet indirekte jonizuese në një vëllim elementar të caktuar të lëndës, ndaj masës së këtij vëllimi. *Kerma* është shkurtimi i emërimit “Energjia Kinetike e Lëshuar në Material” (Kinetic Energy Relaxed in Material) dhe simbolikisht shënohet me  $K$ :

$$K = \frac{dE}{dm} \quad 1.10$$

Njësia matëse e *Kermës* është e njëjtë me atë të dozës së përthithur ( $J/kg$ ) ose *Grey* ( $Gy$ ), por ndryshimi qëndron në faktin që *Kerma* lidhet me energjinë kinetike fillestare të grimcave jonizuese të çliuara në lëndë nga rrezatimet, ndërkohë që doza e përthithur karakterizon energjinë e përthithur në lëndë nga rrezatimet. Vlera e kermës mund të ndryshojë nga ajo e dozës së përthithur, në varësi të faktit se grimcat jonizuese të krijuara në lëndë e shpenzojnë energjinë e tyre plotësisht brenda vëllimit të lëndës në të cilën ato u krijuan. Në këtë rast, vlera e kermës

është e njëjtë me atë të dozës së përthithur. Nëse energjia shpenzohet pjesërisht brenda vëllimit të lëndës atëherë vlera e kermës do të ishte më madhe se ajo e dozës së përthithur.

Edhe në këtë rast ka kuptim të flitet për fuqi të kermës e cila simbolikisht shënohet  $K'$  dhe përfaqëson raportin e kermës  $dK$  që krijohet gjatë intervalit të kohës  $dt$ .

Shprehja matematikore e fuqisë së kermës është:

$$K' = \frac{dK}{dm} \quad 1.11$$

#### 1.3.4. Doza ekuivalente

Doza ekuivalente  $H$  përcaktohet si produkt i dozës së përthithur me faktorin ponderues të rrezatimeve  $w_r$ . Matematikisht doza ekuivalente shkruhet në trajtën:

$$H = w_r \cdot D \quad 1.12$$

Me faktor ponderues të rrezatimeve  $w_r$ , kuptohet faktori i cili përcakton shkallën e dëmtimit të indeve nga lloje të ndryshme rrezatimesh, për të njëjtën dozë të përthithur prej tyre. Meqenëse faktori ponderues i rrezatimeve nuk ka njësi matëse, doza ekuivalente matet të njëjtën njësi sikurse edhe doza e përthithur, xhaul për kilogram ( $J/kg$ ). Por në ndryshim nga doza e përthithur, e cila shërben për të vlerësuar shkallën e veprimit të rrezatimit në lëndë nga ana energjitike, doza ekuivalente shërben për të vlerësuar shkallën e dëmtimit biologjik të indeve nga rrezatimi jonizues.

Njësia matëse e dozës ekuivalente quhet Sivert (Sv).

Për dozën ekuivalente futet edhe kuptimi i fuqisë së dozës ekuivalente  $H'$ , që është raporti i dozës ekuivalente  $dH$  me intervalin e kohës  $dt$ , brenda së cilës është dhënë kjo dozë:

$$H' = \frac{dH}{dt} \quad 1.13$$

**Tabela 1.1. Vlerat e faktorit ponderues sipas llojit të rrezatimit  $w_r$**

| Lloji i rrezatimit                 | Energjia e rrezatimit | Faktori ponderues $w_r$ |
|------------------------------------|-----------------------|-------------------------|
| Fotonet                            | E të gjitha energjive | 1                       |
| Elektronet dhe mionet              | E të gjitha energjive | 1                       |
| Neutronet                          | < 10 keV              | 5                       |
|                                    | 10 - 100 keV          | 10                      |
|                                    | 100 keV – 2 MeV       | 20                      |
|                                    | 2 – 20 MeV            | 10                      |
|                                    | > 20 MeV              | 5                       |
| Protonet                           | > 2 MeV               | 2                       |
| Grimcat alfa, fragmentet e ndarjes | E të gjitha energjive | 20                      |



### 1.3.5. Doza efektive

Doza efektive  $E$ , karakterizon dëmtimin e të gjithë organizmit si rezultat i rrezitjes së një ose disa indeve [7]. Ajo përcaktohet si shumë e prodhimit të dozës ekuivalente të indeve ose organeve të ekspozuara me faktorin ponderues të indeve  $w_T$ :

$$E = \sum_t w_t \cdot H_t \quad 1.14$$

Vlerat e faktorit ponderues të indeve jepen në tabelën vijuese.

**Tabela 1.2. Vlerat e faktorit ponderues të indeve  $w_T$**

| Organi           | Faktori ponderues i indeve $w_T$ |                   |                     |
|------------------|----------------------------------|-------------------|---------------------|
|                  | ICRP 30, 1979 [8]                | ICRP 60, 1991 [9] | ICRP 103, 2008 [10] |
| Gonadet          | 0.25                             | 0.20              | 0.08                |
| Palca e kuqe     | 0.12                             | 0.12              | 0.12                |
| Zorra e trashë   | /                                | 0.12              | 0.12                |
| Mushkëritë       | 0.12                             | 0.12              | 0.12                |
| Stomaku          | /                                | 0.12              | 0.12                |
| Fshikëza urinare | /                                | 0.05              | 0.12                |
| Gjinjtë          | 0.15                             | 0.05              | 0.04                |
| Mëlçia           | /                                | 0.05              | 0.04                |
| Ezofagu          | /                                | 0.05              | 0.04                |
| Gjendra tiroide  | 0.03                             | 0.05              | 0.04                |
| Lëkura           | /                                | 0.01              | 0.01                |
| Të tjera         | 0.30                             | 0.05              | 0.12                |
| Gjithsej         | 1                                | 1                 | 1                   |

### 1.4. VEPRIMI BIOLOGJIK I RREZATIMEVE

Veprimi i rrezatimeve jonizuese mbi organizmat e gjalla, ishte një nga dukuritë e para të padëshirueshme që u shfaq jo shumë kohë pas zbulimit të rrezeve X dhe zbatimit të tyre në diagnostikimet mjekësore. Të parët që provuan dëmtimet e shkaktuara nga rrezatimet në organizmin e njeriut ishin punëtorët që përgatishnin tubat e rrezeve X. Për shkak të proceseve ekzistuese manuale teknologjike të përgatitjes së këtyre tubave, te punonjesit u shfaqën dëmtime të rënda në fillim të duarve dhe më vonë të krejt organizmit. Këto dëmtime u shfaqën në formën e eritemave të lëkurës, të nekrozës së saj dhe më vonë në shfaqjen e sëmundjeve malinje. Raste të dëmtimeve analoge të rënda pati edhe te përdoruesit e materialeve radioaktive në vende të ndryshme të botës. Këto fakte tërhoqën vëmendjen e shkencëtarëve për veprimet biologjike të rrezatimeve, gjë që u konkretizua me krijimin e Komisionit Ndërkombëtar të Mbrojtjes

Radiologjike në vitin 1928. Hedhja e bombave bërthamore në qytetet e Hiroshimës dhe Nagasakit në vitin 1945 u shoqërua me dëmtime të rënda të njerëzve, të cilat shërbyen për të studiuar dhe hedhur dritë mbi mekanizmat e veprimit të rrezatimeve në organizmat e gjalla.

#### 1.4.1. Veprimi direkt dhe indirekt i rrezatimeve

Ndonëse studimet për sqarimin e veprimit biologjik të rrezatimeve mbi organizmat e gjalla vazhdojnë edhe në ditët tona, pranohet gjerësisht se mekanizmat kryesore nëpërmjet të cilave rrezatimet bashkëveprojnë me qelizat dhe indet janë përcaktuar në mënyrë të qartë [11]. Në themel të këtij veprimi qëndrojnë proceset e ngacmimit dhe jonizimit të atomeve dhe molekulave nga rrezatimet dhe pasojat që sjellin këto dukuri në prishjen e funksionimit të qelizave dhe indeve. Sikurse dihet qelizat përbëhen nga bërthama dhe protoplazma, të mbështjella nga një material me veti osmotike. Në bërthamën e qelizës bëjnë pjesë kromozomet dhe genet, që kanë si element themelor acidin dezoksiribonukleik - *ADN*, kurse në protoplazmën e saj ndodhen organela të vogla si enzimat etj. Rrezatimet jonizuese duke vepruar me elementet përbërëse të qelizës mund të shkaktojnë dëmtime të tilla që pengojnë funksionimin normal të qelizës. Kjo arrihet p.sh. nëpërmjet veprimit në molekulat që përbëjnë organelat, duke ndërprerë funksionimin e tyre ose duke i hequr mbështjellëses vetinë e përshkueshmërisë selektive (osmosës). Rrezatimi nëpërmjet veprimit mbi *ADN* mund të shkaktojë këputje të lidhjeve të bazave purinike (adenine - *A*, citozine - *C*, guanine - *G*, timin - *T*) *A-T* ose *C-G* si dhe të lidhjeve të tjera të geneve. Rrugët e përshkruara më sipër njihen si rrugët e veprimit direkt të rrezatimit mbi qelizat e organizmit. Ndërkohë ekziston edhe një rrugë tjetër e veprimit të rrezatimeve mbi qelizat që quhet veprimi indirekt. Ky veprim lidhet me faktin se rreth 75% e organizmit të njeriut përbëhet nga uji. Nën veprimin e rrezatimeve, molekulat e ujit jonizohen dhe i nënshtrohen procesit të hidrolizimit, pra krijimit të grupeve oksidrele *OH* ose të oksigjenit atomik *O*, të cilat me një emër të përbashkët quhen radikale të lira:



Radikalet e lira kanë veti toksike dhe agresive ndaj qelizave, duke bërë që nën veprimin e tyre qelizat të humbasin funksionimin normal të tyre. Radikalet e lira shfaqen gjatë procesit të rrezatimit të organizmit dhe rikombinohen në molekula normale të ujit mbas mbarimit të rrezatimit, duke e shtrirë veprimin dëmtues në qelizat që ndodhen në fushën e rrezatimit të një organi të dhënë. Por, nga bashkimi i grupeve oksidrele mund të formohet edhe peroksidi i hidrogjenit (uji i oksigjenuar)  $H_2O_2$ , i cili gjithashtu ka veprim agresiv mbi qelizat:



Për më tepër, uji i oksigjenuar duke qenë komponim i qëndrueshëm, dëmton jo vetëm qelizat në afërsi të organit të rrezatuar, por duke migruar në organizëm ai dëmton edhe qeliza që mund të jenë larg organit të rrezitur.

Një qelizë e dëmtuar nga rrezatimi ka tre mënyra të “mbijetesës”. E para: qeliza mund të riparojë dëmtimet e shkaktuara dhe të kthehet në një qelizë normale. E dyta: qeliza si rezultat i dëmtimeve të pësura e ndërpret funksionimin e saj, pra, vdes. Ky proces në mjekësi mban emrin *apoptosis*. E treta: qeliza ndonëse e dëmtuar vazhdon funksionimin e saj, porse tani jo si qelizë normale. Duke vazhduar proceset e ndarjes kjo qelizë ka shumë të ngjarë që të kthehet në një qelizë të huaj, duke u bërë kështu nismëtare për inkuftimin në organizëm të një sëmundjeje tumorale. Është e kuptueshme që veprimet direkte dhe indirekte ndodhin njëkohësisht në organizëm gjatë procesit të rrezatimit. Efektet dëmtuese të rrezatimeve te njeriu ndahen në efekte stokastike (probabilitare) dhe në efekte deterministike (të sigurta) [12].

#### 1.4.2. Efektet stokastike dhe deterministike

*Efektet stokastike* janë efekte që mund të ndodhin ose të mos ndodhin te një organ i rrezitur, pra ekziston një probabilitet i caktuar për shfaqjen e këtij efekti, i cili rritet me rritjen e dozës së rrezatimeve. Efektet stokastike janë efekte pa dozë pragore mbasi shfaqja e tyre fillon nga doza zero e rrezatimeve; në këtë mënyrë efektet stokastike quhen edhe efekte pa prag doze. Duke qenë të tilla dilet në përfundimin se çdo dozë rrezatimi, sado e vogël që mund të jetë, ka një probabilitet të caktuar për shfaqjen e një efekti stokastik.

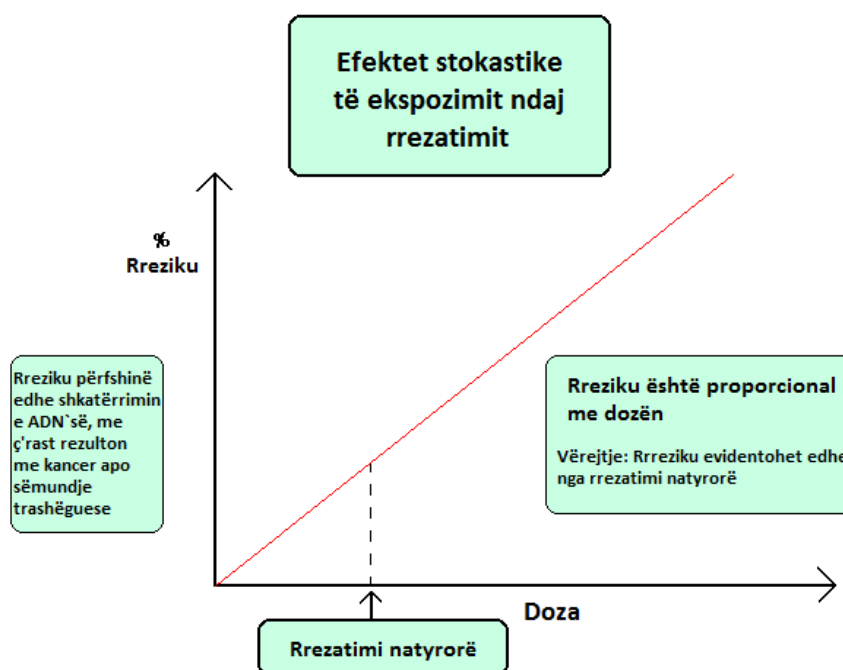


Fig 1.4. Paraqitja grafike e efekteve stokastike

Lidhur me ekspozimet mjekësore, sidomos për ato diagnostikuese, për të cilat doza në organizëm është e vogël, duhet mbajtur mirë parasysh fakti i shfaqjes së një efekti stokastik. Në këtë mënyrë çdo ekspozim mjekësor është i tillë që përmban mundësinë e shfaqjes së një dëmtimi, por nga ana tjetër kjo justifikohet me përfitimet që ka pacienti për vendosjen e një diagnoze ose terapie të saktë. Nga efektet stokastike më të rëndësishmet janë dy: induktimi i një sëmundjeje tumorale dhe shfaqja e një efekti hereditar (trashëgues).

*Efektet deterministike* janë efekte që ndodhin me siguri kur doza e rrezatimeve tejkalon një dozë të caktuar ose dozë pragore dhe nuk ndodhin me siguri nëse nuk tejkalohet kjo dozë pragore. Këto efekte shoqërohen me dëmtime të vrojtueshme klinike të organizmit, të cilat janë aq më të rënda sa më e madhe është doza e rrezatimeve.

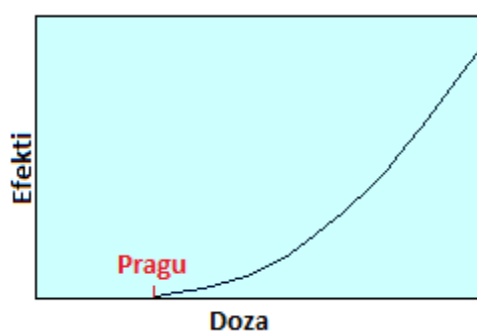


Fig. 1.5. Paraqitja grafike e efekteve deterministike

Në përgjithësi pranohet se për doza të të gjithë organizmit të njeriut deri në dozën 0.5 Gy të ky organizëm nuk vërehen shfaqje të efekteve deterministike. Mbi dozën prej 0.5 Gy fillojnë të shfaqen dëmtimet e sistemit të formimit të gjakut (sistemit hemopoetik) si ulja e rruazave të bardha (leukopenia), e trombociteve dhe ndryshime të tjera të formulës së gjakut. Për doza mbi 2 Gy shfaqet sëmundja e rrezes, kurse për doza mbi 4 Gy mund të ndodhë vdekja e organizmit në 50% të rasteve. Pranohet se rrezatimi i të gjithë organizmit me doza mbi 6 Gy është vdekjeprurës në 100% të rasteve. Në tabelën e mëposhtme jepen efektet dëmtuese të rrezatimeve në varësi të dozës.

**Tabela 1.3. Efektet dëmtuese të rrezatimeve në varësi të dozës**

| Doza e përthithur (Gy) | Efekti i vrojtuar          |
|------------------------|----------------------------|
| 0 – 0.5                | Asnjë dëmtim i dukshëm     |
| 0.5 – 2                | Ndryshime hemopoetike      |
| 2 – 4                  | Sindromi i rrezatimit      |
| 4 – 6                  | Fatale në 50% të rasteve   |
| > 6                    | Fatale në 100 % të rasteve |

#### **1.4.3. Efektet akute dhe të vonshme të rrezatimeve**

Efektet biologjike të rrezatimeve mund të klasifikohen edhe në efekte akute ose të menjëhershme dhe në efekte të vonshme [13]. Efektet e para kanë vend në rastet e rrezatimit të të gjithë organizmit të njeriut me doza të larta (mbi 2 Gy) dhe si rregull shfaqen pas një kohe të shkurtër pas rrezitjes. Sikurse është treguar më lart, në këto raste ndodh shfaqja e sëmundjes së rrezes, e cila në ditët tona është plotësisht e trajtueshme nëpërmjet përdorimit të antibiotikëve, antiinflamatorëve, analgjezikëve etj. Efektet e vonshme ndodhin si rregull për rrezatime kronike të njeriut me doza të vogla. Si të tilla mund të përmenden rrezatimi i zgjatur në kohë i njeriut në mjedise radoni si p.sh. i punëtorëve të nëntokës ose rrezatimi i personelit mjekësor në radiologjinë intervenuese (koronarografi, angiografi). Ndër këto efekte më i rëndësishmi është induktimi i një tumori si p.sh. ai i pulmoneve për rastet e minatorëve që punojnë në miniera uranumi, ose leuçemia, e shfaqur te mjekët radiologë të viteve '40 dhe '50 të shekullit të kaluar.

## KAPITULLI II

### STANDARDET E MBROJTJES NGA RREZATIMET DHE NIVELET UDHËZUESE TË DOZAVE

Sipas Standardeve Bazë të Sigurisë për Mbrojtjen nga Rrezatimi, përcaktohen tri kategori ekspozimesh [14]:

- Ekspozimet profesionale;
- Ekspozimet publike;
- Ekspozimet mjekësore.

#### 2.1. LLOJET E EKSPOZIMEVE NDAJ RREZATIMEVE. EKSPOZIMET MJEKËSORE

##### ➤ Ekspozimet profesionale

Ekspozimet profesionale janë ekspozimet e punonjësve, të cilët përdorin në punën e tyre burime të rrezatimit të çdo lloji dhe forme, që nuk përjashtohen nga standardet, të cilat ndodhin gjatë punës së tyre normale dhe të përditshme me këto burime.

Për ekspozimet profesionale duhet të mbahet në konsideratë fakti që ato nuk duhet të kalojnë disa vlera të vendosura për dozat kufi të punonjësve të vendosura nga organet e specializuara dhe që duhet të kontrollohen në mënyrë periodike. Ndonëse punonjësve profesionistë me burime të rrezatimeve, u sigurohet mbrojtja e nevojshme nga rrezatimet nëpërmjet përdorimit të mjeteve dhe pajisjeve mbrojtëse, monitorimi i ekspozimeve profesionale është detyrë parësore e çdo institucioni që përdor burime të rrezatimeve. Punonjësit profesionistë i nënshtrohen paraprakisht dhe periodikisht kontrolleve mjekësore për të pasur parasysh gjendjen e tyre shëndetësore si rezultat i veprimit të rrezatimeve jonizuese. Nëpërmjet këtyre kontrolleve, të cilat bazohen në parimet e mjekësisë së punës, synohet të evidentohet gjendja shëndetësore dhe përputhshmëria e kësaj gjendjeje me kërkesat e vendit të punës.

Matja e ekspozimeve profesionale sigurohet me aparatura monitoruese të përshtatshme si dozimetria me film ose dozimetria termolumineshente. Të gjitha rezultatet e matjeve regjistrohen dhe ruhen për afate të përcaktuara kohore. Një masë e rëndësishme për uljen e ekspozimeve profesionale është trajnimi i posaçëm i këtyre punonjësve, që përfshin ngritjen e tyre profesionale dhe përvetësimin e rregullave mbrojtëse në punën me burimet e rrezatimeve jonizuese. Punonjësit profesionistë që janë trajnuar për një procedurë të caktuar, nuk mund të përfshihen në procedura të tjera, për të cilat ata nuk kanë kualifikimin e nevojshëm.

Lidhur me ekspozimet profesionale, merr një rëndësi të posaçme klasifikimi i zonave të punës së këtyre punonjësve. Zonat e punës ndahen në zona të kontrolluara (zona A) dhe në zona të mbikëqyrura (zona B). Për të parat merren masa të posaçme për të kontrolluar ekspozimet e punonjësve ose monitoruar ndotjet e mundshme radioaktive. Në përcaktimin e kufijve të zonave të kontrolluara mbahen parasysh vlerat e ekspozimeve normale të pritshme, por edhe mundësia e ndodhjes së ekspozimeve aksidentale ose ekspozimeve potenciale. Zonat e kontrolluara mbrohen, nga pikëpamja fizike, me barriera të posaçme si mure dhe dyer të posaçme. Ato pajisen me aparatura që monitorojnë nivelet e rrezatimit si dhe në to vendoset shenja e rrezikut nga rrezatimet. Në zonat e kontrolluara hyjnë vetëm punonjësit profesionistë me burimet e rrezatimeve dhe hyrja në to është gjithmonë e kontrollueshme. Në këto zona ka vende të posaçme për ruajtjen e pajisjeve dhe të mjeteve mbrojtëse, të pajisjeve monitoruese dhe të veshjeve të posaçme. Hyrjet në zonat e kontrolluara me burime rrezatimesh të aktivitetëve shumë të larta pajisen edhe me aparatura sinjalizuese zanore ose dritore, të cilat në raste të caktuara, mund të dërgojnë sinjal në organet e rendit publik. Barrierat pajisen me aparate sigurie që lejojnë hyrje-daljet e punonjësve të pajisur me kode të caktuara.

Zonat e mbikëqyrura janë zona ku ekspozimet e punonjësve mbahen nën kontroll, ndonëse si rregull nuk parashikohen masa të posaçme mbrojtëse. Edhe zonat e mbikëqyrura kufizohen me barriera për të mbajtur në kontroll hyrje-daljet e punonjësve. Këto zona sidomos në institucionet e reja mbahen nën kontroll edhe për faktin që në to mund të ketë nevojë për masa të reja mbrojtëse. Punonjësit profesionistë që punojnë në këto zona, informohen rregullisht për rreziqet që vijnë nga ekspozimet e tyre profesionale si dhe për masat mbrojtëse në vendet e tyre të punës. Punonjëset gra ose vajza informohen gjithashtu për rreziqet që paraqet rrezatimi për një shtatëzani të mundshme. Sikurse u potencua, punonjësit profesionistë pajisen me mjete mbrojtëse për të ulur nivelet e ekspozimit që ata mund të marrin në vendet e punës. Këto pajisje mirëmbahen duke synuar që ato të jenë kurdoherë në gjendje gadishmërie dhe të sigurojnë realisht uljen e niveleve të rrezatimeve deri në ato të përcaktuara paraprakisht. Për uljen e ekspozimeve profesionale vendet e punës mbahen në monitorim të vazhdueshëm, sipas programeve të përcaktuara paraprakisht nga shërbimi i mbrojtjes nga rrezatimet.

#### ➤ **Ekspozimet publike**

Ekspozimet publike janë ekspozimet e publikut ndaj burimeve të ndryshme të rrezatimeve që ekzistojnë si për shkak të sfondit natyror të rrezatimit ashtu edhe të punës së instalimeve bërthamore si: centraleve bërthamore, qendrave kërkimore bërthamore etj. Mbrojtja e publikut sigurohet jo vetëm nga zbatimi me rigorozitet i masave mbrojtëse në institucionet që përdorin

burime të rrezatimeve jonizuese, por edhe nga puna e organeve mbikëqyrëse të cilat janë përgjegjëse për nivelet e rrezatimeve në institucione që përdorin burime të rrezatimeve ose për nivelet e burimeve natyrore (si p.sh. radoni) në mjedise të mbyllura. Për këtë qëllim, burimet e rrezatimeve duhet të vendosen në vende që sigurojnë mbrojtjen prej tyre jo vetëm të punonjësve, por edhe të publikut që mund të jetë i pranishëm në vende që janë pranë një burimi. Dozat e publikut mund të rriten edhe nëpërmjet vizitave që ata u bëjnë pacientëve në vendet ku ndodhen burime të rrezatimeve. Kjo shtron detyrën që për këta vizitorë të ketë një shoqërues, i cili t'i udhëzojë gjatë vizitës së tyre. Dozat e ekspozimit publik mund të rriten edhe në vendet ku ka burime të rrezatimeve, si rezultat i ndryshimeve që mund të ndodhin brenda institucionit ose në institucione të reja me pak eksperiencë. Për të shmangur këto ekspozime shtesë, del si nevojë që për institucionet e reja të bëhet një kontroll rigoroz i të gjitha vendeve që mund të kenë nivele të larta të rrezatimeve, si në dhoma ose korridore të shtruara me pllaka që kanë përmbajtje të lartë radiumi ose toriumi.

#### ➤ **Ekspozimet mjekësore**

Ekspozimet mjekësore janë ekspozimet e pacientëve për qëllime diagnostikimi dhe terapie si dhe ekspozimet e personave vullnetarë, që ndihmojnë pacientët gjatë procedurave të ndryshme, në të cilat përfshihen burime të rrezatimit. Për kryerjen e ekspozimeve me rrezatim të pacientëve (ekspozime mjekësore) ekzistojnë rregulla rigoroze si përsa i përket nevojës së kryerjes së tyre, ashtu edhe cilësisë me të cilën ato duhet të realizohen. Asnjë ekspozim mjekësor diagnostikues ose terapeutik nuk mund të kryhet nëse ai nuk është rekomanduar nga mjeku kurues i pacientit, i cili mban përgjegjësi si për domosdoshmërinë e kryerjes së ekzaminimit, ashtu edhe për mbrojtjen dhe sigurinë e pacientit nga rrezatimet gjatë kryerjes së ekzaminimit. Stafi mjekësor dhe ndihmës mjekësor duhet të ketë trajnimin dhe kualifikimin e përshtatshëm për kryerjen e ekspozimeve me rrezatime jonizuese. Ky staf ka si detyrë të informojë menjëherë administratën për çdo mangësi lidhur me respektimin e standardeve që sigurojnë mbrojtjen e pacientëve. Ekspozimet mjekësore duhet të justifikohen duke mbajtur parasysh përfitimet diagnostikuese ose terapeutike ndaj dëmtimeve që mund të shkaktojnë rrezatimet, krahasuar me përfitimet dhe dëmtimet e një teknike tjetër alternative që nuk përfshin burime të rrezatimeve jonizuese siç mund të jetë p.sh. ekzaminimet me rezonancë magnetike *RMI*, ku nuk kemi prani të rrezeve X ose me metoda ekografike.

Nuk është i rekomandueshëm, gjithashtu, depistimi masiv i grupeve të popullatës me rreze X pa patur indikacionet e nevojshme, sepse kjo do të rriste në mënyrë mjaft të madhe dozën e popullatës nga ekspozimet mjekësore. Ekspozimet mjekësore, për qëllime kërkimi, nuk mund të



justifikohen përse kohë që ato janë në kundërshtim me dispozitat e konventave ndërkombëtare sidomos me ato të *OBSH* [15].

Gjatë ekspozimeve mjekësore merren të gjitha masat e nevojshme për të parandaluar defektet dhe gabimet njerëzore, duke nisur nga përzgjedhja e stafit mjekësor, përcaktimi i procedurave të rregullta për kalibrimin e aparaturës, kontrollin e cilësisë dhe sigurimin e cilësisë së tyre. Stafi mjekësor trajnohet në mënyrë periodike për të përdorur aparatet e reja që shfrytëzohen në ekzaminimet me rrezatime për të marrë imazhe sa më cilësore me doza minimale. Po kështu, përcaktohet me saktësi zona e organizmit që do të ekzaminohet, numri i ekspozimeve, lloji i marrësit të imazhit. Është e rëndësishme që gjatë ekzaminimeve të merren masa për kolimimin dhe diafragmimin e tufës së rrezatimeve në organin që do të ekzaminohet, të përcaktohet saktë tensioni i lartë, rryma dhe koha e ekspozimit të aparateve. Në rastin kur përdoren pajisje rrezatuese të lëvizshme, merren masa të posaçme për mbrojtjen e personelit dhe të njerëzve të tjerë të pranishëm. Rëndësi e veçantë i jepet ekspozimit të grave shtatzëna lidhur me zonën e barkut ose të legenit që janë në afërsi direkte të embrionit ose fetusit.

Personeli mjekësor që kryen ekzaminimet, sigurohet që në çdo rast ekspozimi i pacientit të jetë minimal për arritjen e objektivit që kërkohet, të mbajë parasysh ekspozimet e mëparshme të pacientit dhe t'i përmbahet normave të vendosura për rrezatimin e pacientëve. Gjatë ekspozimeve terapeutike duhet të mbahet parasysh që indet normale të organizmit të rrezatohen sa më pak që të jetë e mundur, në mënyrë të veçantë kur ato kryhen në afërsi të barkut ose legenit të grave shtatzëna ose të pacientëve të moshës riprodhuese. Në të gjitha rastet pacientët duhet të informohen për rreziqet e mundshme nga ekspozimet ndaj rrezatimit. Gjatë ekzaminimeve të pacientëve kryhet vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore, fuqia e dozës dhe koha e ekspozimit. Kjo bëhet me qëllim që të njihet sa më mirë doza e rrezatimeve që i jepet pacientit.

Rëndësi marrin rastet e aksidenteve që ndodhin gjatë ekzaminimeve mjekësore, të cilat duhet të trajtohen me kujdes të veçantë për të përcaktuar, kur është e mundur, dozat aksidentale të marra nga pacientët. Një masë e rëndësishme në këtë drejtim është hartimi i një plani emergjencash që mban parasysh ngjarjet e mundshme, të cilat mund të çojnë në mbiekspozimin e pacientëve. Çdo ekzaminim me rrezatim i pacientëve duhet të regjistrohet dhe të evidentohet qartë në mënyrë që personeli mjekësor të jetë në gjendje të gjykojë për nevojën e një riekzaminimi ose për dozën e grumbulluar nga pacientët gjatë një intervali të caktuar kohe.

Ekspozimet mjekësore në përmasa botërore kanë si tendencë rritjen e tyre nga një dekadë në tjetrën. Kjo kushtëzohet me futjen e aparateve të reja diagnostikuese dhe terapeutike si dhe me tërheqjen e një numri gjithmonë e më të madh njerëzish që kalojnë në këto procedura. Nëse në vitet '80 doza mesatare vjetore nga ekspozimet mjekësore në shkallë botërore ishte  $0.2 \text{ mSv/njeri}$

në vitet 2000 ajo u dyfishua ( $0.4 \text{ mSv/njeri}$ ) dhe në vitin 2020 mendohet se do të arrijë vlerën  $1 \text{ mSv/njeri}$  [16].

## 2.2. STANDARDET E MBROJTJES NGA RREZATIMET. NIVELET UDHËZUESE

Standardet e mbrojtjes nga rrezatimet jonizuese janë bërë prej kohësh objekt studimi i punës së grupeve të gjera të specialistëve dhe organizateve të specializuara ndërkombëtare në fushën e mbrojtjes nga rrezatimet jonizuese, duke qenë edhe në ditët tona në proces përpunimi të vazhdueshëm. Në dekadat e fundit janë bërë dy rishikime të rëndësishme të këtyre standardeve që janë pasqyruar në publikimet e ICRP [17] dhe të IAEA [18]. Qëllimi i hartimit dhe zbatimit të standardeve të mbrojtjes nga rrezatimet është që të përcaktojnë kërkesat bazë për sigurimin e një mbrojtjeje sa më të mirë ndaj rrezatimeve dhe, rrjedhimisht, minimizimin e rreziqeve që vijnë nga ekspozimi ndaj tyre. Standardet janë zhvilluar mbi bazën e rekomandimeve të Komisionit Ndërkombëtar të Mbrojtjes nga Rrezatimet dhe parimeve të vendosura nga ky komision.

Standardet e mbrojtjes nga rrezatimet përmbajnë kërkesat bazë që duhet të përmbushen nga vendet e ndryshme në të gjitha aktivitetet me burime të rrezatimeve. Standardet janë hartuar në formën e rekomandimeve dhe pothuajse të gjitha vendet, në punën e tyre për hartimin e masave mbrojtëse janë udhëhequr nga këto rekomandime, sikurse është vepruar edhe në Kosovë.

Standardet sigurojnë mbrojtjen për njerëzit që i ekspozohen rrezatimeve si dhe parimet e sigurisë së rrezatimeve, që lidhen me kushtet e funksionimit të pajisjeve rrezatuese. Sipas standardeve, përgjegjësia kryesore për mbrojtjen dhe sigurinë e rrezatimeve bie mbi personat ose institucionet që përdorin burime të rrezatimeve si dhe mbi organet përgjegjëse për mbrojtjen nga rrezatimet, të cilat mbikëqyrin zbatimin e rregullave dhe masave mbrojtëse. Por, nga kjo përgjegjësi nuk janë të përjashtuara edhe palë të tjera si administratorët e institucioneve, punonjësit ose stafet mjekësore që përdorin rrezatime, ekspertët e mbrojtjes nga rrezatimet, personat që vlerësojnë dhe bashkëpunojnë për realizimin e sistemeve mbrojtëse nga rrezatimet.

Standardet shtrihen mbi të gjithë përdoruesit e materialeve radioaktive në mjekësi, industri, bujqësi, arsim si dhe në çdo institucion që zhvillon aktivitete të lidhura me përdorimin e burimeve të rrezatimeve. Burimet e rrezatimeve mbi të cilat shtrihen standardet janë: materialet radioaktive, pajisjet që përmbajnë materiale radioaktive, gjeneratorët e rrezatimit, instalimet që prodhojnë materiale radioaktive, minierat e uraniumit dhe toriumit, përpunuesit e materialeve radioaktive.

Ekspozimet mbi të cilat shtrihen këto standarde janë ekspozimet profesionale, ekspozimet mjekësore dhe ekspozimet publike. Standardet shtrihen edhe mbi burimet natyrore të rrezatimeve, duke i konsideruar këto si situata ekspozimi ekzistuese ose kronike. Megjithatë, në

rastin e një përqëndrimi të lartë të radonit në vendet e punës si minierat, masat për mbrojtjen prej tij janë të njëjta me masat mbrojtëse që merren gjatë punës nga burimet e rrezatimeve, që krijojnë doza të larta jashtë ose brenda organizmit të njeriut. Sipas standardeve të reja bazë të mbrojtjes nga rrezatimet përcaktohen tri situata ekspozimi [18].

➤ **Situatë ekspozimi e planifikuar**

Me situatë ekspozimi të planifikuar kuptohet një situatë ekspozimi që vjen nga veprime të planifikuara me një burim rrezatimesh ose nga një veprimtari e planifikuar që shkakton ekspozim nga një burim. Meqenëse kushtet për mbrojtjen dhe sigurinë janë parashikuar përpara fillimit të veprimtarisë, ekspozimet që lidhet me këtë veprimtari mund të administrohen në përputhje me rregullat dhe masat në fuqi për mbrojtjen dhe sigurinë e rrezatimeve. Masat fillestare për kontrollin e ekspozimeve në situatat e ekspozimit të planifikuara janë projektimi i mirë i mjediseve, pajisjet e përshtatshme të punës, procedurat e sakta operationale si dhe trajnimi adekuat i stafit. Është e kuptueshme që në situatat e ekspozimit të planifikuara është e pritshme një rritje e ekspozimit deri në një nivel të caktuar. Në rast se ekspozimi nuk pritet të ndodhë me siguri, por mund të ndodhë nga një aksident, një ngjarje ose varg ngjarjesh që mund të ndodhin, por që nuk është e sigurt që ndodhin, kemi të bëjmë me një “ekspozim potencial”.

➤ **Situatë ekspozimi emergjente**

Me situatë ekspozimi emergjente kuptohet një situatë ekspozimi që vjen si rezultat i një aksidenti, një akti keqbërës ose nga një ngjarje tjetër e papritur dhe që kërkon marrjen e masave të menjëhershme me qëllim shmangien ose zvogëlimin e pasojave të dëmshme. Masat parandaluese dhe veprimet përmirësuese duhet të jenë të përgatitura përpara ndodhjes së një situatë ekspozimi emergjente. Në çdo rast, me ndodhjen e një situatë ekspozimi emergjente, ekspozimet prej saj mund të zvogëlohen vetëm nëpërmjet zbatimit të veprimeve mbrojtëse.

➤ **Situatë ekspozimi ekzistuese**

Me situatë ekspozimi ekzistuese kuptohet një situatë që ekziston prej kohësh, ku është e nevojshme marrja e një vendimi ose kryerja e një kontrolli. Situatat ekzistuese emergjente përfshijnë situatat e ekspozimit ndaj burimeve natyrore të rrezatimeve. Ato përfshijnë gjithashtu situata që lindin nga aktivitete të kaluara me burime të rrezatimeve, mbi të cilat nuk është ushtuar kontroll nga organet rregullatore ose situata që kanë mbetur pas një situatë ekspozimi emergjente.

Standardet e mbrojtjes nga rrezatimet përcaktojnë dozat kufi të ekspozimeve profesionale dhe publike, duke përdorur dozën efektive dhe dozën ekuivalente. Vlerat kufi për ekspozimet profesionale dhe publike janë paraqitur në tabelën e mëposhtme.

**Tabela 2.1. Vlerat kufi të standardeve për mbrojtjen nga rrezatimet [18]**

| Aplikimi                            | Vlerat kufi për ekspozimet profesionale                                                         |                                                                                                 | Vlerat kufi për ekspozimet e publikut                                                          |
|-------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                     | Profesionistët                                                                                  | Praktikantët dhe studentët (16 -18 vjeç)                                                        |                                                                                                |
| Doza efektive                       | 20 mSv në një vit                                                                               | 6 mSv në një vit                                                                                | 1 mSv në një vit                                                                               |
| Doza ekuivalente për lentet e syrit | 20 mSv në një vit                                                                               | 15 mSv në një vit                                                                               | 15 mSv në një vit                                                                              |
| Doza ekuivalente për lëkurën        | 500 mSv në një vit<br>(aplikohet për dozën mesatare të sipërfaqes 1 cm <sup>2</sup> të lëkurës) | 150 mSv në një vit<br>(aplikohet për dozën mesatare të sipërfaqes 1 cm <sup>2</sup> të lëkurës) | 50 mSv në një vit<br>(aplikohet për dozën mesatare të sipërfaqes 1 cm <sup>2</sup> të lëkurës) |
| Doza ekuivalente për gjymtyrët      | 500 mSv në një vit                                                                              | 150 mSv në një vit                                                                              | /                                                                                              |

Për ekspozimet mjekësore, Standardet Bazë të Mbrojtjes nuk përcaktojnë ndonjë kufi doze, ndërkohë që për to përcaktohen “nivelet udhëzuese për dozën, fuqinë e dozës dhe aktivitetin”.

Mosdhënia e kufirit të dozës për ekspozimet mjekësore është e kuptueshme nga fakti që procedura të njëjta me rrezatim mund të krijojnë doza të ndryshme në organizëm, të cilat janë të nevojshme për përcaktimin e diagnozës dhe që ndryshojnë sipas llojeve të aparaturave në përdorim dhe aftësive profesionale të mjekut ose teknikut radiolog. Megjithatë, në çdo rast nivelet udhëzuese shërbejnë si vlera orientuese për dozat që duhet të marrin pacientët gjatë procedurave të ndryshme me rrezatim. Ato duhet të mbahen parasysh nga ana e personelit mjekësor, i cili duhet të marrë të gjitha masat e nevojshme për mostejkalimin e tyre gjatë kryerjes së procedurave me rrezatim.

Vlerat e dozave të hyrjes në sipërfaqen e organizmit për radiografite e disa organeve sipas Niveleve Udhëzuese janë: 0.4 mSv për toraksin, 10 mSv për abdomenin, 7 mSv për ekspozimet dentare, 50 mSv për skanimin e kokës etj. Në tabelën e mëposhtme jepen vlerat e niveleve udhëzuese për Dozën Hyrëse Sipërfaqësore (DHS) për llojet të ndryshme të ekzaminimeve.

**Tabela 2.2. Nivelet udhëzuese të dozave në radiodiagnostikë**

| <b>1. Për ekzaminimet radiografike</b>           |                |                                 |
|--------------------------------------------------|----------------|---------------------------------|
| Lloji i ekzaminimi                               | Projeksioni    | DHS për regjim radiografi (mGy) |
| Shtylla kurrizore                                | AP             | 10                              |
|                                                  | LAT            | 30                              |
|                                                  | LSL            | 40                              |
| Abdomen, intravenoz, urografi dhe kolecistografi | AP             | 10                              |
| Pelvisi                                          | AP             | 10                              |
| Ligamentet kofshë shpatull                       | AP             | 10                              |
| Dërrasa e krahërorit                             | PA             | 0.4                             |
|                                                  | LAT            | 1.5                             |
| Toraksi                                          | AP             | 7                               |
|                                                  | LAT            | 20                              |
| Dentare                                          | e përgjithshme | 7                               |
|                                                  | AP             | 5                               |
| Koka                                             | PA             | 5                               |
|                                                  | LAT            | 3                               |

**Shënim:** PA - është projeksioni posterior-anterior; LAT - projeksioni lateral; LSL - projeksioni lumbaro-sakral-ligament; AP - projeksioni anterior-posterior.

| <b>2. Për radiologjinë diagnostike – regjim skopi</b> |                                               |
|-------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|
| Mënyra e punës                                        | Fuqia e DHS për regjimin radioskopi (mGy/min) |
| Normale                                               | 25                                            |
| Nivele të larta                                       | 100                                           |

**Shënim.** Regjimi i punës në nivele të larta përdoret në rastet e regjimit radiologjik intervenues.

| <b>3. Mamografi</b>                                                                 |          |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----------|
| Doza mesatare që merr gjendra (glandula) për një projeksion të përgjithshëm të saj. |          |
| 1 mGy                                                                               | pa grilë |
| 3 mGy                                                                               | me grilë |

| <b>4. Tomografi e kompjuterizuar</b> |                                    |
|--------------------------------------|------------------------------------|
| Ekzaminimi                           | Doza mesatare gjatë skanimit (mGy) |
| Koka                                 | 50                                 |
| Shtylla kurizore                     | 35                                 |
| Abdomeni                             | 25                                 |

Zbatimi i standardeve, përfshirë edhe nivelet udhëzuese, duhet të shihet si një detyrim serioz dhe i rëndësishëm për çdo institucion që përdor burime të rrezatimeve. Vitet e fundit flitet për "kulturën e sigurisë" (safety culture) të rrezatimeve [19]. Me këtë term nënkuptohet zotimi kolektiv i një institucioni për të zbatuar me rigorozitet çdo standard të rrezatimeve, i cili e bën këtë veprimtari të parrezikshme për stafin, pacientët dhe publikun. Organizata të specializuara ndërkombëtare organizojnë çdo vit seminare për këtë temë, duke synuar tërheqjen e sa më shumë vendeve dhe institucioneve në kulturën e sigurisë, si një parakusht për sigurimin e një pune sa më të parrezikshme me rrezatimet.

## 2.3. MBROJTJA NGA RREZATIMET JONIZUESE

Mbrojtja nga rrezatimet realizohet nga specialistët e kualifikuar për problemet e sigurisë së rrezatimeve në bashkëpunim me punonjësit që përdorin burime të rrezatimeve jonizuese, duke i dhënë kësaj veprimtarie formën e një pune në grup, ku secili pjesëmarrës kryen detyrat e tij.

### 2.3.1. Parimet bazë të mbrojtjes nga rrezatimet

Në themel të masave mbrojtëse nga rrezatimet qëndrojnë tri parime kryesore të formuluar nga Komisioni Ndërkombëtar i Mbrojtjes Radiologjike [20]. Këto parime synojnë që veprimtaritë me burime të rrezatimeve jonizuese t'i vendosin mbi baza sa më të sigurt për mbrojtjen e personelit që përdor burime të rrezatimeve, të pacientëve që u nënshtrohen ekspozimeve mjekësore, si dhe për ekspozimet publike në tërësi. Parimet përcaktojnë filozofinë e mbrojtjes nga rrezatimet dhe qëllimi final i zbatimit të tyre është shmangia me sa të jetë e mundur e ndodhjes së efekteve deterministike dhe minimizimi sa më i mundshëm i shfaqjes së efekteve stokastike.

Parimet e mbrojtjes nga rrezatimet janë tri dhe emërtohen si më poshtë:

**Parimi i justifikimit:** Sipas këtij parimi, praktikat që shkaktojnë ose mund të shkaktojnë ekspozime ndaj rrezatimeve përdoren vetëm në rastet kur ato sigurojnë përfitime të mjaftueshme të individit të ekspozuar ose të shoqërisë në përgjithësi, në krahasim me dëmtimet nga rrezatimi që ato shkaktojnë ose mund të shkaktojnë. Ky parim konfirmon faktin që në çdo procedurë me rrezatimet ekziston rreziku për një dëmtimin qoftë edhe i vogël i organizmit të njeriut, porse ky dëmtim është plotësisht i justifikuar nga informacioni që meret nëpërmjet një procedure diagnostikimi ose terapie me rrezatime. Këtu hyjnë në radhë të parë praktikat e ekspozimeve mjekësore, duke përfshirë diagnostikimin dhe terapinë, praktikat e përdorimit të burimeve radioaktive në industri, kërkim ose arsim, ndërkohë që ky parim nuk favorizon përdorimin e materialeve radioaktive në produktet e konsumit si p.sh. te lodrat e fëmijëve, kozmetika, orët fosforeshente, llampat ndriçuese me rrjetë toriumi etj.

**Parimi i kufizimit të dozave:** Sipas këtij parimi, dozat individuale nga të gjitha praktikat me rrezatime jonizuese duhet të jenë të kufizuara, pra nuk duhet të kalojnë kufijtë e përcaktuar të dozave për një praktikë të dhënë nga standardet bazë, qoftë edhe në formën e niveleve udhëzuese të rrezatimeve. Këto nivele të dozave përfshijnë dozën efektive totale ose dozën në një organ të caktuar dhe duhet të jenë të kufizuara në mënyrë të tillë që të mos kalohen nga kombinime të ndryshme praktikash, që mund të tejkalojnë kufijtë e vendosur për këto doza. Parimit të kufizimit i nënshtrohen edhe përqendrimet e materialeve radioaktive në një mjedis ose sasi të materialeve radioaktive që mund të hyjnë në organizmin e njeriut. Dozat kufi duhet të konsiderohen si kufiri i sipërm i dozave, të cilat në çdo rast jo vetëm që nuk duhet të tejkalohen, por edhe të merren masa për uljen sa më të madhe të tyre.

**Parimi i optimizimit:** Sipas këtij parimi, burimet dhe pajisjet rrezatuese duhet të kenë mbrojtje të tillë që shkalla, mundësia e ekspozimit dhe numri i individëve të ekspozuar, të jenë sa më të vegjël, që mund të arrihen në mënyrë të arsyeshme ose praktike, duke mbajtur parasysh faktorët ekonomik dhe social të vendit. Parimi i optimizimit të mbrojtjes nga rrezatimet njihet ndryshe edhe si parimi ALARA (As Low As Reasonably Achievable) [21].

Optimizimi nënkupton faktin që dozat nga ekspozimet profesionale, mjekësore dhe publike, duhet të jenë sa më ulëta në lidhje me vlerat kufi ose me nivelet udhëzuese dhe sa më të vogla të mundshme që mund të arrihen nga ana praktike. Për të optimizuar një mbrojtje të caktuar p.sh. në një institucion mjekësor, është e nevojshme të dihet koha reale e punës nën rrezatim, numri i punonjësve që kryen një procedurë të caktuar, si dhe nivelet faktike të rrezatimit në vendet e punës, të cilat sigurohen nga kjo mbrojtje. Nga ana tjetër rol luajnë edhe kushtet sociale dhe ekonomike të një vendi të caktuar si dhe prioritetet e mbrojtjes nga rrezatimet. Në qoftë se i referohemi dozës efektive ose dozës kolektive, procesi i optimizimit duhet të mbajë parasysh koston monetare që nevojitet në vende të ndryshme për të ulur dozat e ekspozimit për një grup të caktuar të popullatës ose të gjithë popullatës.

Në ekspozimet mjekësore një rol të rëndësishëm luan rrezatimi  $X$ , kështu që mbrojtja nga ky rrezatim është me rëndësi në ekspozimet mjekësore. Tubat standarde të rrezeve  $X$ , prodhojnë një rrezatim, i cili përhapet thajse njëllë në të gjitha drejtimet, pra, është izotropik. Në këto kushte për të siguruar mbrojtjen prej tij në drejtimet e ndryshme (me përjashtim të dritares së tubit) pjesa e jashtme e tubit të rrezeve  $X$  mbulohet me një shtresë plumbi, e cila përthith në një masë të konsiderueshme rrezatimin  $X$  që shpërhapet në drejtimet e tjera. Rrezatimi  $X$  i dobësuar që del nga kjo shtresë mbrojtëse quhet *rrezatim rrjedhës* (leaking radiation) dhe fuqia e dozës që krijon ky rrezatim në largësinë 1 m nga tubi i rrezeve  $X$ , luhet në vlerat nga 0.5 mSv/orë deri 1 mSv/orë. Për kabinetet e rrezeve  $X$  që funksionojnë në institucionet shëndetësore, mbrojtja nga

rrezatimi konsiston së pari në përcaktimin e trashësisë së nevojshme mbrojtëse të mureve të këtyre kabineteve, që kryhet nga specialistët e mbrojtës nga rrezatimet. Zakonisht kjo mbrojtje sigurohet plotësisht nëse muret e këtyre kabineteve kanë një trashësi prej tulle të plotë ose betoni ekuivalente me 2,5 mm plumb, që në praktikë arrihet kur trashësia e mureve është 25 cm tullë e plotë ose 17 cm beton. Në rastin kur ekzaminimet kryhen nëpërmjet monitorëve që ndodhen në mjedise fqinje me këto kabinete, mbrojtja e stafit mjekësor është plotësisht e siguar. Në rastin kur stafi mjekësor është i detyruar të ndodhet pranë pacientit, mbrojtja e tij sigurohet nëpërmjet përdorimit të pajisjeve mbrojtëse sikurse janë përparëset, dorezat dhe syzet prej materiali të plumbuar (gomë e plumbuar, xham i plumbuar).

Mbrojtja e pacientëve në kabinetet e rrezeve X realizohet edhe nëpërmjet filtrimit të përshtatshëm të tufës së këtyre rrezatimeve si dhe kufizimit të tufës së rrezatimeve vetëm në zonën që do t'i nënshtrohet ekzaminimit [22]. Kjo është e rëndësishme, sidomos për fëmijët dhe të rinjtë, për të cilët duhet të sigurohet një mbrojtje e mirë edhe për organet që janë fqinje me ato që ekzaminohen. Mbrojtjes së pacientit i shërben gjithashtu edhe përdorimi i filmave dhe i kasetave përforcuese cilësore, të cilat shmangin nevojën e përsëritjes së ekzaminimeve.

Gjatë projektimit dhe ndërtimit të kabineteve të rrezeve X duhet të mbahet parasysh edhe mbrojtja e publikut. Kjo mbrojtje realizohet nëpërmjet llogaritjes së trashësisë së përshtatshme të mureve dhe dyerve të këtyre kabineteve, ngarkesës së tyre vjetore të punës si dhe parametrave të aparateve që përdoren për kryerjen e ekzaminimeve radiografike.



## KAPITULLI III

### IMAZHERIA MJEKËSORE DHE DOZIMETRIA NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR (CT)

#### 3.1. RREZET X DHE KARAKTERISTIKAT E TYRE KRYESORE

Aparatet diagnostikuese mjekësore që mbështeten te rrezatimet jonizuese (radiografi, skopi, CT-skanner) kanë si element kryesor një gjenerator të rrezeve X. Rrezet X, sikurse dihet nga fizika, përfitohen në dy mënyra.

*Mënyra e parë* lidhet me zhvendosjen e elektroneve në atom nga orbitat më të largëta në ato më të afërta. Kështu p.sh. çdo ngacmim i atomit si rregull shoqërohet me kalimin e elektroneve nga një orbitë më afër bërthamës në një më të largët. Kjo gjendje e atomit vazhdon për një kohë shumë të shkurtër dhe kalimi i kundërt i elektronit shoqërohet me daljen e fotonit që mban emrin *rrezatim X*. Ky rrezatim që njihet ndryshe si rrezatim X karakteristik, ka energji plotësisht të përcaktuar (spekter me vija) dhe varet nga elementi kimik në të cilin ai ndodh. Kjo dukuri shfrytëzohet në metodën analitike të fluoreshencës me rreze X (FRX), për identifikimin e elementeve kimike në kampione të ndryshme (gjeologjike, mjedisore). Në disa elemente kimike, ngacmimi i atomeve të tyre, që shoqërohet me lëshimin e rrezeve X, konkurohet nga dalja e elektroneve (elektronet Auger) që vjen si rezultat i dhënies së energjisë një elektroni periferik, i cili e braktis atomin.

*Mënyra e dytë* e përfitimit të rrezeve X, qëndron në bashkëveprimin e elektroneve të përshpejtuara nga një fushë elektrike, me bërthamat atomike të lëndës nëpër të cilën ato kalojnë. Në këtë rast trajektorja e elektroneve si rezultat i bashkëveprimit kulonian me bërthamat e atomeve kalon nga vijëdrejtë në vijëpërkulur. Në këtë mënyrë elektroni i nënshtrohet një nxitimi qendërsynues dhe kjo shoqërohet me daljen e një fotoni. Ky rrezatim mban emrin *rrezatim frenimi* ose sikurse njihet në literaturë me termin “bremstrahlung” (nga gjermanishtja - rrezatim frenimi).

Rrezatimi i frenimit u zbulua nga W. Röntgen në vitin 1895 dhe thajse menjëherë u përdor në mjekësi për diagnostikimin e organeve të brendshme [23].

Spektri energjitik i rrezatimit X është i vazhduar dhe energjia e tij varet nga energjia e elektroneve dhe nga numri atomik i lëndës me të cilën ata bashkëveprojnë.

Energjia e rrezatimit X në spektrin energjitik të rrezatimeve elektromagnetike shtrihet ndërmjet rrezatimit ultravjollcë dhe rrezatimit gama (Fig. 3.1).

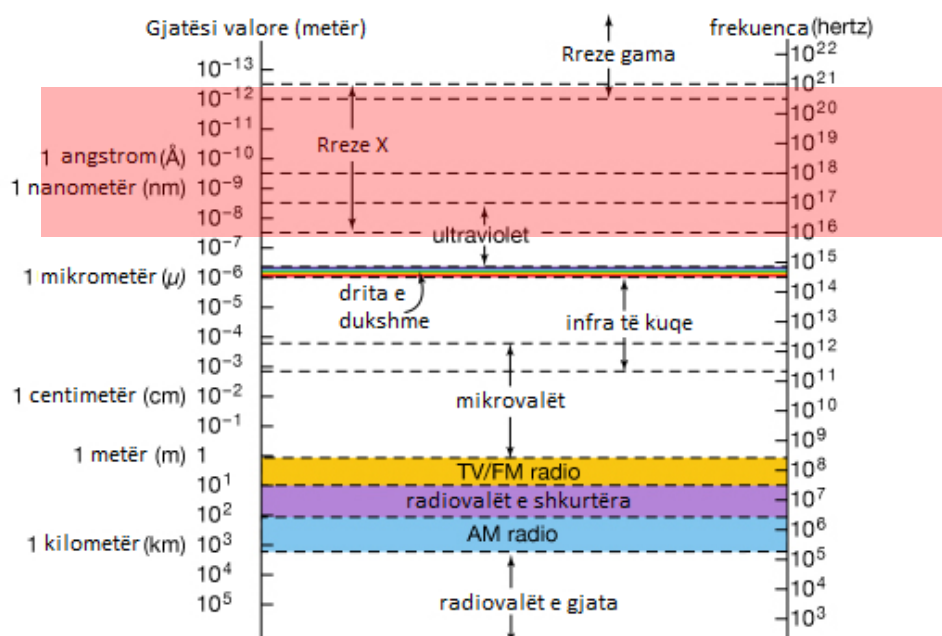


Fig. 3.1. Spektri i rrezatimit elektromagnetik

Energjitë e fotoneve të këtij rrezatimi janë të rendit  $10\text{ keV}$ - $1\text{ MeV}$ . Gjatësia valore është midis  $10$  dhe  $0.01$  nanometra, që i korrespondon një frekuençe prej  $30\text{ PHz}$  deri  $30\text{ EHz}$ .

### 3.1.1. Tubi i rrezeve X

Rrezatimi X i frenimit përfitohet në tubin standard të këtij rrezatimi, që konsiston në një tub qelqi me vakum të lartë, në të cilin montohen dy elektroda (katoda dhe anoda). Katoda shërben për prodhimin e elektroneve nëpërmjet një filamenti me rrymë, të cilët përshpejtohen më tej nga një tension i lartë që zbatohet ndërmjet katodës dhe anodës (Fig. 3.2).

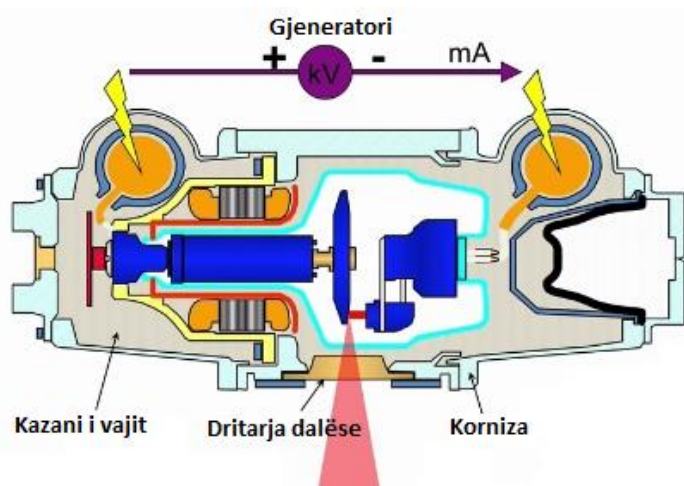


Fig. 3.2. Skema e tubit të rrezeve X

Këto elektrone të shpejta godasin anodën dhe në këtë rast çlirohet rrezatimi X. Në pjesën ballore të anodës vendoset një shtresë volframi – W, që paraqet një material me temperaturë të lartë të



Duhet vënë në dukje që pjesa kryesore e energjisë së elektroneve të përshpejtuara, çlirohet në formën e nxehtësisë në anodën e tubit. Vetëm një pjesë shumë e vogël e kësaj energjie çlirohet në formën e rrezeve X. Kështu, nëse fuqia e një makine të rrezeve X është 1.5 kW, vetëm 1.5 W shkojnë për prodhimin e tufës së rrezeve X. Në këtë mënyrë makinat që prodhojnë rreze X punojnë me një rendiment shumë të vogël, që në shumicën e rasteve nuk e kalon vlerën 0.1%.

Tubat e rrezeve X karakterizohen nga doza e përthithur që ata krijojnë në drejtimin e tufës në largësinë 1 m prej tyre për një rrymë njësi (mA) dhe kohë njësi (min), pra nga produkti mA.min [24]. Kjo varësi zakonisht paraqitet grafikisht, ku në ordinatë paraqitet vlera e dozës së përthithur në mGy për 1 mA.min (mGy/mA.min) dhe në abshisë paraqitet vlera e tensionit të lartë (kV) që zbatohet në tubin e rrezeve X (Fig. 3.4).

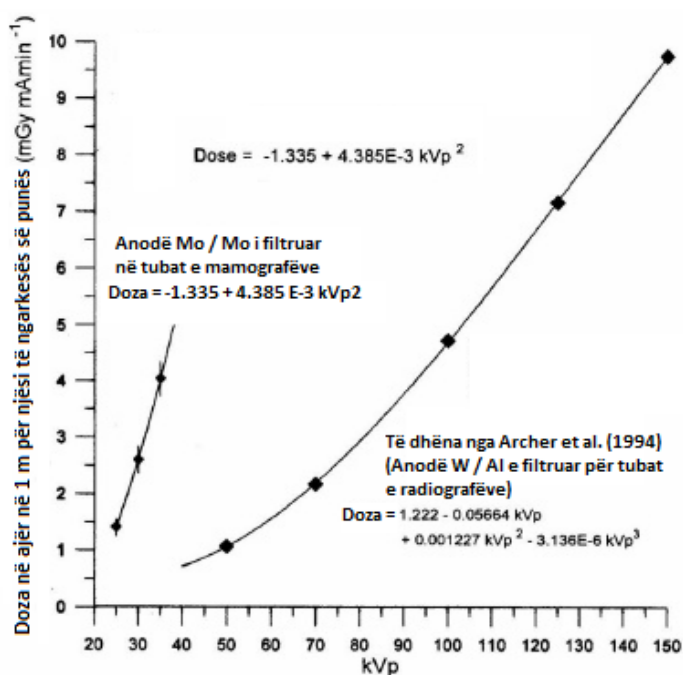


Fig. 3.4. Lidhja ndërmjet dozës së përthithur për njësi të mA.min dhe tensionit të lartë kV

Për tubat standard të rrezeve X kjo vlerë është 4,7 mGy/mA.min për tensionin e lartë 100 kV. Lidhja ndërmjet dozës së përthithur në largësinë 1 m në drejtimin e tufës (në mGy/mA.min) dhe tensionit të lartë të tubit, jepet nga shprehja e mëposhtme:

$$D = 1.222 - 0.05664kV + 0.0012kV^2 - 3.1362[E-6]kV^3. \quad 3.3$$

Për të përcaktuar aftësinë depërtuese të rrezeve X në praktikë përdoret e ashtuquajtura shtresë e gjysmëdobësimit (Half Value Layer - HVL). HVL përfaqëson shtresën e një materiali, pas kalimit të së cilës, intensiteti i tufës së rrezatimit X përgjysmohet [25]. Ajo zakonisht shprehet në trashësi të një shtrese të aluminit (Al) ose të bakrit (Cu). Nga sa është treguar më sipër, HVL varet nga tensioni i lartë që zbatohet në tub dhe nga filtrimi fillestar i tufës së rrezeve X.

Nëse koeficienti linear i dobësimit të një materiali për një tufë të rrezeve  $X$  është  $\mu$ , atëherë ekziston një lidhje e thjeshtë ndërmjet këtij koeficienti dhe  $HVL$  të tufës së rrezeve  $X$  në këtë material:

$$HVL = \frac{\mu}{0.693}. \quad 3.4$$

Duke i u rikthyer aftësisë depërtuese të tufës së rrezeve  $X$ , një tufë me vlerë të lartë të  $HVL$  ka një depërtueshmëri më të madhe se një tufë e rrezeve  $X$  me  $HVL$  të vogël. Në rastin e procedurave diagnostikuese me rreze  $X$ , të cilat gjatë kalimit nëpër organizmin e njeriut ndeshin në materiale "të buta" si muskujt dhe në materiale "të forta" si skeleti, është e nevojshme që nga tufa e rrezeve  $X$  të përjashtohen paraprakisht ato rrezatime, që nuk i depërtojnë indet e forta ose të buta. Këto rrezatime nga njëra anë nuk mund të kontribuojnë për formimin e imazhit dhe nga ana tjetër do të rrisin në mënyrë parazitare dozën e pacientit. Prandaj filtrimi paraprak i tufës së rrezeve  $X$  është një detyrë me rëndësi parësore dhe gjenë zbatim në çdo aparat me rreze  $X$  që përdoret në ekzaminimet radiologjike.

Në pajisjet diagnostikuese të rrezeve  $X$  rolin e filtrit paraprak e luan një shtesë alumini ( $Al$ ) me trashësi që varion sipas vlerave të tensionit të lartë nga  $1.5\text{ mm}$  deri në  $2.5\text{ mm}$ . Procesi i filtrimit e ndryshon mjaft formën e spektrit energjitik të rrezeve  $X$ . Meqenëse, filtri absorbon fotonet me energji të ulët, maksimumi i spektrit zhvendoset në drejtim të energjive të larta.

### 3.2. IMAZHERIA KONVENCIONALE ME RREZE X

Imazheria konvencionale me rreze  $X$  është e bazuar në dobësimin e rrezeve  $X$  gjatë kalimit të tyre nëpër pjesë të ndryshme të trupit të pacientit. Gjatë depërtimit të tufës së rrezeve  $X$  nëpër trupin e pacientit, ajo dobësohet në mënyra të ndryshme nga indet e organizmit që përthithin rrezet  $X$ , në varësi të përbërjes së tyre. Kur një tufë homogjene rrezesh  $X$  përshkon trupin e njeriut, tufa që del nga trupi është johomogjene. Ajo pasqyron trajtën dhe llojin e indeve, që ka përshkuar.

Gjatë imazherisë konvencionale, rrezet  $X$  që dalin pas kalimit nëpër pjesë të ndryshme të trupit të pacientit, ndërveprojnë me një film radiografik ose një receptor imazhi dhe në këtë mënyrë sigurohet një imazh dypërmasor që projekton indet brenda trupit të pacientit – dhe ky imazh quhet "radiografi" [26].

Të gjitha metodat imazherike që përdorin rrezatim jonizues depozitojnë energji në trupin e pacientit që kryen një ekzaminim të caktuar radiologjik. Sasia e rrezatimit (energjisë) e përthithur në një ind të caktuar apo pjesë të trupit për ekzaminim, përcakton madhësinë e dozës së rrezatimit të pacientit.

Sistemet e imazherisë konvencionale përshkruhen përmes pesë hapave të procesit të përfitimit të imazhit, që fillon me gjenerimin e rrezatimit deri te detektimi dhe procesimi i të dhënave [27].

Pjesë të këtij sistemi janë: tubi i rrezeve X, filtri, projeksioni, detektori dhe përfitimi i imazhit (Fig. 3.5).

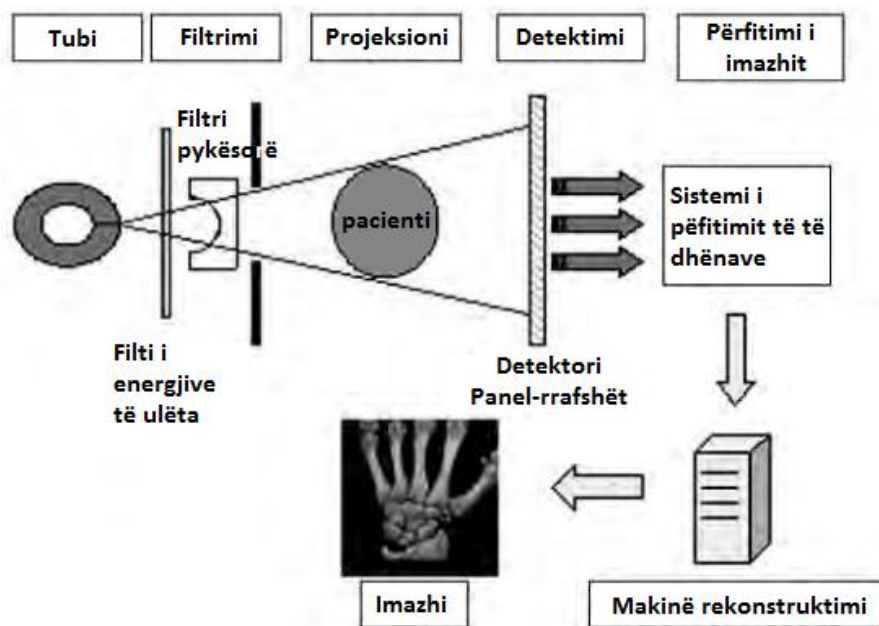


Fig. 3.5. Sistemi i imazherisë konvencionale me rreze X

### 3.3. TOMOGRAFIA E KOMPJUTERIZUAR DHE ZHVILLIMI HISTORIK I SISTEMEVE TË SAJ

Tomografia e Kompjuterizuar (CT) është një metodë e avancuar për ekzaminim imazherik jo invaziv dhe ndihmon për diagnostikimin dhe për ndjekjen e patologjive të ndryshme. Ky ekzaminim në sajë të rrezeve X përfiton imazhe aksiale të trupit, të cilat përpunohen nga një kompjuter. Imazhet e përfituara mund të analizohen dhe studiohen në monitorin e kompjuterit apo edhe të printohen.

Aparati CT është projektuar për herë të parë në vitin 1972 nga inxhinieri britanik Godfrey Hounsfield i Laboratorëve EMI dhe fizikani afrikano-jugor Allan Cormack i Universitetit të Tufts, Massachusetts, SHBA. Që të dy, në 1979 fituan çmimin Nobel për kontributin e tyre në shpikjen e Tomografisë së Kompjuterizuar si një metodë revolucionarizuese në radiologji.

Elementet themelore të një aparati CT janë një tub i rrezeve X dhe një sistem detektorësh të lidhur me këtë tub. Puna e aparateve CT bazohet gjithashtu në programe kompjuterike të posaçme, të cilat kryejnë rikonstruktimin e imazheve radiologjike të shtresave të ndryshme të trupit në bazë të informacioneve të marra në rrugë elektronike [26].

Nisur nga saktësia, shpejtësia dhe fleksibiliteti i informacioneve diagnostike të siguruar prej tyre, aparatet CT janë në proces përmirësimi të vazhdueshëm.

Me anë të aparateve CT përfitohen imazhe të seksioneve të tërthorta të organizmit të njeriut, që dallojnë në mënyrë të qartë figurat e organeve të brendshme të organizmit, të pjesëve të tyre, indeve kufitare dhe shtresave me trashësi të ndryshme.

Në krahasim me ekzaminimet tomografike tradicionale, në ekzaminimet që kryhen me aparatet CT, merren imazhe të strukturave anatomike të mirëlokalizuara, duke mënjeluar superpozimet e organeve (shtresave) të tjera që ndodhen mbi ose nën seksionin që ekzaminohet.

Përparësia e aparateve CT bazohet në identifikimin dhe shfrytëzimin e koeficientëve dobësues të një seksionit të caktuar të një apo më shumë organeve nëpër të cilat kalon tufa e kolimuar e rrezeve X nga këndet e ndryshme. Pas daljes nga organizmi, rrezet e dobësuara maten me anë të detektorëve të radhitur në mënyrë të rregullt. Këta detektorë kanë vetinë për të formuar sinjale elektrike, që janë proporcional me intensitetin e rrezatimit X. Tubi i rrezeve X dhe detektori janë të lidhur në mënyrë mekanike me njëri-tjetrin dhe gjatë lëvizjes së tyre, rrezja qendrore e tufës së ngushtë të rrezeve X, pas depërtimit nëpër shtresën e duhur, çdo herë bie në detektor.

Përthithja e rrezeve X varet nga trashësia e shtresës, dendësia e indeve dhe numri atomik i elementeve prej të cilëve përbëhen indet e organit të shqyrtuar. Duke ditur që organizmi i njeriut në një shkallë të lartë përbërhet prej indeve me dendësi të përafërta me atë të ujit, dallimi në mes të përthithjes së rrezeve X nga ato, është i vogël.

### **3.3.1. Aparatet CT dhe llojet e tyre**

Aparatet CT përbëhen prej një numri të madh të nënsistemeve dhe njësive që mundësojnë të gjitha funksionet e duhura për Tomografi të Kompjuterizuar. Aparatet CT bashkëkohorë, kanë ndërtim thuajse të njëjtë të komponentëve përbërës.

Funksionet kryesore të aparateve CT janë [26]:

- Prodhimi i rrezeve X;
- Matja e dobësimit të rrezeve X pas kalimit nëpër trup;
- Përfitimi i sinjaleve elektrike nga vlerat matëse të dobësimit;
- Shndërrimi i sinjaleve elektrike në vlera dixhitale, që përpunohen nga kompjuterët;
- Paraqitja dhe analiza e figurës në sistemin monitor, dhe
- Ruajtja e imazheve në pajisjet elektronike (hardisc).

Çdo ndryshim themelor në sistemin tub-detektor tek aparatet CT njihet si gjeneratë e CT-skanerëve (Berland, 1987). Gjeneratat e aparateve CT kanë ndryshuar nga gjenerata e parë, e konstruktuar në 1972 deri në këto të viteve të fundit që konsiderohen si gjenerata e pestë. Zhvillimi i çdo gjenerate të re të aparateve CT ka sjellë ndryshime në zvogëlimin e kohës për ekzaminime me këto aparate dhe rritjen e cilësisë së imazheve të fituara.



### ➤ Gjenerata e parë dhe e dytë e aparateve CT

Aparatet CT të *gjeneratës së parë* kishin vetëm një detektor, që së bashku me tubin e rrezeve X lëviznin në mënyrë translatore dhe rrethore. Këto aparate shfrytëzonin një tufë të kolimuar të rrezeve X duke mundësuar rrotullimin e tubit vetëm me  $180^{\circ}$ . Ekzaminimet me këtë lloj aparati ishin të zgjatura në kohë (rreth 5 minuta), gjatë së cilës pacienti nuk duhej të lëvizte. Një nga problemet më të rëndësishme të këto aparate CT, ishin artifaktet lëvizëse dhe cilësia e dobët e imazheve të fituara.

Aparatet CT të *gjeneratës së dytë* bazohen në gjeometrinë e tufës së hollë zgjeruese dhe lëvizje translativ-rrotulluese të sistemit tub-detektor. Edhe të këto aparate, rrotullimi i tubit mundësohej vetëm për  $180^{\circ}$ . Rritja e numrit të detektorëve dhe mundësia e lëvizjes së tubit, sollën si pasojë zvogëlimin e kohës së ekzaminimit në intervalin nga 20 deri në 60 sekonda [28].

Aparatet CT të *gjeneratës së parë* dhe të *dytë* kanë dalë nga përdorimi, meqenëse ata janë zëvendësuar me aparatet CT të *gjeneratës së tretë* dhe të *katërt*, të cilët për nga aspekti teknologjik janë më të avancuar.

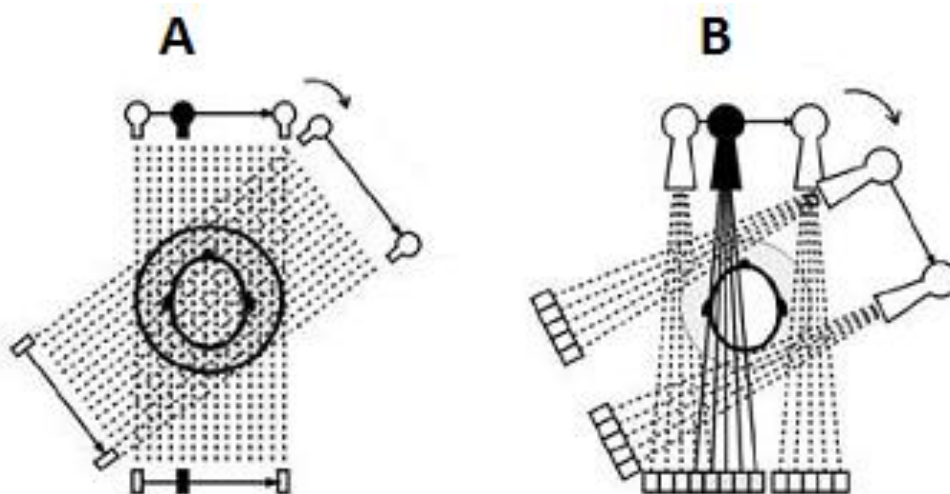


Fig. 3.6. Parimi i funksionimit të aparateve CT: A) gjenerata e parë, dhe B) gjenerata e dytë

### ➤ Gjenerata e tretë dhe e katërt e aparateve CT

Lëvizja translativ-rrotulluese e sistemit tub-detektor që u përdor në aparatet CT të *gjeneratës së parë* dhe të *dytë*, bënte që ekzaminimet të kryheshin për një kohë relativisht të gjatë. Kjo shtroi si detyrë kryesore që tek aparatet CT të *gjeneratës së tretë* të zvogëlohej koha e ekzaminimeve deri në disa sekonda. Koha e shkurtër do të mund të lejonte kryerjen e ekzaminimeve pa patur nevojë që pacientët të mbanin frymën gjatë ekzaminimeve të abdomenit dhe duke shmangur shfaqjen e artifakteve në imazhet e rikonstruktura.

Aparatet CT të *gjeneratës së tretë* mbështeten në parimin e rrotullim-rrotullimit të sistemit tub-detektor dhe gjeometri tufe të hollë dhe të gjerë. Te skanerët e kësaj gjenerate, sistemi tub-



detektorë në vazhimesi rrotullohet rreth pacientit me  $360^{\circ}$ . Koha e skanimit të këto aparate CT është reduktuar në 1 deri 4 sekonda (Wegner, 1993).

Aparatet CT të *gjeneratës së katërt* bazohen në gjeometri të tufës së gjerë dhe rrotullim të plotë të vetëm tubit të rrezeve X, rreth detektorëve të palëvizshëm të vendosur në një unazë në gantrin e aparatit CT. Numri i detektorëve në këto aparate CT varion nga 300 deri në 4000.

Koha e ekzaminimit me anë të këtyre aparateve CT është e rendit të 1 sekonde (Goldman, 2007).

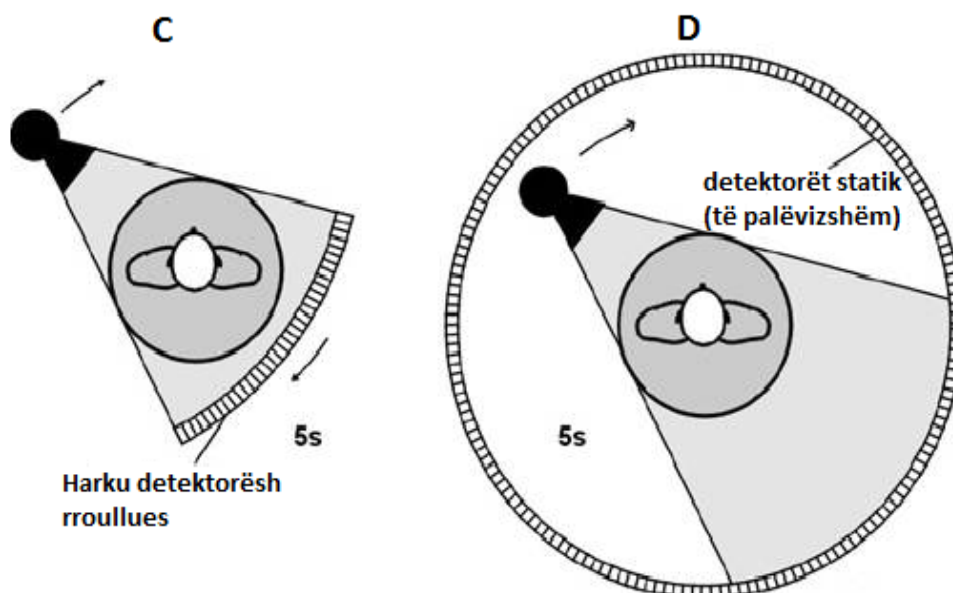


Fig. 3.7. Parimi i funksionimit të aparateve CT : C) të gjeneratës së tretë dhe D) të gjeneratës së katërt

#### ➤ Gjenerata e pestë e aparateve CT

Gjenerata e pestë e aparateve CT është projektuar në mënyrë të veçantë për nevojat e procedurave kardiologjike dhe te këto aparate CT, të gjitha pjesët e tij janë të palëvizshme. Në vend të tubit të zakonshëm të rrezeve X, përdoret një tub i madh në të cilin tufa e elektroneve drejtohet për nga anodat unazore që prodhojnë rrezatim, i cili përfshin radhazi të gjithë trupin e pacientit. Në këtë mënyrë është e mundur që në të njëjtën kohë të kryhet përpunimi i të dhënave nga katër drejtime për një kohë prej rreth 50 ms, që është shumë e rëndësishme në procedurat kardiologjike (Bushberg, 2001).

### 3.3.2. Tomografia e kompjuterizuar spirale (helikale)

Më sipër u shqyrtuan aparatet CT që njihen si “konvencional”. Këto aparate CT sigurojnë prerje (slice) të njëpasnjëshme dhe karakterizohen nga moslëvizja e shtratit të pacientit gjatë kryerjes së ekzaminimeve. Ndërkohë, në aparatet CT spirale, mënyra e skanimit konsiston në rrotullimin e vazhdueshëm të tubit të rrezeve X së bashku me zhvendosje lineare të shtratit (përgjatë boshtit

z), të pacientit përmes unazës së gantrit, me qëllim që të përfitohen të dhënat volumetrike (tri dimensionale) [30].

Futja në përdorim e teknologjisë së unazave rrëshqitëse, mundësoi zhvillimin e tomografisë së kompjuterizuar spirale [30]. Teknologjia e unazave rrëshqitëse përbëhet nga grupe të shumta të unazave paralele dhe komponentëve elektrik që rrotullohen pa ndonjë kufizim nga kabllot. Të dhënat e gjenerura merren nga furçat fikse të kontaktuara me unaza të shumta paralele. Me anë të kësaj teknologjie, mundësohet që tubi i rrezeve X të furnizohet me tension pa ndonjë pengesë.

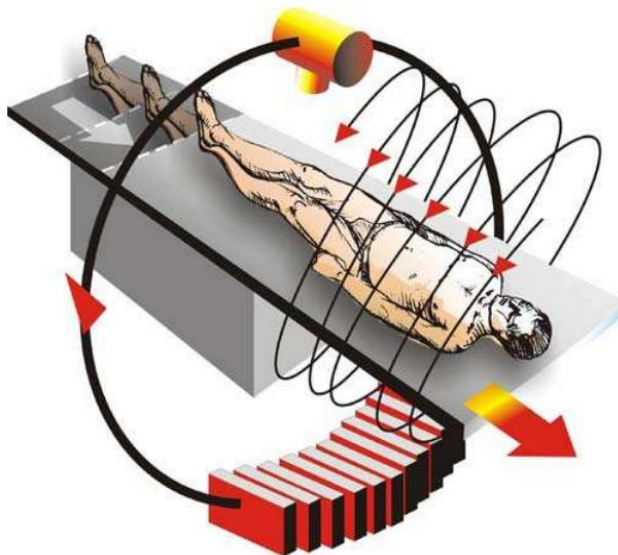


Fig. 3.8. Parimi i funksionimit të aparatit CT spiral

Teknologjia e unazave rrëshqitëse është përdorur edhe në aparatet CT të gjeneratës së tretë dhe të katërt, për të lejuar rrotullimin e vazhdueshëm të tubit të rrezeve X me  $360^\circ$  për të mundësuar mbledhjen e të dhënave në mënyrë të vazhdueshme. Me rrotullimin e tubit të rrezeve X, harku mbajtës i detektorëve regjistron pamje të marra nga tubi i rrezeve X në kënde të ndryshme. Këto pamje interpolohen përpara rikonstruktimit duke shfrytëzuar projeksionin e filtrit kthyes [30]. Te sistemet e tomografisë së kompjuterizuar spirale futet koncepti i faktorit pitch, që përcaktohet si raport i zhvendosjes së shtratit të pacientit për një rrotullim të plotë ( $360^\circ$ ) me kolimin e tufës së rrezeve X [29, 30].

### 3.3.3. Tomografia e Kompjuterizuar Shumështresore (MSCT)

Dallimi themelor ndërmjet aparateve CT njëstresorë (SSCT) dhe atyre shumëstresorë (MSCT) qëndron në projektimin e rradhitjes së detektorëve në mbajtësen harkore (fig.3.9). Vargu i detektorëve tek aparatet CT njëstresor është njëdimensional. Kjo nënkupton që në një rresht të vetëm, janë të vendosura shumë elemente detektorësh, zakonisht 750 apo më shumë. Detektorët e vendosur në drejtim të trashësisë së shtresës (drejtimi sipas boshtit z) janë monolit, që

nënkupton se janë si një tërësi e vetme me gjatësi rreth 20 cm, që mundëson detektimin e tufës së rrezeve X, përfshirë edhe gjysëmhiqjen (penumbran) e profilit të dozës. Tek aparatet CT shumë shtresorë elementet monolite të detektorëve janë të ndara në shumë elemente të tjera detektorësh përgjatë drejtimit të boshtit z, pra në drejtim të trashësisë së shtresës. Këto lloje të aparateve CT ndryshe njihen edhe si skanerë shumëdetektorësh aspo skanerë shumërrështorë.

Aparati CT i parë me më shumë se një rresht detektorësh dhe me tufë të zgjeruar në drejtim të boshtit z, u prezantua nga Elscint në 1992 (CT-Twin). Ky aparat CT kishte 2 rreshta detektorësh, duke lejuar të dhënat për dy shtresa të fituara në të njëjtën kohë, dhe është zhvilluar kryesisht për të ndihmuar adresimin e problemit të ngrohjes së tubit të rrezeve X.

Projekti i një prej sistemeve të detektorëve, të shfrytëzuar në një nga aparatet CT të parë shumë shtresorë përbëhej nga 16 rreshta detektorësh, secili me gjatësi prej 1.25 mm në drejtimin z, dhe gjatësi të përgjithshme prej 20 mm. Secili prej detektorëve të 16 rreshtave, në parim, në të njëjtën kohë mund të mbledhë të dhëna për 16 shtresa, secila me gjërësi 1.25 mm. Megjithatë, kjo qasje do të kërkonte trajtimin e një sasive të madhe të dhënash për një kohë shumë të shkurtër, për shkak se një aparat CT tipik mund të marrë 1000 imazhe për një rrotullim të vetëm. Nëse për çdo rresht ka 800 detektorë, atëherë për 16 rreshta gjatë një rrotullimi të vetëm mund të kryhen rreth 13 milion matje me një kohëzgjatje të shkurtër prej 0.5 sekondash [31].

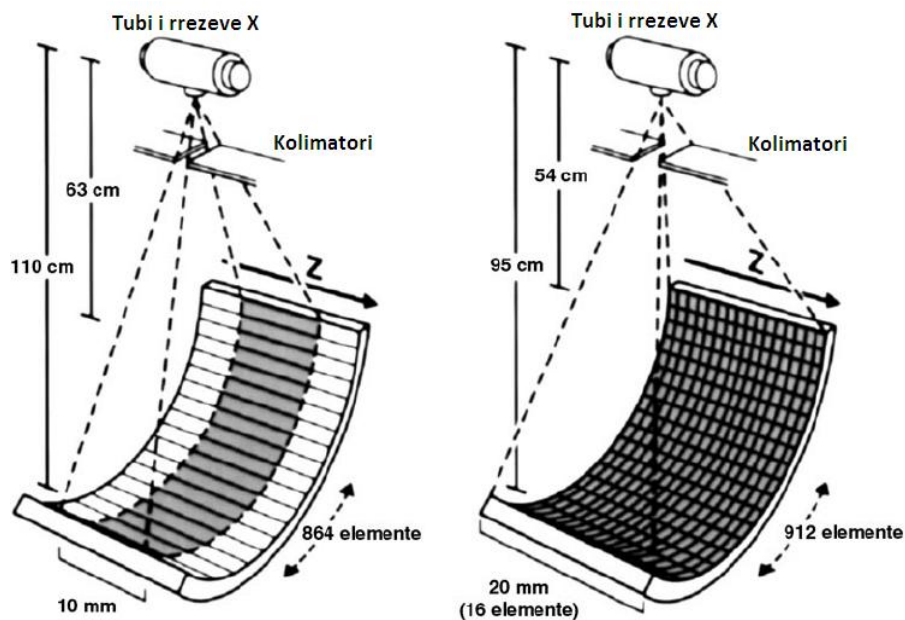


Fig.3.9. Ilustrimi skematik i harkut mbajtës të detektorëve për: (a) elemente detektorësh një shtresorë (SSCT) përgjatë boshtit z, (b) elemente detektorësh shumë shtresorë (MSCT)

Përparësia e këtyre aparateve CT qëndron në mundësinë e skanimit të pjesëve specifike anatomike të organizmit me prerje (shtresa) të holla, çka në mënyrë të ndjeshme përmirëson rezolucionin hapësinor në drejtimin gjatësor (z) [32].

### 3.4. RIKONSTRUKTIMI I IMAZHEVE NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR

Gjatë bashkëveprimit të rrezatimit  $X$  me organizmin e pacientit, mund të ndodhë që: (a) fotoni të bashkëveprojë me indin dhe të përthithet, (b) fotoni të bashkëveprojë me indin dhe të shpërhapet nën një kënd të caktuar dhe (c) fotoni të kalojë nëpër trupin e pacientit pa u përthithur. Fotonet të cilat nuk përthithen, do të arrijnë detektorët e aparatit CT, duke u shndërruar në sinjale elektrike, të cilat më pas përpunohen nga sistemi kompjuterik për të gjeneruar imazhin diagnostik.

Me rikonstruktim të imazheve në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar kuptohet formimi i imazhit nga të dhënat e fituara gjatë skanimit dhe paraqitjen e tij në monitor. Siç është theksuar më sipër, procesi i përfitimit të imazheve në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar bazohet në radhitjen e vlerave të matura të dobësimit të rrezeve  $X$  në çdo pikë të objektit (trupit të pacientit). Dobësimi i tufës së rrezeve  $X$  gjatë kalimit në inde përcaktohet nga koeficienti linear i dobësimit ( $\mu$ ), që është funksion i energjisë së rrezatimit  $X$  dhe i përbërjes së indit nëpër të cilin ai kalon. Për përcaktimin e koeficientit linear të dobësimit  $\mu$  duhet të dihet përbërja e çdo pike të objektit që përbëhet nga shumë elemente, kurse vetë objekti mund të paraqitet me rrafshet e seksioneve dypërmasore ("pixel"- picture element) me një numër të caktuar kolonash dhe rreshtash, të cilat futen në matricë. Çdo vlerë të matur të koeficientit të dobësimit  $\mu$  në matricë i përket një pozicioni të caktuar në objekt. Në këtë mënyrë fitohet figura "numerike" (dixhitale) e objektit, e cila elektronikisht transmetohet në memorjen e kompjuterit (Fig. 3.10).

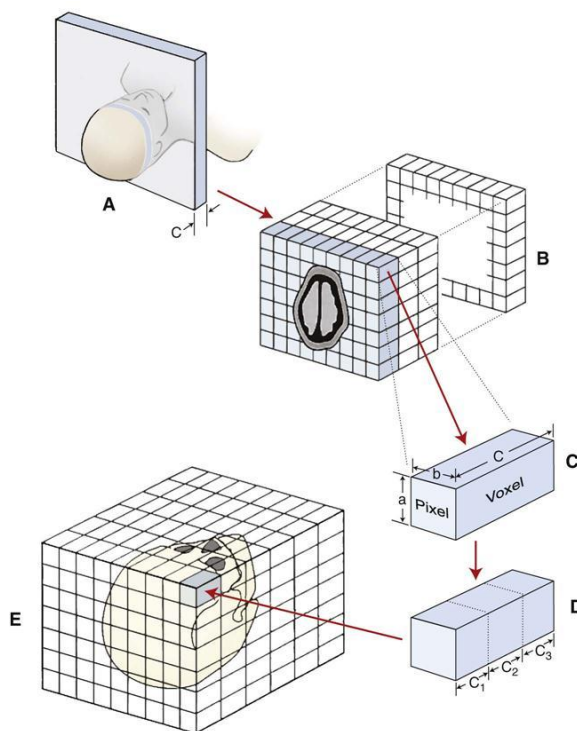


Fig. 3.10. Ilustrimi skematik i formimit të imazheve në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar

Rikonstruktimi i imazhit kryhet nëpërmjet një algoritmi, me anë të cilit fitohet radhitja dypërmasore e koeficientëve të dobësimit, të llogaritur nga një numër i mjaftueshëm projeksionesh. Në varësi nga lloji i aparatit CT, ekzistojnë shumë algoritme të përsosura. Aparatet CT bashkëkohore përdorin algoritme të bazuara në transformimet Furie. Për mënjanimin e ndikimeve të elementeve kufitare, përdoren filtrat matematikorë përkatës, me të cilët fitohet një figurë më e pastër.

Pas zgjedhjes, bëhet përcaktimi elektronik i shkallës së nxirjes për çdo element të matricës, në varësi të vlerave të llogaritura me qëllim transmetimin e tyre në monitor. Përthithjes së plotë i përgjigjet ngjyra e zezë, kurse përthithjes së dobët, ngjyra e bardhë. Zona e ngjyrës gri (hirtë) prej asaj të zezë deri te ngjyra e bardhë, në imazhin e CT-së përfshin disa mijëra vlera ngjyrash me nuanca të ndryshme. Këtë numër të nuancave të ngjyrave, syri i njeriut nuk është në gjendje t’a dallojë.

### 3.5. SHPËRNADARJA E DOZËS GJATË EKZAMINIMEVE ME APARATET CT

Dihet se doza sipërfaqësore në radiografinë standarde është rreth 1000 herë më e madhe se ajo që fitohet në dalje të trupit të ekzaminuar, kurse gjatë ekzaminimeve me aparate CT ku burimi i rrezatimit rrotullohet rreth objektit (trupit), shpërndarja apo radhitja e dozës është uniforme në gjithë sipërfaqen e objektit. Në këtë rast raporti mes dozës sipërfaqësore dhe asaj në qendër të objektit të ekzaminuar është dukshëm më i vogël.

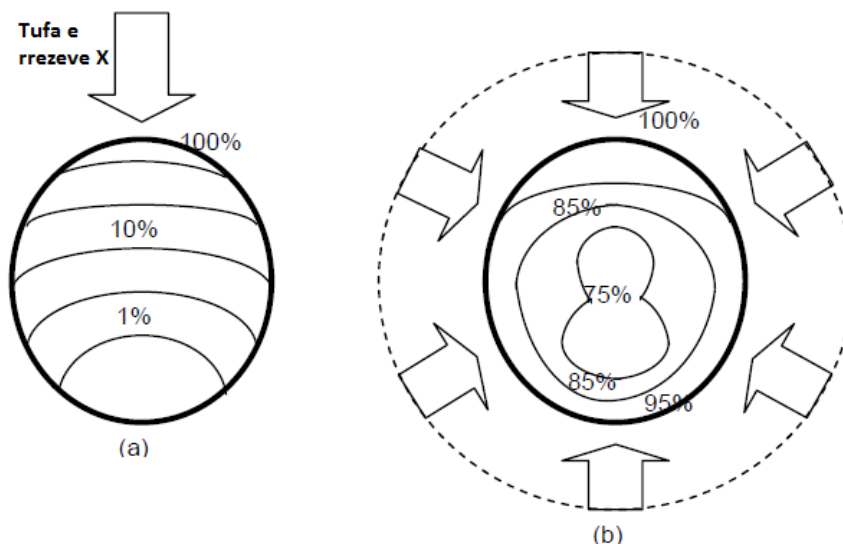


Fig. 3.11. Shpërndarja së dozës në trupin e pacientit: (a) në radiografinë standarde, dhe (b) në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar.

Doza sipërfaqësore e marrë gjatë ekzaminimeve me aparatet CT varet nga numri i projeksioneve për një skanim (dhe, gjithsesi nga numri i skanimeve), që për shtresa me trashësi 2-8 mm është

prej 5 deri 12 *mGy*, gjatë kushteve të rrezatimit me 125 *kV* dhe 100 *mAs*. Fuqia e dozës në distancën prej 1 *m* nga qendra e rrotullimit është 2 deri 4  $\mu\text{Sv}$  për një skanim dhe varet nga trashësia e objektit.

### 3.6. TEKNIKAT E ZVOGËLIMIT TË DOZËS

Përdorimi klinik i aparateve të para CT shënoi një zhvillim të rëndësishëm cilësor të ekzaminimeve në radiologjinë diagnostikuese. Në stadet e para të përdorimit, koha e ekzaminimeve me aparatet CT ishte relativisht e gjatë dhe shkonte deri në 20-30 minuta. Më vonë, përsosja teknologjike mundësoi që koha e skanimit të reduktohet shumë dhe sot ekzaminimet kryhen në disa sekonda duke shfrytëzuar mënyrën e skanimit helikal ose spiral dhe teknologjinë e unazave rrëshqitëse [33, 34, 35]. Po ashtu, janë arritur përmirësime të dukshme në cilësinë e imazheve duke u mbështetur në teknologjinë e detektorëve me efektivitet të lartë.

Sot, në përdorim klinik në përgjithësi janë aparate CT të gjeneratës së tretë (burimi i rrezeve X dhe detektorët rrotullohen së bashku), ose të gjeneratës së katërt (burimi i rrezeve X rrotullohet rreth pacientit ndërsa detektorët mbeten të palëvizshëm).

Përkundër zhvillimeve teknologjike dhe avancimit të metodave të ekzaminimit me aparatet CT, dozat e pacientëve mbeten ende të larta. Për të arritur që këto doza të zvogëlohen, janë studiuar dhe vazhdojnë studimet në disa teknika me qëllim reduktimin e dozave gjatë ekzaminimeve me aparatet CT.

Disa nga strategjitë e reduktimit të dozave janë:

Pozicionimi i saktë i pacientit në shtratin e aparatit CT është hapi i parë për t'u siguruar se ndodhemi në kushtet e optimizimit të dozës. Niveli i lartë i zhurmës në imazh mund të paraqitet atëherë kur pacienti nuk është vendosur në pozicionin e duhur. Me pozicionimin e pacientit në izoqendër, eliminohet nevoja për rritjen e rrymës me qëllim reduktimin e zhurmës së imazhit.

Reduktimi i rrymës (mA) dhe tensionit (kV). Marrëdhënia dozë – rrymë (mA) është proporcionale, që do të thotë se nëse rryma është përgjysmuar, po ashtu edhe doza përkatëse është përgjysmuar. Ndërkohë marrëdhënia dozë – tension (kVp) nuk është lineare. Kështu p.sh. në qoftë se tensioni zvogëlohet nga 120 kVp në 100 kVp (zvogëlim 16.5%), do të ndodhë një zvogëlim doze prej pothuajse 40%.

Kufizimi i duhur i gjatësisë së skanimit - Kufizimi i gjatësisë së skanimit ndihmon në reduktimin e dozës së panevojshme te pacientët. Sa më saktë zgjidhet zona e interesit, pra, kufizimi i fillimit dhe mbarimit të skanimit, aq më shumë arrihet të reduktohet doza e pacientit.

Përveç teknikave të lartpërmendura, në praktikë shfrytëzohen edhe teknika tjera që lidhen me avancimin teknologjik dhe integrimin në aparatet CT nga prodhuesit, siç është Kontrolli Automatik i Ekspozimit (AEC - Automatic Exposure Control).

### **3.6.1. Kontrolli Automatik i Ekspozimit (Automatic Exposure Control - AEC)**

Sfidë e përgjithshme në radiologjinë diagnostike mbetet përfitimi i imazheve me cilësi të përshtatshme dhe me sa më pak ekspozim (dozë) të pacientit, në pajtim me parimin ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Në vitet e fundit, ka pasur një interesim në rritje për shtimin e sistemeve të kontrollit automatik të ekspozimit (AEC) në aparatet CT, për të mundësuar procedurat e optimizimit gjatë ekzaminimeve me këto aparate [32, 36-39].

Praktikisht, të gjitha sistemet e aparateve CT që prodhohen në ditët e sotme, kanë të integruar sistemet e kontrollit automatik të ekspozimit (AEC), duke mundësuar operimin me modulim të intensitetit të rrymës në tub në tri përmasa (3D).

AEC është një teknikë që mundëson kryerjen e modulimit automatik të intensitetit të rrymës në tub, dhe që bazohet në formën dhe madhësinë e trupit të skanuar dhe aftësinë e dobësimit të rrezatimit nga ky trup, duke arritur që doza e pacientit dhe cilësia e imazhit të jenë në vlerat e dëshiruara. Fillimisht, nga ana e operatorit zgjidhet një tregues i cilësisë së imazhit që është i përshtatshëm dhe pastaj sistemi automatikisht zgjedh intensitetin e rrymës në tub për të marrë cilësinë e paracaktuar të imazhit dhe duke optimizuar dozën e rrezatimit.

AEC shpesh herë, referohet si kontroll automatik i dozës, meqëse është projektuar për zvogëlimin e dozës së pacientit duke shfrytëzuar teknikën e fiksimit të rrymës (*mA*) dhe/ose ruajtjen e cilësisë së imazhit. Në rastet e ekzaminimit të abdomenit apo toraksit, përmes kësaj teknike mund të arrihet një zvogëlim i dozës së pacientit deri në 30 %. [40].

Duhet theksuar se kjo teknikë jo në çdo rast garanton mundësinë e zvogëlimit të dozës. Studiues të ndryshëm kanë konkluduar se përdorimi i AEC duhet të bazohet në imazhe me cilësi të pranueshme nga aspekti klinik. Heggie [41] ka treguar se për ekzaminime me aparate CT shumështrësorë (MSCT) të pajisur me AEC por pa procedurë optimizimi paraprak, dozat ishin rreth 35 % më të larta se ato të kryera me aparatet CT njështrësor. Pas procedurës së optimizimit, dozat janë zvogëluar në vlerë prej 14 deri në 58 %, dhe në këtë mënyrë dozat për të gjitha ekzaminimet ishin të krahasueshme me ekzaminimet e kryera me aparatet CT njështrësor.

Nëse sistemi i kontrollit automatik të ekspozimit (AEC) është optimizuar në mënyrë të duhur, mund të zvogëlojë dozën e pacientit me rreth 20–40%, duke prodhuar imazhe me cilësi të mjaftueshme për diagnozë të besueshme [42].



Prodhues të ndryshëm të aparateve CT kanë integruar sistemet e ndryshme të kontrollit automatik të ekspozimit, të cilët në parim kanë funksionin e zvogëlimit të dozës së pacientit për cilësi të pranueshme të imazhit. Në tabelën vijuese paraqiten disa detaje lidhur me AEC në aparatet CT të disa prodhuesve të ndryshëm.

**Tabela 3.1. Metodatat e ndryshme të zgjedhura nga prodhuesit e sistemeve të AEC**

| Teknika                           | Parametri i specifikuar                                          | Implikimet                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
|-----------------------------------|------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Auto <i>mA</i> 3D (GE Healthcare) | Indeksi i zhurmës Minimum dhe maksimum <i>mA</i> Smart <i>mA</i> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Implikon nivelin e zhurmës së dëshiruar nga përdoruesi në imazhin e fituar;</li> <li>- Intervali i lejuar i <i>mAs</i> për të arritur indeksin e zhurmës së dëshiruar;</li> <li>- Zgjedhja e këtij funksioni opsional vendos modulimin x-y në modulim z (Auto <i>mA</i>).</li> </ul> |
| CARE Dose 4D (Siemens)            | <i>mAs</i> referente                                             | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Implikon nevojën për cilësi të imazhit të barabartë me atë të fituar me përdorimin e <i>mAs</i> referente të specifikuar në pacient standard të rritur (70-80 kg) apo fëmijë (20 kg).</li> </ul>                                                                                     |
| Z-DOM (Philips)                   | <i>mAs</i> bazë                                                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>- “<i>mAs</i> bazë” përdoren si referencë për të fituar vlerë konstante të zhurmës së imazhit përgjatë boshtit z.</li> </ul>                                                                                                                                                           |
| SureExposure 3D (Toshiba)         | Devijimi standard                                                | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Implikon nevojën për të fituar imazhet me zhurmë të specifikuar të imazhit (devijim standard).</li> </ul>                                                                                                                                                                            |

### 3.7. KALIBRIMI NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR

Ekzistojnë tri arsye kryesore përse duhet të përcaktohet “rrezatimi dalës” (radiation output) te aparatet CT:

Së pari, si pjesë e procedurave të rregullta të kontrollit të cilësisë (QC), është e rëndësishme për të kontrolluar, sipas një rutine të përcaktuar, parametrat e zgjedhura të imazheve, që “rrezatimi dalës” nga tubi i rrezeve X, të mbetet i pandryshueshëm në mënyrë të arsyeshme. Kjo shërben si një tregues i gjendjes së përgjithshme dhe performancës së pajisjeve siç janë stabiliteti i tensionit të lartë, intensiteti i rrymës, spektri i rrezeve X etj.



*Së dyti*, për kryerjen e monitorimit të niveleve të dozave të pacientëve, në mënyrë që të sigurohet optimizimi i duhur i procedurave dhe që të zbatohen praktikat më të mira. Kjo përgjithësisht arrihet duke krahasuar mesataret e dozave të pacientëve me nivelet udhëzuese kombëtare, për ekzaminimet më të shpeshta ose më të rëndësishme.

*Së treti*, për të patur mundësinë e krahasimit të ekzaminimeve me teknika të ndryshme sipas nivelit të riskut nga rrezatimi i tyre (p.sh. risku kancerogjen), apo riskun e imazherisë me rreze X me risqe të tjera jetësore.

Duhet të vihet në dukje fakti se aparatet CT kalibrohen në bazë të matjeve me fantomat standarde, kështu që vlera e shfaqur në ekran përfaqëson një vlerë të përafshuar të dozave reale të pacientëve në varësi të përmasave të tyre. Kjo është me rëndësi, në veçanti për përcaktimin e dozave të pacientët pediatrikë gjatë ekzaminimeve me aparate CT, ku ndryshimi i përmasave të pacientëve është i madh. Zhvillimet aktuale e kanë ngritur këtë problem dhe lidhur me të janë futur faktorë korigjues për sa i përket përmasave të pacientëve.

### **3.7.1. Kalibrimi i dozës së shfaqur në ekran**

Në bazë të standardeve të IEC 2009, është detyrim i prodhuesve që aparatet CT të shfaqin në ekran dozën e përthithur nga pacienti gjatë ekzaminimeve të ndryshme. Në aparatet CT moderne, zakonisht në ekran shfaqen vlerat e  $CTDI_{vol}$  dhe DLP. Kalibrimi i këtyre vlerave të shfaqura, bëhet zakonisht duke realizuar matje me dhomë të jonizuar të formës së lapsit me gjatësi aktive 100 mm dhe duke shfrytëzuar fantomat standarde të dozave në formë cilindrike me gjatësi 140 mm dhe diametër 160 mm dhe 320 mm, të përbëra nga materiali PMMA (polymerthylmetacrylate). Kalibrimi zakonisht kryhet nëpërmjet matjeve që realizohen në një skanim të vetëm në modën aksial dhe faktorët e kalibrimit, të cilët janë fituar nga matjet, më pas përdoren për të gjitha konfigurimet e skanimit.

Fantoma e trupit përdoret për mënyrat e skanimit të trupit me vlera të mëdha të fushës së ngushtë të shikimit, ndërsa fantoma e kokës zakonisht përdoret për mënyrat e skanimit të kokës, përkatësisht për vlera të vogla të fushës së ngushtë të shikimit.

Për përdoruesit është e rëndësishme të dihet se cila nga dy fantomat është shfrytëzuar për kalibrimin e mënyrave të skanimit me protokolle të ndryshme dhe ky informacion zakonisht i jepet përdoruesit nga ana e prodhuesit.

Përgjithësisht, për kalibrimin e aparateve CT shfrytëzohet fantoma me diametër 320 mm për të gjitha protokollat e skanimit (për të rriturit dhe fëmijët).

Disa lloje të aparateve CT shfrytëzojnë fantomën me diametër 160 mm për protokollat e trupit të pacientët pediatrikë. Në rastin e krahasimit, ka një diferencë ndërmjet vlerave të matura dhe

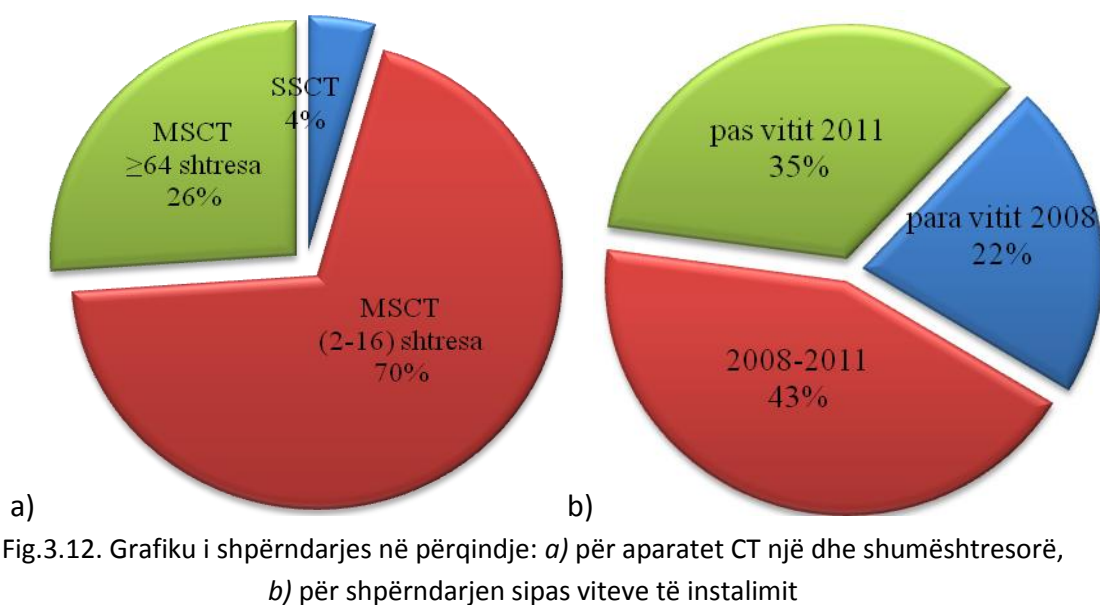
atyre të shfaqura në ekran (monitor) që ndryshojnë deri në dy herë, në varësi të diametrit të fantomës (160 mm apo 320 mm) të shfrytëzuar gjatë kalibrimit [43].

Për disa lloje aparatesh CT, dhoma e jonizimit prej 10 cm mund të mos jetë e mjaftueshme si p.sh. për skanerat e kompanisë Toshiba me 256 shtresa, të cilët gjerësinë nominale të tufës e kanë 12 cm [44].

### 3.8. SISTEMET E APARATEVE CT QË PËRDOREN NË KOSOVË

Në Kosovë aktualisht janë në përdorim gjithsejt 23 aparate CT, të instaluar në qendra të ndryshme diagnostike të sektorit publik dhe privat, të prodhuar nga katër kompani të ndryshme. Shumica e aparateve CT janë prodhuar kryesisht nga kompania Siemens (17). Tre prej skanerave janë prodhime të kompanisë Toshiba, dy janë prodhim i kompanisë Shimadzu dhe një prodhim i General Electric. Përveç faktit që aparatet CT janë nga prodhues të ndryshëm, ata dallojnë edhe nga specifikimet teknike (numri i shtresave) dhe dizajni.

Aparatet CT njëshotsore (SSCT) përbëjnë vetëm 4.35 % të numrit të përgjithshëm, aparatet CT shumëshotsore me 2 deri 16 shtresa përbëjnë 70 %, dhe aparatet CT shumëshotsore me 64 apo më shumë shtresa, përbëjnë 26 % të numrit të përgjithshëm të aparateve CT që aktualisht janë në përdorim në Kosovë. Po ashtu, nga aspekti i instalimit të tyre nëpër qendrat diagnostike 22% e aparateve CT që aktualisht janë në funksion, janë instaluar para vitit 2008, 43 % janë instaluar gjatë periudhës 2008 – 2011 dhe 35 % janë instaluar pas vitit 2011. Në grafikët vijues jepen më shumë hollësi lidhur me këto aparate.



Në tabelën vijuese në mënyrë të detajuar është paraqitur përqindja e shpërndarjes së aparateve CT në varësi të prodhuesit dhe numrit të shtresave.

**Tabela 3.2. Shpërndarja e aparateve CT në varësi të prodhuesit dhe numrit të shtresave**

| Numri i shtresave të aparateve CT | Prodhuës     |              |             |                  | Gjithsej  | Përqindja e shpërndarjes (%) |
|-----------------------------------|--------------|--------------|-------------|------------------|-----------|------------------------------|
|                                   | Siemens      | Toshiba      | Shimadzu    | General Electric |           |                              |
| 1 shtresorë                       | 1            | 0            | 0           | 0                | <b>1</b>  | <b>4.35</b>                  |
| 2 shtresorë                       | 1            | 0            | 0           | 0                | <b>1</b>  | <b>4.35</b>                  |
| 4 shtresorë                       | 1            | 1            | 1           | 0                | <b>3</b>  | <b>13.04</b>                 |
| 6 shtresorë                       | 9            | 0            | 0           | 0                | <b>9</b>  | <b>39.13</b>                 |
| 16 shtresorë                      | 1            | 1            | 1           | 0                | <b>3</b>  | <b>13.04</b>                 |
| 64 shtresorë                      | 4            | 0            | 0           | 1                | <b>5</b>  | <b>21.74</b>                 |
| 128 shtresorë                     | 0            | 1            | 0           | 0                | <b>1</b>  | <b>4.35</b>                  |
| <b>Gjithsej</b>                   | <b>17</b>    | <b>3</b>     | <b>2</b>    | <b>1</b>         | <b>23</b> | <b>100.00</b>                |
|                                   | <b>73.91</b> | <b>13.04</b> | <b>8.70</b> | <b>4.35</b>      | <b>-</b>  |                              |

Përsa i takon shpërndarjes së aparateve CT në sektorin publik dhe privat sipas rajoneve, në territorin e Republikës së Kosovës vërehet se përqindja më e madhe i takon rajonit të Prishtinës, me 2.93 aparate CT për 100 mijë banorë (shih tabelën vijuese). Ndërsa mesatarisht, për çdo 100 mijë banorë të Kosovës ka 1.29 aparate CT.

**Tabela 3.3. Shpërndarja e aparateve CT në sektorin publik dhe privat në rajonet e ndryshme të territorit të Republikës së Kosovës**

| Rajoni          | Numri i aparateve CT |               |           | Përqindja e shpërndarjes (%) | Numri i banorëve [45] | Nr. i aparateve CT për 100 mijë banorë |
|-----------------|----------------------|---------------|-----------|------------------------------|-----------------------|----------------------------------------|
|                 | Publike              | Private       | Gjithsej  |                              |                       |                                        |
| Ferizaj         | 0                    | 3             | 3         | 13.04                        | 185`695               | 1.61                                   |
| Gjakovë         | 1                    | 0             | 1         | 4.35                         | 140`659               | 0.71                                   |
| Gjilan          | 1                    | 0             | 1         | 4.35                         | 181`459               | 0.55                                   |
| Mitrovicë       | 2                    | 0             | 2         | 8.70                         | 232`833               | 0.86                                   |
| Pejë            | 1                    | 0             | 1         | 4.35                         | 174`325               | 0.57                                   |
| Prishtinë       | 4                    | 10            | 14        | 60.86                        | 477`312               | 2.93                                   |
| Prizren         | 1                    | 0             | 1         | 4.35                         | 387`878               | 0.25                                   |
| <b>Gjithsej</b> | <b>10</b>            | <b>13</b>     | <b>23</b> | <b>100.00</b>                | <b>1`780`161</b>      | <b>1.29</b>                            |
|                 | <b>43.48 %</b>       | <b>56.52%</b> |           |                              |                       |                                        |

Në tabelën në vazhdim paraqiten qendrat diagnostike të Kosovës, në të cilat janë instaluar aparate CT.

**Tabela 3.4. Të dhënat e përgjithshme për qendrat diagnostike dhe llojet e aparateve CT**

| Institucioni dhe vendi                | Prodhuesi | Modeli i aparatit CT  | Viti i instalimit |
|---------------------------------------|-----------|-----------------------|-------------------|
| QKUK, Radioterapi, Prishtinë          | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2009              |
| QKUK – Radiologji, Prishtinë          | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2010              |
| QKUK - Radiologji, Prishtinë          | Siemens   | Somatom Sensation 64  | 2010              |
| QKUK – Neurologji, Prishtinë          | Shimadzu  | SCT-7800TC            | 2008              |
| Poliklinika "CT BENI", Ferizaj        | Siemens   | Somatom Emotion 16    | 2016              |
| "CONDOR CT", Ferizaj                  | Siemens   | Somatom AR.HR Spiral  | 2004              |
| "Diagnostika N.A.", Ferizaj           | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2011              |
| "Diagnostika Plus", Prishtinë         | Siemens   | Somatom Plus 4        | 2007              |
| Q.D. "IHC", Prishtinë                 | Siemens   | Somatom Sensation 64  | 2016              |
| Q.D. "EUROMED", Prishtinë             | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2012              |
| Spitali Amerikan, Prishtinë           | Siemens   | Somatom Sensation 64  | 2016              |
| Q.D. "PRIMA", Prishtinë               | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2013              |
| Q.D. "CT Scanner", Prishtinë          | Shimadzu  | Sfida                 | 2006              |
| Spitali Rajonal, Gjilan               | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2009              |
| Q.D. "ALOKA", Prishtinë               | Siemens   | Somatom Definition AS | 2014              |
| Q.D. "REZONANCA", Veternik, Prishtinë | Toshiba   | Asteion 4             | 2006              |
| Q.D. "REZONANCA", Pejton, Prishtinë   | Toshiba   | Aquilon 128           | 2015              |
| Q.D. "KAVAJA", Llapnasellë, Prishtinë | Toshiba   | Aquilon 16            | 2014              |
| Spitali "Sheikh Zayed", Vushtrri      | GE        | Optima CT660          | 2016              |
| Spitali Rajonal, Gjakovë              | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2009              |
| Spitali Rajonal, Prizren              | Siemens   | Somatom Spirit        | 2007              |
| Spitali Rajonal, Pejë                 | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2009              |
| Spitali Rajonal, Mitrovicë            | Siemens   | Somatom Emotion 6     | 2009              |

Për të ruajtur anonimin e qendrave dhe për të shmangur ndonjë keqkuptim të mundshëm me pronarët ose kërkuesit e shërbimeve, në tabelat e rezultateve, qendrave do t'u referohemi me initiale QD – Qendra Diagnostike duke i bashkëngjitur një numër p.sh. QD1.

## KAPITULLI IV

### KONTROLLI I CILËSISË SË IMAZHEVE DHE DOZIMETRIA NË APARATET CT

#### 4.1. KONTROLLI I CILËSISË DHE SIGURIMI I CILËSISË NË APARATET CT

Mbrojtja nga rrezatimi (kontrolli i niveleve të ekspozimit), kontrolli i cilësisë dhe matja e dozës së pacientit, përbëjnë tri shtylla të rëndësishme në programet e sigurimit të cilësisë (Quality Assurance) për radiologjinë diagnostike dhe ato nuk mund të konsiderohen si të ndara [ISO 6215 - 1980, ISO 6215 – 1977, International Organization for Standardisation. Nuclear Power Plants – Quality Assurance, Geneva, 1980 (International Standards ISO 6215 – 1980)].

Në rastin e zbatimit të programeve të sigurimit të cilësisë (QA), zakonisht duhen konsideruar tre objektiva kryesore (WHO 1982):

- Kostoja efektive e përdorimit të burimeve të rrezatimit (shpenzimet);
- Kontrolli i ekspozimit ndaj rrezatimit (rreziqet);
- Përmirësimi / maksimizimi i rezultateve diagnostikuese (përfitimet).

Këta tre faktorë së bashku përbëjnë objektivat kryesore të çdo sistemi të menaxhimit radiologjik, për pacientët që i nënshtrohen procedurave të imazherisë me rreze X. Të njëjtët objektiva zbatohen edhe për aplikimet radioterapeutike, ku rezultatet terapeutike zëvendësojnë rezultatet diagnostikuese në elementin e tretë (përfitimet).

Koncepti i sigurimit të cilësisë (Quality Assurance) në radiologjinë diagnostike konsiston në ndërmarrjen e masave dhe aktiviteteve të nevojshme, të cilat janë të domosdoshme për të përmbushur qëllimet e cilësisë në radiologjinë diagnostike, Qëllimi i cilësisë është sigurimi i një informacioni diagnostik të saktë, duke mbajtur dozat e pacientëve në minimumet e mundshme dhe zvogëlimi i shpenzimeve.

Kontrolli i cilësisë (QC – Quality Control) në radiologji është pjesë qendrore e programit të sigurimit të cilësisë (QA) dhe qëndron në testimin e pajisjeve diagnostike. Kontrolli i cilësisë përbëhet nga një varg testesh të standardizuara për zbulimin e ndryshimeve eventuale në funksionimin e pajisjeve diagnostikuese në raport me nivelin fillestar. Qëllimi i këtyre testeve të cilat kryhen në mënyrë rutine është që të sigurojnë se të gjithë parametrat gjatë procedurave të ekzaminimit janë në përputhje me protokollet standarde operative, duke dhënë imazhe me vlera diagnostikuese, me ekspozime të optimizuara për pacientët.

Ekzaminimet me aparatet CT, sot konsiderohen se përfaqësojnë një "standard të artë" për rezultatet diagnostike, dhe përbëjnë 5% të ekzaminimeve radiologjike në shkallë botërore dhe

kontribuojnë sa një e treta e dozës kolektive lidhur me ekspozimet mjekësore. Sipas studimeve amerikane, vlerësohet se ekzaminimet me aparatet CT përbëjnë rreth 11% të numrit të përgjithshëm të ekzaminimeve diagnostike që kryhen në ShBA [46].

#### 4.2. PROTOKOLLI PËR KONTROLLIN E CILËSISË (QC)

Protokolli për kontrollin e cilësisë së aparateve CT konsiston në testet e pranimit dhe ato periodike që kryhen në këto aparate. Ky protokoll përfshin:

1. Verifikimin e të dhënave për llojin, tipin (modelin) dhe karakterisitkat e aparatit CT;
2. Kontrolli i mjedisit në të cilin është vendosur aparati CT nga aspekti i sigurisë së përdorimit të tij;
3. Testimi i sistemit të sigurisë në aparatit CT, në veçanti i butonave të funksionimit, mjeteve sinjalizuese për kontroll në distancë, mundësia e përdorimit në pajtueshmëri me specifikimet e dhëna nga prodhuesi, dhe
4. Testimi i parametrave të caktuar të aparatit CT me qëllim verifikimin e nivelit të pranueshëm të cilësisë së informacionit diagnostik me ekspozim minimal të pacientit.

Kriteret e pranimit të këtyre parametrave janë dhënë në tabelën 4.1.

**Tabela 4.1. Llojet e testeve për cilësi të imazheve në aparatet CT dhe kriteret e pranimit**

| <i>Testi</i>                                          | <i>Kriteri i pranueshmërisë</i>            |
|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------|
| <b>Llojet e testeve mujore</b>                        |                                            |
| Artifaktet                                            | Pa artifakte                               |
| Zhurma e imazheve                                     | $\pm 20 \%$                                |
| Uniformiteti                                          | $\pm 4$ HU                                 |
| Numri CT për ekuivalent uji                           | $\pm 4$ HU                                 |
| Rezolucioni                                           | Si në rastin e pranimit                    |
| Pragu i kontrastit                                    | Si në rastin e pranimit                    |
| Trashësia e shtresës                                  | $\pm 20 \%$ (nga vlera nominale)           |
| Dritat (sinjalet) për pozicionim                      | $\pm 2$ mm                                 |
| Zhvendosja e shtratit                                 | $\pm 2$ mm                                 |
| <b>Llojet e testeve vjetore</b>                       |                                            |
| Saktësia e tensionit (kV)                             | $\pm 10 \%$                                |
| Saktësia në përsëritjen e tensionit (kV)              | $\pm 5 \%$                                 |
| HVL                                                   | Në varësi të tensionit (kV) të shfrytëzuar |
| Përsëritshmëria e rrezatimit dalës (tube output)      | $\pm 20 \%$                                |
| Lineariteti i rrezatimit dalës (tube output) ndaj mAs | $\pm 20 \%$                                |
| Zhurma                                                | $\pm 20 \%$                                |
| Uniformiteti                                          | $\pm 4$ HU                                 |
| Numri CT për ujin apo materiale ekuivalente           | $\pm 4$ HU                                 |
| CTDI për të gjitha gjerësitë e tufave                 | $\pm 20 \%$                                |
| FWHM                                                  | $\pm 20 \%$                                |

#### 4.2.1. Domosdoshmëria e kontrollit të cilësisë (QC)

Në përgjithësi, kontrolli i cilësisë apo i njohur si kontrolli teknik i pajisjeve me rreze X, është i domosdoshëm sepse:

- Parametrat e pajisjes ndikojnë drejtpërdrejt në cilësinë e imazhit dhe në dozën e pacientit, personelit dhe publikut;
- Parametrat e pajisjes parandalojnë incidentet me pajisjen dhe dhënien e dozave të panevojshme për pacientët.
- Me një program të kontrollit teknik, të zbatuar siç duhet, përdoruesi fiton besueshmërinë e pajisjes;
- Siguron që pajisjet e mirëmbajtura kanë të njëjtat parametra si të rejat;
- Mbahet nën kontroll puna e stafit duke siguruar që cilësia e makinës me rreze X është optimale;
- Zvogëlon shpenzimet.

#### 4.3. PARAMETRAT E CILËSISË SË IMAZHEVE NË APARATET CT

Parametrat që ndikojnë në cilësinë e imazheve të përfituara nga aparatet CT mund të kategorizohen në tri grupe:

1. Parametrat e sistemit matës, siç janë: zhurmat (nga detektorët), spektri i energjisë rrezatuese, rrezatimi i shpërhapur, paqëndrueshmëria e burimit të rrezeve X, paqëndrueshmëria mekanike e sistemit gjatë procesit të skanimit, gjeometria joadekuatë e tufës së rrezeve X etj.
2. Parametrat që lidhen me imazhin dixhital dhe rikonstrukcioni e tij (struktura diskrete, numri përfundimtar i vlerave matëse për një skanim, numri përfundimtar i skanimeve, shkalla jo e vazhdueshme mes ngjyrës së bardhë dhe të zezë etj.);
3. Parametra që rrjedhin nga vetë objekti (përmasat, struktura ose lëvizja e organit gjatë skanimit).

Për të vlerësuar cilësinë e imazheve të përfituara nga skanimi me aparatet CT, duhet që parametrat themelorë të jenë në kuadër të vlerave të përcaktuar si “*base line*”.

##### 4.3.1. Trashësia e shtresës (prerjes)

Faktorët që ndikojnë në trashësinë e shtresës së rikonstruktuar në skanimet spirale janë: kolimimi i tufës së rrezeve X (në veçanti tek aparatet CT njështrësorë - SSCT), gjërësia e detektorëve (në veçanti tek aparatet CT shumështrësorë - MSCT), pitch faktori (shpejtësia e zhvendosjes së

shtratit), algoritmi i interpolimit spiral etj. Për disa prodhues të aparateve CT trashësia e prerjes së rikonstruktuar është e pavarur nga shpejtësia e zhvendosjes së shtratit, për arsye të shfrytëzimit të algoritmit të interpolimit [47].

#### 4.3.2. Artifaktet

Bazuar në numrin e madh të parametrave që marrin pjesë në formimin e imazhit në sistemet CT, mundësia e paraqitjes së gabimeve është relativisht e madhe. Ndërkohë është me rëndësi që të dallohen burimet e gabimeve dhe karakteristikat e tyre, me qëllim zvogëlimin ose mënjanimin e tyre.

Gabimet e paraqitura në imazhet e aparatit CT shpeshherë quhen artifakte. Pra, artifakte janë gabimet që paraqiten gjatë rikonstruktimit të imazheve, që nuk janë prezente në objektin e skanuar. Prania e tyre duhet të verifikohet në mënyrë që të mos sjellin problem rreth përcaktimit të ndryshimeve patologjike në organin e skanuar. Prandaj, njohja e shkaqeve të artifakteve dhe formave të tyre është me shumë rëndësi në diagnostikë.

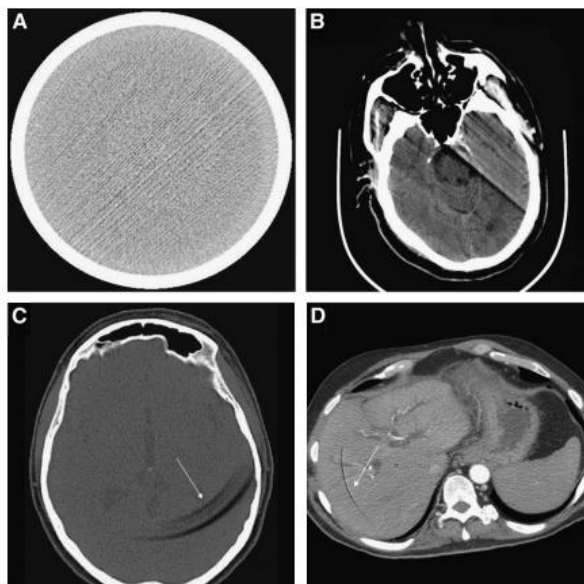


Fig.4.1. Shembuj të shfaqjes së artifakteve: (A) artifakt shtresor, (B) artifakt i lëvizjes, (C dhe D) artifakte unazore (rrethore)

Artifaktet paraqiten në formë të shiritave, rrezeve, zhurmave të përforcuara, rrathëve koncentrikë dhe jo të rregullt, zona të bardha dhe të zeza, etj.

Shkaqet e artifakteve janë të shumta: fizike (zhurma, rrezatimi i shpërhapur etj.), për shkak të lëvizjes së pacientit ose të organeve të caktuara (peristaltika) dhe për shkak të jorregullsisë së sistemit të CT (rrrotullimi jouniform i sistemit tub i rrezeve X – detektor, ndryshimi i tensionit në tub, ndryshimet e temperaturës në elektronikën matëse dhe kontrolluese, gabimet që paraqiten në vetë llogaritësin elektronik etj.).



Në shumicën e rasteve, artifaktet paraqiten në vende me kontrast të lartë (p.sh. indet kockore) dhe shtrihen në drejtim të zonave me kontrast të dobët (indet e buta).

#### 4.3.3. Numri CT

Numri CT paraqet vlerën e dobësisit në imazhin e rikonstruktuar e shprehur në Njësi Hounsfield - HU [48]. Numri CT ( $H_s$ ) i një materiali të caktuar përcaktohet nga shprehja [49]:

$$H_s = K \cdot \frac{\mu_s(E) - \mu_w(E)}{\mu_w(E)} \quad 4.2$$

ku:  $\mu_s(E)$  dhe  $\mu_w(E)$  paraqesin koeficientët e dobësisit linear për energji të caktuar të tufës së rrezeve X, në ujë dhe në materialin e skanuar.  $K$  është një konstante që e ka vlerën 1000 nëse shkalla e numrit CT shprehet në Njësi Hounsfield. Për të gjithë aparatet CT moderne shkalla në Njësi Hounsfield është shkallë e pranuar për përcaktimin e numrit CT.

Për imazhin që shfaqet në ekran, çdo njësie “piksel” i është caktuar një numër CT që përfaqëson densitetin e indeve. Ky numër është proporcional me shkallën në të cilën materiali ka përthithur (dobësuar) rrezet X brenda njësisë “Voxel”.

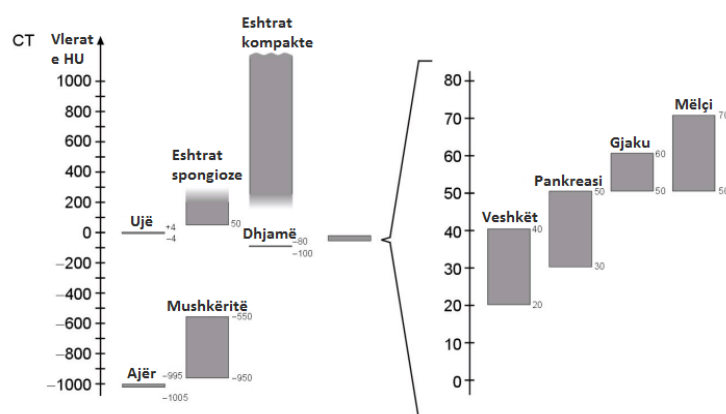


Fig. 4.2. Vlerat e numrit CT për dobësim të normalizuar për materiale të ndryshme

Numri CT, i njohur gjithashtu si Njësi Hounsfield, ndryshon ndërmjet vlerave -1000 dhe +1000, ku secili i korrespondon një nivel i ndryshëm i dobësisit të rrezeve X (Fig. 4.2.).

#### 4.3.4. Zhurma e imazheve

Zhurma e imazheve, zakonisht përcaktohet si matje e devijimit standard të vlerave të “voxel”-it në fantomën homogjene (të ujit). Faktorët të cilët ndikojnë në zhurmën e imazheve janë: tensioni i lartë (kV), intensiteti i rrymës (mA), koha e ekspozimit, kolimimi/trashësia e prerjes së rikonstruktuar, algoritmi i rikonstruktimit apo filtri, pitch faktori (shpejtësia e zhvendosjes së shtatit) etj. Zhurma e imazhit diagnostik është tregues i rëndësishëm i cilësisë së imazheve të aparateve CT, sepse mund të shkaktojë fshehjen e informacioneve diagnostike. Për objekte

homogjene dhe inde, zhurmat mund të njihen përmes fluktuacioneve të dendësisë optike apo ndriçueshmërisë. Kontributi më domethënës për sasinë e zhurmës së imazhit të sistemit diagnostik i atribuohet ndryshimeve të sinjaleve për shkak të fluktuacioneve të rastësishme në numrin e fotoneve të cilat formojnë sinjalin (zhurmën kuantike). Zhurma kuantike është pasojë e natyrës stokastike të proceseve vijuese: (a) formimi i rrezeve X në tub; (b) bashkëveprimi i rrezeve X me materien; (c) bashkëveprimi i fotoneve të shpërhapura me sistemin e detektorëve.

Me zvogëlimin e intensitetit të rrymës së tubit, zvogëlohet edhe doza e rrezatimit, por rritet zhurma e imazhit, e cila mund të sjellë deri në degradim të cilësisë së imazhit.

#### **4.3.5. Rezolucioni hapësinor**

Rezolucioni hapësinor paraqet aftësinë e sistemit për të dalluar detajet e vogla të objektit me kontrast të lartë (p.sh. të indit kockor). Rezolucioni hapësinor shprehet me numrin e çifteve të vijave për 1 cm (frekuenca kufitare e funksionit të transferimit të modulimit, MFT – Modulation Transfer Function), që mund të dallohen me sy. Kjo varet nga madhësia e detektorit dhe tubi i rrezeve X, që tek aparatet CT bashkëkohore është ndërmjet 0.5 – 1.0 mm.

Rezolucioni hapësinor mund të përcaktohet në dy mënyra: (1) duke e matur në mënyrë direkte dhe (2) duke e kalkuluar (përllogaritur). Për të matur nivelin e rezolucionit hapësinor përdoren fantoma të posaçme të njohura si fantoma me çifte linjash (vijash).

#### **4.4. MADHËSITË SPECIFIKE NË PËRCAKTIMIN E DOZËS NGA SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR**

Në përgjithësi, madhësitë e dozës së rrezatimit përfshijnë dozën e përthithur dhe dozën efektive, ndërsa si madhësi specifike në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar (CT) përdoren Indeksi i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar (CTDI), Produkti Dozë-Gjatësi (DLP) dhe doza efektive.

Në vazhdim jepen përkufizimet e madhësive të lartpërmendura.

##### **4.4.1. Indeksi i Dozës së Tomografisë së Kompjuterizuar (CTDI)**

Në tomografinë e kompjuterizuar (CT) me rreze X, parametri më i përgjithshëm që përdoret për të vlerësuar dhe minimizuar dozën e pacientëve është Indeksi i Dozës së aparatit CT (CTDI).

Koncepti i CTDI u fut për herë të parë nga Shope [50] duke e përkufizuar atë si integral të dozës së rrezatimit të një skanimit përgjatë boshtit z, të normalizuar ndaj trashësisë së një seksioni të imazhit, ose sikurse quhet “trashësi e shtresës”.

Në këtë mënyrë matja e CTDI nëpërmjet dhomës së jonizimit u bë metoda mbizotëruese për matjen e dozës në sistemet CT.

Për matjen e CTDI, doza e rrezatimit nga një skanim i vetëm grumbullohet nga dhoma e jonizimit 10 cm dhe më tej doza e integruar normalizohet në gjerësinë e tufës nominale (Fig. 4.3).

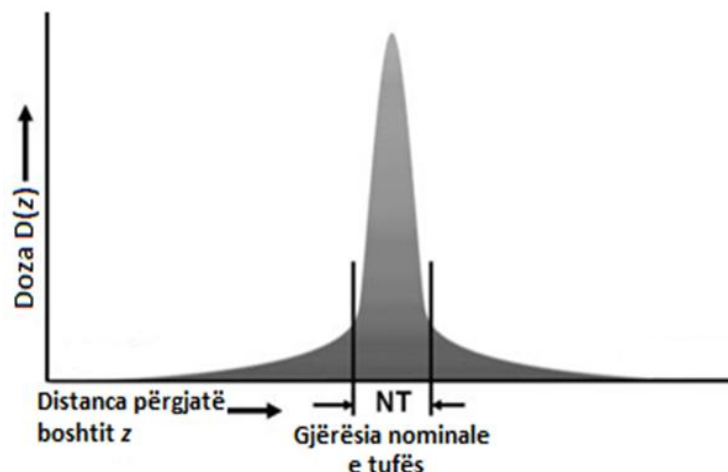


Fig. 4.3. Profili i dozës së rrezatimeve me aparat CT përgjatë boshtit z

Nga figura vërehet se doza përgjatë boshtit z paraqet një maksimum në pozicionin ku tufa e rrezatimit bashkëvepron me shtresën. Profilet e kurbave në të majtë dhe në të djathtë të zonës së maksimumit, paraqesin “bishtat” të cilat krijohen nga rrezatimi i shpërhapur. Integrali i zonës nën maksimumin e kurbës (zona NT) normalizohet ndaj gjerësisë së tufës nominale për të përcaktuar CTDI. Indeksi i dozës CTDI jepet nga integrali i mëposhtëm:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad 4.3$$

ku:  $T$  – paraqet gjerësinë e shtresës dhe  $D(z)$  shpërndarjen e dozës përgjatë ose paralel me rrotullimin e gantrit që simbolizohet me boshtin  $z$  [51].

Sikurse shihet, CTDI nuk është dozë e një pike, por një dozë e mesatarizuar për një volum. Ndonëse CTDI matet duke përdorur një skanim të vetëm, kjo madhësi mund të përdoret për të vlerësuar dozën mesatare nga disa skanime.

Për skanime si perfuzioni CT në të cilat shtrati nuk është i lëvizshëm gjatë ekzaminimit, CTDI nuk e përshkruan saktësisht dozën dhe në këtë rast matja e dozës pikësore do të ishte më e përshtatshme. Nga grafiku duket se profili i dozës së rrezatimeve nga një skanim i vetëm shtrihet edhe jashtë kufijve të gjerësisë së skanimit të kolimuar për shkak të efekteve të shpërhapjes së rrezatimit. Zonat jashtë gjerësisë së skanimit nominal njihen ndryshe si “bishtat” e shpërndarjes së dozës. Këto bishta mund të luajnë një rol të rëndësishëm në grumbullimin e dozës nga një seri skanimesh përgjatë boshtit  $z$ . CTDI përfaqëson kështu integralin nën profilin e dozës së

rrezatimeve nga një skanim i vetëm duke përfshirë edhe bishtat e dozës, të pjesëtuar me gjerësinë e tufës nominale  $NT$ , ku  $N$  është e barabartë me numrin e shtresave tomografike të skanuara njëkohësisht në një rrotullim të vetëm të tubit të rrezeve X dhe  $T$  është e barabartë me gjerësinë e një shtrese tomografike përgjatë boshtit  $z$ .

Njësia e Indeksit të Dozës së aparatit CT (CTDI) është Grej (Gy).

#### 4.4.2. Indeksi i dozës së $CT_{100}$ ( $CTDI_{100}$ )

$CTDI_{100}$  paraqet integralin e profilit të dozës së rrezatimit për një skanim të vetëm aksial (sekuencial) të shtresës dhe për kufijtë e përcaktuar të integralit ndërmjet vlerave  $\pm 50$  mm. Madhësia dozimetrike  $CTDI_{100}$  përcaktohet si:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) dz \quad 4.4$$

CTDI e normalizuar ( $nCTDI$ ) është madhësi që paraqet herësin e CTDI dhe intensitetit të rrymës së shumëzuar me kohën e ekspozimit ( $mAs$ ), përkatësisht:

$$nCTDI_{100} = \frac{CTDI_{100}}{Q} \quad 4.5$$

ku:  $Q$  – paraqet produktin e intensitetit të rrymës dhe kohës së ekspozimit.

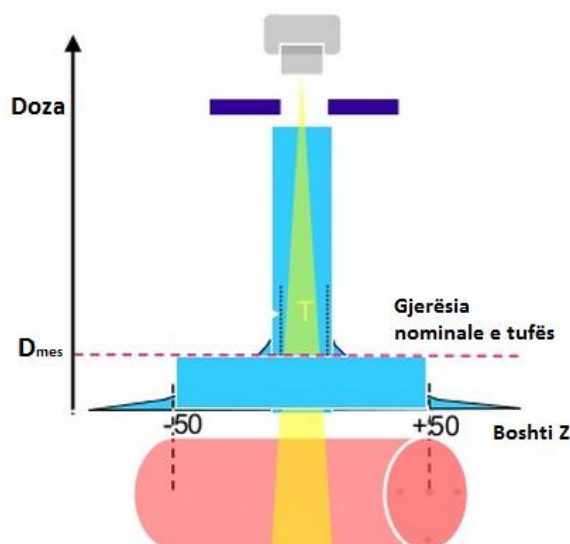


Fig.4.4. Paraqitja skematike e matjes së një profili doze

CTDI e normalizuar ( $nCTDI$ ) është karakteristikë e një modeli të caktuar të aparateve CT. Ajo paraqet kapacitetin e rrezatimit dalës (tube output) të aparatit CT dhe përdoret kryesisht për krahasimin e aparateve të ndryshme dhe nuk ka asnjë kuptim kur është fjala për dozat e pacientëve gjatë ekzaminimeve me aparate CT.

#### 4.4.3. CTDI e ponderuar ( $CTDI_w$ )

CTDI e ponderuar ( $CTDI_w$ ) paraqet vlerën mesatare të dozës për një shtresë të caktuar dhe përfitohet me kombinimin e vlerave të matura të  $CTDI_{100}$  në qendër të fantomës ( $q$ ) dhe atyre në pozitat periferike të fantomës ( $p$ ). Ai jepet sipas shprehjes:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \left( \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 CTDI_{100,p,i} \right) \quad 4.6$$

Matja e  $CTDI_w$  kryhet zakonisht në një fantomë homogjene cilindrike që imiton pacientin. Si pasojë vlerat e fituara nga këto matje paraqesin një dozë mesatare që përaftron dozën e pacientit. CTDI zakonisht matet me një dhomë jonizimi në formë lapsi me gjatësi 10 cm, ndonëse janë zhvilluar edhe metoda matëse që përdorin detektorë alternativ, si p.sh. detektorët me lumineshencë ose me gjysmëpërçues.

Për matjen në praktikë të  $CTDI_w$  janë përcaktuar dy fantoma standarde. Të dy fantomat përbëhen nga cilindra prej polimetilmetakrilati (PMMA) me lartësi të njëjtë prej 14 cm. Fantoma që përdoret për ekzaminimin e kokës është me diametër 16 cm dhe ajo që përdoret për ekzaminimin e trupit është me diametër 32 cm. Këto fantoma referohen përkatësisht si fantoma CTDI për kokën dhe trupin.

Përshkrimi më i detajuar i metodologjisë së matjeve të CTDI duke shfrytëzuar këto lloj fantomash jepet në kapitullin vijues në pikën 5.7.

CTDI matet për një gjatësi që varet nga gjerësia e tufës nominale dhe për të standardizuar këtë gjatësi përcaktohet një distancë prej 10 cm. Sikurse u tregua, matja e CTDI kërkon integrimin e profilit të dozës nga një skanim i vetëm për kufij të caktuar integrimi. Këto kufij janë  $\pm 5$  cm duke nisur nga qendra e profilit të dozës. Këto kufij korrespondojnë gjithashtu me gjatësinë prej 10 cm të dhomave të jonizimit, që përdoren për këto matje. Në këtë mënyrë për të matur CTDI nevojitet dhoma e jonizimit në formë lapsi me gjatësi 10 cm dhe me vëllim aktiv  $3.14 \text{ cm}^3$ , si dhe dy fantomat standarde prej PPMA (Fig. 4.4).



Fig. 4.5. Pajisjet bazë për matjen e CTDI

Në figurën 4.4 janë paraqitur dy fantomat standarde dhe dhoma e jonizimit në formë lapsi me gjatësi 10 cm (majtas), dhe një elektrometër integruar (djathtas). Fantomat gjatë matjeve vendosen pingul me planin e boshtit të CT, kurse dhoma e jonizimit vendoset në vrimat e krijuara në fantomë.

#### 4.4.4. Pitch Faktor (p) i aparatit CT

Te skanimet spirale shtrati i pacientit zhvendoset ndërkohë që sistemi tub i rezeve  $X$  – detektorë, rrotullohet, duket përshkruar një rrugë spirale rreth shtratis të pacientit. Ky proces gjatë skanimit spiral percaktohet me faktorin pitch (*pitch faktori  $p$* ), i cili karakterizon shpejtësinë e skanimit. Ai paraqet raportin e zhvendosjes së shtratis të pacientit ( $mm$ ) gjatë një rrotullimi të sistemit tub i rezeve  $X$  – detektorë dhe trashësisë së shtresës (slice-it) të shprehur në njësi  $mm$ .

Nëse vlera e pitch faktorit është e barabartë me 1, nënkupton se pjesët e prerjeve (shtresave) janë të bashkuara; në rast se vlera e pitch faktorit është më e vogël se 1, pjesët e prerjeve (shtresave) do të mbivendosen dhe nëse vlera e pitch faktorit është më e madhe se 1, ndërmjet prerjeve (shtresave) do të ketë zbrazëtirë. Sipas Komisionit Ndërkombëtar për Elektroteknikë (IEC), CT pitch faktori përcaktohet si:

$$pitch = \frac{\Delta d}{N \cdot T} \quad 4.7$$

ku:  $\Delta d$  - paraqet zhvendosjen e shtratis të pacientit për një rrotullim,  $T$  - paraqet gjerësinë nominale të shtresës (mm),  $N$  është numri i shtresave simultane tomografike për një rrotullim ( $N=1$  për SSCT dhe  $N>1$  për MSCT), ndërsa  $N \cdot T$  është kolimimi nominal i tufës.

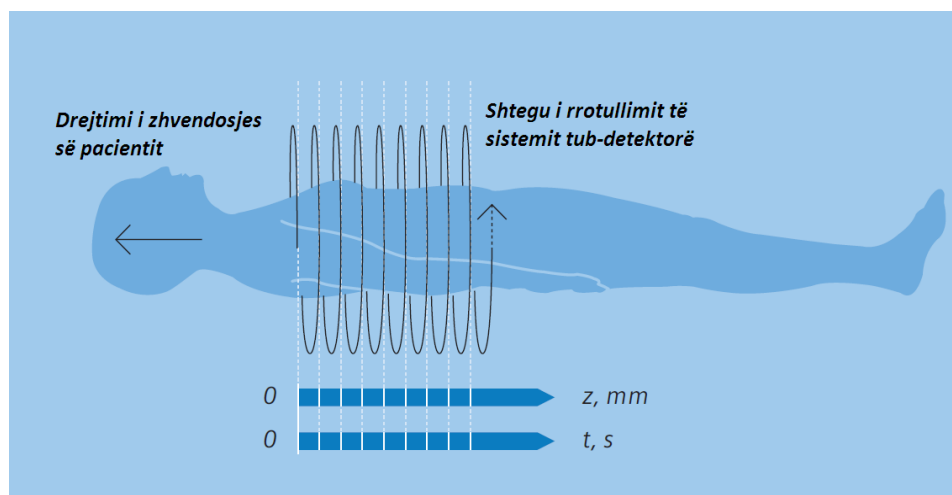


Fig. 4.6. Paraqitja skematike e mënyrës spirale të skanimit.

Nëse vlera e pitch faktorit rritet, softi (programi) i aparatit CT shumështrësorë (MSCT) në mënyrë automatike do të rrisë intensitetin e rrymës ( $mA$ ), kështu që zhurma e imazhit dhe doza e

pacientit do të mbetet relativisht të pandryshueshme me ndryshimin e vlerës së pitch faktorit [52].

#### 4.4.5. Indeksi Vëllimor i Dozës së CT ( $CTDI_{vol}$ )

Sipas përkufizimit indeksi vëllimor i dozës paraqet dozën mesatare në vëllimin e tërësishëm të skanuar:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad 4.8$$

Në esencë,  $CTDI_{vol}$  bën korrigjimin e vlerës së  $CTDI_w$  për vlerë të CT pitch faktorit dhe përmban informacione për protokolle të caktuara ekzaminimi duke marrë në konsideratë hapësira (boshllëqe) përkatësisht mbivendosjet e krijuara si rezultat i vlerës së CT pitch faktorit.

#### 4.4.6. Doza Mesatare në Skanim të Shumëfishtë (MSAD)

MSAD (Multiple Scan Average Dose) paraqet dozën mesatare të rrezatimit gjatë procedurave të skanimit me aparatet CT që përmbajnë skanet paralele të shumëfishta, dhe jepet si madhësi e  $CTDI$  dhe pitch faktorit. MSAD paraqet dozën mesatare në një interval të shkurtër prej  $-1/2$  deri  $+1/2$  përreth pjesës qendrore të gjatësisë së skanuar ( $z=0$ ), për intervalin e skanimit  $l$ .

Në praktikë, gjithnjë realizohet një numër i madh i prerjeve (shtresave) të njëpasnjëshme, prandaj edhe doza për prerje të caktuar rritet për shkak të kontributit që rrjedh nga prerjet (shtresat) e afërta (bishtave). Në figurën e mëposhtme është paraqitur shembulli i prerjeve me trashësi nominale 1 cm përgjatë boshtit z.

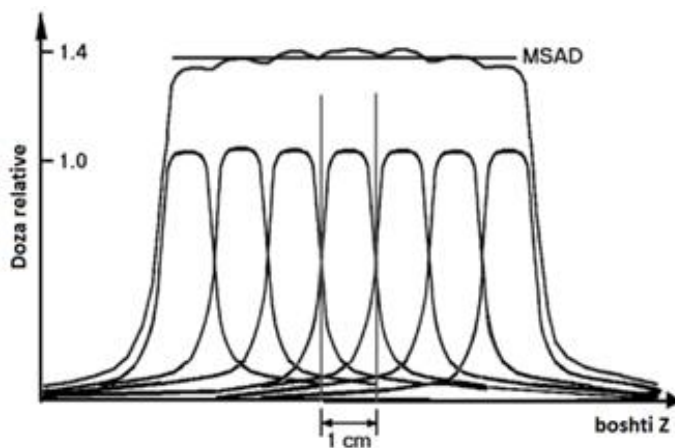


Fig. 4.7. Profilet e dozës mesatare në skanim të shumëfishtë (MSAD)

MSAD për skanimet jospirale mund të vlerësohet nga  $CTDI$  përmes shprehjes së mëposhtme:

$$MSAD = \frac{N \cdot T}{l} (CTDI) \quad 4.9$$

ku:  $N$  - paraqet numrin e skanimeve,  $T$  – paraqet gjërësinë nominale të skanimit ( $mm$ ) dhe  $I$  – paraqet distancën ndërmjet skanimeve ( $mm$ ).

Te sistemet e aparateve CT shumështrësore (MSCT), madhësia  $N \cdot T$  paraqet gjërësinë nominale të përgjithshme, dhe  $I$  i përgjigjet zhvendosjes së shtratit të pacientit përgjatë kohës së një rrotullimi të gantrit. MSAD për skanimet spirale mund të shprehen si:

$$MSAD = \frac{N \cdot T}{I} (CTDI). \quad 4.10$$

#### 4.4.7. Produkti Dozë - Gjatësi (DLP)

Të gjitha madhësitë e shtjelluara më sipër që ndërlidhen me indeksin e dozës së tomografisë së kompjuterizuar (CTDI) janë ato që trajtojnë problemin e dozave lokale në prerjen (shtresën) e trajtuar. Konfuzioni shfaqet nëse shtrohet pyetja: a është doza e pacientit gjatë ekzaminimit me 10 prerje (shtresa), po aq, pra 10 herë më e madhe se sa me vetëm një prerje (shtresë). Edhe pse në shikim të parë nuk duket logjike, në të dy rastet doza mbetet e njëjtë. Kjo “kontraditë” rrjedh nga vetë përkufizimi i dozës së përrthithur, si madhësi e energjisë së përrthithur  $dE$  për njësi të masës  $dm$ , kështu që me rritjen e numrit të prerjeve (shtresave), në mënyrë automatike rritet edhe masa, ndërkaq krahas kësaj masa mbetet konstante [53].

Produkti Dozë - Gjatësi (DLP) është masë e rrezikut të përgjithshëm (dozës) së pacientit. Në tomografinë e kompjuterizuar, DLP paraqet produktin e indeksit të dozës ( $CTDI_{vol}$ ) me gjatësisë së skanimit spiral ( $L$ ):

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L. \quad 4.11$$

Njësia e Produktit Dozë - Gjatësi (DLP) në sistemin SI është  $Gy \cdot m$ .

#### 4.5. DOZA EFEKTIVE TE PACIENTËT

Doza efektive ( $E$ ), siç është theksuar edhe më parë, paraqet shkallën e rrezikut të ekspozimit ndaj rrezatimit dhe mundëson normalizimin e ekspozimeve të pjesëshme, përkatësisht ekspozimin e pjesëve të trupit në raport me ekspozimin e gjithë trupit. Kjo dozë përcakton mundësinë e dëmtimeve shëndetësore për shkak të efekteve stokastike, dhe varet nga gjinia dhe mosha e pacientëve. Për përcaktimin e dozës efektive është e nevojshme të njihen edhe vlerat e radiondjeshmërisë së organeve të veçanta të trupit, gjë që mund të përcaktohet përmes matjeve duke shfrytëzuar fantomat speciale. Me ndihmën e dozës efektive është i mundur krahasimi i ekspozimeve ndaj burimeve të ndryshme të rrezatimit jonizues dhe rrezatimit natyror [53, 54, 55].



#### 4.5.1 Përcaktimi i dozës efektive

Për të përcaktuar dozën efektive ( $E$ ), duhet shfrytëzuar vlera e Produktit Dozë-Gjatësi (DLP) dhe faktori i konvertimit për organin specifik  $k$ , sipas relacionit [55]:

$$E = k \cdot DLP \quad 4.12$$

ku:  $k$  – paraqet faktorin e konvertimit, njësia e të cilit është  $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$  dhe varet nga organi i shqyrtuar dhe mosha e pacientit (shih paraqitjen tabelare të faktorit të konvertimit  $k$  për organe të ndryshme anatomike).

**Tabela 4.2. Doza efektive e normalizuar sipas DLP për të rriturit dhe pacientë pediatrikë, të moshave dhe madhësi trupore të ndryshme [Bongartz et al., 2004]**

| Moshë<br>Regjioni anatomik | $k (mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1})$ |        |        |         |             |
|----------------------------|----------------------------------------|--------|--------|---------|-------------|
|                            | 0 vjet                                 | 1 vit  | 5 vite | 10 vite | Të rriturit |
| Kokë-qafë                  | 0.013                                  | 0.0085 | 0.0057 | 0.0042  | 0.0031      |
| Kokë                       | 0.011                                  | 0.0067 | 0.0040 | 0.0032  | 0.0021      |
| Qafë                       | 0.017                                  | 0.012  | 0.011  | 0.0079  | 0.0059      |
| Krahërori (chest)          | 0.039                                  | 0.026  | 0.018  | 0.013   | 0.014       |
| Abdomen                    | 0.049                                  | 0.030  | 0.020  | 0.015   | 0.015       |
| Pelvis                     | 0.044                                  | 0.028  | 0.019  | 0.014   | 0.015       |

#### 4.6. FAKTORËT QË NDIKOJNË NË VLERËN E DOZËS GJATË EKZAMINIMEVE ME CT

Faktorët të cilët në mënyrë direkte ndikojnë në dozat e rrezatimit gjatë ekzaminimeve me aparate CT janë: energjia e rrezeve X (tensioni), intensiteti i rrymës ( $mA$ ), koha e rrotullimit apo ekspozimit, gjatësia totale e ekspozimit, trashësia e prerjes (slice-it), trashësia e objektit të skanuar dhe dobësimi, faktori pitch, teknikat e reduktimit të dozave siç janë variacioni apo modulimi i intensitetit të rrymës dhe distanca e tubit të rrezeve X deri te izoqendra. Ndërsa, faktorët që ndikojnë në mënyrë indirekte në dozën e rrezatimit janë ato që lidhen me cilësinë e imazhit p.sh. filtri rikonstruktues. Kontrolli automatik i ekspozimit (AEC) dhe rikonstruktimi iterativ kanë më tepër ndikim cilësor sesa sasior në dozën dhe cilësinë e imazhit.

#### 4.6.1. Tensioni i tubit (kV)

Tensioni i tubit paraqet ndryshimin e potencialit ndërmjet katodës dhe anodës në tubin e rrezeve X, përmes të cilit arrihet përshpejtimi i elektroneve. Tensioni i tubit ndikon direkt në energjinë kinetike që fitojnë elektronet deri sa arrijnë tek anoda, si dhe në numrin e bashkëveprimeve para përthithjes së tyre. Si pasojë, rritja e tensionit të tubit, do të shkaktojë rritjen në mënyrë eksponenciale të dozës, ndërkohë që faktorët e tjerë do të mbeten konstant.

Në praktikë, nga ana e operatorëve të aparateve CT, rrallë herë bëhet ndërrimi i vlerave të tensionit nga vlera standarde (120 kV apo 130 kV). Në disa kontrolle shfrytëzohen vlera të ndryshme të tensionit të lartë, por rrallë herë jashtë intervalit 80 – 140 kV [56].

Efekti i tensionit në cilësinë e imazhit është kompleks, sepse ndikon si në zhurmën e imazhit ashtu dhe në kontrastin e tij. Për këtë nevojiten më shumë studime, veçanërisht lidhur me zbatimin e vlerave të ulëta të tensionit në kuptim të avantazheve që ato paraqesin për dozën e rrezatimit, sepse relacioni kompleks ndërmjet kontrastit të indeve, zhurmës së imazhit dhe dozës së rrezatimit varet nga përmasat e pacientit [39].

#### 4.6.2. Intensiteti i rrymës (mA)

Intensiteti i rrymës ndikon në numrin e fotoneve që dalin nga tubi i rrezeve X, sepse përmes intensitetit të rrymës përcaktohet numri i elektroneve që emetohen nga katoda. Për shkaqe praktike përdoret madhësia mAs, d.m.th. produkti i intensitetit të rrymës dhe kohës së skanimit të shprehur në sekonda.

Mënyra më praktike e zvogëlimit të dozës gjatë ekzaminimeve me aparate CT është përmes zvogëlimit të intensitetit të rrymës, sepse doza e rrezatimit është proporcionale në mënyrë të drejtpërdrejtë me intensitetin e rrymës. Kështu që nëse zvogëlojmë intensitetin e rrymës për 50 %, kjo nënkupton se edhe doza e rrezatimit do të zvogëlohet për gjysmë.

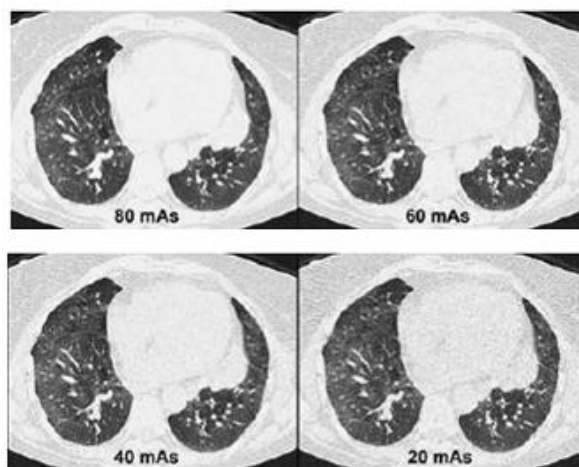


Fig. 4.8. Varësia e cilësisë së imazhit diagnostik nga intensiteti i rrymës

Megjithatë, në rastin e zvogëlimit të intensitetit të rrymës duhet treguar kujdes, sepse në këtë rast do të rritej zhurma e imazhit, e cila ndikon në cilësinë e imazhit diagnostik (Fig. 4.8).

#### **4.6.3. Koha e rrotullimit (ekspozimit)**

Aparatet CT moderne e kanë kohën e rrotullimit të tubit 0.4 sekonda. Si pasojë e zvogëlimit të kohës së rrotullimit ndodh rritja e zhurmës së imazhit, dhe njëkohësisht arritet të zvogëlohet doza e përthithur te pacienti. Për të shmangur zhurmën në imazh, zakonisht kalohet në rritjen e intensitetit të rrymës në tub [27].

#### **4.6.4. Gjatësia totale e rajonit të skanuar (cm)**

Doza e përthithur është në përpjesëtim të drejtë me gjatësinë totale të rajonit të skanuar. Nga ky fakt, është e nevojshme të kufizohet në mënyrë të saktë gjatësia e rajonit, që do t'i nënshtrohet skanimit për të shmangur ekspozimin e panevojshëm të pacientit.

#### **4.6.5. Trashësia e prerjes (mm)**

Tek aparatet CT shumështrësore (MSCT), gjerësia e secilit element të detektorëve në drejtim gjatësor përcakton trashësinë minimale të prerjes, e cila mund të rritet me bashkimin e elementeve fqinje të detektorëve. Trashësia e prerjes ndikon ndjeshëm në cilësinë e imazhit, meqenëse prerjet e holla kanë rezolucion hapësinor më të mirë në krahasim me prerjet me trashësi të madhe, por kanë raport më të ulët sinjal-zhurmë. Për të zvogëluar raportin sinjal-zhurmë, është e nevojshme të rritet intensiteti i rrymës, i cili rrit gjithashtu dozën e pacientit [30].

#### **4.6.6. Pitch faktori**

Në rastin e rritjes së vlerës së pitch faktorit, shpejtësia e zhvendosjes së shtratit është më e madhe për një kolimim të dhënë, ndërsa koha e ekspozimit të pacientit do të jetë më e shkurtër, duke u shoqëruar me një dozë të vogël të pacientit, në veçanti nëse parametrat e tjerë të skanimit, përfshirë edhe intensitetin e rrymës janë të pandryshueshëm. Edhe pse skanimi me vlera të mëdha të pitch faktorit përgjithësisht është më efikas nga aspekti i dozës, ai ka tendencë të shkaktojë artefakte spirale, degradim të ndjeshmërisë së profilit të prerjes dhe zvogëlim të rezolucionit hapësinor.

## KAPITULLI V

### PAJISJET MATËSE DHE METODAT E MATJEVE

Për kontrollin e cilësisë së gjeneratorëve me rreze X përdoren pajisje të posaçme nëpërmjet të cilave bëhet vlerësimi i parametrave teknikë të gjeneratorëve. Për të marrë në çdo rast rezultate të besueshme nga këto pajisje, është e domosdoshme që ato të kalojnë periodikisht në procesin e kalibritimit, duke respektuar parimin e respektimit të zinxhirit kalibrues ose të gjurmimit të aftësisë (traceability).

Këto pajisje zakonisht janë me spektër të gjerë matjesh dhe përdoren për testime të llojeve të ndryshme që lidhen me punën e gjeneratorëve me rreze X.

#### 5.1. FANTOMAT PËR KONTROLLIN E CILËSISË SË IMAZHEVE

Fantomat paraqesin objekte fizike që përdoren për simulimin e mënyrës së depërtimit të rrezeve X nëpër trupin e pacientit. Ato mundësojnë matjen dhe llogaritjen e dozës në kushte të besueshmërisë të një niveli të përshtatshëm, që pasqyron kërkesat e praktikës së mirë klinike. Krahas kësaj, fantomat mund të përdoren edhe për vlerësimin e cilësisë së imazheve në radiologjinë diagnostike [57].

##### 5.1.1. Fantoma Pro-CT

Fantoma Pro-CT është konstruktuar në përputhje të plotë me standardet IEC 61223-3-5, IEC 61223-2-6, dhe udhëzimet e dhëna nga Shoqata Amerikane e Fizikanëve në Mjekësi (AAPM - American Association of Physicists in Medicine).

Kjo fantomë përbëhet nga pesë module testuese të vendosura në një “kuti” e konstruktuar enkas, me mundësi rregullimi duke mundësuar vendosje të saktë dhe shtrirje në shtratin e aparatit CT. Vijëzimet në çdo modul, sigurojnë lehtësisht procesin e pozicionimit. Fantoma nuk ka nevojë për mbushjen e saj me ujë, për shkak se të gjitha modulet janë të mbushura me një substancë, dendësia e të cilës është e ngjashme me atë të ujit (Fig. 5.1).

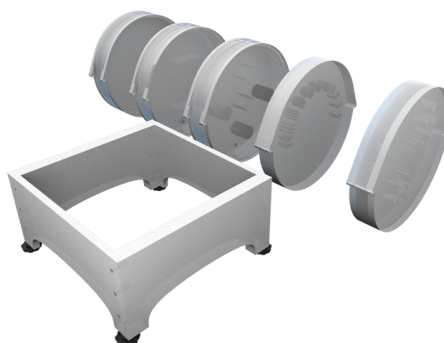




Fig. 5.1. Fantoma Pro-CT.

Fantoma mund të përdoret për të kryer testet e mëposhtme: artifaktet, zhurmën (noise) e imazhit, homogjenitetin, rezolucionin hapësinor, ndjeshmërinë, shkallën e kontrastit, trashësinë e shtresës (prerjes), linearitetin dhe gjërësinë e tufës.

#### 5.1.2. Fantoma për testin e qëndrueshmërisë (constancy test)

Për realizimin e matjeve të parametrave të cilësisë së imazheve në aparatet CT të instaluar në qendra të ndryshme radiodiagnostike në Kosovë, janë përdorur disa lloje fantomash, kryesisht të prodhuesve të aparateve CT. Me ndihmën e këtyre fantomave, janë realizuar një sërë testesh të vlerësimit të cilësisë në aparatet CT nga aspekti teknik (jo klinik), përfshirë edhe testin e qëndrueshmërisë (constancy test) që është realizuar në tre aparate CT (Fig. 5.2).



Fig. 5.2. Fantomat standarde të prodhuesve të aparateve CT

#### 5.1.3. Fantoma CTDI

Fantoma CTDI është projektuar në pajtueshmëri të plotë me standardet DIN, IEC, FDA dhe NEMA. Fantoma CTDI përdoret në mënyrë të vëçantë në sistemet e aparateve CT, duke mundësuar matjen e përafëruar të dozave të pacientit, të fituara si pjesë e një serie skanimesh.



Fig. 5.3. Fantoma standarde CTDI (materiali PMMA)

Për matjen në praktikë të CTDI janë përzgjedhur dy fantoma standarde, të cilat përbëhen nga cilindra prej Polimetilmetacrilati (PMMA) me lartësi të njëjtë prej 14 cm. Fantoma që përdoret për ekzaminimin e kokës e ka diametrin 16 cm dhe ajo që përdoret për ekzaminimin e trupit është me diametër 32 cm.

## 5.2. ELEKTROMETRI DIADOS E - DOZIMETËR DIAGNOSTIK

Elektrometri Diados E është një pajisje universale për testet e pranimit, që shërben për matjen e vlerave të dozës së përthithur dhe kohës së ekspozimit të aparateve të ndryshme që përdoren në radiodiagnostikë. Matjet në aparatet CT janë kryer me dhomën jonizuese të lidhur me një furnizues (adaptor) të veçantë me tension të lartë. Faktorët kalibruar të detektorëve janë të zgjedhur për filtrim të ndryshëm sipas aparateve të rrezeve X. Funkcioni auto-start (fillim-automatik) për matjen e dozës dhe të kohës së ekspozimit aktivizohet që nga moment i detektimit të rrezatimit nga ana e pajisjes Diados E. Shkallët e matjeve të aparatit vendosen në mënyrë dinamike. Funkcioni i zerimit automatik është një karakteristikë tjetër e kësaj pajisjeje (Fig. 5.4).

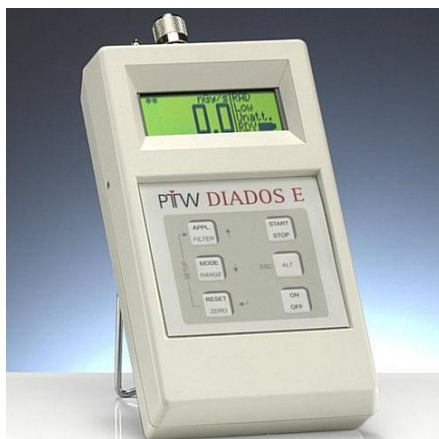


Fig.5.4. Elektrometri DIADOS E

Pajisja Diados E mund të operojë duke u furnizuar nga rrjeti elektrik ose përmes baterive rimbushëse që ndodhen në të.

### 5.2.1. Karakteristikat e aparatit DIADOS E

Aparati DIADOS E ka këto karakteristika:

- Ka përmasa të vogla dhe shërben për kryerjen e testeve të pranimit;
- Shërben për matjen e dozës, fuqisë së dozës, produktit dozë-gjatësi (DLP – Dose-Length Product) dhe kohës së rrezatimit;
- Është konstruktuar në përputhje me standardin IEC 61674\* (\*IEC 61674: “Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging”);
- Mat rryma në intervalin nga 4 pA deri 10  $\mu$ A, dhe ngarkesë nga 2 pC deri 100 mC;
- Është i përshtatshëm për matjet në tufën e rrezeve X, në pjesën hyrëse dhe atë dalëse të fantomave ekuivalente për pacientë;
- Shfrytëzon detektorë gjysmëpërçues të përmasave të vogla me jehonë të pandryshueshme energjitike;
- Nuk është i nevojshëm korrigjimi i densitetit të ajrit me detektorët gjysmëpërçues;
- Përmban funksionet auto-start, auto-reset dhe mundëson zerim automatik.

Në tabelën e mëposhtme jepen specifikimet teknike të pajisjes DIADOS E

|                                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
|---------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Emërtimi i aparatit             | : PTW-DIADOS E, tipi 11035                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Prodhuesi                       | : PTW-Freiburg, Gjermani                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| Lloji i produktit               | : Diados E dozimetër diagnostik me përmasa të vogla për mirëmbajtje dhe testet e pranueshmërisë                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| Aplikimet                       | : Matje të dozës dhe fuqisë së dozës tek aparatet CT, i konstruktuar në përputhje me standardin IEC 61674.                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Madhësitë e matshme dhe njësitë | : Kerma-ajër (Gy), fuqi e Kerma-ajër (Gy/s), ekspozimi (R), fuqia e ekspozimit (R/s), koha e ekspozimit (s), ngarkesa elektrike (C), intensiteti i rrymës (A), doza për impuls (Gy/pulse) ose (R/pulse), numri i impulsive.<br>Me adaptor me zgjedhje për CT: Produkti Kerma-ajër-Gjatësi (Gy*cm) ose (R*cm), Produkti fuqi e Kerma- ajër-gjatësi (Gy*cm/s) ose (R*cm/s) |

|                                                      |                                                                                                                                                   |
|------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Intervali i ekranit për kohën e rrezatimit           | : (0.001... 9999) s, për intervalet mesatare dhe të larta, (0.01 ... 9999) s, për intervalin e ulët.                                              |
| Rezolucion digjital                                  | : Elektrometër DIADOS E: 30fA ose 30fC                                                                                                            |
| Rrjedhje të intensitetit të rrymës                   | : $\leq \pm 30fA$                                                                                                                                 |
| Konstantja e kohës                                   | : 1 s, për intervalet mesatare dhe të larta<br>3 s, për intervalin e ulët                                                                         |
| Riprodhueshmëria                                     | : $\leq \pm 0.5 \%$                                                                                                                               |
| Varësia ndaj energjisë në çdo interval të përdorshëm | : $\leq \pm 5 \%$                                                                                                                                 |
| Lineariteti                                          | : $\leq \pm 2 \%$                                                                                                                                 |
| Varësia e fuqisë së dozës                            | : $\leq \pm 2 \%$                                                                                                                                 |
| Efekti i interferencës elektrike                     | : $\leq \pm 5 \%$                                                                                                                                 |
| Efekti i incidencës së rrezatimit                    | : $\leq \pm 3 \%$                                                                                                                                 |
| Intervali nominal i përdorimit                       | : (10...40) °C<br>(10...80) °C lagështi relative; maksimum 20 g/m <sup>3</sup><br>(700...1060) hPa                                                |
| Koha e nevojshme për stabilizim                      | : 30 s                                                                                                                                            |
| Kufijtë e intervalit për fuqi të dozave              | : 0.2 mGy*cm/s...150 mGy*cm/s - në rangun e Ulët<br>0.02 Gy*cm/s...17 Gy*cm/s - në rangun e Mesëm<br>2 Gy*cm/s...1700 Gy*cm/s - në rangun e Lartë |
| Kufijtë e intervalit për matje të dozave             | : 0.2 mGy*cm...1.5 mGy*cm - në rangun e Ulët<br>20 mGy*cm...170 kGy*cm - në rangun e Mesëm<br>2 Gy*cm...17 MGy*cm - në rangun e Lartë             |

### 5.3. DHOMA JONIZUESE, TIP PTW T30009

Dhoma jonizuese, tip PTW T30009 ka formën e një cilindri me vëllim total 3.14 cm<sup>3</sup> dhe gjatësi aktive prej 10 cm dhe përdoret për matjen e rrezatimit X në tomografi të kompjuterizuar (Fig. 5.5). Dhoma jonizuese përdoret duke e lidhur me një dozimetër diagnostikues universal në përputhje me standardet IEC 61674 apo IEC 60731.



Dhoma e jonizimit PTW T 30009 është testuar nga Laboratori Kombëtarë Gjerman PTB, dhe gjithashtu është kalibruar së bashku me dozimetrit diagnostikues DIADOS E.



Fig.5.5. Dhoma jonizuese, tip PTW T30009

Me ndihmën e sistemit dozimetër diagnostikues DIADOS E – dhomë jonizuese bëhet e mundur matja e CTDI dhe përcaktimi i  $CTDI_w$  sipas standardit IEC 61223-2-6.

### 5.3.1. Karakteristikat e dhomës jonizuese, tip T30009

Dhomat jonizuese për matjen e rrezatimit X në aparatet CT janë konstruktuar në formë cilindrike dhe për to është e nevojshme të kryhet korrigjimi i densitetit të ajrit. Faktori i korrigjimit për densitetin e ajrit llogaritet sipas formulës së mëposhtme:

$$k_{T,P} = \frac{(273.15 + T) \cdot P_0}{(273.15 + T_0) \cdot P} \quad 5.1.$$

ku:

T – është temperatura në vëllimin e matur të dhomës jonizuese ( $^{\circ}C$ );

P – është trysnia e ajrit në pikën e matur (hPa);

$T_0$  – është temperatura standarde ( $20^{\circ}C$ );

$P_0$  – është trysnia standarde e ajrit (1013.25 hPa).

Në tabelën e mëposhtme jepen specifikimet teknike të dhomës jonizuese, tip T30009

|                                     |                                                        |
|-------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| Emërtimi                            | : Dhomë jonizuese, tipi 30009                          |
| Prodhuesi                           | : PTW-Freiburg, Gjermani                               |
| Zbatimet                            | : Matje të rrezatimit tek aparatet e rrezeve X për CT. |
| Karakteristikat e veçanta prodhuese | : Formë cilindrike (tub)                               |

|                                                  |   |                                                                                                                                    |
|--------------------------------------------------|---|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Madhësitë matëse                                 | : | Produkti Kerma-ajër–gjatësi<br>Produkti ekspozim– gjatësi                                                                          |
| Cilësia e rrezatimit                             | : | (50 ... 150) <i>kV</i>                                                                                                             |
| Vëllimi i dhomës                                 | : | 3.14 <i>cm</i> <sup>3</sup>                                                                                                        |
| Pika referente për dozën dhe fuqinë e dozës      | : | Qendra e dhomës jonizuese                                                                                                          |
| Jehona                                           | : | 14 <i>nC/(Gy*cm)</i>                                                                                                               |
| Tensioni i dhomës jonizuese                      | : | ± (100 ... 400) <i>V</i><br>Nominal: -100 <i>V</i><br>Max.: ± 500 <i>V</i>                                                         |
| Rrjedhja e rrymës                                | : | ≤ ± 10 <i>fA</i>                                                                                                                   |
| Rrjedhja në kablo                                | : | ≤ 1 <i>pC / (Gy*cm)</i>                                                                                                            |
| Varësia e energjisë<br>(Cilësia referente RQT 9) | : | ≤ ± 5 % për RQT 8 në RQT 10<br>RQT 6 në RQT 10<br>RQT 3 në RQT 10<br>(cilësia e rrezatimit bazuar në standardin IEC 61267)         |
| Materiali i ndërtimit                            | : | PMMA                                                                                                                               |
| Trashësia e murit të dhomës                      | : | 1 <i>mm</i>                                                                                                                        |
| Densiteti i murit                                | : | 119 <i>mg/cm</i> <sup>3</sup>                                                                                                      |
| Materiali i elektrodave                          | : | Tub-Al, me diametër të jashtëm 3 <i>mm</i> , diametër të brendshëm 2 <i>mm</i> , përgatitur në mënyrë spirale me hap 1.3 <i>mm</i> |
| Intervali nominal i përdorimit                   | : |                                                                                                                                    |
| Temperatura                                      |   | (10...40) °C                                                                                                                       |
| Lagështia relative                               |   | (10...80) %                                                                                                                        |
| Trysnia atmosferike                              |   | (700...1060) <i>hPa</i>                                                                                                            |
| Kushtet mjedisore për transport dhe ruajtje      | : |                                                                                                                                    |
| Temperatura                                      |   | (-20...+60) °C                                                                                                                     |
| Lagështia relative                               |   | (10...85) %                                                                                                                        |
| Trysnia atmosferike                              |   | (600...1200) <i>hPa</i>                                                                                                            |

## 5.4. PAJISJA NOMEX MULTIMETËR

Pajisja Nomex Multimetër është pajisje joinvazive e miniaturizuar (me përmasa të vogla) që shërben për matjen e shumë parametrave, duke kombinuar detektorë gjysmëpërcjellës dhe elektronik në përputhje me standardin IEC 61674. Kjo pajisje është e përshtatëshme për kontrollin e cilësisë së gjeneratorëve të rrezeve X, sepse kryen matje të sakta dhe parandalon të bëhen gabime nga ana e stafit. Po ashtu, pajisja është e thjeshtë në përdorim, ka komponentë me cilësi të lartë dhe mënyrë të shpejtë kalibrimi.

Me pajisjen Nomex Multimetër, matjet për dozën, fuqinë e dozës, dozën për impuls, impulset, kohën e ekspozimit, tensionin e tubit (maksimumin, mesataren dhe pikun praktik), shtresën e gjysmëdobësimit dhe filtrimin total, janë të mundshme vetëm me një ekspozim.

Pajisja Nomex Multimetër përdoret për testet e pranimit ose kontrollet e zakonshme periodike të aparateve të rrezeve X të radiografisë, fluoroskopisë, tomografisë së kompjuterizuar, mamografisë etj.

### 5.4.1. Pjesët përbërëse dhe kalibrimi i pajisjes Nomex Multimetër

Pajisja Nomex Multimetër përbëhet prej këtyre pjesëve:

- Multimetri;
- Programi (software) ;
- Kabllo USB me gjatësi 2 m;
- Kabllo USB ndërlidhëse me gjatësi 5 m;
- Certifikatë kalibrimi;
- Manual i përdorimit të pajisjes, dhe
- Çantë transportuese kompakte.



Fig. 5.6. Pjesët e Nomex Multimetrit

Pajisja Nomex Multimetër është e kalibruar për sistemet diagnostike në radiografi, fluoroskopi, tomografi të kompjuterizuar (CT), mamografi në përputhje me standardin IEC 61267.

#### 5.4.2. Funksionalizimi dhe vendosja për matje

Pajisja Nomex Multimetër funksionalizohet duke u lidhur përmes kablllos USB me një pajisje elektronike (tablet apo laptop) në të cilët parapraktisht është instaluar programi NOMEX, nga ku pas çdo ekspozimi nga pulsi komandues i gjeneratorit të rrezeve X, në ekran do të shfaqen rezultatet përkatëse të parametrave të cilësisë së tufës (tensionit, rrymës, kohës së ekspozimit, dozës, shpejtësisë së dozës, filtrimit total, shtresës së gjysmëdobësimit etj.).

Pajisja Nomex Multimetër vendoset në qendër të tufës së rrezatimit në shtratin e pacientit ose në harkun e gantrit të aparatit CT (Fig.5.7).



Fig.5.7. Pozicionimi i pajisjes Nomex Multimetër.

#### 5.4.3. Rregullimi automatik i pajisjes Nomex Multimetër

Pajisja Nomex Multimetër bënë vetërregullimin automatik. Karakteristikat vijuese për zbatim, garantojnë përdorim e sigurt për këto procese:

- **Auto start/stop**

Matjet fillojnë dhe mbarojnë në mënyrë automatike pas detektimit të rrezatimit.

- **Renditja automatike e dozave (mGy)**

Renditja e dozave bëhet në mënyrë automatike dhe pajisja së bashku me programin (Nomex software) mund të bëjnë diferencimin automatik të rezultateve të dy apo më shumë ekspozimeve nga pulsi komandues i aparatit të rrezeve X.

- **Renditja automatike e tensionit (kV)**

Renditja e tensionit (kV) bëhet në mënyrë automatike, duke mos pasur nevojë për ndonjë rregullim ose përshtatje paraprake të tensionit në Multimetër.

- **Kompensimi automatik i filtrimit total**

Për sistemet diagnostike në RAD/FLU/DENT-PAN/CT/MAM nuk ka nevojë për ndonjë rregullim apo përshtatje paraprake të filtrimit, bazuar në zbatimin e kompensimit të filtrimit total deri në 40 mmAl.

- **Detektimi automatik i shtresës së gjysmëdobësimit (HVL)**

Për të gjitha aplikimet në sistemet diagnostike në RAD/FLU/DENT-PAN/CT, përfshirë edhe sistemet radiodiagnostike në mamografi për të gjitha cilësitë e rrezatimit, vlerat e HVL janë të përcaktueshme.

Nga sa u trajtua më sipër, mund të vërehet se pas një ekspozimi të vetëm, rezultatet e parametrave do të shfaqen dhe listohen në ekran në formë të përshtatshme për analiza të mëtejshme. Po ashtu, si mundësi shtesë në përpunimin e rezultateve është edhe analiza e zgjedhjes (selektimit) të tensionit dhe fuqisë së dozës. Rezultatet e matjeve mund të ruhen, printohen, kopjohen apo në mënyrë alternative mund të eksportohen si dokumenta XML apo CSV.

#### 5.4.4. Karakteristikat e programit NOMEX

- Ekran i përshtatur i parametrave mundëson që të gjithë parametrat e matur të shihen duke zgjedhur parametra të caktuar (Fig.5.8).

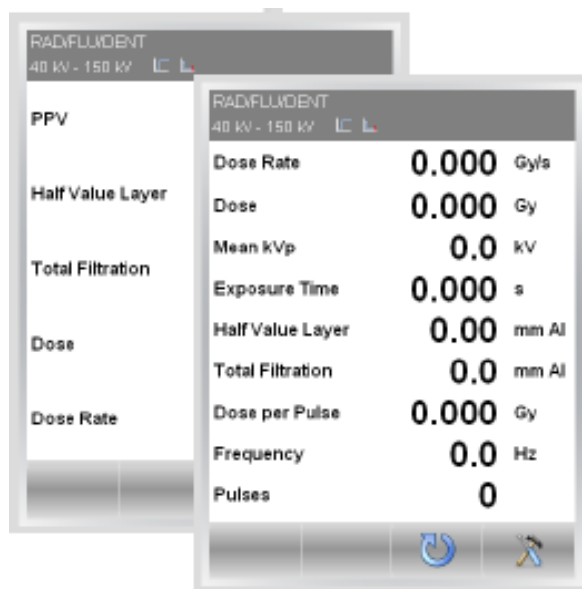
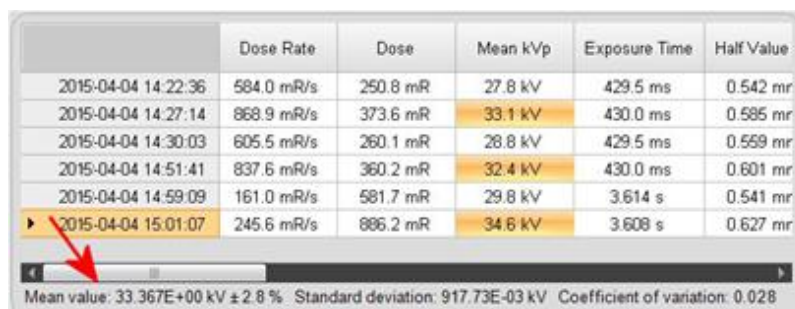


Fig.5.8. Ekran i modifikuar dhe radhitja e parametrave

- Njehsimet statistikore (vlera mesatare, devijimi standard dhe koeficienti i variacionit) bëhet duke zgjedhur (selektuar) vlerat nga tabela e rezultateve të paraqitura në ekran (Fig.5.6).



|                     | Dose Rate  | Dose     | Mean kVp | Exposure Time | Half Value |
|---------------------|------------|----------|----------|---------------|------------|
| 2015-04-04 14:22:36 | 584.0 mR/s | 250.8 mR | 27.8 kV  | 429.5 ms      | 0.542 mr   |
| 2015-04-04 14:27:14 | 868.9 mR/s | 373.6 mR | 33.1 kV  | 430.0 ms      | 0.585 mr   |
| 2015-04-04 14:30:03 | 605.5 mR/s | 260.1 mR | 28.8 kV  | 429.5 ms      | 0.559 mr   |
| 2015-04-04 14:51:41 | 837.6 mR/s | 360.2 mR | 32.4 kV  | 430.0 ms      | 0.601 mr   |
| 2015-04-04 14:59:09 | 161.0 mR/s | 581.7 mR | 29.8 kV  | 3.614 s       | 0.541 mr   |
| 2015-04-04 15:01:07 | 245.6 mR/s | 886.2 mR | 34.6 kV  | 3.608 s       | 0.627 mr   |

Mean value: 33.367E+00 kV ± 2.8 % Standard deviation: 917.73E-03 kV Coefficient of variation: 0.028

Fig.5.9. Zgjedhja e rezultateve për njehsimet statistikore

- Menyja hyrëse ofron mundësi të zgjedhjes së disa gjuhëve si anglisht, frëngjisht, gjermanisht, etj.
- Ekportimi i të dhënave si dokument XML ose CSV për përpunim të mëtejshëm në Exel apo protokoll printimi në PDF file.

#### 5.4.5. Karakteristikat e saktësisë së matjeve me NOMEKS Multimetrin

Kushtet e performancës së dozimetrave dhe detektorëve gjysmëpërcjellës, të cilat shfrytëzohen në imazherinë diagnostike me rreze X, jepen në standardin ndërkombëtar IEC 61674, ndërsa për ato joinvazive të tensionit të tubit të rrezeve X, sipas standardit ndërkombëtar IEC 61676.

Saktësia e multimetrit Nomex, lidhur me parametrat e dozës dhe fuqisë së dozës, është e lartë dhe plotëson në tërësi standardin  $\pm 5 \%$  të përcaktuar sipas IEC 61674.

- **Saktësia në matjet e dozës**

Saktësia e dozës në të gjithë intervalin e matjeve prej (40 - 150) kV, është  $\pm 1.5 \%$ , dhe në intervalin tensionit (23-35) kV, që shfrytëzohet në sistemet radiodiagnostike të mamografisë është  $\pm 2.5 \%$ .

- **Saktësia në matjet e tensionit (kV)**

Saktësia e matjes së tensionit në të gjithë intervalin e matjeve prej (40 - 150) kV, është  $\pm 0.75 \%$  ose  $\pm 0.5$  kV.

#### 5.5. PËRDORIMI I FILMAVE GAFKROMIK PËR PËRCAKTIMIN E TRASHËSISË SË SHITESËS

Në punën tonë praktike për përcaktimin e trashësisë së shtresave (prerjeve) kemi shfrytëzuar filma gafkromik të tipit XR-CT2.

Filmat GAFCHROMIC XR-CT2 janë projektuar për të matur në kohë reale gjerësinë e shtresave (slice-ve) të tufave të rrezatimit në aparatin CT. Ata kalibrojnë gjerësinë e shtresave të tufave të

rrezatimit në aparatin CT me saktësi dhe integritet të lartë të të dhënave, dhe vetëzhvillohen në mënyrë automatike.

Shiritat e filmit janë të shkallëzuar në masën milimetrike në gjatësinë totale prej 100 *mm* (-50 *mm* deri +50 *mm*) (Fig. 5.10).



Fig.5.10. Shiriti i filmit GAFCHROMIC XR-CT2

### Procedura e matjeve

Fillimisht, sipas specifikimeve dhe rekomandimeve të prodhuesit, është kryer procedura e “warm up”-it të aparatit CT dhe më pas shiriti i filmit GAFCHROMIC XR-CT2 është pozicionuar në qendër të gantrit, dhe saktësia e pozicionimit është kontrolluar përmes laserëve të vendosur në gantrin e aparatit CT, ku tufat horizontale/vertikale të laserëve duhet të kryqëzohen në shiritin e filmit. Gantri gjatë gjithë kohës duhet të jetë në pozicionin vertikal. Pas pozicionimit të filmit GAFCHROMIC XR-CT2, nga dhoma e kontrollit, zgjidhet protokoli për ekzaminim që përdoret më shpesh. Në fund, zgjedhim kolimimin e tufës (zakonisht kemi zgjedhur kolimimin e tufës prej 10 *mm*, përveç në disa raste ku kemi zgjedhur 8 apo 12 *mm*) dhe vlerën e tensionit në tub (*kV*). Gjatë kohës së matjeve, shtrati ku vendoset filmi GAFCHROMIC XR-CT2, nuk duhet të zhvendoset. Zgjidhet modi aksial i skanimit dhe po ashtu zgjidhet vetëm një rrotullim i tubit. Vihet në funksion aparati CT dhe bëhet vetëm një skanim (rrotullim i tubit). Rezultatin e fituar e regjistrojmë në tabelat përkatëse.

## 5.6. METODAT E MATJEVE TË $CTDI_{AJËR}$ , $CTDI_{100}$ DHE E LLOGARITJES SË $CTDI_w$ NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR

### 5.6.1. Metoda e matjeve të $CTDI_{ajër}$

Dhoma jonizuese (PTW T30009) me vëllim të ndjeshëm  $3.14 \text{ mm}^3$  dhe gjatësi aktive  $100 \text{ mm}$ , e lidhur me elektrometrin DIADOS E pozicionohet në qendër të gantrit, e fiksuar në fantomën PMMA me diametër  $16 \text{ cm}$  (Fig. 5.11).



Fig. 5.11. Pozicionimi i dhomës jonizuese (PTW T30009) në qendër të fantomës PMMA

Kontrollohet saktësia e pozicionimit të dhomës jonizuese brenda fantomës në hapjen rrethore të aparatit CT me ndihmën e laserëve të vendosur në gantrin e aparatit, ku linjat horizontale dhe vertikale të laserëve duhet të kryqëzohen në vëllimin e dhomës jonizuese. Gjatë gjithë kohës, gantri duhet të jetë në pozicionin vertikal. Pas pozicionimit të fantomës dhe dhomës jonizuese në të, nga dhoma e kontrollit zgjidhet protokoli për ekzaminim të kokës, që përdoret më shpesh. Realizohet topogrami/skanogrami i fantomës. Si pikë e fillimit të skanimit (*start cursor*), zgjidhet pozicioni para mesit të dhomës jonizuese, ndërsa si pikë e mbarimit (*end cursor*), pas mesit të dhomës jonizuese. Mesi i gjatësisë aktive të dhomës jonizuese, duhet të jetë mesi i zonës së skanimit.

### 5.6.2. Metoda e matjeve të $CTDI_{ajër}$ me vlerat e ndryshueshme të tensionit në tub ( $kV$ ) dhe vlerën e fiksuar të kolimit të tufës ( $10 \text{ mm}$ )

Pas ndërmarrjes së veprimeve të përshkruara më sipër, zgjidhet kolimimi i tufës dhe vlera e tensionit në tub ( $kV$ ). Gjatë kohës së matjeve, shtrati ku vendoset pacienti, nuk duhet të zhvendoset. Zgjidhet modi aksial i skanimit dhe po ashtu zgjidhet vetëm një rrotullim i tubit. Vihet në funksion aparati CT dhe bëhet vetëm një skanim (një rrotullim i tubit). Rezultatit e fituar e regjistrojmë në tabelat përkatëse. Matjet i kemi përsëritur nga tri herë me procedurë të njëjtë të



përshkruar më sipër, për secilën nga vlerat e tensionit 80, 100, 120, 140 kV. Rezultatet e fituara nga secila matje janë regjistruar në tabelat përkatëse.

Vlerat mesatare nga matjet e  $CTDI_{ajër}$  për vlera të ndryshme tensioni në tub dhe kolimim të pandryshuar, i kemi llogaritur përmes relacionit të mëposhtëm:

$$\overline{CTDI}_{air-M} = \frac{(CTDI_{100M})_1 + (CTDI_{100M})_2 + (CTDI_{100M})_3}{3} \quad 5.2$$

Më pas, kemi llogaritur devijimin në përqindje të vlerës mesatare të matjeve të  $CTDI_{ajër}$  nga vlera e  $CTDI_{ajër}$  të dhënë nga prodhuesi ose nga vlera e  $CTDI_{ajër}$  e regjistruar gjatë testit të pranimit. Llogaritjen e devijimit e kemi bërë me anë të relacionit:

$$\Delta = \frac{CTDI_{ajër-M} - CTDI_{ajër-P}}{CTDI_{ajër-M}} \cdot 100 \% \quad 5.3$$

ku:

$CTDI_{ajër-M}$  – është vlera mesatare e llogaritur e  $CTDI_{ajër}$ ;

$CTDI_{ajër-P}$  – është vlera e  $CTDI_{ajër}$  dhënë nga prodhuesi apo e regjistruar gjatë testit të pranimit.

### 5.6.3. Metoda e matjeve të $CTDI_{ajër}$ me vlera të ndryshueshme të kolimitit të tufës (2, 4, 5 dhe 10 mm) dhe me tension të pandryshuar në tub (kV)

Zgjidhet së pari kolimimi i tufës dhe vlera e tensionit në tub (kV). Edhe gjatë këtyre matjeve, shtrati ku vendoset pacienti, nuk ka pësuar zhvendosje. Kemi zgjedhur modin aksial të skanimit dhe po ashtu është zgjedhur vetëm një rrotullim i tubit. Vihet në funksionim aparati CT dhe bëhet vetëm skanimi. Rezultati i fituar regjistrohet në tabelat përkatëse. Matjet janë përsëritur nga tri herë me procedurë të njëjtë të përshkruar më sipër, për secilën nga vlerat e tensionit me vlerat e ndryshueshme të kolimitit të tufës (2, 4, 5 dhe 10 mm).

Vlerat mesatare nga matjet e  $CTDI_{ajër}$  për vlera të ndryshme të kolimitit të tufës (2, 4, 5 dhe 10 mm) dhe tension të pandryshuar, janë llogaritur përmes relacionit të mëposhtëm:

$$\overline{CTDI}_{air-M} = \frac{(CTDI_{100M})_1 + (CTDI_{100M})_2 + (CTDI_{100M})_3}{3} \quad 5.4$$

Më pas, llogariten vlerat mesatare të matjeve të  $CTDI_{ajër-M}$ . Llogaritja është kryer me anë të relacionit:

$$\overline{CTDI}_{ajër-M} = \frac{\overline{CTDI}_{100M}}{N \cdot T} \cdot 10 \quad 5.5$$

ku:

$\overline{CTDI}_{100M}$  – është vlera mesatare e  $CTDI_{ajër}$  së matur;

$N \cdot T$  – Kolimimi i tufës (N- numri i shtresave, T – trashësia nominale e shtresës).

Më pas, është llogaritur devijimi i vlerës mesatare të matjeve të  $\overline{CTDI}_{ajër\_M}$  nga vlera e  $CTDI_{ajër\_P}$  të dhënë nga prodhuesi apo nga vlera e  $CTDI_{ajër}$  e regjistruar gjatë testit të pranueshmërisë. Llogaritjen e devijimit e kemi bërë me anë të relacionit:

$$\Delta = \frac{\overline{CTDI}_{ajër\_M} - CTDI_{ajër\_P}}{\overline{CTDI}_{ajër\_M}} \cdot 100 \% \quad 5.6$$

ku:

$\overline{CTDI}_{ajër\_M}$  – është vlera mesatare e llogaritur e  $CTDI_{ajër}$ ;

$CTDI_{ajër\_P}$  – është vlera e  $CTDI_{ajër}$  dhënë nga prodhuesi apo e regjistruar gjatë testit të pranimit.

### 5.7. METODA E MATJEVE TË $CTDI_{100}$ DHE LLOGARITJES SË $CTDI_w$

Fillimisht është bërë përgatitja e pajisjes matëse. Në rastin konkret është shfrytëzuar elektrometri DIADOS E dhe dhoma jonizuese PTW T30009. Elektrometri DIADOS E zotëron një adaptor, i cili lidhet ndërmjet dhomës jonizuese dhe elektrometrit. Testimi i funksionimit të adaptorit bëhet duke mbajtur të shtypur sustën për dy sekonda, dhe në rast se drita e treguesit do të fiket pas dy sekondave, atëherë aparati është në gjendje të rregullt dhe mund të kryejë matje.

Vendoset fantoma PMMA me diametër 16 cm (për kokën) dhe gjatësi 14 cm, në mbështetësen për kokën (apo 32 cm për trupin), në fund të shtratit ku vendoset pacienti, që është më afër gantrit, ndërsa dhoma jonizuese vendoset në vrimën qendrore në mënyrë që pjesa me kontakt të jetë e drejtuar nga gantri (Fig. 5.12).

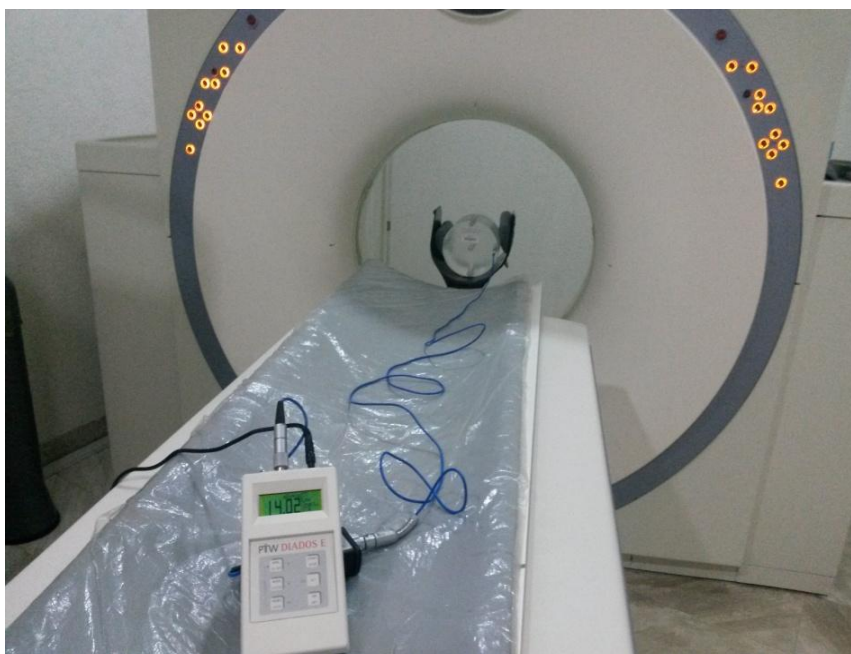


Fig.5.12. Pozicionimi i fantomës PMMA me diametër 16 cm (për kokën) në mbështetësen përkatëse

Më pas, dhoma jonizuese vendoset te fantoma, në mënyrë që mesi i gjatësisë së dhomës jonizuese të korespondojë me mesin e fantomës. Vrimat e tjera periferike plotësohen me shufra nga materiali i njëjtë sikurse fantoma (PMMA). Kontrollohet saktësia e pozicionimit të fantomës brenda hapjes rrethore të aparatit të CT përmes laserëve të vendosur në gantrin e aparatit CT, të cilët krahasohen me pozicionin e dhomës jonizuese, që korespondon me qendrën e fantomës cilindrike (Fig. 5.13).

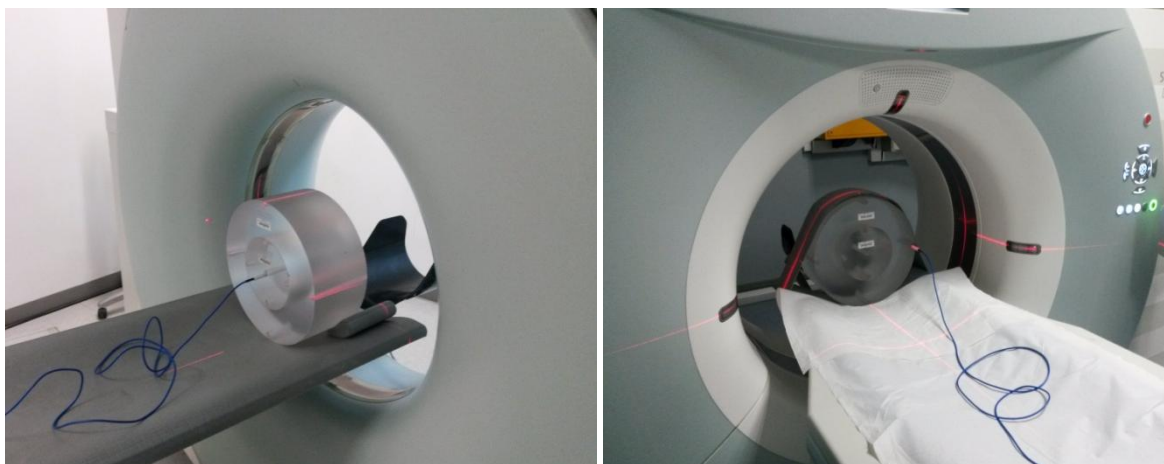


Fig.5.13. Pozicionimi i fantomës në shtratin e pacientit, në afërsi të gantrit

Gjatë gjithë kohës, gantri duhet të jetë në pozicionin vertikal. Pas pozicionimit të fantomës dhe dhomës jonizuese në të, nga dhoma e kontrollit, zgjidhet protokoli për ekzaminimin e kokës, i cili përdoret më shpesh. Realizohet topogrami/skanogrami i fantomës. Si pikë e fillimit të skanimit (*start cursor*), zgjidhet pozicioni para mesit të fantomës dhe dhomës jonizuese, ndërsa si pikë e mbarimit (*end cursor*), pas mesit të fantomës. Mesi i fantomës dhe i dhomës jonizuese, duhet të përputhet me mesin e zonës së skanimit. Gjatë kohës së matjeve, shtrati ku vendoset pacienti, nuk duhet të ketë zhvendosje. Zgjidhet modi aksial i skanimit dhe vetëm një rrotullim i tubit. Vihet në funksion aparati CT dhe bëhet vetëm një skanim. Rezultatit e fituar e regjistrojmë në tabelat përkatëse. Matjet janë përsëritur me procedurë të njëjtë të përshkruar më sipër, për secilin pozicion të dhomës jonizuese në fantomë CTDI (pozicioni 0, 90, 180 dhe 270). Po ashtu, rezultatet e fituara nga secila matje, janë regjistruar në tabelat përkatëse.

Rezultatet e fituara nga matjet e CTDI<sub>100</sub> për secilin pozicion të dhomës jonizuese brenda në fantomë, janë llogaritur në mënyrë të veçantë, përmes relacionit të mëposhtëm:

$$CTDI_{100} = \frac{CTDI_{100M}}{N \cdot T} \cdot 10 \quad 5.7$$

ku:

CTDI<sub>100</sub> – vlera e matur e Indeksit të Dozës së CT;

N\*T – kolimimi i tufës (N- numri i shtresave, T – trashësia nominale e shtresës).

Nga të dhënat e fituara, më pas llogaritet edhe vlera e  $CTDI_w$  sipas relacionit:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100 (qendër)} + \frac{2}{3} CTDI_{100 (periferi)} \quad 5.8$$

ku:

$CTDI_{100(qendër)}$  – vlera e llogaritur e Indeksit të Dozës së CT për rastin kur dhoma jonizuese është në qendër të fantomës.

$CTDI_{100(periferi)}$  – vlera e llogaritur e Indeksit të Dozës së CT për rastin kur dhoma jonizuese është në vrimat periferike të fantomës (rezultati i fituar nga llogaritjet e  $CTDI_{100}$  në katër pozicionet 0, 90, 180 dhe 270, merret si vlerë mesatare).

Bëhet llogaritja e vlerës së devijimit në përqindje të  $CTDI_{w(llog.)}$  e llogaritur nga vlera e shfaqur në monitor ( $CTDI_{w(monitor)}$ ), përmes shprehjes:

$$\Delta = \frac{CTDI_{w(llog.)} - CTDI_{w(monitor)}}{CTDI_{w(llog.)}} \cdot 100 \% \quad 5.9$$

ku:

$CTDI_{w(llog.)}$  – është vlera e llogaritur e  $CTDI_w$ ;

$CTDI_{w(monitor)}$  – është vlera e shfaqur e  $CTDI_w$  në monitorin e sistemit të CT.

## KAPITULLI VI

### REZULTATET DHE DISKUTIMET

Në praktikë, parametrat e gjeneratorëve të rrezeve X ( $kV$ ,  $mAs$ ,  $s$  etj.) që shfrytëzohen në diagnostikën mjekësore, janë shumë të rëndësishëm për të përfituar imazhe me cilësi të pranueshme dhe për të zvogëluar dozën e pacientit. Për këtë qëllim në aparatet e imazherisë me rrezatime kryhen teste të ndryshme, që provojnë rregullsinë e punës së tyre. Disa prej këtyre testeve janë: testi i pranimit, testi i qëndrueshmërisë, testi vjetor dhe testi pas çdo riparimi ose ndërrimi të tubit të rrezeve X. Tërësia e këtyre testeve përbën atë që quhet kontrolli i cilësisë së aparateve.

Në mungesë të legjislacionit dhe rregulloreve përkatëse, në Kosovë deri më tani janë kryer testet e pjesëshme të kontrollit të cilësisë të aparateve radiodiagnostikuese.

Në këtë studim, që është i pari i këtij lloji që kryhet në Kosovë, janë përfshirë matjet dhe analizat e një game të gjerë të parametrave të kontrollit të cilësisë në aparatet CT.

#### 6.1. ZGJEDHJA E PROTOKOLLEVE PËR TRAJTIM NË CT

Edhe pse projektimi i aparateve CT është i rëndësishëm në aspektin dozimetrik, një numër i madh i studimeve tregojnë se mënyra e përdorimit të këtyre aparateve ka ndikim të madh në vlerat e dozave të pacientëve. Faktorët e ndërlidhur me aplikimet mund të ndahen sipas grupimeve të mëposhtme:

- Parametrat e skanimit – që paraqesin faktorët të cilët kanë ndikim direkt në vlerat e  $CTDI_{vol}$  dhe shpesh përcaktohen që në fillim nga ana e prodhuesve në protokollet e skanimit;
- Parametrat e kontrollit – që janë faktorë, të cilët në kombinim me  $CTDI_{vol}$  përcaktojnë ekspozimin integral ndaj rrezatimit (p.sh. DLP) dhe varen nga përzgjedhja e operatorit;
- Pajisjet mbrojtëse – që janë mbulesat prej plumbi (ose bismuti), të cilat zvogëlojnë dozën tek organet e ndjeshme;
- Rikonstruktimi dhe parametrat e kontrollit – që janë faktorë që ndikojnë në mënyrë indirekte në dozën e rrezatimit.

Te radiografite konvencionale, doza dhe cilësia e imazheve janë të ndërlidhura midis tyre. Te aparatet CT, *Brooks* dhe *DiChiro* kanë konstatuar se relacioni ndërmjet këtyre dy madhësive shprehet si vijon:

$$D \propto \frac{B}{\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h_{rec}}, \quad 6.1$$

dhe:

$$B = e^{-\mu \cdot d} \quad 6.2$$

ku:  $D$  – është doza e pacientit,  $B$  – faktori i dobësimit të objektit,  $\mu$  – koeficienti mesatar i dobësimit të objektit,  $d$  – diametri i objektit,  $\sigma$  - devijimi standard i numrit CT (zhurma),  $a$ - zhvendosja e objektit,  $b$  – gjerësia e objektit dhe  $h_{rec}$  – trashësia e shtresës (prerjes).

Ekuacioni 6.1 paraqet ekuacionin bazë nëpërmjet të cilit përshkruhet se çfarë ndodh me dozën e pacientit në rastin e ndryshimit të parametrave të ekzaminimit, ndërkohë që zhurma mbetet e njëjtë.

Në studimin e paraqitur, protokollet e ekzaminimeve janë zgjedhur në varësi të llojit të aparatit CT, mbasi këto aparatet kanë të programuara protokolle të ndryshme. Për këtë qëllim në studim janë përzgjedhur të gjitha protokollet e mundshme për të rriturit të modit aksial (sekuencial), për: Kokën (HeadSeq.), Veshin e brendshëm (InnerEarSeq.- Adult), Krahërorin (ThoraxHRSeq.), Shpinën kurrizore (Spine), Stomak (AbdomenSeq.) dhe në raste të veçanta edhe protokoli për Krahërorin te fëmijët (ThoraxHRSeq. - Child).

## 6.2. REZULTATET E MATJEVE TË PARAMETRAVE TË CILËSISË SË IMAZHEVE NË APARATET CT

Cilësia e imazheve në ekzaminimet me aparatet CT është me rëndësi të veçantë përse i takon vendosjes së diagnozës së sëmundjes. Por cilësia është e lidhur me dozën e rrezatimit, sepse zakonisht sa më cilësore të jenë imazhet, aq më e madhe është doza.

Vlerësimi teknik i parametrave të imazheve në aparatet CT është realizuar duke ndjekur protokollet për matjen dhe vlerësimin e parametrave të cilësisë së imazheve në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar.

Skanimi i fantomës Pro-CT është bërë me parametra të përcaktuar nga prodhuesi i aparateve CT, me rend operativ të përcaktuar në protokollet e trajtimit (zakonisht HeadSeq.). Leximi i imazheve të fituara pas skanimit të fantomës Pro-CT, është bërë duke shfrytëzuar programin kompjuterik RadiAnt DICOM Viewer v.1.9.16. Procesi i leximit të imazheve të secilit modul të fantomës Pro-CT është realizuar në përputhje të plotë me udhëzimet e prodhuesit.

Përveç testeve për fantomën Pro-CT, në katër qendra të ndryshme (QD6, QD8, QD12 dhe QD20), ku janë instaluar aparatet CT, janë realizuar edhe testet e qëndrueshmërisë (constancy test).

Rezultatet e detajuara të matjeve janë paraqitur në Aneksin 2. Siç mund të shihet nga tabelat e rezultateve, në disa raste të parametra të veçantë, vlerat e matura tejkalojnë limitet e pranimit.

➤ **Rezultatet e matjeve të trashësisë së shtresës (prerjes)**

Gjatë kontrollit të cilësisë së makinave me rreze X, është thelbësore që të dimë efektet e parametrave të pajisjes në cilësinë e imazhit.

Ndër parametrat e rëndësishëm që ndikon në dozën e pacientit që ekzaminohet me aparatet CT, është gjerësia e prerjes (slice-it), që paraqet kolimimin e tufës së rrezeve X. Ky parametër është matur në 18 aparatet CT të instaluar në qendrat e ndryshme diagnostike dhe rezultatet e matjeve janë paraqitur në tabelën 6.1.

**Tabela 6.1. Shpërndarja e rezultateve të matjeve të gjerësisë së shtresës**

| Nr. | Institucioni | Gjerësia nominale e shtresës (slice-it) (mm) | Gjerësia e matur e shtresës (slice-it) (mm) | Kriteri i pranimit (mm)                                                                                                                                                            | Rezultati (✓ / X) |
|-----|--------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| 1.  | QD1          | 1 x 10.0                                     | 10.1                                        | Shmangia e gjerësisë së shtresës nga vlera nominale > 0.5 mm për < 1 mm;<br><br>> 50 % për shtresa prej 1 deri 2 mm;<br><br>> 1 mm për shtresa me gjerësi më të madhe se 2 mm [58] | ✓                 |
| 2.  | QD2          | 1 x 10.0                                     | 9.95                                        |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 3.  | QD3          | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 4.  | QD4          | 1 x 10.0                                     | 10.2                                        |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 5.  | QD5          | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 6.  | QD6          | 1 x 10.0                                     | 9.6                                         |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 7.  | QD7          | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 8.  | QD8          | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 9.  | QD10         | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 10. | QD11         | 1 x 10.0                                     | 10.4                                        |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 11. | QD12         | 1 x 10.0                                     | 9.9                                         |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 12. | QD13         | 1 x 10.0                                     | 9.6                                         |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 13. | QD14         | 1 x 10.0                                     | 10.2                                        |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 14. | QD16         | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 15. | QD17         | 1 x 10.0                                     | 9.9                                         |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 16. | QD18         | 1 x 10.0                                     | 9.8                                         |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 17. | QD19         | 1 x 10.0                                     | 10                                          |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |
| 18. | QD20         | 1 x 10.0                                     | 10.1                                        |                                                                                                                                                                                    | ✓                 |

Vlerat e gjerësisë së shtresës që janë treguar në tabelën e mësipërme për qendrat e ndryshme diagnostikuese janë paraqitur në formën e një grafiku (Fig. 6.1).

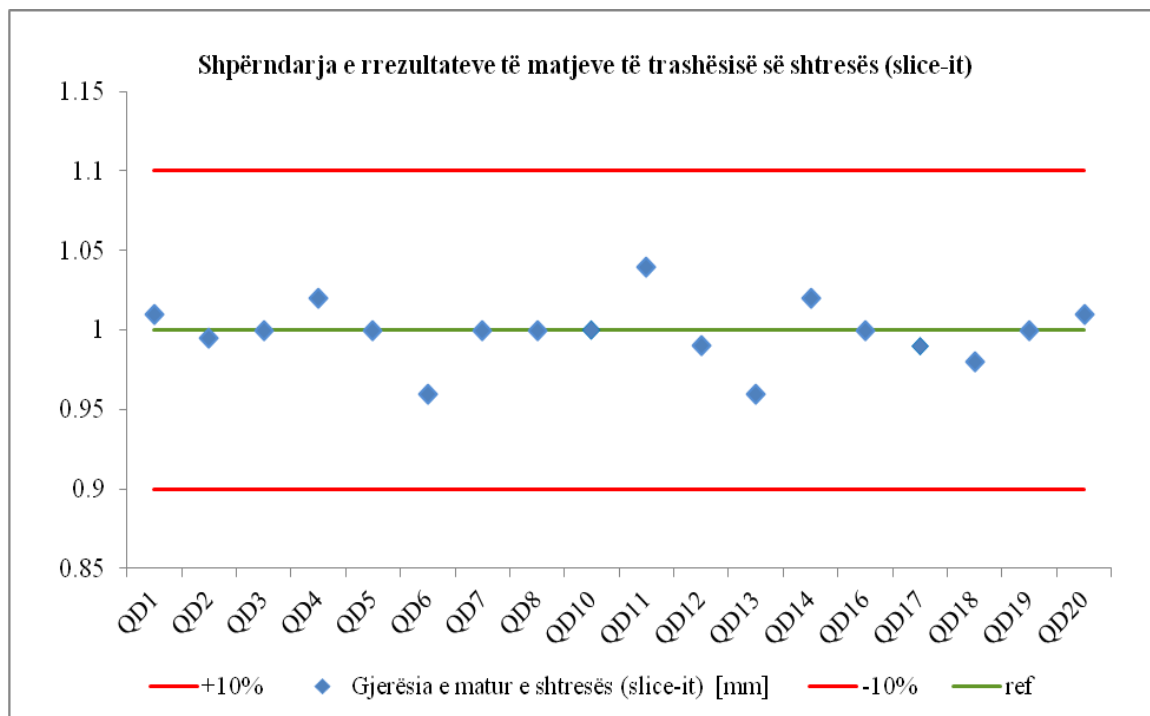


Fig.6.1. Shpërndarja e rezultateve të matjeve të gjerësisë së shtresës (slice-it).

Në paraqitjen grafike të mësipërme, linjat me ngjyrë të kuqe paraqesin limitet e pranimit sipas EC: Radiation Protection No. 162.

Nga paraqitja grafike shihet se të gjitha rezultatet e matjeve janë brenda limiteve të pranimit, prandaj mund të përfundojmë se aparatet CT të ekzaminuara i plotësojnë standardet lidhur me devijimin në gjerësinë e shtresave (slice).

### ➤ **Artifaktet**

Prezenca e artifakteve, siç janë shfaqja e disa formave të objekteve në imazh, të cilat në realitet nuk ekzistojnë, gjithashtu paraqet një parametër të cilësisë së imazheve dixhitale. Është e rëndësishme të analizohen faktorët që ndikojnë në shfaqjen e artifakteve, me qëllim për t'i shmangur ato dhe për të rritur cilësinë e ekzaminimit.

Për vlerësimin e këtij parametri është shfrytëzuar moduli i homogjenitetit të fantomës Pro-CT, duke bërë skanimin me parametra të përcaktuar nga prodhuesi i aparateve CT, sipas rendit operativ të protokolleve të trajtimit (zakonisht HeadSeq.). Pra, skanimi është bërë me parametra të zakonshëm të protokolleve, me tension prej 110-130 kV, produkt intesitet-kohë 180-250 mAs dhe gjerësi të tufës prej 5.0 mm. Pasi është pozicionuar fantoma në shtratin ku zakonisht vendoset pacienti, gantri është vendosur në pozicion vertikal, pra 0° dhe pas verifikimeve të



saktësisë së pozicionimit të fantomës është bërë skanimi i modulit dhe përmes vlerësimit vizual ka rezultuar se në dy nga aparatet CT të vendosura në qendrat diagnostike (QD12 dhe QD15) vërehen artifakte të formës së rrathëve në qendër të objektit (fantomës).

**Tabela 6.2. Tabela e vlerësimit të artifakteve të dukshme në imazhet e gjeneruara nga aparatet CT në qendra të ndryshme diagnostike.**

| Nr. | Institucioni | Artifaktet e dukshme (PO / JO) | Kriteri i pranimit | Rezultati (v / X) |
|-----|--------------|--------------------------------|--------------------|-------------------|
| 1.  | QD1          | JO                             | JO                 | ✓                 |
| 2.  | QD3          | JO                             |                    | ✓                 |
| 3.  | QD7          | JO                             |                    | ✓                 |
| 4.  | QD8          | JO                             |                    | ✓                 |
| 5.  | QD12         | PO                             |                    | ✗                 |
| 6.  | QD13         | JO                             |                    | ✓                 |
| 7.  | QD14         | JO                             |                    | ✓                 |
| 8.  | QD15         | PO                             |                    | ✗                 |
| 9.  | QD17         | JO                             |                    | ✓                 |

➤ **Simetria rrethore e objekteve të skanuara**

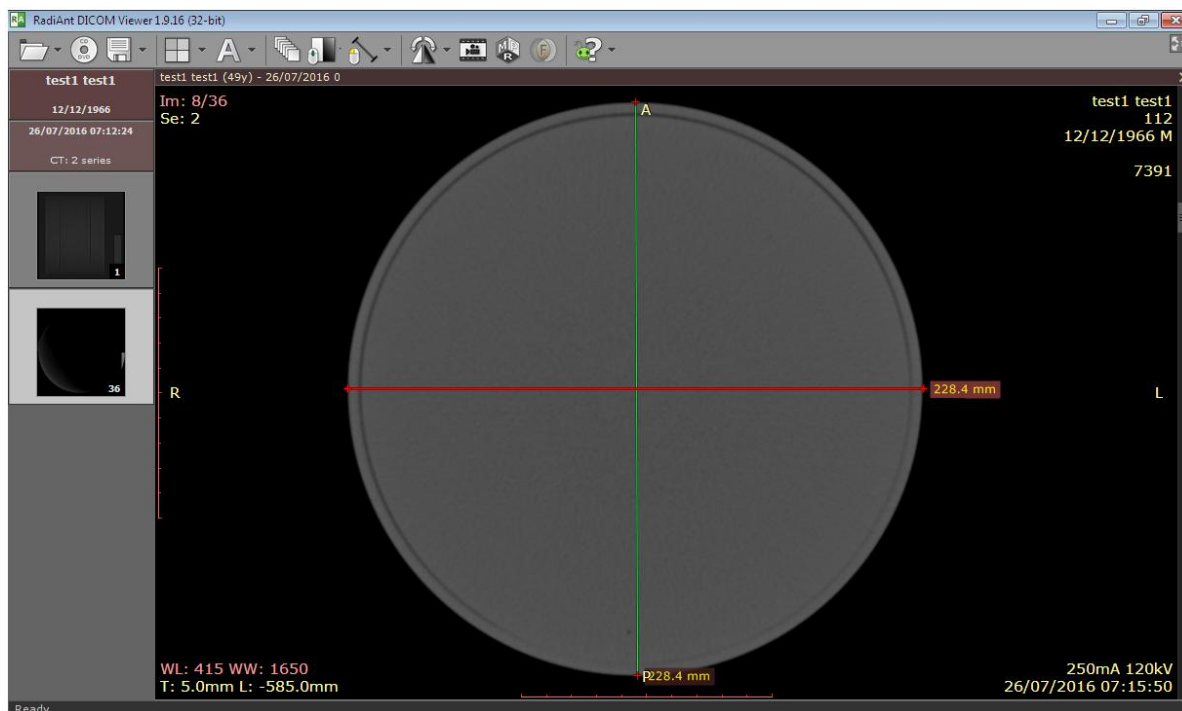
Deformimi i imazhit rrethor apo simetria rrethore është vlerësuar duke shfrytëzuar modulën e homogjenitetit të fantomës Pro-CT, duke bërë skanimin me parametra të përcaktuar nga prodhuesi i aparateve CT, sipas rendit operativ të protokolleve të trajtimit (zakonisht HeadSeq.). Leximi i imazheve të fituara pas skanimit të fantomës Pro-CT, është bërë duke shfrytëzuar programin kompjuterik RadiAnt DICOM Viewer v.1.9.16. Procesi i vlerësimit të imazheve të secilit modul të fantomës Pro-CT është realizuar në përputhje të plotë me udhëzimet e prodhuesit. Për vlerësimin e simetrisë rrethore të imazheve është shfrytëzuar pajisja *Measurement – Selection Line Tool*, me ndihmën e së cilës, pas pozicionimit në njërin skaj, është bërë matja e diametrit të paktën në dy apo më shumë drejtime (horizontalisht dhe vertikalisht).

Në vazhdim, në formë tabele (Tab. 6.3) paraqiten rezultatet e matjeve të deformimit të imazhit rrethor të realizuar në 9 aparate CT të vendosura në qendrat e ndryshme diagnostike.

**Tabela 6.3. Rezultatet e matjeve të deformimit të imazhit rrethor**

| Nr. | Institucioni | Deformimi i imazhit rrethor (PO / JO) | Kriteri i pranimit | Rezultati (✓ / X) |
|-----|--------------|---------------------------------------|--------------------|-------------------|
| 1.  | QD1          | JO                                    | JO                 | ✓                 |
| 2.  | QD3          | JO                                    |                    | ✓                 |
| 3.  | QD7          | JO                                    |                    | ✓                 |
| 4.  | QD8          | JO                                    |                    | ✓                 |
| 5.  | QD12         | JO                                    |                    | ✓                 |
| 6.  | QD13         | JO                                    |                    | ✓                 |
| 7.  | QD14         | JO                                    |                    | ✓                 |
| 8.  | QD15         | JO                                    |                    | ✓                 |
| 9.  | QD17         | JO                                    |                    | ✓                 |

Në figurën 6.2 jepet ilustrimi përmes fotografisë së matjeve të simetrisë rrethore të imazheve pas skanimit të fantomës Pro-CT.

**Fig. 6.2. Ilustrimi figurativ i skanimit të modulit të homogjenitetit (fantoma Pro-CT)**

➤ **Rezultatet e zhurmës së imazheve**

Siç edhe është shpjeguar në kapitullin IV, zhurma e imazheve përcaktohet si matje e devijimit standard të vlerave të “voxel”-it në fantomën homogjene.

Matjet e zhurmës së imazhit për çdo imazh të fituar me rastin e skanimit të modulit të homogjenitetit të fantomës Pro-CT, janë bërë duke shfrytëzuar programin kompjuterik RadiAnt DICOM Viewer v.1.9.16.

Nga vlerat e regjistruara në zonat e interesit (ROI) për çdo imazh të fituar, është llogaritur vlera e devijimit standard të numrit CT. Vlerat mesatare të devijimit standard të numrit CT në matjet e 4 imazheve nga moduli i homogjenitetit, në 9 aparate CT që janë të vendosura në qendra të ndryshme në territorin e Kosovës, janë paraqitur në tabelën 6.4.

Duke marrë parasysh që në Republikën e Kosovës ka mungesë të rregulloreve të aprovuara që përcaktojnë kriteret e pranueshmërisë për parametrat e cilësisë së imazheve dhe në mungesë të vlerave të rekomanduar nga vetë prodhuesit e aparateve CT, konsiderojmë se realizimi i kontrollit të cilësisë në aparatet CT dhe vlerat e fituara gjatë këtij procesi dhe të përfshira në këtë studim mund të konsiderohen si vlera standarde të procesit të pranimit në këto qendra.

**Tabela 6.4. Rezultatet e matjeve të zhurmës së imazheve në aparatet CT**

| Nr.     | Institucioni | SN <sub>v</sub> *                                                                                                       | SN <sub>σ</sub> ** | Devijimi standard | Kriteri i pranimit |
|---------|--------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| 1.      | QD1          | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>6.27</b>        | <b>±0.07</b>      | < 20 %             |
| 2.      | QD3          | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>5.98</b>        | <b>±0.37</b>      |                    |
| 3.      | QD7          | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>5.44</b>        | <b>±0.49</b>      |                    |
| 4.      | QD8          | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>4.20</b>        | <b>±0.95</b>      |                    |
| 5.      | QD12         | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>5.99</b>        | <b>±0.31</b>      |                    |
| 6.      | QD13         | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>7.24</b>        | <b>±0.34</b>      |                    |
| 7.      | QD14         | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>4.99</b>        | <b>±0.25</b>      |                    |
| 8.      | QD15         | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>9.2</b>         | <b>±0.49</b>      |                    |
| 9.      | QD17         | i papërcaktuar                                                                                                          | <b>5.36</b>        | <b>±0.31</b>      |                    |
| Shënim: |              | * Devijimi standard i CT numrit në zonën e interesit (ROI) dhënë nga prodhuesi / verifikuar gjatë procesit të pranimit; |                    |                   |                    |
|         |              | ** Devijimi standard i CT numrit në zonën e interesit.                                                                  |                    |                   |                    |

Për të patur një vështrim më cilësor, rezultatet e matjeve të zhurmës së imazheve në aparatet CT të instaluar në qendra të ndryshme në Kosovë, jepen në formë të paraqitjes grafike.

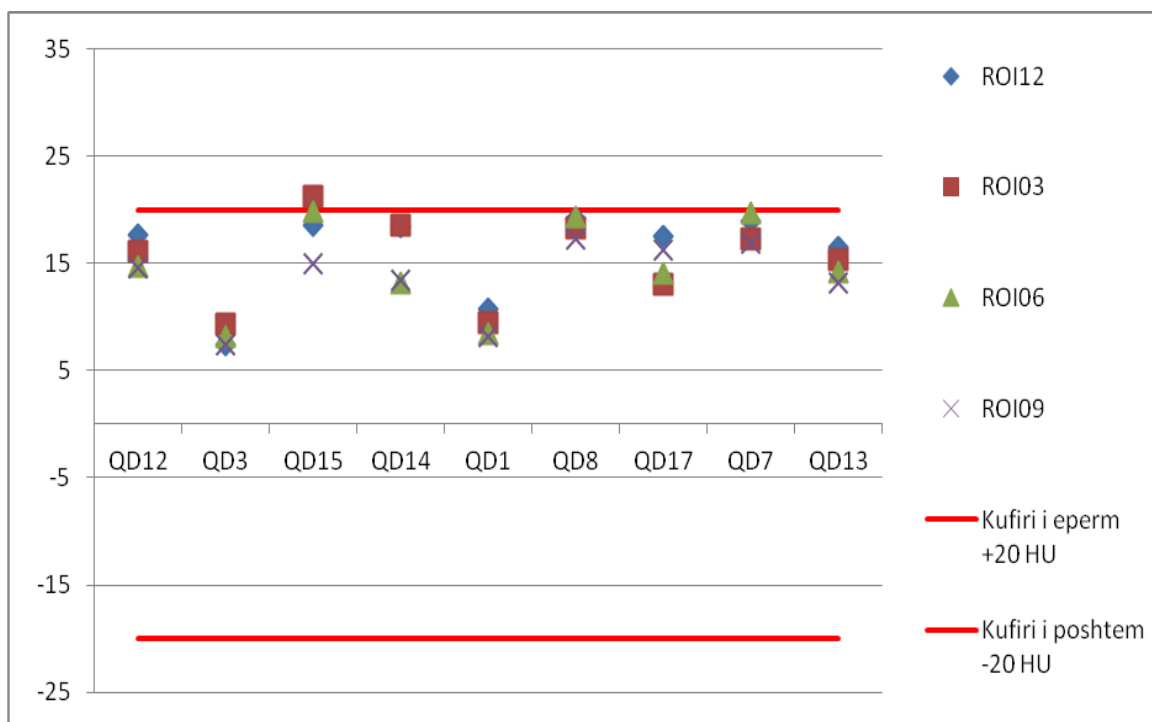


Fig.6.3. Rezultatet e matjeve të zhurmës së imazheve në aparatet CT

#### ➤ Homogjeniteti i numrit CT

Kontrolli i rregullt i cilësisë së homogjenitetit të numrit CT kryhet përmes fantomave që kanë module homogjeniteti, zakonisht me materiale me densitet të përafërt me ujin, përkatësisht me ato lloj materialesh numri CT i të cilave është i përafërt me atë të ujit.

Imazhi plotëson kushtin e kontrollit të cilësisë nëse vlerat e numrit CT në qendër me atë në periferi (ROI) nuk dallon reciprokisht më shumë se  $\pm 20$  HU [58].

Për çdo imazh të marrë nga moduli i homogjenitetit të fantomës Pro-CT, janë llogaritur intervalet e besueshmërisë së numrave CT në bazë të mostrave nga 5 leximet (një qendror dhe katër të tjerë periferik në zonat e interesit – Region Of Interests) të shfaqur si në figurën 6.4.

Është llogaritur vlera mesatare e vlerave të caktuara, në mënyrë që të përcaktohet limiti i sipërm i intervalit të besueshmërisë në nivelin e parazgjedhur. Vlerat e lexuara të numrit CT në zonat e interesit (ROI) në imazhet e fituara nën parametrat e caktuara, janë dhënë në pesë kolona të evidentuara si  $ROI_{qendër}$ ,  $ROI_{12}$ ,  $ROI_{03}$ ,  $ROI_{06}$  dhe  $ROI_{09}$ . Gjithashtu, është llogaritur edhe diferenca e vlerave të lexuara të numrave CT në zonat e interesit  $ROI_{12}$ ,  $ROI_{03}$ ,  $ROI_{06}$  dhe  $ROI_{09}$  nga ajo në  $ROI_{qendër}$ , çka përgjithësisht rezulton të jetë brenda vlerave  $\pm 20$  HU, përveç rastit në QD15 në  $ROI_{03}$ , që evidentohet një tejkalim relativisht i vogël i kësaj vlere.

**Tabela 6.5. Rezultatet e matjeve të homogjenitetit të numrit CT, në imazhet e aparateve CT**

| Nr. | Institucioni | ROI <sub>qendër</sub> | ROI <sub>12</sub> | ROI <sub>03</sub> | ROI <sub>06</sub> | ROI <sub>09</sub> | Kriteri i pranimit | Rezultati (V / X) |
|-----|--------------|-----------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------|
| 1.  | QD1          | 81.17                 | 91.92             | 90.62             | 89.65             | 89.38             | ± 20 HU            | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>10.75</b>      | <b>9.44</b>       | <b>8.47</b>       | <b>8.21</b>       |                    |                   |
| 2.  | QD3          | 109.22                | 116.71            | 118.56            | 117.36            | 116.69            |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>7.49</b>       | <b>9.34</b>       | <b>8.14</b>       | <b>7.48</b>       |                    |                   |
| 3.  | QD7          | 71.51                 | 90.47             | 88.83             | 91.20             | 88.45             |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>18.96</b>      | <b>17.33</b>      | <b>19.70</b>      | <b>16.94</b>      |                    |                   |
| 4.  | QD8          | 66.63                 | 85.85             | 84.96             | 85.98             | 83.96             |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>19.22</b>      | <b>18.33</b>      | <b>19.35</b>      | <b>17.33</b>      |                    |                   |
| 5.  | QD12         | 74.48                 | 92.18             | 90.66             | 89.15             | 89.05             |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>17.70</b>      | <b>16.18</b>      | <b>14.67</b>      | <b>14.57</b>      |                    |                   |
| 6.  | QD13         | 73.99                 | 90.51             | 89.38             | 88.19             | 87.21             |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>16.52</b>      | <b>15.38</b>      | <b>14.20</b>      | <b>13.22</b>      |                    |                   |
| 7.  | QD14         | 71.75                 | 90.16             | 90.32             | 84.92             | 85.21             |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>18.41</b>      | <b>18.57</b>      | <b>13.17</b>      | <b>13.47</b>      |                    |                   |
| 8.  | QD15         | 92.40                 | 110.92            | 113.64            | 112.21            | 107.45            |                    | ☒                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>18.52</b>      | <b>21.24</b>      | <b>19.80</b>      | <b>15.04</b>      |                    |                   |
| 9.  | QD17         | 73.24                 | 90.82             | 86.35             | 87.27             | 89.48             |                    | ☑                 |
|     |              | <b>Diferenca</b>      | <b>17.58</b>      | <b>13.11</b>      | <b>14.03</b>      | <b>16.24</b>      |                    |                   |

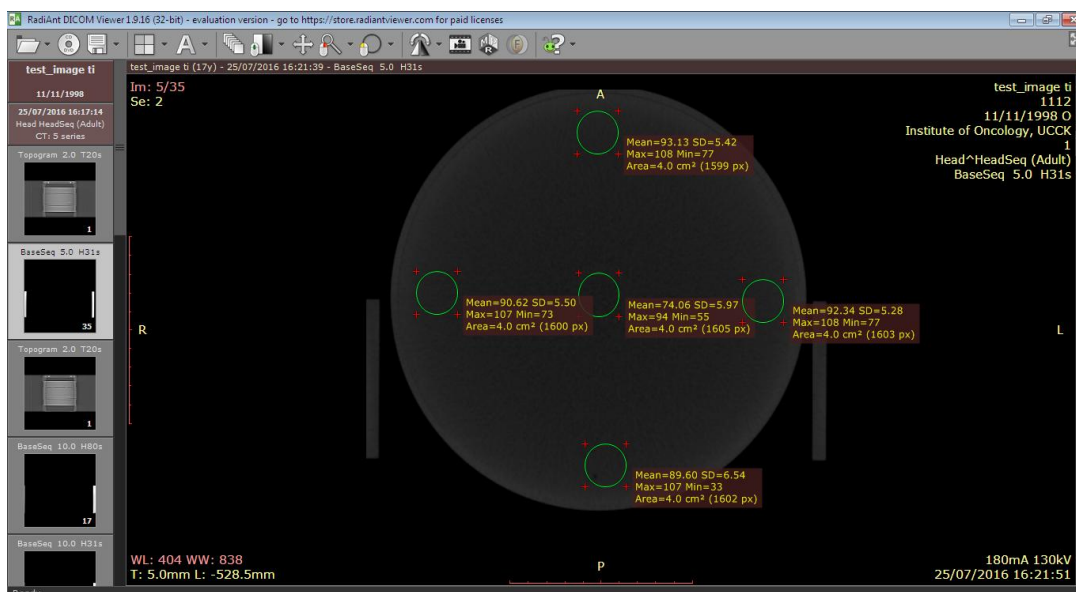


Fig. 6.4. Matjet e devijimit standard të numrit CT në zonat e interesit (ROI)

#### ➤ Rezultatet e matjeve të rezolucionit hapësinor në imazhet e aparateve CT

Rezolucioni hapësinor apo siç njihet ndryshe rezolucioni me nivel të lartë kontrasti, karakterizon mundësinë që aparati CT të dallojë dy objekte të vogla, të cilat ndodhen afër njëra-tjetrës.

Rezolucioni hapësinor është funksion i “mjegullimit” (blurring) të objektit që shfaqet në monitor. Zakonisht ai matet në fantoma, pra në module me çifte linjash shenjuese me rezolucion të lartë (resolution pattern), me fushë frekuencash hapësinore të caktuara (në varësi të llojit të fantomës) apo me funksion të modulimit transferues (MTF). [59]

Matjet e rezolucionit hapësinor janë bërë duke shfrytëzuar fantomën Pro-CT, pra në modulën në të cilin janë vendosur objekte që kanë kontrast të lartë në krahasim me prapavijën (dallimi i kontrastit ndërmjet objekteve dhe prapavijës duhet të jetë më shumë se 12%). Në varësi të llojit të aparatit CT, janë shfrytëzuar filtrat rikonstruktiv të imazheve (Kernel H30s, H31s, H70h dhe H80s).

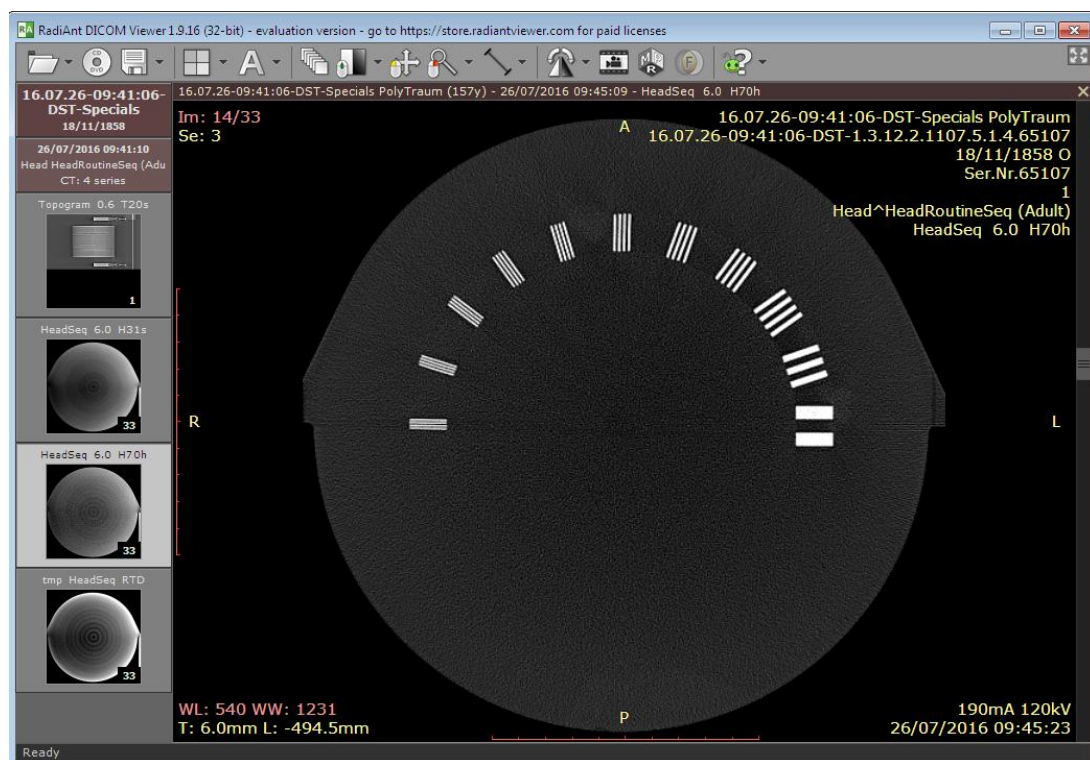
Kontrolli i kontrastit të lartë bazohet në metodën vizuale të numërimit të çifteve të linjave shenjuese për centimetër. Rezultatet e matjeve në të gjitha imazhet e fituara gjatë skanimit të modulit me kontrast të lartë të fantomës Pro-CT janë dhënë në tabelën 6.6.

Për të lexuar sa më saktë numrin e çifteve të linjave shenjuese, nëpërmjet programit kompjuterik RadiAnt DICOM Viewer v.1.9.16, kemi bërë rregullimin e “nivelit të dritares” (Window level) dhe të “gjërësisë së dritares” (Window width).

Nga tabela e rezultateve del se vetëm në dy aparate CT të vendosura në qendrat QD7 dhe QD12 shihen më pak se tetë çifte linjash. Si kriter i pranimit është marrë -20% e tetë çifteve të linjave shenjuese.

**Tabela 6.6. Rezultatet e matjeve të rezolucionit hapësinor në imazhet e aparateve CT**

| Nr. | Institucioni | Window level | Window width | Filtiri rikonstruktiv i imazhit (Kernel) | Kriteri i pranimit [çifte linjash] -20% | Rezultati              |              |         |
|-----|--------------|--------------|--------------|------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------|--------------|---------|
|     |              |              |              |                                          |                                         | Nr. i lexuar i çifteve | Devijimi [%] | (v & x) |
| 1.  | QD1          | 540          | 1231         | H70h                                     | 8                                       | 9.8                    | 22.5         | ✓       |
| 2.  | QD3          | 694          | 2002         | H80s                                     | 8                                       | 9.7                    | 21.25        | ✓       |
| 3.  | QD7          | 1187         | 46           | H30s                                     | 8                                       | 7.56                   | -5.76        | ✓       |
| 4.  | QD8          | 1200         | 2080         | H70h                                     | 8                                       | 9.8                    | 22.5         | ✓       |
| 5.  | QD12         | 836          | 738          | H31s                                     | 8                                       | 7.8                    | -2.5         | ✓       |
| 6.  | QD13         | 736          | 1522         | H80s                                     | 8                                       | 9.4                    | 17.5         | ✓       |
| 7.  | QD14         | 792          | 682          | H70h                                     | 8                                       | 9.1                    | 13.75        | ✓       |
| 8.  | QD15         | 823          | 1353         | -                                        | 8                                       | 8.1                    | 1.25         | ✓       |
| 9.  | QD17         | 377          | 43           | H70h                                     | 8                                       | 9.2                    | 15.0         | ✓       |



**Fig. 6.5. Ilustrimi figurativ i matjes së rezolucionit hapësinor në fantomën Pro-CT**

➤ **Kontrasti**

Kontrasti është përcaktuar me parametrat e skanimit, si dhe me algoritmin e rikonstruksionit të imazheve. Kontrasti varet nga tensioni i tubit dhe nuk varet nga rryma e zbatuar. Me zvogëlimin e tensionit në tub, zvogëlohet dhe doza e pacientit, ndërkohë që do të ndodhë rritja e kontrastit të imazheve, përderisa rritja e tensionit zvogëlon kontrastin.

Zakonisht, për skanim përdoret tensioni më i ulët i mundshëm në tub në përputhje me karakteristikat anatomike të pacientit, në mënyrë që të rritet me sa të jetë e mundur niveli i kontrastit të imazhit, dhe kohë më e shkurtër ekspozimi në mënyrë që të minimizohet sa më shumë “mjegullimi” i imazhit gjatë rrotullimit (McCollough et. al., 2006).

Për matjen e kontrastit në imazhet e aparateve CT në Kosovë kemi shfrytëzuar modulën e kontrastit të fantomës Pro-CT, të cilin e kemi skanuar duke shfrytëzuar filtrat rikonstruktues të imazheve dhe përmes programit kompjuterik RadiAnt DICOM Viewer v.1.9.16 kemi bërë përshtatjen e “nivelet të dritares” (Window level) dhe të “gjërësisë së dritares” (Window width).

Nga tabela e rezultateve shihet se vetëm në imazhet e aparatit CT të vendosur në qendrën QD13 shihen më pak se 8 objekte. Si kriter i pranimit është marrë -20% e 8 objekteve shenjuese.

**Tabela 6.7. Rezultatet e matjeve të kontrastit në imazhet e aparateve CT**

| Nr. | Institucioni | Window level | Window width | Kriteri i pranimit [objekte të dukshme] -20% | Rezultati                  |              |         |
|-----|--------------|--------------|--------------|----------------------------------------------|----------------------------|--------------|---------|
|     |              |              |              |                                              | Nr. i objekteve të dukshme | Devijimi (%) | (v & X) |
| 1.  | QD1          | 562          | 1750         | 8                                            | 8.4                        | 5.0          | ✓       |
| 2.. | QD3          | 780          | 1691         | 8                                            | 8.2                        | 2.5          | ✓       |
| 3.  | QD7          | 128          | 81           | 8                                            | 8.2                        | 2.5          | ✓       |
| 4.  | QD8          | 1037         | 2081         | 8                                            | 8.7                        | 8.75         | ✓       |
| 5.  | QD12         | 341          | 1014         | 8                                            | 8.5                        | 6.26         | ✓       |
| 6.  | QD13         | 789          | 2414         | 8                                            | 7.9                        | -1.25        | ✓       |
| 7.  | QD14         | 309          | 1123         | 8                                            | 8.7                        | 8.75         | ✓       |
| 8.  | QD15         | 450          | 972          | 8                                            | 8.1                        | 1.25         | ✓       |
| 9.  | QD17         | 356          | 774          | 8                                            | 8.9                        | 11.5         | ✓       |



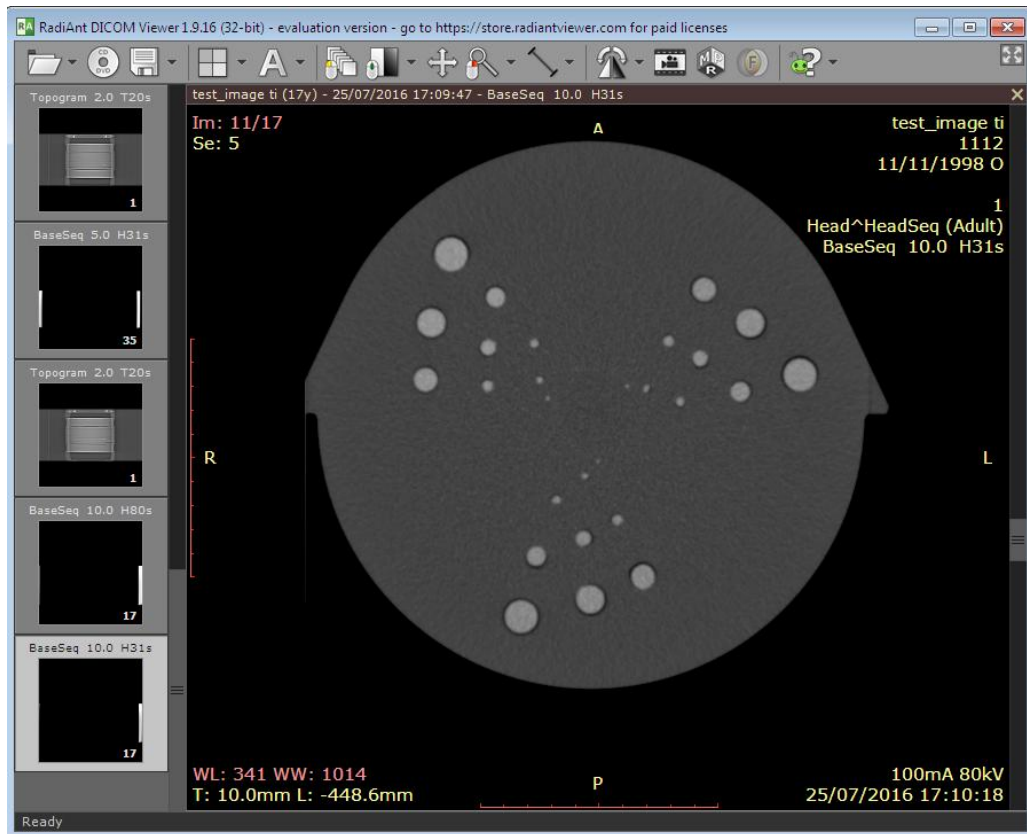


Fig.6.6. Ilustrimi figurativ i skanimit të modulit me kontrast të lartë (fantoma Pro-CT)

### 6.3. REZULTATET E MATJEVE TË $CTDI_{ajër}$

#### Protokollet dozimetrike

Si madhësi dozimetrike të pranuar në përgjithësi për vlerësimin e ekspozimeve me tomografi të kompjuterizuar përdoren indeksi i ponderuar dhe indeksi vëllimor i dozës së CT ( $CTDI_w$  dhe  $CTDI_{vol}$ ), dhe produkti dozë-gjatësi (DLP) (Tsapaki 2001, Tsapaki 2006, Shrimpton 2006, Muhogora 2009). Duke mbajtur parasysh që hulumtimet e deritanishme kanë treguar se ekzaminimet e kokës, mushkërive dhe abdomenit janë më të shpeshta në diagnostikim me aparatet CT (Tsapaki 2006, Vassileva 2012), në kuadër të këtij studimi kemi kryer matje në të gjitha protokollet aksiale (sekuenciale). Përveç këtyre protokolleve, në bazë të mundësive kemi realizuar matje edhe me protokolle të tjera klinike, duke ruajtur parametrat e programuar apo përcaktuar nga prodhuesi i aparatit CT, përveçse në rastin e kolimitit të tufës, që përgjithësisht është zgjedhur 10 mm.

#### $CTDI_{ajër}$ me vlerat e ndryshueshme të tensionit në tub (kV) dhe vlerën e fiksuar të kolimitit të tufës (10 mm)

Matjet e  $CTDI_{ajër}$  (CT air kerma index ( $C_{a,100}$ )) me vlerat e ndryshueshme të tensionit në tub (kV) dhe vlerën e fiksuar të kolimitit të tufës (10 mm) i kemi realizuar në gjithsejt 11 qendra të ndryshme ku janë të instaluar aparatet CT. Matjet janë realizuar sipas metodologjisë së përshkruar në kapitullin V, fillimisht duke zgjedhur kolimimin e tufës me 10 mm dhe me vlera të tensionit në intervalet e programuara, pra nga 80 deri 140 kV.

Meqenëse në studim janë përfshirë llojet dhe modelet e ndryshme të aparateve CT (nga katër prodhues), krahasimi i  $CTDI_{ajër}$  ndërmjet modeleve dhe llojeve të aparateve CT, të bëhet në vlera të shfrytëzueshme të produktit intensitet-kohë (mAs). Pra, në këtë rast vlera e matur e  $CTDI_{ajër}$  në mGy, është pjesëtuar me mAs, dhe janë fituar vlera të ndryshme të raportit mGy/mAs.

Po ashtu, në 5 qendra të ndryshme ku janë instaluar aparatet CT, matjet i kemi realizuar edhe për vlera të ndryshme të kolimitit të tufës duke mbajtur të pandryshueshëm parametrat e tjerë.

Në vazhdim, do t'i paraqesim në formë tabele rezultatet e fituara gjatë matjeve.

Tabela 6.8. Rezultatet e matjeve të CTDI<sub>ajër</sub> për vlera të ndryshme të tensionit në tub (kV) dhe vlerë të fiksuar të kolimitit të tufës (10 mm)

| Nr. | Institucioni | Protokolli i shfrytëzuar | Tensioni (kV) | Produkti Intensitet-kohë (mAs) | Koha (s) | Kolimimi i tufës (mm) | CTDI <sub>ajër_mes.</sub> (mGy) | Devijimi standard | CTDI <sub>ajër</sub> (mGy/mAs) |
|-----|--------------|--------------------------|---------------|--------------------------------|----------|-----------------------|---------------------------------|-------------------|--------------------------------|
| 1.  | QD1          | HeadRoutineSeq. (Adult)  | 80            | 380                            | 2.0      | 10.0                  | <b>21.82</b>                    | 0.036             | 0.057                          |
|     |              |                          | 100           | 380                            | 2.0      | 10.0                  | <b>40.33</b>                    | 0.038             | 0.106                          |
|     |              |                          | 120           | 380                            | 2.0      | 10.0                  | <b>63.82</b>                    | 0.021             | 0.168                          |
|     |              |                          | 140           | 380                            | 2.0      | 10.0                  | <b>91.12</b>                    | 0.042             | 0.239                          |
| 2.  | QD3          | HeadSeq. (Adult)         | 80            | 270                            | 1.5      | 10.0                  | <b>27.33</b>                    | 0.069             | 0.101                          |
|     |              |                          | 110           | 270                            | 1.5      | 10.0                  | <b>51.87</b>                    | 0.14              | 0.192                          |
|     |              |                          | 130           | 270                            | 1.5      | 10.0                  | <b>71.74</b>                    | 0.15              | 0.266                          |
| 3.  | QD4          | HeadSeq. (Adult)         | 80            | 160                            | 1.0      | 10.0                  | <b>12.33</b>                    | 0.047             | 0.077                          |
|     |              |                          | 120           | 160                            | 1.0      | 10.0                  | <b>28.33</b>                    | 0.081             | 0.177                          |
| 4.  | QD6          | ThoraxHRSeq. (Child)     | 80            | 110                            | 1.0      | 10.0                  | <b>9.40</b>                     | 0.021             | 0.085                          |
|     |              |                          | 110           | 110                            | 1.0      | 10.0                  | <b>21.30</b>                    | 0.075             | 0.194                          |
|     |              |                          | 130           | 110                            | 1.0      | 10.0                  | <b>29.76</b>                    | 0.067             | 0.271                          |
| 5.  | QD7          | HeadSeq. (Adult)         | 80            | 260                            | 1.5      | 10.0                  | <b>21.57</b>                    | 0.042             | 0.083                          |
|     |              |                          | 110           | 260                            | 1.5      | 10.0                  | <b>48.50</b>                    | 0.11              | 0.187                          |
|     |              |                          | 130           | 260                            | 1.5      | 10.0                  | <b>68.29</b>                    | 0.087             | 0.263                          |

|     |      |                            |     |     |     |      |              |       |       |
|-----|------|----------------------------|-----|-----|-----|------|--------------|-------|-------|
| 6.  | QD8  | HeadRoutineSeq.<br>(Adult) | 80  | 219 | 1.0 | 10.0 | <b>17.52</b> | 0.035 | 0.080 |
|     |      |                            | 100 | 219 | 1.0 | 10.0 | <b>33.63</b> | 0.047 | 0.154 |
|     |      |                            | 120 | 219 | 1.0 | 10.0 | <b>54.37</b> | 0.056 | 0.248 |
|     |      |                            | 140 | 219 | 1.0 | 10.0 | <b>82.78</b> | 1.778 | 0.378 |
| 7.  | QD12 | HeadSeq.<br>(Adult)        | 80  | 260 | 1.5 | 10.0 | <b>22.66</b> | 0.026 | 0.087 |
|     |      |                            | 110 | 260 | 1.5 | 10.0 | <b>49.18</b> | 0.544 | 0.189 |
|     |      |                            | 130 | 260 | 1.5 | 10.0 | <b>71.20</b> | 0.026 | 0.274 |
| 8.  | QD13 | HeadSeq.<br>(Adult)        | 80  | 250 | 1.5 | 10.0 | <b>23.30</b> | 0.061 | 0.093 |
|     |      |                            | 110 | 250 | 1.5 | 10.0 | <b>47.00</b> | 0.057 | 0.188 |
|     |      |                            | 130 | 250 | 1.5 | 10.0 | <b>66.94</b> | 0.012 | 0.268 |
| 9.  | QD14 | AbdomenSeq.<br>(Adult)     | 80  | 100 | 1.0 | 10.0 | <b>4.44</b>  | 0.052 | 0.044 |
|     |      |                            | 100 | 100 | 1.0 | 10.0 | <b>8.41</b>  | 0.015 | 0.084 |
|     |      |                            | 120 | 100 | 1.0 | 10.0 | <b>13.53</b> | 0.025 | 0.135 |
|     |      |                            | 140 | 100 | 1.0 | 10.0 | <b>20.39</b> | 0.060 | 0.204 |
| 10. | QD17 | AbdomenSeq.<br>(Child)     | 80  | 24  | 0.5 | 10.0 | <b>0.90</b>  | 0.006 | 0.038 |
|     |      |                            | 100 | 24  | 0.5 | 10.0 | <b>1.43</b>  | 0.01  | 0.060 |
|     |      |                            | 120 | 24  | 0.5 | 10.0 | <b>1.93</b>  | 0.01  | 0.080 |
|     |      |                            | 140 | 24  | 0.5 | 10.0 | <b>2.43</b>  | 0.04  | 0.101 |
| 11. | QD18 | InnerEarSeq.<br>(Adult)    | 80  | 140 | 1.0 | 10.0 | <b>12.66</b> | 0.015 | 0.090 |
|     |      |                            | 110 | 140 | 1.0 | 10.0 | <b>27.07</b> | 0.035 | 0.193 |
|     |      |                            | 130 | 140 | 1.0 | 10.0 | <b>36.30</b> | 0.046 | 0.259 |

Për të bërë ndërkrahasimin e duhur të vlerave të dozave ( $mGy$ ) nga rezultatet e matjeve në aparatet CT të ndryshme, janë shfrytëzuar vlera të ndryshme tensioni (80, 100, 110, 120, 130 dhe 140  $kV$ ). Duke marrë parasysh faktin se gjatë realizimit të matjeve janë shfrytëzuar protokolle të ndryshme që rrjedhimisht nënkupton edhe vlera të ndryshme të parametrave themelorë që ndërlidhen me dozën e rrezatimit siç janë: intensiteti i rrymës ( $mA$ ) dhe koha e ekspozimit ( $s$ ) apo produktin intensitet-kohë ( $mAs$ ), jemi detyruar që për këto madhësi të gjejmë raportin ndërmjet madhësive dozë ( $mGy$ ) dhe intensitet ( $mA$ ), pra  $mGy/mA$ .

Siç shihet nga figura 6.7 vlerat e raportit të dozës për njësi intensiteti të rrymës, janë më të afërta për tensione të vogla (80  $kV$ ) se sa për tensione me vlera të mëdha (140  $kV$ ).

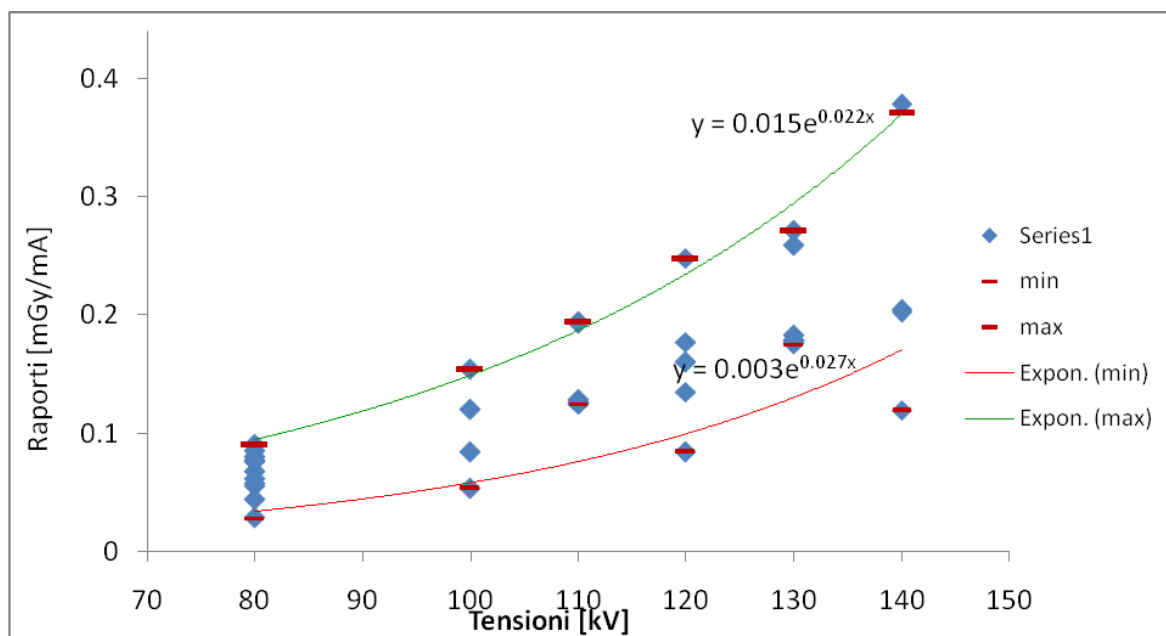


Fig. 6.7. Raporti dozë/intensitet rryme për vlera të ndryshme tensioni

Matjet e  $CTDI_{ajër}$  me vlerat e ndryshueshme të kolimitit të tufës (nga 0.6 deri 10  $mm$ ) dhe me tension të pandryshuar në tub ( $kV$ ) janë realizuar në qendra QD1, QD3, QD13, QD14 dhe QD17.

Në tre qendrat e para, për ekzaminim është zgjedhur protokoli klinik HeadSeq. me parametrat e programuar për rastet e trajtimeve të pacientëve të rritur. Ndërsa, në dy qendrat e tjera është përzgjedhur protokoli klinik AbdomenSeq. Në tabelën vijuese janë paraqitur rezultatet e matjeve të cilat në mungesë të vlerave standarde që përcaktohen nga rregulloret në Republikën e Kosovës, mund t'i konsiderojmë si vlera të testit të pranimit.

**Tabela 6.9. Rezultatet e matjeve të CTDI<sub>ajër</sub> për vlera të ndryshme të kolimitit të tufës (nga 0.6 deri 10 mm) dhe me tension të pandryshuar në tub (kV)**

| Nr. | Institucioni | Protokolli i shfrytëzuar | Tensioni (kV) | Produkti Intensitet-kohë (mAs) | Koha (s) | Kolimimi i tufës (mm) | Matja I | Matja II | Matja III | CTDI <sub>air_mes.</sub> (Vlera mesatare e matur) | Devijimi standard |
|-----|--------------|--------------------------|---------------|--------------------------------|----------|-----------------------|---------|----------|-----------|---------------------------------------------------|-------------------|
| 1.  | QD1          | HeadRoutineSeq. (Adult)  | 120           | 380                            | 2.0      | 5.0                   | 31.94   | 31.86    | 31.88     | <b>31.89</b>                                      | 0.042             |
|     |              |                          |               |                                |          | 10.0                  | 63.8    | 63.81    | 63.79     | <b>63.80</b>                                      | 0.01              |
| 2.  | QD3          | HeadSeq. (Adult)         | 130           | 250                            | 1.5      | 5.0                   | 71.42   | 71.49    | 71.56     | <b>71.49</b>                                      | 0.07              |
|     |              |                          |               |                                |          | 10.0                  | 71.67   | 71.81    | 71.58     | <b>71.69</b>                                      | 0.12              |
| 3.  | QD13         | HeadSeq. (Adult)         | 110           | 250                            | 1.5      | 2.0                   | 64.49   | 64.36    | 64.38     | <b>64.41</b>                                      | 0.07              |
|     |              |                          |               |                                |          | 4.0                   | 64.29   | 64.35    | 64.26     | <b>61.30</b>                                      | 0.05              |
|     |              |                          |               |                                |          | 6.0                   | 64.39   | 64.38    | 64.33     | <b>64.37</b>                                      | 0.03              |
|     |              |                          |               |                                |          | 12.0                  | 64.46   | 64.38    | 64.41     | <b>64.42</b>                                      | 0.04              |
| 4.  | QD14         | AbdomenSeq. (Adult)      | 120           | 100                            | 1.0      | 0.6                   | 29.2    | 29.18    | 29.27     | <b>29.22</b>                                      | 0.047             |
|     |              |                          |               |                                |          | 1.2                   | 29.16   | 29.01    | 29.14     | <b>29.10</b>                                      | 0.081             |
|     |              |                          |               |                                |          | 3.0                   | 29.12   | 29.18    | 29.13     | <b>29.14</b>                                      | 0.032             |
|     |              |                          |               |                                |          | 6.0                   | 28.84   | 28.59    | 28.71     | <b>28.71</b>                                      | 0.125             |
|     |              |                          |               |                                |          | 9.0                   | 28.72   | 28.65    | 28.8      | <b>28.72</b>                                      | 0.075             |
| 5.  | QD17         | AbdomenSeq. (Adult)      | 140           | 24                             | 0.5      | 2.4                   | 7.59    | 7.81     | 7.76      | <b>7.72</b>                                       | 0.115             |
|     |              |                          |               |                                |          | 4.8                   | 7.75    | 7.79     | 7.78      | <b>7.77</b>                                       | 0.021             |
|     |              |                          |               |                                |          | 7.2                   | 7.82    | 7.83     | 7.82      | <b>7.82</b>                                       | 0.006             |
|     |              |                          |               |                                |          | 9.6                   | 7.85    | 7.78     | 7.84      | <b>7.82</b>                                       | 0.038             |
|     |              |                          |               |                                |          | 14.4                  | 7.81    | 7.84     | 7.82      | <b>7.82</b>                                       | 0.015             |

#### 6.4. REZULTATET E MATJEVE TË $CTDI_{100}$ DHE LLOGARITJES SË $CTDI_w$

Matjet e  $CTDI_{100,c}$  dhe  $CTDI_{100,p}$  i kemi realizuar në gjithsej 23 aparate CT të vendosur në qendra të ndryshme diagnostike të sektorit publik dhe privat. Këto matje kanë përfshirë aparatet CT nga katër prodhues të ndryshëm (GE, Siemens, Shimadzu dhe Toshiba). Matjet janë realizuar në kondita të protokolleve klinike, pra duke mos ndryshuar parametrat si: *kV*, *mA* apo *mAs*, përveç kolimit të tufës që zakonisht është zgjedhur 10 mm (përveç rasteve kur protokollet e instaluar në aparatet CT nuk e mundësonin këtë vlerë).

Më pas, kemi kryer llogaritjet e  $CTDI_w$  sipas metodës së përshkruar në kapitullin V.

Në tabelën e mëposhtme është paraqitur diferenca në përqindje ndërmjet vlerave të llogaritura të  $CTDI_{vol}$  dhe të shfaqura në monitorin e sistemit kompjuterik të aparaturës CT.

**Tabela 6.10. Ndryshimi në % ndërmjet vlerave të llogaritura të  $CTDI_{vol}$  dhe atyre të shfaqura në monitor**

| Institucioni | Protokollet         |                         |                         |                      |                        |                                |                        |
|--------------|---------------------|-------------------------|-------------------------|----------------------|------------------------|--------------------------------|------------------------|
|              | HeadSeq.<br>(Adult) | InnerEarSeq.<br>(Adult) | ThoraxHRSeq.<br>(Adult) | SpineSeq.<br>(Adult) | AbdomenSeq.<br>(Adult) | ThoraxHRSeq.<br>[*]<br>(Child) | AbdomenSeq.<br>(Child) |
| QD1          | -12.98              | -6.35                   | -9.14                   | -7.47                | -4.29                  | 27.15                          | -                      |
| QD2          | -6.02               | -                       | -15.33                  | -                    | -13.03                 | -                              | 16.43                  |
| QD3          | -10.06              | -15.27                  | 52.00                   | -                    | -                      | 38.28                          | -                      |
| QD4          | -25.48              | -                       | -34.80                  | -                    | -19.60                 | -                              | 17.52                  |
| QD5          | 1.20                | 1.45                    | 3.01                    | -                    | 3.91                   | 13.88                          | -                      |
| QD6          | -19.12              | -17.24                  | -9.87                   | -                    | -18.87                 | 19.52                          | -                      |
| QD7          | -19.39              | -19.82                  | -19.53                  | -                    | -17.77                 | 9.66                           | -                      |
| QD8          | -13.65              | -12.11                  | -                       | 10.65                | -7.51                  | -                              | -                      |
| QD9          | -5.26               | -                       | -7.65                   | -                    | -3.44                  | -                              | -                      |
| QD10         | 2.06                | -18.76                  | -30.02                  | -                    | -31.01                 | -                              | -                      |
| QD11         | 4.70                | -                       | -                       | -                    | -                      | 1.95                           | -                      |
| QD12         | -12.71              | -11.32                  | 6.93                    | -                    | -28.99                 | 28.43                          | -                      |
| QD13         | 2.66                | -13.99                  | -16.85                  | -15.28               | -12.29                 | -7.29                          | -                      |

|      |        |        |        |        |        |       |   |
|------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|---|
| QD14 | -12.44 | -31.63 | -38.45 | -16.25 | -16.17 | 18.01 | - |
| QD15 | 14.47  | 14.28  | -0.79  | -      | 0.70   | -     | - |
| QD16 | -3.61  | 3.74   | -      | -      | -      | -     | - |
| QD17 | -14.08 | -34.41 | -41.19 | -      | -31.00 | 16.59 | - |
| QD18 | -8.19  | -6.22  | -1.40  | -      | 8.70   | 26.96 | - |
| QD19 | -16.76 | -16.42 | -2.78  | -      | -25.88 | 19.05 | - |
| QD20 | -3.21  | -2.58  | -24.01 | -      | -15.37 | 19.7  | - |
| QD21 | -7.76  | -6.38  | -5.93  | -      | -11.51 | 26.81 | - |
| QD22 | -8.29  | -8.98  | -11.69 | -      | -16.07 | 18.55 | - |
| QD23 | -6.77  | -      | -      | -      | -8.41  | -     | - |

[\*] Vlerat e paraqitura në tabelë për rastin e matjeve me protokoll klinik ThoraxHRSeq. (child) janë vlera të pjesëtura me dy, meqë matjet i kemi realizuar në fantomën 16 cm, ndërsa vlera e shfaqur në monitor të sistemeve të CT i atribuohet matjeve në fantoma 32 cm.

Për të bërë krahasimin ndërmjet vlerave reale (të matura)  $CTDI_{vol}$  dhe atyre të shfaqura në monitor të sistemeve të tomografisë së kompjuterizuar, gjithashtu matjet janë bërë në protokolle klinike për të përcaktuar vlerat e niveleve udhëzuese të dozave [60].

Koncepti i Niveleve Udhëzuese të dozave për herë të parë është futur në Britaninë e Madhe në vitin 1990 nga Kolegji mbretëror i radiologëve (RCR) në bashkëpunim me Bordin Kombëtar për Mbrojtjen nga Rrezatimi (NRPB).

Më vonë, Bashkimi Evropian (EU), ka adaptuar këtë koncept për ekspozimet mjekësore duke kërkuar nga të gjitha shtetet anëtare të promovojnë krijimin dhe aprovimin e Niveleve Udhëzuese të Dozave (DRL-ve).

Nivelet referente të dozave shërbejnë si një indikacion për dozat të cilat konsiderohen më të larta se sa dozat e supozuara në një praktikë standarde në diagnostikë. Vlerat e 3/4 të shpërndarjes mesatare të dozave nga një studim respektiv i parametrave të dozave, rekomandohen si vlera të Niveleve Udhëzuese (DRL). Nëse gjendet se dozat janë më të larta se nivelet udhëzuese të aprovuara të dozave, duhet të ndërmerren veprimet për identifikimin e shkaqeve. Nëse ato nuk janë të arsyeshme, atëherë veprimet duhet të jenë konform sjelljes në vlerat e pranuar. Krijimi dhe miratimi i niveleve udhëzuese të dozave është një hap i rëndësishëm në optimizimin e dozave të pacientëve. Për të patur një pasqyrë më të saktë të të dhënave, për vlerat e  $CTDI_{vol}$ , kemi bërë seleksionimin e rezultateve në bazë të numrit të shtresave të aparateve CT dhe protokolleve të zgjedhura gjatë matjeve.



**Tabela 6.11. Vlerat mesatare të CTDI<sub>vol</sub> sipas numrit të shtresave të aparateve CT**

| Llojet e aparateve CT                                    | Nr. i CT sistemeve | Protokollet                     |                                     |                                     |                                  |                                    |                                     |
|----------------------------------------------------------|--------------------|---------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|----------------------------------|------------------------------------|-------------------------------------|
|                                                          |                    | HeadSeq.<br>(Adult)<br>(mGy±SD) | InnerEarSeq.<br>(Adult)<br>(mGy±SD) | ThoraxHRSeq.<br>(Adult)<br>(mGy±SD) | SpineSeq.<br>(Adult)<br>(mGy±SD) | AbdomenSeq.<br>(Adult)<br>(mGy±SD) | ThoraxHRSeq.<br>(Child)<br>(mGy±SD) |
| Aparate CT njëstresor<br>(Single slice)                  | 3                  | 31.81±16.06                     | -                                   | 12.63±2.86                          | -                                | 15.70±5.57                         | 18.54±1.16                          |
| Aparate CT dyshtresorë<br>(Dual slice)                   | 1                  | 42.55                           | 24.84                               | 9.78                                | -                                | 4.63                               | 11.20                               |
| Aparate CT katërshtresorë<br>(4-slice)                   | 1                  | 62.85                           | 38.36                               | 18.15                               | -                                | 14.57                              | 4.02                                |
| Aparate CT gjashtështresorë<br>(6-slice)                 | 9                  | 51.73±5.67                      | 27.33±2.93                          | 11.23±1.47                          | -                                | 8.57±1.09                          | 9.10±5.66                           |
| Aparate CT gjashtëmbëdhjetë<br>shtresorë<br>(16-slice)   | 3                  | 52.84±6.81                      | 54.06±39.36                         | 29.51±6.59                          | -                                | 36.58±1.87                         | 15.24                               |
| Aparate CT gjashtëdhjetëkatër<br>shtresorë<br>(64-slice) | 5                  | 41.57±2.86                      | 26.31±2.98                          | 8.79±2.60                           | 11.52±1.66                       | 10.93±4.96                         | 4.67±1.07                           |
| Aparate CT njëqindnjëzetëetë<br>shtresorë<br>(128-slice) | 1                  | 55.05±6.15                      | 40.25±28.21                         | -                                   | -                                | -                                  | -                                   |

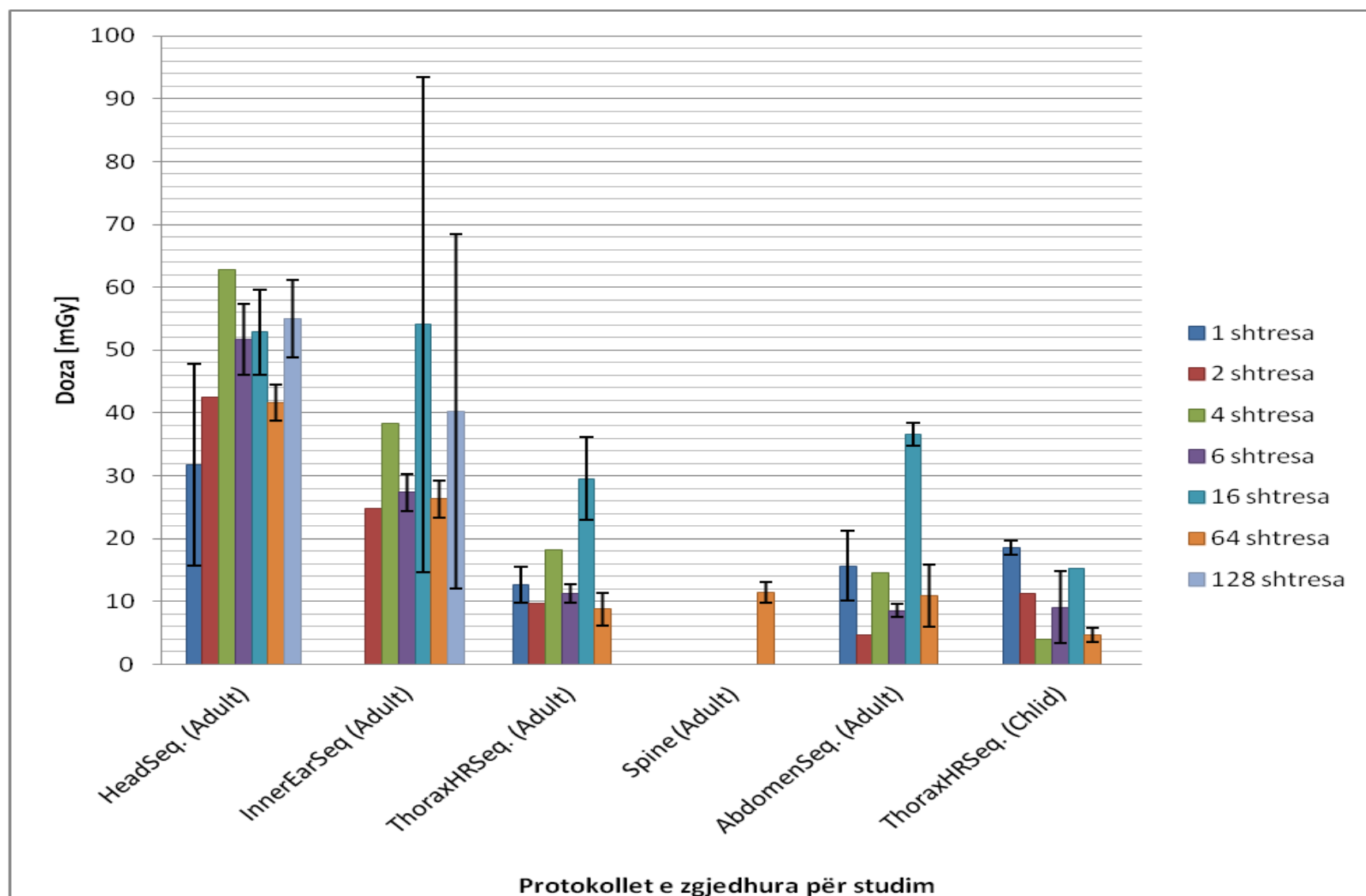


Fig. 6.8. Dozat e pacientëve (mGy) gjatë ekzaminimeve me protokolle të ndryshme në varësi të numrit të shtresave

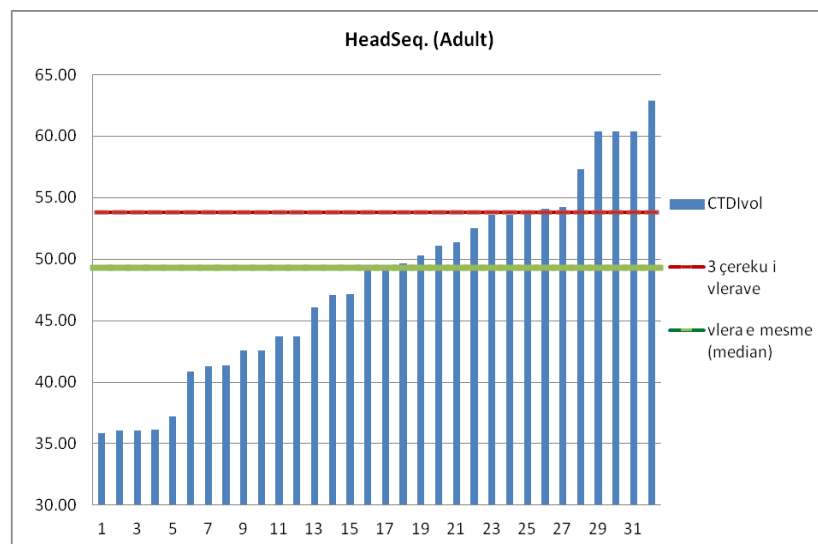
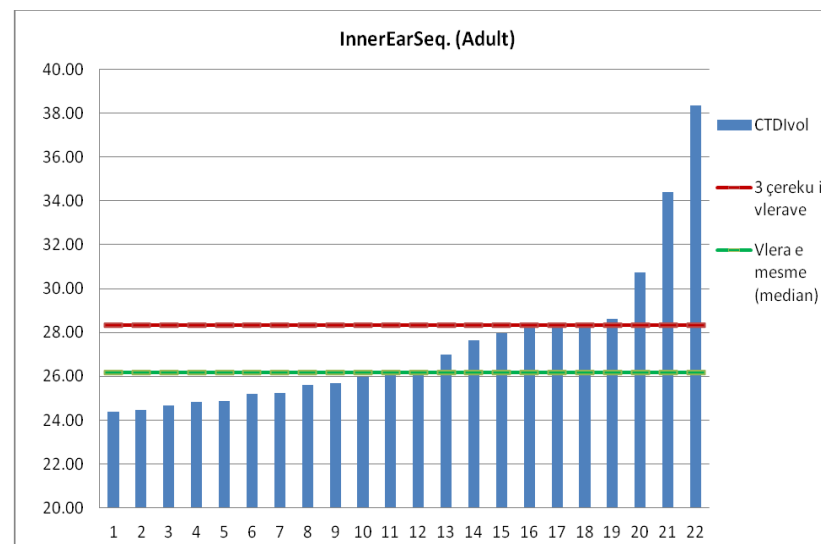
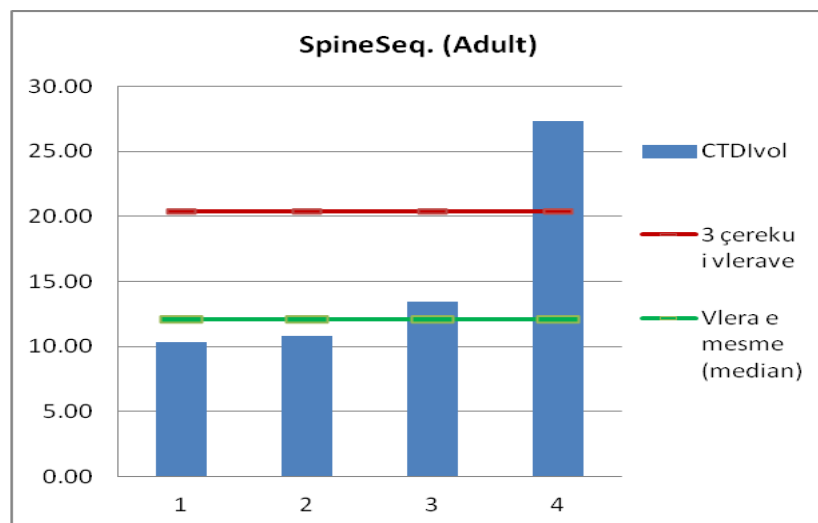
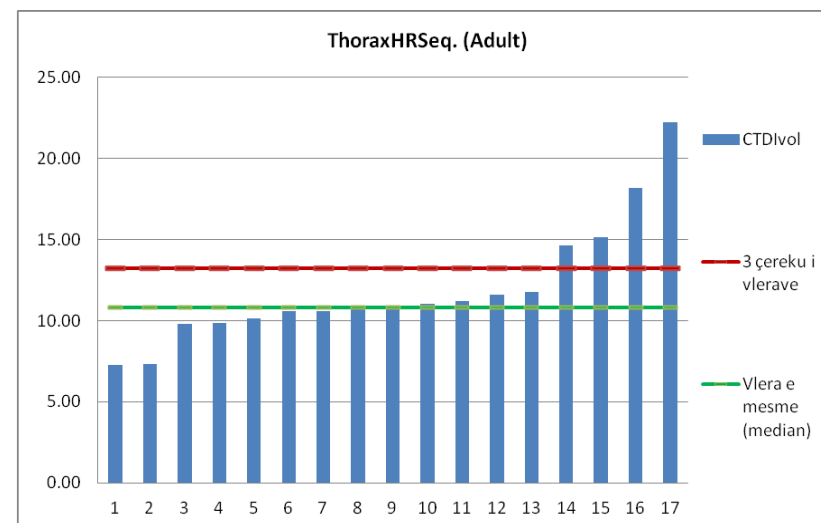
Nga tabela 6.11 për protokolle të veçanta me qëllim ndërkrahimi, janë zgjedhur vlerat maksimale  $CTDI_{vol}$  (mGy), minimale, rang (max.-min.), shkalla (max./min.) dhe vlera mesatare.

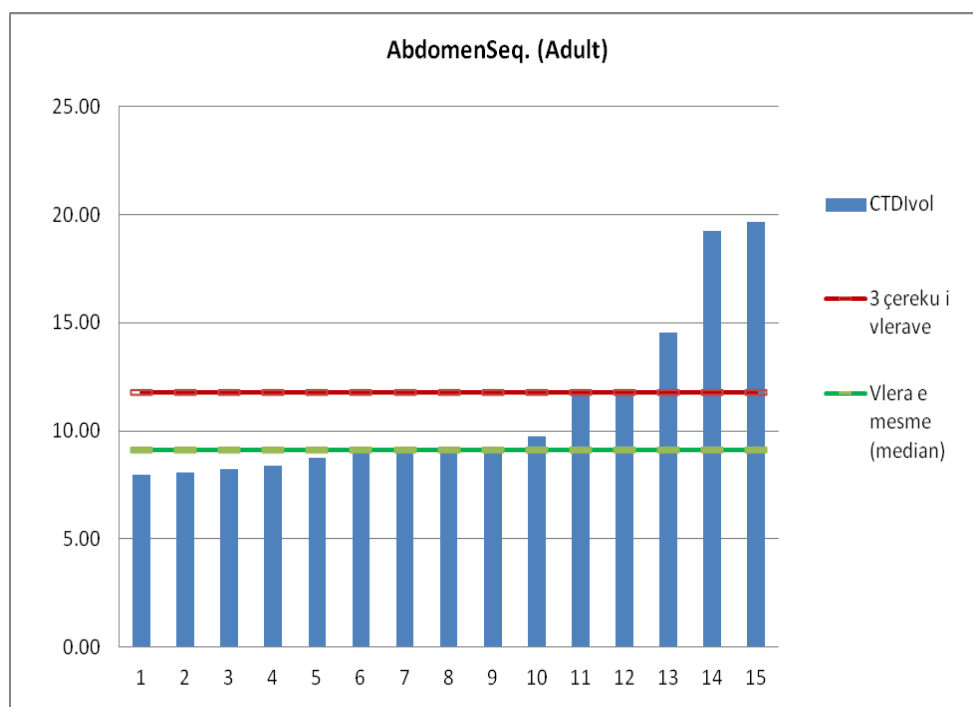
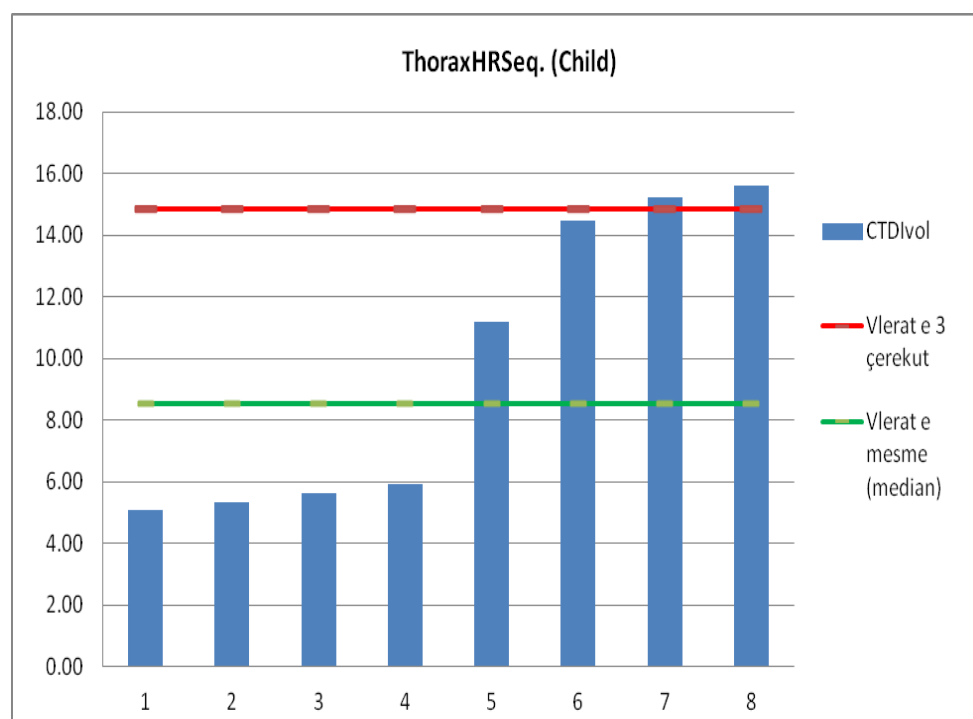
Rezultate e fituara janë paraqitur në tabelën vijuese.

**Tabela 6.12. Vlerat (min., max., mesatare), rang (max.-min.) dhe shkalla (max./min.) të  $CTDI_{vol}$  (mGy) sipas protokollit të ekzaminimit për aparatet CT të përfshira në studim**

| $CTDI_{vol}$                    | Protokollet         |                         |                         |                      |                        |                         |
|---------------------------------|---------------------|-------------------------|-------------------------|----------------------|------------------------|-------------------------|
|                                 | HeadSeq.<br>(Adult) | InnerEarSeq.<br>(Adult) | ThoraxHRSeq.<br>(Adult) | SpineSeq.<br>(Adult) | AbdomenSeq.<br>(Adult) | ThoraxHRSeq.<br>(Child) |
| Vlera minimale (min.)<br>(mGy)  | 31.81               | 24.84                   | 8.79                    | 11.52                | 4.63                   | 4.02                    |
| Vlera maksimale (max.)<br>(mGy) | 62.85               | 54.06                   | 29.51                   | 11.52                | 36.58                  | 18.54                   |
| Rangu (max.-min.)<br>(mGy)      | 31.04               | 29.2                    | 20.72                   | 0                    | 31.95                  | 14.52                   |
| Shkalla max./min.               | 1.98                | 2.18                    | 3.36                    | 1.0                  | 7.90                   | 4.61                    |
| Vlera mesatare<br>(mGy)         | 48.34               | 30.16                   | 15.02                   | 11.52                | 15.16                  | 10.46                   |

Në vazhdim, në formë grafike, për secilin protokoll klinik, po shfaqim rezultatet e matjeve duke zgjedhur vlerat e mesme (median) dhe  $\frac{3}{4}$  të cilat propozojmë të përdoren si nivele udhëzuese të dozave në ekzaminime me aparatet CT në Republikën e Kosovës.

Fig. 6.9. Shpërndarja e  $CTDI_{vol}$  për protokoll: HeadSeq. (Adult)Fig. 6.10. Shpërndarja e  $CTDI_{vol}$  për protokoll: InnerEarSeq. (Adult)Fig. 6.11. Shpërndarja e  $CTDI_{vol}$  për protokoll: SpineSeq. (Adult)Fig. 6.12. Shpërndarja e  $CTDI_{vol}$  për protokoll: ThoraxHRSeq. (Adult)

Fig. 6.13. Shpërndarja e CTDI<sub>vol</sub> për protokollin: AbdomenSeq. (Adult)Fig. 6.14. Shpërndarja e CTDI<sub>vol</sub> për protokollin: ThoraxHRSeq. (Child)

Për të qartësuar më shumë, rezultatet e fituara të vlerave të mesme dhe të  $\frac{3}{4}$  të  $CTDI_{vol}$ , për çdo protokoll të përfshirë në këtë studim, i shprehim në formë tabele si më poshtë.

**Tabela 6.13. Vlera e mesme (mediana) dhe  $\frac{3}{4}$  e  $CTDI_{vol}$  për protokollet e përfshira në studim**

| Protokolli i zgjedhur   | Vlera e mesme (mediana) e $CTDI_{vol}$ (mGy) | $\frac{3}{4}$ ( $3^{rd}$ quartile) e $CTDI_{vol}$ (mGy) |
|-------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| HeadSeq.<br>(Adult)     | 49.3                                         | 53.8                                                    |
| InnerEarSeq.<br>(Adult) | 26.1                                         | 28.3                                                    |
| ThoraxHRSeq.<br>(Adult) | 10.8                                         | 13.2                                                    |
| SpineSeq.<br>(Adult)    | 12.1                                         | 20.4                                                    |
| AbdomenSeq.<br>(Adult)  | 9.1                                          | 11.8                                                    |
| ThoraxHRSeq.<br>(Child) | 8.5                                          | 14.9                                                    |

## 6.5. KRAHASIMI ME REZUTATET E STUDIMEVE TË TJERA

Direktivat e Bashkimit Evropian kërkojnë krijimin dhe miratimin e vlerave të Niveleve Udhëzuese të Dozave (DRL) në ekzaminimet me aparate CT duke shfrytëzuar vlerat e dozës me anë të të cilave merren në konsideratë parametrat e skanimit. Vlerat e dozës duhet të jenë të aplikueshme për të gjitha aparatet CT që janë në përdorim aktualisht dhe ato që do të vendosen në të ardhmen.

$CTDI_{vol}$  dhe DLP janë dy madhësi të propozuara në Udhëzuesit Evropian (European Guidelines) si madhësitë e duhura të dozave për të përcaktuar Nivelet Udhëzuese të Dozave (DRL) në ekzaminimet me aparatet CT [62, 67-69].

Në tabelat vijuese janë përshkruar vlerat e  $CTDI_{vol}$  dhe DLP për tri protokollet klinike më të shpeshta në përdorim, për qëllime krahasimi ndërmjet vlerave të fituara me këtë studim dhe atyre të shteteve të ndryshme evropiane.

**Tabela 6.14. Krahاسimi i DRL-ve në termat e CTDI<sub>vol</sub> (mGy) në vendet evropiane**

| Lloji i ekzaminimit | Kosovë <sup>b</sup> | Eur. <sup>a</sup>     | Greqi <sup>b</sup>           | Britani e Madhe <sup>a</sup> | Poloni <sup>b</sup>     | Zvicër <sup>a</sup>       | Gjermani <sup>a</sup>    |
|---------------------|---------------------|-----------------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|
| Autori i studimit   | Ky studim           | 16262 <sup>[61]</sup> | Hatziioannou <sup>[62]</sup> | NRPB 67 <sup>[63]</sup>      | Tsapaki <sup>[64]</sup> | RPD Swiss <sup>[65]</sup> | BFS 2010 <sup>[66]</sup> |
| Viti i studimit     | 2015-2016           | -                     | 2001                         | 2003                         | -                       | 2007                      | -                        |
| Viti i publikimit   | -                   | 1999                  | 2003                         | 2005                         | 2006                    | 2010                      | 2010                     |
| CT e kokës          | 53.8                | 60.0                  | 58.0                         | 65.0                         | 19.0                    | 65.0                      | 65.0                     |
| CT e gjoksit        | 14.9                | 30.0                  | 19.0                         | 13.0                         | 14.2                    | 10.0                      | 12.0                     |
| CT e abdomenit      | 11.8                | 35.0                  | 22.4                         | 14.0                         | 15.8                    | 15.0                      | 20.0                     |

<sup>a</sup> DRL

<sup>b</sup> Vlerat e 3/4 (të propozuara për miratim si Nivele Udhëzuese të Dozave)

**Tabela 6.15. Krahاسimi i DRL-ve në termat e DLP (mGy cm<sup>-1</sup>) në vendet evropiane**

| Lloji i ekzaminimit | Kosovë <sup>b</sup> | Eur. <sup>a</sup>     | Greqi <sup>b</sup>           | Britani e Madhe <sup>a</sup> | Poloni <sup>b</sup>     | Zvicër <sup>a</sup>       | Gjermani <sup>a</sup>    |
|---------------------|---------------------|-----------------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|
| Autori i studimit   | Ky studim           | 16262 <sup>[61]</sup> | Hatziioannou <sup>[62]</sup> | NRPB 67 <sup>[63]</sup>      | Tsapaki <sup>[64]</sup> | RPD Swiss <sup>[65]</sup> | BFS 2010 <sup>[66]</sup> |
| Viti i studimit     | 2015-2016           | -                     | 2001                         | 2003                         | -                       | 2007                      | -                        |
| Viti i publikimit   | -                   | 1999                  | 2003                         | 2005                         | 2006                    | 2010                      | 2010                     |
| CT e kokës          | 1036                | 1050                  | 677                          | 930                          | 527                     | 1000                      | 950                      |
| CT e gjoksit        | 425                 | 650                   | 401                          | 580                          | 447                     | 400                       | 400                      |
| CT e abdomenit      | 518                 | 780                   | 464                          | 470                          | 560                     | 650                       | 900                      |

<sup>a</sup> DRL

<sup>b</sup> Vlerat e 3/4 (të propozuara për miratim si Nivele Udhëzuese të Dozave)

## 6.6. LLOGARITJA E DOZËS EFEKTIVE TEK PACIENTËT

Për të bërë përcaktimin e dozës efektive (E), duhet shumëzuar vlera e Produktit Dozë-Gjatësi (DLP) me faktorin e konvertimit për organin specifike  $k$ , ku  $k$  – paraqet faktorin e konvertimit, njësia e të cilit është  $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$  dhe varet nga organi i shqyrtuar dhe mosha e pacientit.

Për këtë studim ne kemi shfrytëzuar programin kompjuterik CT Expo v.2.4, përmes të cilit në varësi të llojit të pajisjes dhe parametrave të shfrytëzuar për lloje të ndryshme ekzaminimesh, kemi përlogaritur dozën efektive të organeve të përfshira në ekzaminim me aparatet CT.

### 6.6.1. Llogaritja e dozës efektive në bazë të programit CT Expo

Programi kompjuterik CT Expo v.2.4 përbëhet prej katër moduleve aplikative:

*Moduli 1 (Llogaritja):* Përmes të cilit lejohet të llogariten, në varësi të moshës dhe gjinisë, vlerat e dozave për pacientë specifik me përzgjedhjen individuale të rangut të skanimit. Kjo mund të realizohet në faqen e ndarë (“Scan Range”) me objektet grafike të dhëna.

*Moduli 2 (Standard):* Mund të ofrojë llogaritjen e dozës për ekzaminimet CT standarde të parapërcaktuara (vetëm për të rriturit). Për llojet e ekzaminimeve komplekse, llogaritjet e ndara mund të bëhen për çdo seri skanimi me futjen e parametrave të ndryshëm të skanimit.

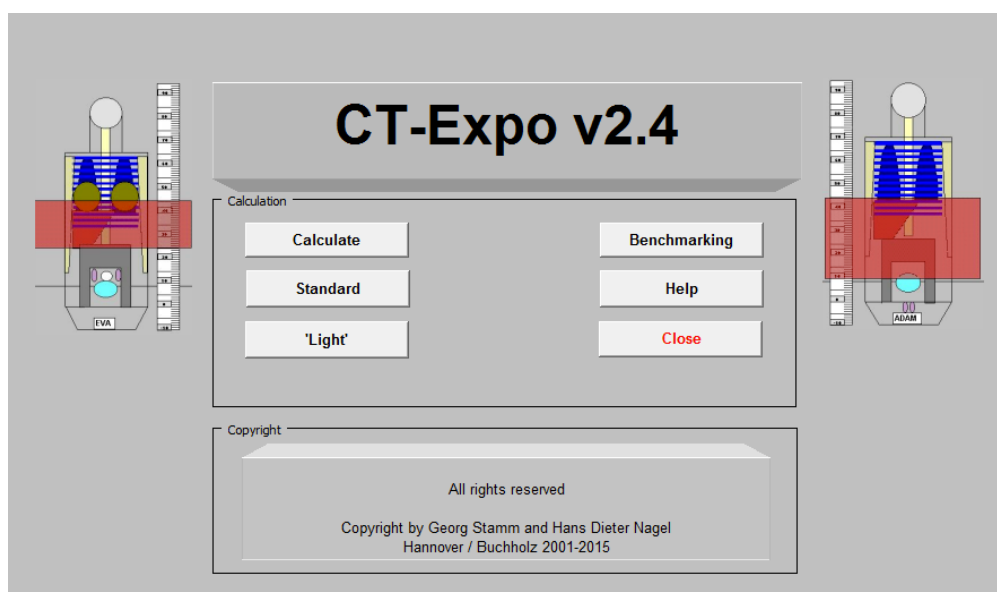


Fig. 6.15. Faqja startuese e programit CT Expo v.2.4. me katër module aplikative

*Moduli 3 (Light):* Mundëson të vlerësohet doza efektive e organit për ekzaminimet CT standarde të parapërcaktuara (vetëm për të rriturit), pavarësisht nga lloji i aparatit CT. Vetëm vlerat e  $CTDI_{vol}$  dhe DLP, të cilat në shumicën e aparateve CT janë të shfaqura në monitor, janë të nevojshme.

*Moduli 4 (Benchmarking):* Mundëson të bëhet llogaritja e dozave për gjithë spektrin e ekzaminimeve CT standarde (vetëm për të rriturit).



Programi bazohet në llogaritjet e të dhënave dozimetrike sipas metodës Monte Carlo për pacientë meshkuj të rritur (ADAM; me gjatësi 170 cm dhe masë trupore 70 kg) dhe për pacientet femra të rritura (EVA; gjatësi 160 cm dhe masë trupore 60 kg). Saktësia e llogaritjes me këtë program është vërtetuar eksperimentalisht dhe ka rezultuar të jetë e pranueshme për vlerësimin e dozës efektive (E) të pacientët e rritur, me përmasa normale trupore të skanuar në 120 kV [70, 71].

### Llogaritja e dozave efektive

Llogaritjen e dozave të organeve e kemi bërë duke u mbështetur në vlerat e  $CTDI_{vol}$  dhe DLP të paraqitura në tabelën 6.14 dhe 6.15.

Rezultatet e fituara i paraqesim në formë tabele si më poshtë.

**Tabela 6.16. Rezultatet e dozave efektive për organe të ndryshme të ekzaminuara me aparatet CT sipas programit CT Expo v.2.4**

| Lloji i ekzaminimit | DRL për ekzaminime me CT në Kosovë <sup>(*)</sup> |      | Doza efektive (E) te pacientët meshkuj (mSv) |         |          | Doza efektive (E) te pacientet femra (mSv) |         |          |
|---------------------|---------------------------------------------------|------|----------------------------------------------|---------|----------|--------------------------------------------|---------|----------|
|                     | $CTDI_{vol}$                                      | DLP  | Gjatësia standarde e skanimit [cm]           | ICRP 60 | ICRP 103 | Gjatësia standarde e skanimit [cm]         | ICRP 60 | ICRP 103 |
| CT e kokës          | 53.8                                              | 1036 | 11                                           | 2.7     | 3.1      | 11                                         | 2.9     | 3.1      |
| CT e gjoksit        | 14.9                                              | 425  | 28                                           | 5.8     | 6.0      | 26                                         | 7.4     | 9.2      |
| CT e abdomenit      | 11.8                                              | 518  | 48                                           | 8.9     | 7.5      | 46                                         | 9.5     | 8.3      |

\* Vlerat e 3/4 (të propozuara për miratim si Nivele Udhëzuese të Dozave).

## 6.7. REZULTATET E MATJEVE TË ELEMENTEVE BAZË NË SISTEMIN E KONTROLLIT TË CILËSISË

### 6.7.1. Saktësia e tensionit të zbatuar dhe e përsëritjes së tensionit

Një nga elementet bazë tek aparaturat radiodiagnostikuese është tensioni i zbatuar në tub për prodhimin e rrezeve X. Nga vlera e këtij tensioni dhe saktësia e tij, varet shumë ekspozimi i pacientit. Ky test performohet për të parë shkallën e përputhshmërisë midis tensionit që tregon pulti i komandës së makinës dhe tensionit të vërtetë të zbatuar në tub. Për kontrollin e këtij procesi duhet që:

- *Shmangia maksimale e vlerës së tensionit në dalje, duhet të jetë më e vogël se 10% e vlerës së treguar nga pulti i pajisjes.*

Për matjet e saktësisë së tensionit të zbatuar është shfrytëzuar multimetri NOMEX, dhe për secilën vlerë të mundshme të tensionit të programuar në sistemet e tomografisë së kompjuterizuar, janë bërë të paktën 3 deri në 5 cikle matjesh në të njëjtat kondita. Pra, nëse vlerat e tensionit në protokollin e zgjedhur ishin 80, 110, 130 kV, janë kryer të paktën 3 deri në 5 cikle matjesh për secilën vlerë të tensionit, duke mbajtur të pandryhuara vlerat e parametrave të tjerë (mA, s, etj.).

Nga vlera nominale dhe vlerat e lexuara të tensionit pas ekzaminimve, është llogaritur devijimi (shamngia) sipas ekuacionit:

$$\Delta = \frac{(U_m - U_n)}{U_n} \cdot 100 \% \quad 6.1$$

Në tabelën në vazhdim janë paraqitur vlerat e devijimit të saktësisë së tensionit.

**Tabela 6.17. Shpërndarja e saktësisë së vlerave të tensionit për qendrat e ndryshme**

| Institucioni | Tensioni nominal (kV) | Tensioni i matur (kVp) | Tensioni mesatar (kV) | Devijimi standard | Devijimi në saktësinë e tensionit të zbatuar (%) |
|--------------|-----------------------|------------------------|-----------------------|-------------------|--------------------------------------------------|
| QD1          | 80.0                  | 75.6                   | 75.06                 | 0.385             | -5.50                                            |
|              | 100.0                 | 93.2                   | 92.6                  | 0.588             | -6.80                                            |
|              | 120.0                 | 111.5                  | 110.23                | 1.15              | -7.08                                            |
| QD3          | 130.0                 | 137.3                  | 124.63                | 10.76             | 5.62                                             |
| QD6          | 80.0                  | 72.6                   | 72.33                 | 0.0019            | -9.25                                            |
|              | 110.0                 | 87.0                   | 86.1                  | 0.638             | -20.91                                           |
|              | 130.0                 | 136.4                  | 128.7                 | 4.61              | -1.0                                             |

|      |       |       |        |       |        |
|------|-------|-------|--------|-------|--------|
| QD7  | 80.0  | 78.0  | 77.76  | 0.17  | -2.50  |
|      | 100.0 | 110.1 | 103.6  | 4.74  | 3.6    |
|      | 130.0 | 133.6 | 129.83 | 2.71  | 2.77   |
| QD8  | 80.0  | 82.7  | 82.43  | 0.188 | 3.38   |
|      | 100.0 | 105.3 | 104.87 | 0.418 | 5.30   |
|      | 120.0 | 129.7 | 129.37 | 0.471 | 8.08   |
|      | 140.0 | 147.7 | 147.2  | 0.329 | 5.14   |
| QD9  | 120.0 | 124.6 | 117.76 | 5.601 | -1.87  |
| QD10 | 80.0  | 74.9  | 74.56  | 0.942 | -6.80  |
|      | 110.0 | 87.7  | 87.55  | 0.15  | -20.41 |
|      | 130.0 | 94.7  | 93.3   | 1.04  | -28.23 |
| QD12 | 80.0  | 77.6  | 77.55  | 0.05  | -3.06  |
|      | 110.0 | 124.4 | 116.4  | 8.0   | 5.82   |
|      | 130.0 | 139.0 | 138.48 | 1.93  | 6.52   |
| QD13 | 80.0  | 74.7  | 74.32  | 0.278 | -7.10  |
|      | 110.0 | 91.1  | 90.36  | 0.543 | -17.85 |
|      | 130.0 | 135.4 | 129.2  | 6.2   | -0.62  |
| QD15 | 120.0 | 120.1 | 116.6  | 3.5   | -2.83  |
|      | 135.0 | 138.6 | 122.67 | 11.46 | -9.13  |
| QD16 | 80.0  | 74.7  | 73.42  | 1.09  | -8.23  |
|      | 100.0 | 100.7 | 97.53  | 2.4   | -2.47  |
|      | 120.0 | 127.3 | 118.83 | 0.1   | -0.98  |
|      | 135.0 | 147.4 | 145.05 | 2.35  | 7.44   |
| QD17 | 80.0  | 77.4  | 77.13  | 0.19  | -3.59  |
|      | 100.0 | 108.5 | 107.9  | 0.3   | 7.90   |
|      | 140.0 | 137.3 | 136.18 | 0.98  | -2.73  |
| QD18 | 80.0  | 74.6  | 74.56  | 0.047 | -6.8   |
|      | 110.0 | 87.1  | 86.5   | 0.424 | -21.36 |
|      | 130.0 | 99.2  | 98.37  | 0.8   | -24.33 |
| QD19 | 80.0  | 71.7  | 71.7   | 0.0   | -10.38 |
|      | 110.0 | 87.3  | 87.3   | 0.0   | -20.64 |
|      | 130.0 | 97.7  | 97.7   | 0.0   | -24.85 |
| QD20 | 80.0  | 75.4  | 74.74  | 0.591 | -6.58  |
|      | 110.0 | 98.3  | 98.64  | 0.397 | -10.33 |
|      | 130.0 | 121.0 | 124.6  | 0.4   | -4.15  |
| QD23 | 80.0  | 79.7  | 79.7   | 0.0   | -0.37  |
|      | 100.0 | 100.3 | 100.3  | 0.0   | 0.30   |
|      | 120.0 | 121   | 121    | 0.0   | 0.83   |
|      | 140.0 | 141.7 | 141.7  | 0.0   | 1.21   |

Në përgjithësi ka një përputhje të mirë brenda limiteve në lidhje me saktësinë e tensionit për sistemet e tomografisë së kompjuterizuar në qendra të ndryshme në Kosovë. Të dhënat me ngjyrë të kuqe në tabelën 6.17 kërkojnë që këto makina të rrezëve X të riparohen nga ana e personave të autorizuar si dhe të testohen pas riparimit. Nga leximi i të dhënave del gjithashtu që shpërndarja është krejt e ndryshme. Disa nga aparatet CT sillen mirë në tensione të ulëta dhe jo mirë në tensione të larta dhe anasjelltas, ndërkohë që nuk ka një trend të caktuar.

#### 6.7.2. Koha e ekspozimit

Koha e ekspozimit është një nga faktorët bazë si për cilësinë e imazhit dhe për dozën e pacientit. Përdorimi i një kohe ekspozimi të përshtatshme do të thotë imazh cilësor dhe dozë e vogël për pacientin. Ky test është i përqëndruar në faktin se sa është koha e vërtetë e ekspozimit krahasuar me kohën e fiksuar në pult. Për kontrollin e këtij procesi duhet që:

- *Për një kohë të ekspozimit në pult më të madhe se 100 milisekonda koha e ekspozimit në dalje (reale) duhet të jetë brenda limitit të +10% të vlerës së përcaktuar në pult. Kjo nuk duhet të varet nga parametrat e tjerë të makinës me rreze X.*

Po ashtu, për matjet e saktësisë së kohës së ekspozimit është shfrytëzuar multimetri NOMEX, dhe për vlera të zgjedhura të kohës së ekspozimit, janë bërë të paktën 3 deri në 5 cikle matjesh në të njëjtat kondita.

**Tabela 6.18. Shpërndarja e saktësisë së kohës së ekspozimit për qendrat e ndryshme**

| Institucioni | Kohëzgjatja nominale e ekspozimit (s) | Kohëzgjatja maksimale e ekspozimit (s) | Kohëzgjatja mesatare e ekspozimit (s) | Devijimi standard    | Koeficienti i variacionit |
|--------------|---------------------------------------|----------------------------------------|---------------------------------------|----------------------|---------------------------|
| QD3          | 1.5                                   | 1.514                                  | 1.513                                 | 0.00471              | 0.0001                    |
| QD6          | 1.5                                   | 1.523                                  | 1.521                                 | 0.0024               | 0.002                     |
|              | 1.5                                   | 1.533                                  | 1.531                                 | 0.0017               | 0.001                     |
|              | 1.5                                   | 1.531                                  | 1.53                                  | 0.0014               | 0.001                     |
| QD7          | 1.0                                   | 1.151                                  | 1.149                                 | 0.0015               | 0.001                     |
|              | 1.5                                   | 1.516                                  | 1.514                                 | 0.0012               | 0.001                     |
|              | 1.5                                   | 1.515                                  | 1.514                                 | $8.16 \cdot 10^{-5}$ | 0.001                     |
| QD9          | 1.5                                   | 1.559                                  | 1.548                                 | 0.0068               | 0.004                     |

|      |     |        |        |                 |        |
|------|-----|--------|--------|-----------------|--------|
| QD10 | 1.5 | 1.516  | 1.514  | 0.017           | 0.001  |
|      | 1.5 | 1.513  | 1.511  | 0.015           | 0.001  |
|      | 1.5 | 1.515  | 1.513  | 0.002           | 0.001  |
| QD12 | 1.0 | 1.165  | 1.153  | 0.0115          | 0.01   |
|      | 1.5 | 1.528  | 1.528  | 0.0             | 0.0    |
|      | 1.5 | 1.528  | 1.527  | 0.00083         | 0.001  |
| QD13 | 1.0 | 1.0    | 0.998  | 0.00113         | 0.001  |
|      | 1.0 | 1.0    | 1.0063 | 0.942           | 0.001  |
|      | 1.0 | 1.008  | 1.007  | 0.001           | 0.001  |
| QD14 | 1.0 | 1.005  | 1.005  | 0.0             | 0.0    |
|      | 1.0 | 1.005  | 1.005  | 0.0             | 0.0    |
|      | 1.0 | 1.005  | 1.005  | 0.0             | 0.0    |
| QD15 | 2.0 | 1.972  | 1.959  | 1.002           | 0.005  |
|      | 2.0 | 1.983  | 1.968  | 0.012           | 0.006  |
| QD16 | 1.0 | 1.082  | 1.08   | 0.00095         | 0.001  |
|      | 1.0 | 1.087  | 1.086  | 0.141           | 0.001  |
|      | 1.0 | 1.321  | 1.315  | $4.03 * 10(-6)$ | 0.03   |
|      | 1.0 | 1.092  | 1.077  | 0.018           | 0.017  |
| QD17 | 0.5 | 0.4855 | 0.458  | 0.000235        | 0.001  |
|      | 1.0 | 1.005  | 1.005  | 0.0             | 0.0    |
|      | 1.0 | 1.007  | 1.0063 | $8.29 * 10(-5)$ | 0.001  |
| QD18 | 1.0 | 1.117  | 1.112  | 0.0047          | 0.004  |
|      | 1.5 | 1.517  | 1.515  | 0.0016          | 0.001  |
|      | 1.5 | 1.516  | 1.515  | 0.00043         | 0.0001 |
| QD20 | 1.0 | 1.115  | 1.108  | 0.0071          | 0.006  |
|      | 1.5 | 1.495  | 1.493  | 0.0012          | 0.001  |
|      | 1.5 | 1.499  | 1.497  | 0.002           | 0.001  |

## 6.8. ANALIZA E TË DHËNAVE

Studimi përfshin një gamë të gjërë të matjeve të parametrave të kontrollit të cilësisë së imazheve dhe dozave që pacientët marrin gjatë ekzaminimeve me aparatet CT. Në studim, janë përfshirë të gjithë aparatet CT që aktualisht janë në përdorim në Republikën e Kosovës.

### Parametrat e cilësisë së imazheve

Për të vlerësuar cilësinë teknike të imazheve kemi bërë matjen e një numri të konsiderueshëm të parametrave me anë të të cilave bëhet vlerësimi i cilësisë, siç janë: artifaktet, simetria (rrethore) e objekteve të skanuara, homogjeniteti i numrit CT, zhurma e imazheve, rezolucioni hapësinor, kontrasti dhe trashësia e shtresave (slice thickness).

**Artifaktet** – Nga nëntë aparate CT të vendosura në qendra të ndryshme, ku është bërë vlerësimi i cilësisë së imazheve, në dy prej tyre rezulton se në imazhet e gjeneruara shfaqen artifakte të formës së rrathëve koncentrikë në qendër të objektit (fantomës). Këto dy aparate CT duhet që të riparohen nga ana e personave profesionist dhe të autorizuar si dhe të testohen përsëri pas riparimit.

**Simetria (rrethore) e objekteve të skanuar** – Nga rezultatet e fituara gjatë vlerësimit dhe mbështetur në normat evropiane rezulton se të gjithë aparatet CT të ekzaminuar janë në përputhje të plotë me kriteret e përcaktuara ( $\pm 3\text{mm}$ ).

**Zhurma e imazheve** - Duke marrë parasysh që në Republikën e Kosovës ka mungesë të rregulloreve të miratuara, që përcaktojnë kriteret e pranimit për parametrat e cilësisë së imazheve dhe në mungesë të vlerave të rekomanduara nga vetë prodhuesit e aparateve CT, konsiderojmë se realizimi i kontrollit të cilësisë në aparatet CT dhe vlerat e fituara gjatë këtij procesi dhe të përfshira në këtë studim, duhet të trajtohen si vlera standarde të procesit të pranimit në këto qendra.

**Homogjeniteti i numrit CT** - Kontrolli i cilësisë së homogjenitetit të numrit CT ka rezultuar me diferenca të vlerave të lexuara të numrave CT në zonat e interesit  $\text{ROI}_{12}$ ,  $\text{ROI}_{03}$ ,  $\text{ROI}_{06}$  dhe  $\text{ROI}_{09}$  nga ajo në  $\text{ROI}_{\text{qendër}}$ , brenda vlerave  $\pm 20$  HU (sipas normave), përveç rastit në QD15 në  $\text{ROI}_{03}$ , ku vërehet një tejkalim relativisht i vogël i kësaj vlere.

**Rezultatet e matjeve të rezolucionit hapësinor në imazhet e CT** - Kontrolli i kontrastit të lartë është bazuar në metodën vizuale të numërimit të çifteve të linjave shenjuese për centimetër.

Rezultatet e matjeve në të gjitha imazhet e fituara gjatë skanimit të modulit me kontrast të lartë të fantomës Pro-CT, janë në përputhje të plotë me kriteret e përcaktuara.

**Kontrasti** - Nga rezultatet e fituara shihet se vetëm në imazhet e një aparati CT të vendosur në qendrën QD13 shihen më pak se 8 objekte (7.9 ose -1.25%). Si kriter i pranimit është marrë 20% e 8 objekteve shenjuese. Në këtë mënyrë, mund të kokludojmë se të gjitha aparatet CT e testuara përmbushin kriteret e këtij parametri të cilësisë.

**Trashësia e shtresës (prerjes)** – Nga rezultatet e fituara shihet se të gjitha rezultatet e matjeve janë brenda limiteve të pranimit, prandaj mund të arrihet në përfundimin se aparatet CT të testuar i plotësojnë standardet lidhur me devijimin e gjerësisë së shtresave.

#### **Parametrat e dozave ( $CTDI_{ajër}$ , $CTDI_w$ dhe $CTDI_{vol\_mon.}$ )**

Një nga qëllimet kryesore të këtij studimi është përcaktimi i nivelit të rrezatimit të pacientëve gjatë ekzaminimeve me aparate CT. Për këtë arsye, për të vlerësuar gjendjen teknike të aparateve CT dhe nivelin e dozave që gjenerojnë, gjatë procedurave të ekzaminimit me pacientë, kemi përfshirë në studim edhe matjen e  $CTDI_{ajër}$ .

**$CTDI_{ajër}$**  - Nga rezultatet e fituara shihet se vlerat e raportit të dozës për njësi të intensiteti të rrymës ( $mA$ ), janë më të afërta për tensione me vlerë të vogël (80 kV) se sa në tensione me vlera të mëdha (140 kV).

Po ashtu, duhet vënë në dukje se në rastin e matjeve të  $CTDI_{ajër}$  me vlerat e ndryshueshme të kolimitit të tufës (nga 0.6 deri 10 mm) dhe me tension të pandryshuar në tub (kV), rezultatet e matjeve në disa aparate CT (të prodhuesit Siemens) rezultojnë të jenë të njëjta pavarësisht ndryshimit të kolimitit të tufës.

Duke marrë parasysh që në Republikën e Kosovës ka mungesë të rregulloreve të miratuara që përcaktojnë kriteret e pranimit për parametrat e dozave dhe në mungesë të vlerave të rekomanduara nga vetë prodhuesit e aparateve CT, konsiderojmë se realizimi i kontrollit të cilësisë në aparatet CT dhe vlerat e fituara gjatë këtij procesi dhe të përfshira në këtë studim, duhet të trajtohen si vlera standarde të procesit të pranimit në këto qendra.

**$CTDI_w$  dhe  $CTDI_{vol}$**  – Pas matjeve të  $CTDI_{100}$ , mbështetur në metodën standarde të llogaritjes, është gjetur vlera e  $CTDI_w$  për secilin protokoll klinik të shfrytëzuar për matje. E njëjta procedurë është ndjekur për vlerësimin e  $CTDI_w$  për protokollet klinike të modit skanues aksial në të gjitha aparatet CT që janë në funksion në Kosovë.

Rezultatet e fituara pas llogaritjes i kemi krahasuar me vlerat e  $CTDI_{vol}$  të shfaqura në monitor të sistemeve të tomografisë së kompjuterizuar. Siç mund të shihet nga tabela 6.10, në një numër të aparateve CT me protokolle klinike të zgjedhura, rezulton se devijimi ndërmjet vlerave të llogaritura dhe atyre të shfaqura në monitor, është më i madh se  $\pm 20\%$  që rekomandohet si kriter nga Komisioni Evropian, përmes Raportit *RP 162* [58]. Tejkalimi i shmangies më shumë se 35%, nga protokoli BHPA (The Belgian Hospital Physicists Association), klasifikohet si nivel i përjashtimit, dhe sipas këtij protokoli, pajisje të tilla nuk duhet të funksionojnë derisa të riparohen nga ana e personave profesionist dhe të autorizuar dhe të testohen përsëri pas riparimit.

Përpos matjeve me qëllim krahasimi ndërmjet vlerave reale (të matura) të  $CTDI_{vol}$  dhe atyre të shfaqura në monitorët e sistemeve të tomografisë së kompjuterizuar, janë kryer matje me protokolle klinike për të përcaktuar vlerat e Niveleve Udhëzuese të Dozave (DRL).

Megjithatë vlerat e 3/4 të shpërndarjes mesatare të dozave ( $CTDI_{vol}$  dhe DLP) nga një studim respektiv i parametrave të dozave, rekomandohen si vlera të Niveleve Udhëzuese të Dozave (DRL) në Udhëzuesin Evropian (European Guidelines), kemi bërë krahasimin ndërmjet vlerave të fituara nga ky studim dhe atyre të miatuara si DRL nga Komisioni Evropian dhe disa shtete evropiane. Rezultatet tregojnë se mesatarisht niveli i dozave ( $CTDI_{vol}$  dhe DLP) të pacientëve gjatë ekzaminimeve me aparatet CT në Kosovë është brenda vlerave referente evropiane të rekomanduara për tre procedura (protokolle) më të shpeshta ekzaminimi, Kokë (Head), Gjoks (Thorax) dhe Stomak (Abdomen).

**Tensioni i zbatuar në tub dhe saktësia e kohës së ekspozimit** – Rezultatet e matjeve të saktësisë së tensionit të zbatuar në tub të disa prej aparate CT të vedosura në qendrat diagnostike, shfaqin devijim më të madh nga vlerat toleruese ( $\pm 10\%$ ) të cilat janë paraqitur në tabelën përkatëse. Lidhur me saktësinë e kohës së ekspozimit, vërehet se për të gjitha aparatet CT ajo është në përputhje me normat ndërkombëtare.



## PËRFUNDIME

Duke mbajtur parasysh zbatimin e gjerë që kanë gjetur rrezatimet jonizuese në mjekësi dhe efektet e mundëshme negative që ato mund të shkaktojnë tek individë të ndryshëm, del si detyrë parësore që këtyre rrezatimeve t’i kushtohet një vëmendje e posaçme, me qëllim që të sigurohen kushte për një punë të parrezikshme dhe sa më efektive. Vëmendje e veçantë duhet t’i kushtohet ekspozimeve mjekësore, me qëllim që krahas marrjes së një informacioni të mjaftueshëm diagnostik, dozat e pacientëve, të jenë sa më të vogla të mundshme të arritshme, duke respektuar faktorët ekonomik dhe social, sipas parimit ALARA.

Ky studim ka përfshirë vlerësimin e parametrave të cilësisë së imazheve dhe dozave të pacientëve që merren gjatë proceduarve të ndryshme të ekspozimit në aparatet CT. Matjet janë realizuar në të gjithë aparatet CT që janë në shfrytëzim në Kosovë (gjithsej 23) dhe për të kryer këtë vlerësim, janë përdorur pajisje dhe metoda bashkëkohore.

Vlerësimi i parametrave të cilësisë së imazheve është bërë me skanimin e realizuar me fantomën Pro-CT dhe e fantomat nga prodhuesit e aparateve CT. Rezultatet e matjeve në fantomat e zakonshme të prodhuesve të aparateve CT i kemi paraqitur në Aneksin 2.

Nga të dhënat e fituara, arrihet në përfundimin se nga të gjithë aparatet CT të përshtira në studim, vetëm në dy prej tyre rezulton se në imazhet e gjeneruara shfaqen artifakte të formës së rrathëve koncentrikë në qendër të objektit (fantomës). Këto dy aparate CT duhet të riparohen nga ana e personave profesionist dhe të autorizuar si dhe të testohen pas riparimit.

Parametrat e tjerë të cilësisë së imazheve, konsiderohen se janë në kuadër të vlerave standarde të përcaktuara dhe pranuar nga komuniteti ndërkombëtar.

Po ashtu, duhet të bëhet kalibrimi i aparateve CT në të gjitha qendrat dhe për të gjitha protokollet veçanërisht kur shfaqet shfaqja e dozës së matur dhe asaj të paraqitur në monitor është më e madhe se  $\pm 20\%$ .

Variacioni i dozave mund të jetë shkak i llojit të aparatit CT, faktorëve ekspozues dhe qasjes së preferuar individuale për patologji të ndryshme.

Duke pasur parasysh se lloji i aparatit CT mund të ketë kontribut në variacionin e dozës, kemi gjetur se shkalla maksimale e variacionit të vlerave të dozave për të gjitha aparatet CT të përfshirë në studim, është 7.90 në rastin e protokollit AbdomenSeq.(Adult), ndërsa është minimale në vlerën prej 1.98 në rastin e protokollit HeadSeq. (Adult).

Në këtë studim është realizuar gjithashtu krahasimin ndërmjet vlerave të fituara dhe atyre të miratuara si DRL nga Komisioni Evropian dhe disa shtete evropiane. Rezultatet tregojnë se mesatarisht niveli i dozave ( $CTDI_{vol}$  dhe DLP) të pacientëve gjatë ekzaminimeve me aparatet CT në

Kosovë është brenda vlerave referente evropiane të rekomanduara për tri procedura (protokolle) më të shpeshta ekazminimi, Kokë (Head), Gjoks (Thorax) dhe Stomak (Abdomen).

Ky studim konfirmon se zgjedhja e parametrave të skanimit mund të ndryshojë cilësinë e imazhit dhe dozën e rrezatimit të pacientit. Kjo do të thotë se është e mundur për të optimizuar cilësinë e imazhit dhe rrezatimin e pacientit, gjë e cila është shumë e rëndësishme për shkak të rritjes së shpejtë të numrit të procedurave të ekzaminimeve me aparatet CT dhe të dozave të larta të rrezatimit që merr pacienti gjatë ekzaminimeve.

Rezultatet e dozave efektive të llogaritura me programin CT Expo (që është shfrytëzuar edhe në studimet nga autorë të tjerë) janë të krahasueshme me ato të studimeve të mëparshme.

## REKOMANDIME

Duke pasur parasysh rëndësinë që kanë ekzaminimet me aparatet CT si në aspektin e zvogëlimit të dozave të marra nga pacientët ashtu dhe për përfitimin e imazheve me cilësi të përshtatshme, rekomandimet do t'i adresojmë në dy nivele:

### Rekomandime për qendrat që shfrytëzojnë aparatet CT

- Të kryhet rregullisht realizimi i testeve ditore dhe mujore të cilësisë së imazheve duke shfrytëzuar fantomat e zakonshme;
- Të shkruhen procedurat e ekzaminimit dhe të vendosen ato në vende të dukshme përmes të cilave pacientët do të mund të informohen lidhur me veprimet e tyre gjatë ekzaminimit;
- Të vendosen shenjat paralajmëruese për mundësinë e dëmtimit të fetusit te gratë shtatëzëna gjatë ekzaminimeve me aparatet CT;
- Kujdes i veçantë t'i kushtohet pozicionimit të saktë të pacientit para ekzaminimit, me qëllim të shmangies së procedurave të riekzaminimit të tyre;
- Të përdoren (kur është e mundur) mjete speciale mbrojtëse për pacientë, të cilat zvogëlojnë në mënyrë të ndjeshme dozën në organet jashtë zonës së interesit për ekzaminim;
- Të bëhet kufizimi i zonës së ekzaminimit (në topogram apo skanogram) duke përfshirë vetëm zonën e interesit me qëllim të parandalimit të dhënies së një doze të pajustifikuar;
- Për rastet e ekzaminimeve CT te fëmijët, të përdoren protokollet adekuate me qëllim që të parandalohet ekspozimi ndaj dozave të larta;
- Të sigurohet pjesëmarrja e vazhdueshme e personelit në aktivitete edukuese dhe trajnuese me qëllim aplikimin e masave mbrojtëse dhe për rritjen e ndërgjegjësimit të tyre për rëndësinë e dozimetrisë dhe mbrojtjes nga rrezatimet.

### Rekomandime për Autoritetin Rregullator të Kosovës

- Të hartojë, funksionalizojë dhe sigurojë zbatimin e rregulloreve, të cilat trajtojnë fushën e dozimetrisë dhe mbrojtjes nga rrezatimi;
- Të miratojë vlerat për  $CTDI_{vol}$  dhe DLP të fituara nga ky studim, si Nivele Udhëzuese të Përkohshme të Dozave (DRL) për të gjitha procedurat e përfshira në këtë studim (për pacientë të rritur: Kokë, vesh i brendshëm, gjoks, kurriz, abdomen, dhe fëmijë: Gjoks);
- Të miratojë vlerat limite (baseline) për parametrat e cilësisë së imazheve në aparatet CT;
- Të autorizojë dhe mbështesë financiarisht ekipin e ekspertëve për vazhdimin e hulumtimeve në fushën e optimizimit, për të gjetur dhe zbatuar protokollet klinike të ekzaminimit me

aparartet CT që sigurojnë informacion të mjaftueshëm diagnostik dhe dozë sa më të ulët për pacientët;

- Të krijojë dhe zbatojë regjistrin shtetëror të radidiagnostikimit të pacientëve, që do të përmbajë informacione rreth aktiviteteve administruese, parametrave dozimetrike dhe parametrave teknike për të gjitha llojet e këtyre ekzaminimeve. Një sistem i tillë do të mundësonte vlerësimin e dozave kumulative dhe do të lehtësonte vlerësimin e shpejtë të dozave në nivel kombëtar. Regjistri duhet të jetë digjital, automatik dhe i detyrueshëm për të gjitha qendrat radiodiagnostike;
- Të detyrojë të gjitha qendrat që shfrytëzojnë aparate CT, shkrimin e procedurave të ekzaminimit të pacientëve me këto aparate;
- Të detyrojë edukimin dhe trajnimin e vazhdueshëm të stafit që punon me aparate CT dhe të inspektojë rregullisht qendrat diagnostike ku ato janë vendosur.

### **Puna në vazhdimësi**

Në përgjithësi, zhvillimi i hovshëm teknologjik i aparateve diagnostikuese me rrezatime jonizuese dhe në veçanti i aparateve CT si kontribuesit më të mëdhenj të dozës së rrezatimit të pacientit, gjatë dy dekadave të fundit ka sjellë një numër avantazhesh, si: cilësia më e mirë e imazheve të fituara, shkurtimi i kohës së ekzaminimit etj. Megjithatë, ky zhvillim i vrullshëm ende nuk ka arritur të sigurojë në një nivel të pranueshëm zvogëlimin e dozave të pacientëve gjatë ekzaminimeve me këto aparate.

Si objektivi i rëndësishëm për të ardhmen, mbetet hartimi, miratimi dhe zbatimi i procedurave të optimizimit të dozave dhe zhvillimit të protokolleve të reja për zbatim në aparartet CT ekzistuese dhe ato të reja, të cilat do të instalohen në të ardhmen. Kjo do të ndikonte në zvogëlimin e dozave të pacientëve dhe mbajtjen e cilësisë së imazheve në nivele të pranueshme.

Të dhënat e fituara në këtë studim mendoj se përbëjnë një material të vlefshëm për të vazhduar hartimin e procedurave të optimizimit dhe për zhvillimin e protokolleve të reja për aparartet CT me qëllim zvogëlimin e mëtejshëm të dozave të pacientëve.

## REFERENCAT

- [1] Dollani, K., *Dozimetria dhe mbrojtja nga rrezatimi*, Pegi, 2007, Tiranë;
- [2] Turner J.E., *Interaction of ionizing radiation with matter*, Health Phys. 86 (3): pp.228-52, (2004);
- [3] Coderre, J. 22.01 *Introduction to Ionizing Radiation*, Fall 2006. MIT OpenCourseWare: Nuclear Science and Engineering. [Online] 2006. [Cited: June 24, 2011.] <http://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/22-01-introduction-to-ionizing-radiation-fall-2006/index.htm>;
- [4] US Nuclear Regulatory Commission. *"NRC Regulations: Definitions"*. United States Government, 2007;
- [5] Harrison J. *"The Use of Effective Dose in Medicine"*, 3rd International Symposium on the System of Radiological Protection, October 2015, Seoul. Republic of Korea;
- [6] IAEA, *Dosimetry in diagnostic radiology: An International Code of Practice* Vienna, Austria, 2007;
- [7] ICRP, 1991, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60*, Pergamon Press, Oxford and New York;
- [8] ICRP, 1979. *Limits for Intakes of Radionuclides by Workers*. ICRP Publication 30 (Part 1). Ann. ICRP 2 (3-4);
- [9] ICRP, 1991. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60*. Ann. ICRP 21 (1-3);
- [10] ICRP, 2007. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103*. Ann. ICRP 37 (2-4);
- [11] IAEA, 2009, *Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students, Training Course Series 42*, Vienna, Austria.
- [12] Preston J., *Radiation Effects*, ICRP Symposium on International System of Radiological Protection, Bethesda, MD, USA, 2011.
- [13] Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiation, *Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation* (BEIR V) National Academy Press, Washington, D.C. 1990.
- [14] International Atomic Energy Agency, *Radiological Protection for Medical Exposures to Ionizing Radiation*, Safety Guide RS-G-1.5, IAEA, Vienna, Austria, 2002.
- [15] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *Effective Choices for Diagnostic Imaging in Clinical Practices*, Technical Reports Series No. 795, WHO, Geneva, 1990.
- [16] United Nations Scientific Commission on Effects of Atomic Radiation, *Sources and Effects of Ionizing Radiation*, United Nations, New York, 2010.

- [17] The 2007 Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, *ICRP Publication 103*, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007
- [18] IAEA, 2014, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: *International Basic Safety Standards*, General Safety Requirements, Part 3, No. GSR Part 3, IAEA, Vienna.
- [19] IAEA, 1998, *Developing Safety Culture in Nuclear Activities*, Safety Report Series No. 11, IAEA, Vienna, Austria.
- [20] The Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, *ICRP Publication 103*, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.
- [21] World Health Organization, *Basic of radiation protection, How to achieve ALARA*, WHO, Geneva, 2004.
- [22] IAEA, *Radiological protection of patients in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy*, Proceedings of an International Conference held in Malaga, Spain, 26-3-March 2001, IAEA, Vienna, Austria.
- [23] Sprawls P. *Roentgen's Investigation Determining the Characteristic of X Radiation*, Medical Physics International Journal, vol. 2, No. 2, 2014.
- [24] Archer B.R. Fewell T.R. Conway B.J Quinn P.W. “*Attenuation Properties of Diagnostic X Ray Shielding Materials*”, Med. Phys. 21(9), 14099-1507 (2004).
- [25] Sosa M. et al., *Experimental and Mathematical Modeling of Half-Value Layer Measurements for X-Ray Equipment*, Biomed. Eng. Appl. Basis Commun. 28, 1650019 (2016)
- [26] Imami, T., *Biofizika II*, Prishtinë 1998;
- [27] Øberg M: *Patient Doses for CT Examinations in Denmark; Doctoral thesis*. Submitted to the Department of Electrical Engineering at the Technical University of Denmark, University of Copenhagen, 2011;
- [28] Hendee, W. & Ritnour, E. Russell., *Medical Imaging Physics*, Fourth Edition, 2002;
- [29] Dowsett D, Kenny P & Johnston E (1998). *The Physics of Diagnostic Imaging*. Chapman & Hall Medical, London;
- [30] Kalender, W., *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, 3rd Edition;
- [31] Lee W. Goldman, *Principles of CT: Multislice CT*, J. Nucl. Med. Technol. 2008; 36:57–68 DOI: 10.2967/jnmt.107.044826;
- [32] American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report 96: *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. New York: AAPM; 2008;
- [33] AAPM Report 74, *Quality Control in Diagnostic Radiology*, 2002;

- [34] Kalendar, W. A., W. Seissler, E. Klotz, and P. Vock. (1990). *“Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation.”* Radiol. 177:181–183;
- [35] Crawford, C. R., and K. F. King. (1990). *“Computed tomography scanning with simultaneous patient translation.”* Med. Phys. 17:967–982.);
- [36] ICRP publication 102: *Managing patient dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)*. Ann ICRP 2007;37:1–79;
- [37] Aweda MA, Arogundade RA. *Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: a review*. Int J Phys Sci 2007;2:1–9;
- [38] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, et al. *Technical approaches to the optimisation of CT*. Phys Med 2008;24:71–9;
- [39] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. *Strategies for CT radiation dose optimization*. Radiology 2004;230:619–28.);
- [40] Hundt, W., et al., *Dose reduction in multislice computed tomography*, J. Comput. Assist. Tomogr. 29 1 (2005) 140–147,  
[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=15665702](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=15665702)
- [41] Heggie, J.C.P., *Patient doses in multi-slice CT and the importance of optimisation*, Australia. Phys. Eng. Sci. Med. 28 (2005) 86–96;
- [42] McCollough CH. *Automatic exposure control in CT: are we done yet?* Radiology 2005; 237:755–6;
- [43] EURADOS Report 2015-03, *Technical aspects on DAP calibration and CT calibration*, 2015;
- [44] Boone J.M. *The trouble with CTDI<sub>100</sub>*. Med Phys 2007; 34: pp. 1364–1371.
- [45] <https://sites.google.com/site/mapmakerpedia/regional-hubs/mapping-kosovo/Regionet>.
- [46] B.Michael Moores; *Quality control in diagnostic radiology – its historical development, present and future status in Europe*;
- [47] McNitt-Gray MF: *Tradeoffs in CT Image Quality and Dose*:  
[http://www.oucom.ohiou.edu/oumicroct/Downloads/Tradeoffs\\_in\\_CT\\_Image\\_Quality\\_and\\_Dose\\_9794-13379.pdf](http://www.oucom.ohiou.edu/oumicroct/Downloads/Tradeoffs_in_CT_Image_Quality_and_Dose_9794-13379.pdf)
- [48] GE Healthcare, Medcyclopaedia, <http://www.amershamhealth.com/medcyclopaedia>;
- [49] IAEA Human Health: *Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and therapy Applications*. Series No.19, 2012, Vienna, Austria;
- [50] Shope T. B, Gagne R. M, Johnson G. C. *A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography*. Med Phys. 1981; 8: pp. 488–495.

- [51] ICRU Report No. 87, *Radiation Dosimetry and Image Quality Assessment in Computed Tomography* (J. ICRU 2012 Apr;12(1):1-149);
- [52] Mahesh M, Scatarige JC, Cooper J, Fishman EK. *Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner*, Am J Roentgenol 2001; 177:1273-5;
- [53] Lagumdžija, A. *Komparacija parametara kvaliteta slike različitih tipova uređaja u kompjuterizovanoj tomografiji*; Magistarski rad. Univerzitet u Sarajevu, Prirodno Matematički Fakultet, 2012;
- [54] Martin CJ. *Effective Dose: How should it be applied to medical exposures?* Br. J. Radiol 2007; 80 (956):639–47.
- [55] Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. *Converting dose-length product to effective dose at CT*. Radiology 2008; 248 (3):995 – 1003;
- [56] Kalra MK and Saini S. *Standardized Nomenclature and Description of CT Scanning Techniques*. Radiology 2006; 241:657-660;
- [57] Ciraj-Bjelac, O.: *Procena izloženosti i mogućnosti za smanjenje pacijentnih doza u dijagnostičkoj radiologiji*; Doktorska teza. Univerzitet u Novom Sadu, Asocijacija centara za interdisciplinarne i multidisciplinarne studije i istraživanja, Medicinska fizika, 2005,183 strana;
- [58] European Commission: Radiation Protection No. 162, *"Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy"*, 2012;
- [59] American Association of Physicists in Medicine (AAPM) *for quality assurance of computed-tomography (CT) simulators and CT-simulation process*. Task Group No. 66 of the AAPM Radiation Therapy Committee, 2003;
- [60] International Commission on Radiological Protection. *Radiological protection and safety in Medicine*. ICRP Publication 73. Ann.ICRP 26(2) ICRP (1996);
- [61] European Commission: *European guidelines on criteria for computed tomography*, 1999;
- [62] Hatzioannou, K., Papanastassiou, E., Delichas, M., and Bousbouras, P. *A contribution on establishment of diagnostic reference levels in CT*. Br. J. Radiol. 76, 541-545 (2003);
- [63] Shrimpton, P., Hillier, M, Lewis, M. and Dunn, M. *Doses from Computed Tomography (CT) examinations in the UK – 2003 review*. NRPB (2005), NRPB (W67);
- [64] Tsapaki, V., Aldrich, J., Sharma, R., Staniszevska, M., Krisanachinda, A., Rehani, M. et. al. *Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest and abdominal CT-IAEA coordinated research project*. Radiology 240 (309), 828 – 824 (2006);
- [65] Treier, R. and Aroua, A. *Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of National diagnostic reference levels*. Radiat. Prot. Dosimetry 142 (2-4), 244 – 254 (2010);



- [66] EMAN, Sythesis Document 2011: 1-130WG 1;
- [67] European Commission: *European guidelines on estimating population doses from medical X-ray procedures*, (2008);
- [68] Tsapaki, V., Kottou, S. and Papadimitriou, D. *Application of Eurpoean Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece*, Br. J. Radiol.74, 836-840 (2001);
- [69] Ngaile, J., Msaki, P. And Kazema, R. *Towards establishment of national reference dose levels from computed tomography examinations in Tanzania*. J.Radiol. Prot. 26, 213-225 (2006);
- [70] Stamm G, Nagel HD. CT-Expo: *A novel program for dose evaluation in CT [in German]*. Rofo 2002;174:1570–1576.
- [71] Brix G, Lechel U, Veit R, et al.: *Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study*. Eur Radiol 2004;14:1275–1284.

**AKTIVITETI BOTUES**

1. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Gazmend NAFEZI, Konstandin DOLLANI,  
**"Assessment of Beam Quality in Some Radio Diagnostic Centers",**  
Journal of Chemical, Biological and Physical Sciences; Section C; August 2016 – October 2016,  
Vol. 6, No. 4; 1217-1222;
2. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Kostandin DOLLANI,  
**"Patient doses from CT examinations in region of Prishtina, Kosovo",**  
International Journal of Advanced Research in Science, Engineering and Technology. Vol. 3,  
Issue 8, August 2016;
3. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Kostandin DOLLANI,  
**"Measurement of Radon Concentration in Dwelling Houses in Rahovec City, Republic of Kosovo",**  
International Advanced Research Journal in Science, Engineering and Technology, ISO  
3297:2007, Certified. Vol. 3, Issue 8, August 2016.

**PJESËMARRJA NË KONFERENCA SHKENCORE NDËRKOMBËTARE**

1. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Konstandin DOLLANI  
**Quality Control and patient doses for X-ray examinations in some medical treatment centers in Kosovo",**  
New Technologies and Applications in Medicine (NTAM), Nëntor, 2014, Tiranë, Shqipëri;
2. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Kostandin DOLLANI  
**Environmental contamination by TENORM of phosphogypsum at former-phosphate fertilizer plant - Trepça Industrial Complex.**  
International Environmental Sciences Symposium of Van, Turkey (IESSV), June, 2014;
3. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Gazmend NAFEZI, Burim UKA  
**Comparison of different breast planning techniques for radiation therapy treatment**  
Simpoziumi i I-rë Profesional organizuar nga Shoqata e Onkologëve të Kosovës, Prishtinë,  
Kosovë, 15 Tetor, 2015;
4. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Gazmend NAFEZI, Naim SYLA, Meleq BAHTIJARI, Burim UKA,  
Kostandin DOLLANI  
**Evaluation of X-ray beam quality based on measurements in some medical treatment centers**  
Fourth International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research,  
Nish, Serbia, 23-27 Maj, 2016;
5. **Sehad KADIRI**, Gëzim HODOLLI, Gazmend NAFEZI, Kostandin DOLLANI  
**Dozat e rrezatimit të pacientët pediatrikë nga ekzaminimet me CT në QKUK, Prishtinë**  
Simpoziumi i VII Profesional organizuar nga Shoqata e Radiologëve të Kosovës, Prishtinë,  
Kosovë, 28 Maj, 2016.

## Aneksi 1. Formular për dozat në CT

| <b>KONTROLLI I CILËSISË NË SISTEMET E TOMOGRAFISË SË KOMPJUTERIZUAR</b>      |        |    |                              |     |    |          |
|------------------------------------------------------------------------------|--------|----|------------------------------|-----|----|----------|
| Institucioni: _____                                                          |        |    | Data e kontrollit: _____     |     |    |          |
| Pajisjet e përdorura: _____                                                  |        |    |                              |     |    |          |
| Aparati CT që kontrollohet: _____                                            |        |    |                              |     |    |          |
| Prodhuesi dhe tipi i aparatit CT: _____                                      |        |    | nr. _____                    |     |    |          |
| <b>1. CT DOSE INDEX (CTDI<sub>w</sub>)</b>                                   |        |    |                              |     |    |          |
| <b>1.1. FANTOMA STANDARDE PËR DOZIMETRINË E KOKËS (PMMA, diametri 16 cm)</b> |        |    |                              |     |    |          |
| Lloji dhe madhësia e fantomës: _____                                         |        |    | Protokolli i zgjedhur: _____ |     |    |          |
| <b>VLERAT E MATURA DHE TË LLOGARITURA</b>                                    |        |    |                              |     |    |          |
|                                                                              | kV     | mA | s                            | mAs | mm | kolimimi |
| Parametrat e vendosur                                                        |        |    |                              |     |    |          |
| Pozicioni i fantomës                                                         | Në mes | 3  | 6                            | 9   | 12 |          |
| CTDI <sub>100M</sub> i matur, mGy*cm                                         |        |    |                              |     |    |          |
| Matja e I <sup>-rë</sup>                                                     |        |    |                              |     |    |          |
| Matja e II <sup>-të</sup>                                                    |        |    |                              |     |    |          |
| Matja e III <sup>-të</sup>                                                   |        |    |                              |     |    |          |
| CTDI <sub>100</sub> i llogaritur mGy                                         |        |    |                              |     |    |          |
| CTDI <sub>wlog</sub> i llogaritur, mGy                                       |        |    |                              |     |    |          |
| CTDI <sub>wmonitor</sub> i lexuar, mGy                                       |        |    |                              |     |    |          |
| Devijimi (shmangia) %                                                        |        |    |                              |     |    |          |
| <b>2. CT DOSE INDEX (CTDI<sub>w</sub>)</b>                                   |        |    |                              |     |    |          |
| <b>1.1. FANTOMA STANDARDE PËR DOZIMETRINË E KOKËS (PMMA, diametri 32cm)</b>  |        |    |                              |     |    |          |
| Lloji dhe madhësia e fantomës: _____                                         |        |    | Protokolli i zgjedhur: _____ |     |    |          |
| <b>VLERAT E MATURA DHE TË LLOGARITURA</b>                                    |        |    |                              |     |    |          |
|                                                                              | kV     | mA | s                            | mAs | mm | kolimimi |
| Parametrat e vendosur                                                        |        |    |                              |     |    |          |
| Pozicioni i fantomës                                                         | Në mes | 3  | 6                            | 9   | 12 |          |
| CTDI <sub>100M</sub> i matur, mGy*cm                                         |        |    |                              |     |    |          |
| Matja e I <sup>-rë</sup>                                                     |        |    |                              |     |    |          |
| Matja e II <sup>-të</sup>                                                    |        |    |                              |     |    |          |
| Matja e III <sup>-të</sup>                                                   |        |    |                              |     |    |          |
| CTDI <sub>100</sub> i llogaritur mGy                                         |        |    |                              |     |    |          |
| CTDI <sub>wlog</sub> i llogaritur, mGy                                       |        |    |                              |     |    |          |
| CTDI <sub>wmonitor</sub> i lexuar, mGy                                       |        |    |                              |     |    |          |
| Devijimi (shmangia) %                                                        |        |    |                              |     |    |          |

**3. CT DOSE INDEX NË AJËR (CTDI<sub>air</sub>)****KUSHTET E TESTIMIT**

Protokolli i zgjedhur \_\_\_\_\_

**VLERAT E MATURA DHE TË LLOGARITURA****Kolimimi i tufës: 10 mm**

|                                         |  |  |  |  |  |  |
|-----------------------------------------|--|--|--|--|--|--|
| Tensioni në tub,<br>kV                  |  |  |  |  |  |  |
| CTDI <sub>100M</sub> ,<br>mGycm         |  |  |  |  |  |  |
|                                         |  |  |  |  |  |  |
|                                         |  |  |  |  |  |  |
| <i>CTDI</i> <sub>air_M</sub> ,<br>mGycm |  |  |  |  |  |  |
| ε, %                                    |  |  |  |  |  |  |

**Tensioni në tub: 120 kV**

|                                         |  |  |  |  |  |  |
|-----------------------------------------|--|--|--|--|--|--|
| Kolimimi i tufës<br>(N*T), mm           |  |  |  |  |  |  |
| CTDI <sub>100M</sub> ,<br>mGycm         |  |  |  |  |  |  |
|                                         |  |  |  |  |  |  |
|                                         |  |  |  |  |  |  |
| <i>CTDI</i> <sub>100M</sub> ,<br>mGycm  |  |  |  |  |  |  |
| <i>CTDI</i> <sub>air_M</sub> ,<br>mGycm |  |  |  |  |  |  |
| ε, %                                    |  |  |  |  |  |  |

## ANEX Nr.2 CONSTANCY TEST

### QD6

#### Quality Lightmarker Results

|                 |      |
|-----------------|------|
| Reference [mm]: | 0.00 |
| Tolerance [mm]: | ±2.0 |
| Result [mm]:    | 0.00 |

#### Quality of Slice Results

|       | Nominal [mm]    | 1.00  | 2.00  | 3.00  | 5.00  | 8.00  | 10.00 |
|-------|-----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| row 1 | Reference [mm]: | 1.00  | 2.00  | 3.00  | 5.00  | 8.00  | 10.00 |
|       | Tolerance [mm]: | ±0.50 | ±0.50 | ±0.50 | ±0.50 | ±0.80 | ±1.00 |
|       | Result [mm]:    | 1.14  | 2.14  | 3.00  | 5.21  | 8.00  | 9.63  |

#### Quality Homogeneity Results

|           |                 | Mean   | Diff. | Diff. | Diff. | Diff.   |
|-----------|-----------------|--------|-------|-------|-------|---------|
| ROI       |                 | Center | 3     | 6     | 9     | 12      |
| 110.00 kV |                 |        |       |       |       |         |
| row 1     | Reference [HU]: | 0.00   | 0.00  | 0.00  | 0.00  | 0.00    |
|           | Tolerance [HU]: | ±4.00  | ±2.00 | ±2.00 | ±2.00 | ±2.00   |
|           | Result [HU]:    | 1.28   | -1.30 | 0.94  | 0.42  | -3.14 < |
| 130.00 kV |                 |        |       |       |       |         |
| row 2     | Reference [HU]: | 0.00   | 0.00  | 0.00  | 0.00  | 0.00    |
|           | Tolerance [HU]: | ±4.00  | ±2.00 | ±2.00 | ±2.00 | ±2.00   |
|           | Result [HU]:    | 1.76   | -1.27 | 1.30  | 0.62  | -3.02 < |

#### Quality Noise Results

|       |            | Water [HU] | Sigma [HU] | Voltage [kV] |
|-------|------------|------------|------------|--------------|
| row 1 | Reference: | 0.00       | ---        | 80.0         |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ---        | ±8.0         |
|       | Result:    | 0.66       | ---        | 80.0         |
| row 2 | Reference: | 0.00       | 13.70      | 110.0        |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±1.37      | ±10.0        |
|       | Result:    | 1.44       | 13.83      | 110.0        |
| row 3 | Reference: | 0.00       | 12.90      | 130.0        |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±1.29      | ±10.0        |
|       | Result:    | 1.37       | 13.11      | 130.0        |

**Quality MTF Results**

|                                 | <b>50 %</b> | <b>10 %</b>  | <b>2 %</b>   |
|---------------------------------|-------------|--------------|--------------|
| <b>Convolution Kernel: U90s</b> |             |              |              |
| Reference [lp/cm]:              | 9.00        | 12.30        | 14.00        |
| Tolerance [lp/cm]:              | ±0.90       | ±1.23        | ±1.40        |
| <b>Result</b>                   |             |              |              |
| <b>row 1</b>                    | <b>8.82</b> | <b>12.35</b> | <b>13.99</b> |

**Quality Table Position Results**

| <b>Position:</b>    | <b>A</b>          | <b>B</b>   | <b>A</b>        | <b>B</b>   |
|---------------------|-------------------|------------|-----------------|------------|
| <b>Move:</b>        | <b>Continuous</b> |            | <b>Stepwise</b> |            |
| Reference [mm]:     | 300.0             | 0.0        | 300.0           | 0.0        |
| Tolerance [mm]:     | ±1.0              | ±1.0       | ±1.0            | ±1.0       |
| <b>Result [mm]:</b> | <b>300.0</b>      | <b>0.0</b> | <b>300.0</b>    | <b>0.0</b> |

## QD8

### Quality Lightmarker Results

|                |      |
|----------------|------|
| Reference [mm] | 0.00 |
| Tolerance [mm] | ±2.0 |
| Result [mm]    | 0.00 |

### Quality of Slice Results

|        | Nominal [mm]   | 1.20  | 10.00 | 5.00  | 1.00  | 0.60  |
|--------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| row 1  | Reference [mm] | 1.36  | 9.84  | 4.36  | 1.08  | 0.59  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 | ±1.0  | ±0.50 | ±0.50 | ±0.30 |
|        | Result [mm]    | 1.55  | 10.08 | 4.86  | 1.11  | 0.55  |
| row2   | Reference [mm] | 1.39  |       |       | 1.14  | 0.67  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       | ±0.50 | ±0.30 |
|        | Result [mm]    | 1.46  |       |       | 1.08  | 0.54  |
| row 3  | Reference [mm] | 1.40  |       |       |       | 0.57  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       | ±0.30 |
|        | Result [mm]    | 1.45  |       |       |       | 0.55  |
| row 4  | Reference [mm] | 1.39  |       |       |       | 0.50  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       | ±0.30 |
|        | Result [mm]    | 1.42  |       |       |       | 0.59  |
| row 5  | Reference [mm] | 1.47  |       |       |       | 0.54  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       | ±0.30 |
|        | Result [mm]    | 1.35  |       |       |       | 0.48  |
| row 6  | Reference [mm] | 1.36  |       |       |       | 0.66  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       | ±0.30 |
|        | Result [mm]    | 1.39  |       |       |       | 0.56  |
| row 7  | Reference [mm] | 1.22  |       |       |       |       |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       |       |
|        | Result [mm]    | 1.35  |       |       |       |       |
| row 8  | Reference [mm] | 1.28  |       |       |       |       |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       |       |
|        | Result [mm]    | 1.35  |       |       |       |       |
| row 9  | Reference [mm] | 1.32  |       |       |       |       |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       |       |
|        | Result [mm]    | 1.32  |       |       |       |       |
| row 10 | Reference [mm] | 1.24  |       |       |       |       |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       |       |
|        | Result [mm]    | 1.32  |       |       |       |       |
| row 11 | Reference [mm] | 1.20  |       |       |       |       |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       |       |
|        | Result [mm]    | 1.32  |       |       |       |       |
| row 12 | Reference [mm] | 1.26  |       |       |       |       |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |       |       |       |       |
|        | Result [mm]    | 1.26  |       |       |       |       |

|        |                |       |  |  |  |  |
|--------|----------------|-------|--|--|--|--|
| row 13 | Reference [mm] | 1.39  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.24  |  |  |  |  |
| row 14 | Reference [mm] | 1.27  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.28  |  |  |  |  |
| row 15 | Reference [mm] | 1.26  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.26  |  |  |  |  |
| row 16 | Reference [mm] | 1.39  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.29  |  |  |  |  |
| row 17 | Reference [mm] | 1.34  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.33  |  |  |  |  |
| row 18 | Reference [mm] | 1.35  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.33  |  |  |  |  |
| row 19 | Reference [mm] | 1.33  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.36  |  |  |  |  |
| row 20 | Reference [mm] | 1.34  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.39  |  |  |  |  |
| row 21 | Reference [mm] | 1.39  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.39  |  |  |  |  |
| row 22 | Reference [mm] | 1.33  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.40  |  |  |  |  |
| row 23 | Reference [mm] | 1.42  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.49  |  |  |  |  |
| row 24 | Reference [mm] | 1.40  |  |  |  |  |
|        | Tolerance [mm] | ±0.50 |  |  |  |  |
|        | Result [mm]    | 1.45  |  |  |  |  |

### Quality Homogeneity Results

|          |                 | Center    | 3.00  | 6.00  | 9.00  | 12.00 |
|----------|-----------------|-----------|-------|-------|-------|-------|
| 120.0 kV |                 |           |       |       |       |       |
| row 1    | Reference [HU]: | -0.61     | -0.93 | -0.76 | -0.77 | -0.59 |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00     | ±2.00 | ±2.00 | ±2.00 | ±2.00 |
|          | Result [HU]:    | -999.72 < | 0.29  | 0.38  | 0.40  | 0.53  |



|          |                 |            |         |         |         |         |
|----------|-----------------|------------|---------|---------|---------|---------|
| row 2    | Reference [HU]: | -1.10      | 0.73    | 0.68    | 0.89    | 0.76    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -999.50 <  | 0.10    | 0.11    | -0.04   | 0.16    |
| row 3    | Reference [HU]: | -1.69      | 1.21    | 1.49    | 1.51    | 1.33    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -999.06 <  | -0.02   | -0.04   | -0.09   | 0.11    |
| row 4    | Reference [HU]: | -0.48      | 0.55    | 0.10    | 0.53    | 0.46    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -999.66    | 0.49    | 0.61    | 0.68    | 0.94    |
| row 5    | Reference [HU]: | -0.49      | 0.04    | -0.18   | 0.54    | 0.08    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -1000.46 < | 1.30    | 1.49    | 1.19    | 1.45    |
| row 6    | Reference [HU]: | -0.16      | -0.95   | -0.65   | -0.62   | -0.68   |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -1000.79   | 1.87 >  | 2.00 >  | 1.59 >  | 1.81 >  |
| 140.0 kV |                 |            |         |         |         |         |
| row 1    | Reference [HU]: | -1.69      | -0.62   | -0.26   | -0.43   | -0.30   |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -996.92 <  | -0.91   | -1.08   | -0.55   | -1.21   |
| row 2    | Reference [HU]: | -0.63      | 0.13    | 0.36    | 0.10    | 0.10    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -996.05 <  | -2.42 < | -2.59 < | -2.61 < | -2.76 < |
| row 3    | Reference [HU]: | -2.57      | 1.47    | 1.74    | 2.10    | 1.98    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -994.23 <  | -3.49 < | -3.78 < | -3.60 < | -3.79 < |
| row 4    | Reference [HU]: | -0.38      | -0.44   | 0.01    | -0.12   | 0.24    |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -996.47 <  | -1.46   | -1.28   | -0.57   | -0.89   |
| row 5    | Reference [HU]: | -0.25      | -0.75   | -0.18   | -0.08   | -0.22   |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -998.76 <  | 0.76    | 0.80    | 0.62    | 0.46    |
| row 6    | Reference [HU]: | -0.46      | -1.41   | -1.06   | -0.78   | -1.05   |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|          | Result [HU]:    | -999.98 <  | 2.48 >  | 2.70 >  | 2.09 >  | 1.82 >  |

#### Quality Noise Results

|       |                 | Water [HU] | Sigma [HU] | Voltage [kV] |
|-------|-----------------|------------|------------|--------------|
| row 1 | Reference [HU]: | -0.71      | 11.73      | 119.6        |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±3.04      | ±12.0        |
|       | Result [HU]:    | -999.71 <  | 1.82 <     | 120.6        |

|       |                 |            |        |       |
|-------|-----------------|------------|--------|-------|
| row 2 | Reference [HU]: | -1.62      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -998.99 <  |        |       |
| row 3 | Reference [HU]: | -2.44      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -998.13 <  |        |       |
| row 4 | Reference [HU]: | -0.71      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -1000.31 < |        |       |
| row 5 | Reference [HU]: | -0.49      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -1000.47 < |        |       |
| row 6 | Reference [HU]: | -0.90      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -1000.36 < |        |       |
|       |                 |            |        |       |
| row 1 | Reference [HU]: | -0.69      | 10.71  | 139.6 |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      | ±1.07  | ±14   |
|       | Result [HU]:    | -999.27 <  | 1.80 < | 140.6 |
| row 2 | Reference [HU]: | -0.85      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -998.61 <  |        |       |
| row 3 | Reference [HU]: | -2.35      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -997.39 <  |        |       |
| row 4 | Reference [HU]: | -1.10      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -1000.24 < |        |       |
| row 5 | Reference [HU]: | -0.59      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -1000.38 < |        |       |
| row 6 | Reference [HU]: | -0.59      |        |       |
|       | Tolerance [HU]: | ±4.00      |        |       |
|       | Result [HU]:    | -1000.18 < |        |       |

### Quality MTF Results

|                                          | 50 %  | 10 %  | 2 %   |
|------------------------------------------|-------|-------|-------|
| Wire in air; 2x1.2mm (from 24x1.2); S80s |       |       |       |
| Reference [lp/cm]:                       | 4.60  | 9.74  | 12.53 |
| Tolerance [lp/cm]:                       | ±0.46 | ±0.97 | ±1.25 |
| Result                                   |       |       |       |
| row 1                                    | 9.76  | 13.34 | 15.35 |
| row 2                                    | 9.81  | 13.64 | 15.64 |

| Wire in air; 2x0.6mm (from 6x0.6); U95u |       |       |       |
|-----------------------------------------|-------|-------|-------|
| Reference [Ip/cm]:                      | 14.91 | 21.16 | 24.18 |
| Tolerance [Ip/cm]:                      | ±1.49 | ±2.12 | ±2.42 |
| Result                                  |       |       |       |
| row 1                                   | 14.88 | 21.34 | 24.24 |
| row 2                                   | 14.92 | 21.42 | 24.25 |

#### Quality Table Position Results

|            |            |      |       |      |
|------------|------------|------|-------|------|
| Position:  | A          | B    | C     | D    |
| Move       | Continuous |      |       |      |
| Reference: | -300.0     | 0.0  | 300.0 | 0.0  |
| Tolerance: | ±1.0       | ±1.0 | ±1.0  | ±1.0 |
| Result:    | -300.0     | 0.0  | 300.0 | 0.0  |
| Position:  | A          | B    | C     | D    |
| Move       | Stepwise   |      |       |      |
| Reference: | -300.0     | 0.0  | 300.0 | 0.0  |
| Tolerance: | ±1.0       | ±1.0 | ±1.0  | ±1.0 |
| Result:    | -300.0     | 0.0  | 300.0 | 0.0  |

**QD12****Quality Lightmarker Results**

|                |      |
|----------------|------|
| Reference [mm] | 0.00 |
| Tolerance [mm] | ±2.0 |
| Result [mm]    | 0.00 |

**Quality of Slice Results**

|       | Nominal [mm]   | 1.00  | 2.00  | 3.00  | 5.00  | 8.00  | 10.00 |
|-------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| row 1 | Reference [mm] | 1.00  | 2.00  | 3.00  | 5.00  | 8.00  | 10.00 |
|       | Tolerance [mm] | ±0.50 | ±0.50 | ±0.50 | ±0.50 | ±0.80 | ±1.00 |
|       | Result [mm]    | 1.25  | 2.27  | 3.08  | 4.97  | 7.88  | 9.52  |

**Quality Homogeneity Results**

|           |                 | Center  | 3.00    | 6.00    | 9.00    | 12.00   |
|-----------|-----------------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 110.00 kV |                 |         |         |         |         |         |
| row 1     | Reference [HU]: | 0.00    | 0.00    | 0.00    | 0.00    | 0.00    |
|           | Tolerance [HU]: | ±4.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|           | Result [HU]:    | -6.08 < | 10.74 > | 11.36 > | 11.23 > | 10.41 > |
| 130.00 kV |                 |         |         |         |         |         |
| row 2     | Reference [HU]: | 0.00    | 0.00    | 0.00    | 0.00    | 0.00    |
|           | Tolerance [HU]: | ±4.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   | ±2.00   |
|           | Result [HU]:    | 2.68    | 0.58    | 1.03    | 0.86    | 0.64    |

**Quality Noise Results**

|       |            | Water [HU] | Sigma [HU] | Voltage [kV] |
|-------|------------|------------|------------|--------------|
| row 1 | Reference: | 0.00       | ---        | 80.0         |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ---        | ±8.0         |
|       | Result:    | 0.34       | ---        | 79.8         |
| row 2 | Reference: | 0.00       | 13.70      | 110.0        |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±1.37      | ±10.0        |
|       | Result:    | -7.45 <    | 13.57      | 109.6        |
| row 3 | Reference: | 0.00       | 12.90      | 130.0        |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±1.29      | ±10.0        |
|       | Result:    | 2.55       | 12.35      | 129.4        |

### Quality MTF Results

|                                 | 50 %        | 10 %         | 2 %          |
|---------------------------------|-------------|--------------|--------------|
| <b>Convolution Kernel: U90s</b> |             |              |              |
| Reference [lp/cm]:              | 9.00        | 12.30        | 14.00        |
| Tolerance [lp/cm]:              | ±0.90       | ±1.23        | ±1.40        |
| <b>Result</b>                   |             |              |              |
| <b>row 1</b>                    | <b>9.06</b> | <b>12.49</b> | <b>14.16</b> |

### Quality Table Position Results

| Position:      | A             | B          | A            | B          |
|----------------|---------------|------------|--------------|------------|
| Move           | Continuous    |            | Stepwise     |            |
| Reference:     | 300.0         | 0.0        | 300.0        | 0.0        |
| Tolerance:     | ±1.0          | ±1.0       | ±1.0         | ±1.0       |
| <b>Result:</b> | <b>-300.0</b> | <b>0.0</b> | <b>300.0</b> | <b>0.0</b> |

**QD20****Quality Lightmarker Results**

|                    |             |
|--------------------|-------------|
| Reference [mm]     | 0.00        |
| Tolerance [mm]     | ±2.0        |
| <b>Result [mm]</b> | <b>0.00</b> |

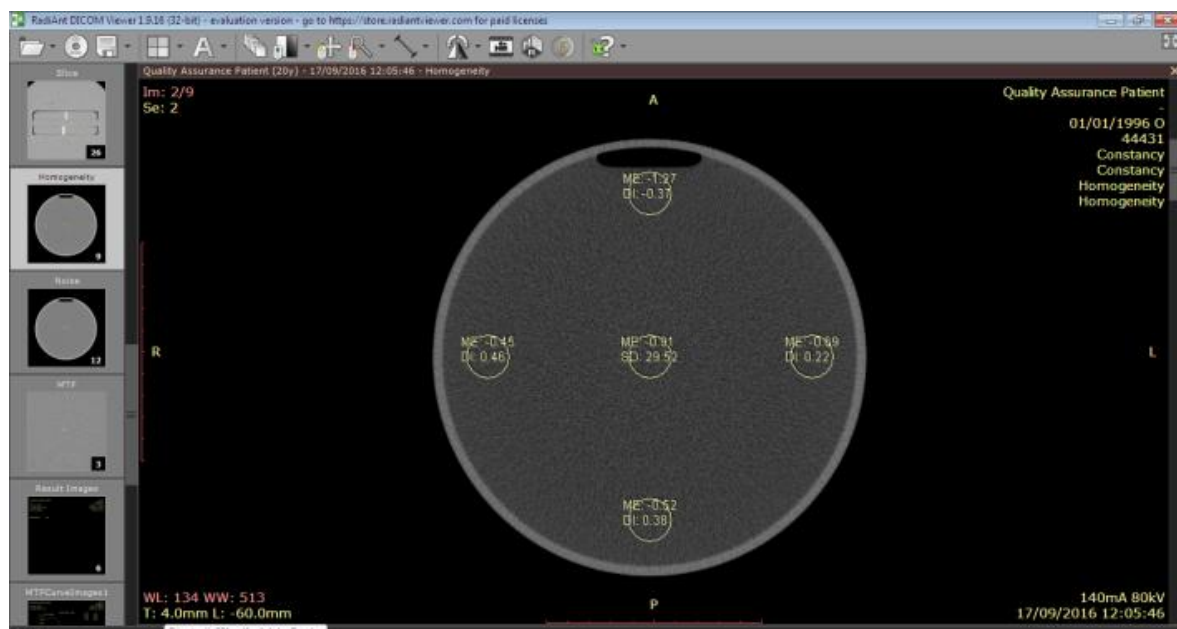
**Quality of Slice Results**

|       | Nominal [mm]       | 0.50        | 1.00        | 1.00        | 10.00        | 2.00        | 3.00        |
|-------|--------------------|-------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|
| row 1 | Reference [mm]     | 0.54        | 1.30        | 1.16        | 10.14        | 2.04        | 2.98        |
|       | Tolerance [mm]     | ±0.25       | ±0.50       | ±0.50       | ±1.00        | ±0.50       | ±0.50       |
|       | <b>Result [mm]</b> | <b>0.61</b> | <b>1.36</b> | <b>1.20</b> | <b>10.18</b> | <b>2.02</b> | <b>2.94</b> |
| row 2 | Reference [mm]     | 0.57        |             | 1.21        |              | 2.11        | 3.09        |
|       | Tolerance [mm]     | ±0.25       |             | ±0.50       |              | ±0.50       | ±0.50       |
|       | <b>Result [mm]</b> | <b>0.56</b> |             | <b>1.25</b> |              | <b>2.12</b> | <b>3.06</b> |
| row 3 | Reference [mm]     | 0.54        |             | 1.17        |              | 2.19        | 3.25        |
|       | Tolerance [mm]     | ±0.25       |             | ±0.50       |              | ±0.50       | ±0.50       |
|       | <b>Result [mm]</b> | <b>0.59</b> |             | <b>1.23</b> |              | <b>2.24</b> | <b>3.06</b> |
| row 4 | Reference [mm]     | 0.59        |             | 1.25        |              | 2.19        | 3.15        |
|       | Tolerance [mm]     | ±0.25       |             | ±0.50       |              | ±0.50       | ±0.50       |
|       | <b>Result [mm]</b> | <b>0.54</b> |             | <b>1.22</b> |              | <b>2.23</b> | <b>3.25</b> |
| row 5 | Reference [mm]     | 0.61        |             | 1.25        |              | 2.12        | 3.13        |
|       | Tolerance [mm]     | ±0.25       |             | ±0.50       |              | ±0.50       | ±0.50       |
|       | <b>Result [mm]</b> | <b>0.57</b> |             | <b>1.22</b> |              | <b>2.17</b> | <b>3.14</b> |
| row 6 | Reference [mm]     | 0.56        |             | 1.14        |              | 1.96        | 3.00        |
|       | Tolerance [mm]     | ±0.25       |             | ±0.50       |              | ±0.50       | ±0.50       |
|       | <b>Result [mm]</b> | <b>0.53</b> |             | <b>1.11</b> |              | <b>2.02</b> | <b>2.86</b> |

**Quality Homogeneity Results**

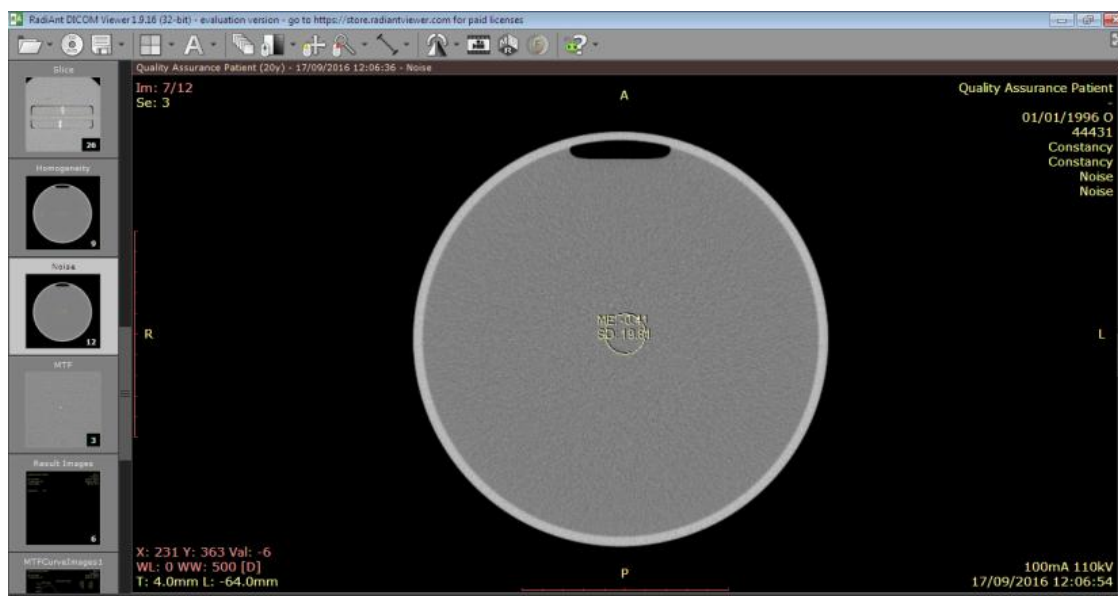
|         |                     | Center       | 3.00              | 6.00              | 9.00              | 12.00             |
|---------|---------------------|--------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| 80.0 kV |                     |              |                   |                   |                   |                   |
| row 1   | Reference [HU]:     | 1.05         | 1.98              | 1.71              | 1.77              | 1.98              |
|         | Tolerance [HU]:     | ±4.00        | ±2.00             | ±2.00             | ±2.00             | ±2.00             |
|         | <b>Result [HU]:</b> | <b>0.62</b>  | <b>-0.60 &lt;</b> | <b>-1.04 &lt;</b> | <b>-0.34 &lt;</b> | <b>-1.21 &lt;</b> |
| row 2   | Reference [HU]:     | -1.31        | 1.05              | 1.25              | 0.73              | 0.89              |
|         | Tolerance [HU]:     | ±4.00        | ±2.00             | ±2.00             | ±2.00             | ±2.00             |
|         | <b>Result [HU]:</b> | <b>-0.91</b> | <b>0.22</b>       | <b>0.38</b>       | <b>0.46</b>       | <b>-0.37</b>      |
| row 3   | Reference [HU]:     | -1.07        | 0.44              | 1.24              | 0.09              | 0.65              |
|         | Tolerance [HU]:     | ±4.00        | ±2.00             | ±2.00             | ±2.00             | ±2.00             |
|         | <b>Result [HU]:</b> | <b>-1.99</b> | <b>1.42</b>       | <b>0.62</b>       | <b>1.50</b>       | <b>0.04</b>       |

| 110.0 kV |                 |              |              |              |              |              |
|----------|-----------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| row 1    | Reference [HU]: | -0.58        | 0.80         | 0.60         | 0.98         | 0.50         |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        |
|          | Result [HU]:    | <b>-0.53</b> | <b>-0.13</b> | <b>0.52</b>  | <b>0.52</b>  | <b>-0.88</b> |
| row 2    | Reference [HU]: | -0.64        | -0.01        | 0.9          | 0.54         | 0.17         |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        |
|          | Result [HU]:    | <b>-0.39</b> | <b>-0.71</b> | <b>-0.56</b> | <b>-0.21</b> | <b>-1.45</b> |
| row 3    | Reference [HU]: | 0.03         | -0.43        | -0.85        | -0.63        | -0.31        |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        |
|          | Result [HU]:    | <b>-0.57</b> | <b>-0.34</b> | <b>-0.31</b> | <b>-0.14</b> | <b>-1.05</b> |
| 130 kV   |                 |              |              |              |              |              |
| row 1    | Reference [HU]: | 0.33         | -0.80        | -0.58        | -0.38        | -0.90        |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        |
|          | Result [HU]:    | <b>1.49</b>  | <b>-1.70</b> | <b>-1.65</b> | <b>-1.25</b> | <b>-2.53</b> |
| row 2    | Reference [HU]: | 0.50         | -0.97        | -1.17        | -1.45        | -1.45        |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        |
|          | Result [HU]:    | <b>0.17</b>  | <b>-1.09</b> | <b>-0.89</b> | <b>-1.00</b> | <b>-2.17</b> |
| row 3    | Reference [HU]: | 0.06         | -0.57        | -0.76        | -0.82        | -0.54        |
|          | Tolerance [HU]: | ±4.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        | ±2.00        |
|          | Result [HU]:    | <b>0.01</b>  | <b>-1.01</b> | <b>0.23</b>  | <b>-0.57</b> | <b>-2.14</b> |



## Quality Noise Results

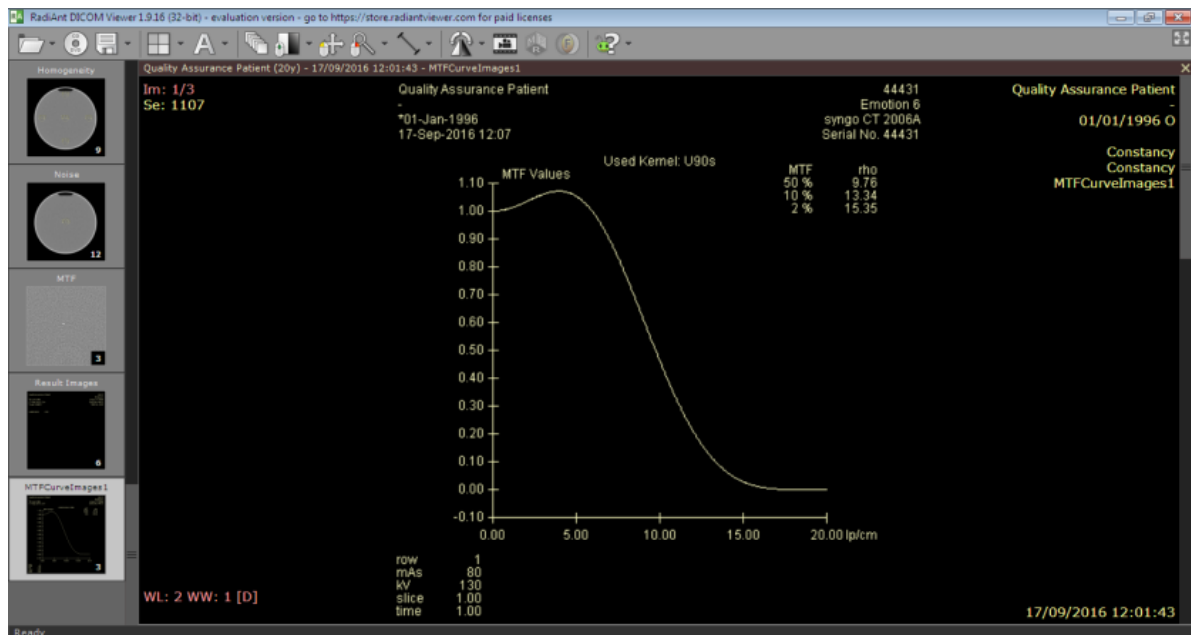
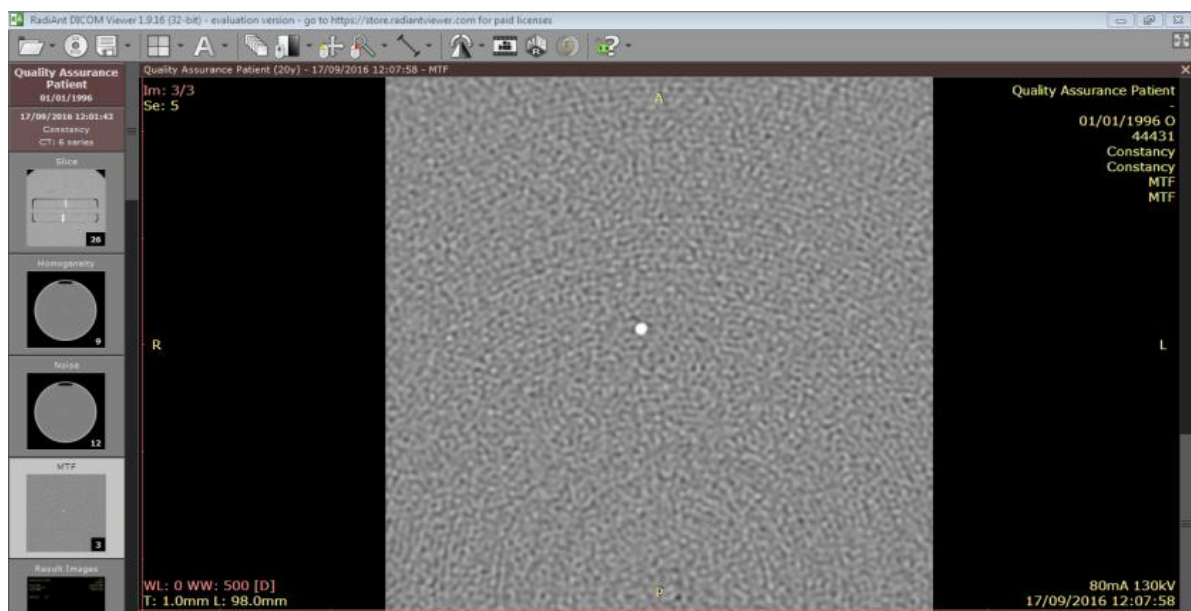
|       |            | Water [HU] | Sigma [HU] | Voltage [kV] |
|-------|------------|------------|------------|--------------|
| row 1 | Reference: | -0.88      | 30.45      | 79.8         |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±3.04      | ±8.0         |
|       | Result:    | 0.25       | 28.87      | 79.8         |
| row 2 | Reference: | -0.83      |            |              |
|       | Tolerance: | ±4.00      |            |              |
|       | Result:    | -1.64      |            |              |
| row 3 | Reference: | -1.16      |            |              |
|       | Tolerance: | ±4.00      |            |              |
|       | Result:    | 2.17       |            |              |
|       |            |            |            |              |
| row 1 | Reference: | 0.24       | 20.62      | 109.8        |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±2.06      | ±10.0        |
|       | Result:    | 0.13       | 20.43      | 109.8        |
| row 2 | Reference: | 0.06       |            |              |
|       | Tolerance: | ±4.00      |            |              |
|       | Result:    | -0.13      |            |              |
| row 3 | Reference: | -0.29      |            |              |
|       | Tolerance: | ±4.00      |            |              |
|       | Result:    | -0.41      |            |              |
|       |            |            |            |              |
| row 1 | Reference: | -0.16      | 19.26      | 129.6        |
|       | Tolerance: | ±4.00      | ±1.93      | ±10          |
|       | Result:    | 0.65       | 18.30      | 129.6        |
| row 2 | Reference: | 0.17       |            |              |
|       | Tolerance: | ±4.00      |            |              |
|       | Result:    | -0.27      |            |              |
| row 3 | Reference: | -0.14      |            |              |
|       | Tolerance: | ±4.00      |            |              |
|       | Result:    | 0.87       |            |              |





## Quality MTF Results

|                             | 50 %  | 10 %  | 2 %   |
|-----------------------------|-------|-------|-------|
| Wire in pastic; 3x1mm; U90s |       |       |       |
| Reference [lp/cm]:          | 9.69  | 13.35 | 14.93 |
| Tolerance [lp/cm]:          | ±0.97 | ±1.33 | ±1.49 |
| Result                      |       |       |       |
| row 1                       | 9.76  | 13.34 | 15.35 |
| row 2                       | 9.81  | 13.64 | 15.64 |
| row 3                       | 9.37  | 13.68 | 15.60 |



**Quality Table Position Results**

|                |               |            |              |            |
|----------------|---------------|------------|--------------|------------|
| Position:      | A             | B          | C            | D          |
| Move           | Continuous    |            |              |            |
| Reference:     | -300.0        | 0.0        | 300.0        | 0.0        |
| Tolerance:     | ±1.0          | ±1.0       | ±1.0         | ±1.0       |
| <b>Result:</b> | <b>-300.0</b> | <b>0.0</b> | <b>300.0</b> | <b>0.0</b> |
|                |               |            |              |            |
| Position:      | A             | B          | C            | D          |
| Move           | Stepwise      |            |              |            |
| Reference:     | -300.0        | 0.0        | 300.0        | 0.0        |
| Tolerance:     | ±1.0          | ±1.0       | ±1.0         | ±1.0       |
| <b>Result:</b> | <b>-300.0</b> | <b>0.0</b> | <b>300.0</b> | <b>0.0</b> |

## BIOGRAFIA

Sehad Kadiri është lindur më 11.05.1982 në Prizren, Kosovë. Është rritur në qytetin e Rahovecit, ku edhe kryen shkollën fillore (tetë vjeçare) dhe të mesme.

Në vitin akademik 2000/2001 është regjistruar në Universitetin e Prishtinës, në Fakultetin e Shkencave Matematike-Natyrore në Departamentin e Fizikës - drejtimi inxhinierik. Në Shtator të vitit 2006, ka mbaruar të gjitha provimet dhe ka mbrojtur temën e diplomës.

Më vonë, ka mbaruar studimet Master në po të njejtin fakultet, pranë Departamentit të Fizikës - drejtimi i përgjithshëm.

Aktivitetin profesional e ka filluar në vitin shkollor 2005/06 ku është punësuar në shkollën fillore "7 Shtatori" në Rahovec. Ndërsa, në vitin shkollor 2006/07 është punësuar në shkollën e mesme "Xhelal HAJDA – TONI" në Rahovec si mësimdhënës i lëndëve Fizikë dhe Astronomi. Nga Tetori, 2007, punon në Institutin e Mjekësisë së Punës pranë Shërbimit për Mbrojtje nga Rrezatimi. Poashtu, nga viti akademik 2010/11 për 4 (katër) vite radhazi është angazhuar Asistent për lëndën Fizikë Mjekësore dhe Biofizikë në kuadër të Fakultetit të Mjekësisë, UP, Prishtinë.

Inkuadrimi në kuadër të IMP'së i ofroi mundësi për publikimin e punimeve profesionale dhe shkencore, një numër i të cilëve si autor dhe bashkëautor, i ka publikuar në revista të ndryshme ndërkombëtare, por edhe prezantimin e tyre në konferenca e simpoziume shkencore me karakter kombëtarë dhe ndërkombëtarë.

Ka marrë pjesë në një numër të konsiderueshëm trajnimesh profesionale të mbajtura nga ekspertë ndërkombëtarë në fushën e mbrojtjes dhe dozimetrisë së rrezatimeve.