

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

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonator științific

Conf. Dr. Zoltán Bálint

Absolvent

Dénes Brigitta

2022

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

LUCRARE DE LICENȚĂ

**ANALIZA DOZEI DE RADIAȚII LA DIFERITE SISTEME DE
TOMOGRAFIE COMPUTERIZATĂ LA UN CENTRU DE
RADIOLOGIE ȘI IMAGISTICĂ MEDICALĂ**

Coordonator științific

Conf. Dr. Zoltán Bálint

Absolvent

Dénes Brigitta

2022

Abstract

În zilele noastre numărul de examinări de CT crește de la an la an, din acest motiv se pune mare accent pe optimizarea dozei absorbite de pacienți. Optimizarea reprezintă procesul în care reducem doza de iradiere la valoarea minimă posibilă astfel încât calitatea imaginii nu se deteriorează.

Scopul lucrării este analiza dozelor de iradiere ale examinărilor efectuate de diferite sisteme de tomografie computerizate la un centru de radiologie și imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc. La Centrul de Radiologie și Imagistică medicală există două aparate de CT tip Siemens, dar una este Somatom Scope Power cu 16 felii, iar cealaltă este Somatom Definition Edge cu 128 felii.

Analiza a început cu colectarea datelor celor două aparate de tomografia computerizată dintr-un anumit interval de timp (mai precis de la ianuarie 2021 până la iunie 2021). După sortarea datelor în analiza mea au intrat examinări cerebrale, toracice, abdominale, și examinări combinate torace+abdome, abdomen+pelvis, respectiv torace+abdomen+pelvis.

În prima parte a lucrării am calculat dozele efective la fiecare examinări, folosind coeficientul de conversie. Datele obținute le-am folosit în continuare pentru analiza statistică descriptivă folosind MS Excel, SPSS și Graphpad Prism 9. În ultima parte a lucrării am prezentat compararea datelor ale examinărilor efectuate la cele două sisteme de CT și le-am comparat și cu datele din literatură. În urma analizei retrospective în cazul examinărilor cerebrale, TA și TAP au fost identificate diferențe statistic semnificative dintre valorile obținute la CT_1 și la CT_2. În cazul examinărilor cerebrale valorile obținute de CT_1 sunt mai mare decât CT_2, iar în cazul examinărilor TA și TAP se realizează invers. În cazul examinărilor toracice și AP nu putem să vorbim despre diferențe statistic semnificative, acestea fiind aproximativ în același interval.

Apoi am comparat datele celor două aparate CT cu datele din literatură. În urma acestei analize am putut determina că datele extrase sunt incluse în întrevalele apărute în literatură, cu excepția examinării AP efectuate cu contrast. Aceste rezultate ne conduc la o concluzie importantă, că dozele primite de obicei coincide cu valorile din literatură, chiar mai mici în majoritatea cazurilor.

Abstract

Nowadays the number of CT examinations is increasing year by year, which is why there is a great emphasis on optimising the dose absorbed by patients. Optimisation is the process of reducing the irradiation dose to the minimum possible so that the image quality does not deteriorate.

The aim of the my thesis is to analyze the irradiation doses of examinations performed by different computed tomography systems at a radiology and medical imaging center of the Miercurea Ciuc Emergency County Hospital. At the Radiology and Medical Imaging Centre there are two Siemens-type CT machines, but one is a 16-slice Somatom Scope Power and the other is a 128-slice Somatom Definition Edge.

The analysis began with the collection of data from the two CT scanners over a certain time frame (specifically January 2021 to June 2021). After sorting the data into my analysis entered brain, chest, abdominal, and combined chest+abdomen, abdomen+pelvis, and chest+abdomen+pelvis examinations respectively.

In the first part of the thesis we calculated the effective doses at each examination using the conversion coefficient. The data obtained were then used for descriptive statistical analysis using MS Excel, SPSS and Graphpad Prism 9. In the last part of the thesis we presented the comparison of the data of the examinations performed on the two CT systems and also compared them with data from the literature. Retrospective analysis of brain scans, TA and TAP found statistically significant differences between CT_1 and CT_2 values. In brain scans, CT_1 values are higher than CT_2, and in TA and TAP scans the reverse is true. In the case of chest and AP examinations we cannot speak of statistically significant differences, as they are approximately in the same range.

We then compared the data from the two CT scanners with the literature data. Following this analysis we were able to determine that the extracted data are included in the literature interviews, with the exception of the AP examination performed with contrast. This result leads us to an important conclusion, that the doses received usually coincide with the values in the literature, even lower in most cases.

Cuprins:

Introducere	6
1. Bazele fizice ale examinării cu tomograf computerizat	7
1.1. Producerea razelor X.....	7
1.1.1 Radiația de frânare	7
1.1.2 Radiația caracteristică	8
1.2. Interacțiunea radiației X cu materia	8
1.2.1. Împrăștierea Rayleigh	9
1.2.2. Efectul Compton	9
1.2.3. Efectul fotoelectric	9
1.2.4. Producerea de perechi	10
2. Tomografia computerizată	11
2.1. Istoria scurtă a tomografiei computerizate.....	11
2.2. Structura aparatului CT	12
2.2.1. Gantry.....	12
2.2.2. Sursa de radiații X.....	13
2.2.3. Detectorul	14
2.2.4. Colimatorul	15
2.2.5. Masa	16
2.2.6. Computerul și monitorul	16
2.3. Descrierea specifică a aparatelor	17
2.3.1. Aparatul Somatom Scope Power	17
2.3.2. Aparatul Somatom Definition Edge.....	18
2.4. Imaginii obținute la examinări CT	19
2.5. Agenții de contrast utilizate în CT	20
3. Dozimetrie	22
3.1. Efectele radiațiilor asupra sănătății	22
3.2. Noțiunile dozimetrice.....	24
3.3. Protecția radiologică - Optimizarea dozei de iradiere	27
4. Rezultate: Analiza retrospectivă a investigațiilor CT.....	30
4.1. Analiza retrospectivă a investigațiilor la aparatul CT 1.....	31
4.1.1. Examinările cerebrale	31
4.1.2. Examinările abdominale	34
4.1.3. Examinările toracice	35
4.1.4. Examinările combinate torace+abdomen (TA)	37
4.1.5. Examinările combinate abdomen+pelvis (AP)	38
4.1.6. Examinările combinate torace+abdomen+pelvis (TAP)	39
4.2. Analiza retrospectivă a investigațiilor la aparatul CT_2	40
5. Compararea datelor	47
5.1. Compararea datelor la cele două sisteme de CT	47
5.1.1. Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale.....	47
5.1.2. Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice.....	47
5.1.3. Compararea dozelor efective ale examinărilor combinate (TA, AP, TAP)	48
5.2. Compararea datelor celor două sisteme de CT cu datele din literatura	50
Concluzie	54
Bibliografie.....	56

Introducere:

Tomografia computerizată (CT) este o tehnică imagistică neinvazivă, care utilizează razele X pentru obținerea imaginii ale structurilor din interiorul corpurilor umane. Radiația X este o radiație electromagnetică ionizantă, care are efecte dănuătoare asupra țesutului uman. În ciuda efectelor dănuătoare, tomografia computerizată este una dintre cele mai des utilizate tehnici de diagnosticare folosită în imagistică medicală, deoarece este o tehnică rapidă, neinvazivă, și imaginile obținute sunt clare, detaliate.

În zilele noastre numărul de examinări de CT crește de la an la an, din acest motiv se pune mare accent pe optimizarea dozei absorbite de pacienți. Optimizarea reprezintă procesul în care reducem doza de iradiere la valoarea minimă posibilă astfel încât calitatea imaginii să nu se deterioreze.

Scopul lucrării este analiza dozelor de iradiere ale examinărilor efectuate de diferite sisteme de tomografie computerizate la un centru de radiologie și imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc. La Centrul de Radiologie și Imagistică medicală există două aparate de CT tip Siemens, dar una este Somatom Scope Power cu 16 felii ,iar cealaltă este Somatom Definition Edge cu 128 felii.

Analiza a început cu colectarea datelor celor două aparate de tomografie computerizată dintr-un anumit interval de timp (mai precis de la ianuarie 2021 până la iunie 2021). În analiza mea, după sortarea datelor au intrat examinări cerebrale, toracice, abdominale, și examinări combinate torace+abdome, abdomen+pelvis, respectiv torace+abdomen+pelvis. Analiza retrospectivă a datelor individuale prin statistică descriptivă era urmată de compararea dozelor efective a celor două aparate între ele, respectiv cu valorile de referință din literatură.

Lucrarea începe cu o introducere generală în bazele fizicii ale examinării tomografice computerizate (Capitol 1), după care este descris structura, funcționarea celor două aparate CT, folosirea agențiilor de substanțe , și unele noțiuni despre calitatea imaginii obținute la CT (Capitol 2). Pentru descrierea cantității de radiație folosim diferite mărimi dozimetrice, care descriu în mod diferit radiația ionizantă. În calcule am folosit doza efectivă, care ține cont și de efectele radiațiilor asupra țesuturi. (Capitolul 4).

În capitolul 5 sunt prezentate datele folosite și rezultatele testelor statistice descriptive și comparative efectuate pe diferite seturi de date provenind de la examinările cerebrale, toracice, abdominale, precum și cele combinate.

1. Bazele fizice ale examinării cu tomograf computerizat

Tomografia computerizată (computed tomography - CT) utilizează radiații X pentru obținerea imaginilor. Razele X au fost descoperite de Wilhelm Conrad Röntgen în 1895, pe care le-a denumit raze X deoarece erau necunoscute până atunci. Denumirea radiații Röntgen a apărut mai târziu. Utilitatea acestor raze în medicină a devenit curând evidentă după ce Röntgen a efectuat o fotografie a mâinii sale și a oaselor acesteia.

Razele X sunt radiații electromagnetice ionizante, cu lungimi de undă de ordinul de mărime al ångstromului. Gama de raze X începe la energii fotonice de câteva ori mai mari de 10eV în domeniul optic și poate ajunge până la 10 MeV în termeni de raze X terapeutice. Mai precis, în diagnosticul medical se folosesc raze X cu energii 200 keV, iar în cazul terapiei se folosesc cele cu energii fotonice mai mari: în intervalul de ~ 10 MeV [1].

1.1. Producerea razelor X

În imagistica de diagnostic, razele X sunt obținute prin conversia energiei electronilor, proces care are loc în tubul de raze X. Un tub de raze X este astfel un „convertor de energie” care convertește energia electrică în două forme de energie: raze X și căldura. Aici căldura este un produs secundar nedorit care este eliminat prin răcirea corespunzătoare a tubului de raze X. Tubul de raze X este un tub vidat cu un catod (un filament de wolfram adus la incandescență) și un anod (are în componență metale greu fuzabile ca reniu, molibden, wolfram). Electronii emiși de un catod incandescent sunt accelerați de câmpul electric dintre catod și anod. Apoi electronii se ciocnesc cu anodul care emite radiația X. Cea mai mare parte din energia lor se transformă în căldură ($\sim 99\%$) și de aceea este necesar răcirea anodului [1].

Radiația electromagnetică emisă de tubul de raze X, care apare în urma ciocnirii electronilor emiși de catod cu anod, din punct de vedere electric constă din cele două componente diferite: așa numitul *radiația de frânare* și *radiația caracteristică*. Dacă tensiunea de accelerare este suficient de mare, atunci radiația obținută în tubul de raze X va conține atât radiația caracteristică, cât și cea de frânare [1].

1.1.1 Radiația de frânare:

Conform teoriei electrodinamicii, orice sarcină frânată sau accelerată este capabil să emită radiația electromagnetică. În tubul de raze X, electronii care bombardează anodul sunt frânați brusc, și ca urmare emit radiația de frânare. Este componenta continuu a spectrului radiației. În urma frânării, electronii emit o mică parte din energia lor sub forma de fotoni, iar cealaltă parte este convertită în căldură. Energia maximă a fotonului este obținută, dacă întreaga energie cinetică a electronului se pierde. Probabilitatea acestui proces este foarte mică. Energia maximă a fotonului este o caracteristică importantă a radiației și putem calcula cu ecuația (1):

$$E_{max} = e * U_{anod} = h * \nu_{max} = \frac{h*c}{e*U_{anod}} \quad (1)$$

(U-tensiunea anodului, ν_{max} – viteza maximă a electronului)

Pe baza relației $h * \nu = \frac{h*c}{\lambda}$ și ecuația (1), putem obținem legea lui Duane-Hunt, care exprimă lungimea de undă minimă care este invers proporțională cu tensiunea de accelerare:

$$\lambda_{min} = \frac{h*c}{e*U_{anod}} \quad (2)$$

(h- constanta Planck, c – viteza luminii, e – sarcina electronului)

La aparatura tip CT ~80% din întreaga radiație X este alcătuit din radiația de frânare. [2].

1.1.2 Radiația caracteristică

În acest caz va avea loc o rearanjare a electronilor superiori care duce la emiterea energiei sub formă de fotoni cu raze X. Fenomenul apare atunci când electronul, care iese din catod, are energia suficient de mare pentru a scoate un electron din păturile interioare ale atomului din anod. Electronii de pe niveluri energetice mai mari intră în locurile goale, reducând astfel energia totală a atomului și emițând fotonii cu raze X cu energia de diferență. Acest proces produce liniile discrete a spectrului de emisii de raze X. Liniile spectrale apărute în spectrul continuu a radiației de frânare depind de natura materialului anodului, și se numesc linii caracteristice.

La aparatura tip CT ~20% din întreaga radiație X este compus din radiația caracteristică [2].

1.2. Interacțiunea radiației X cu materia

Interacțiunea radiației cu materia depinde de energia razelor X și de compoziția materialului. Ca urmare interacțiunii, razele X transferă energia către atomii și moleculele. Energia este suficient de mare pentru a ioniza atomii și pentru a întrerupe legăturile moleculare, provocând încălzirea materiei și modificarea structurii.

Radiațiile pot penetra materialele fără interacțiune sau pot fi împrăștiate respectiv absorbite. Absorbția radiației X este descrisă de legea de atenuare exponențială a radiațiilor [1]:

$$I = I_0 * e^{-\mu x} \quad (3)$$

unde I_0 - intensitatea razei X incidentă, I – intensitatea transmisă, μ – coeficientul de atenuare, x – grosimea absorbantei.

Dintre factorii care apare în formula, coeficientul de atenuare conține informații accentuate despre interacțiune. El reprezintă faptul că procesul depinde atât de materialul absorbant cât și de proprietățile radiației. Putem vorbi despre patru tipuri de interacțiuni a radiației X cu materia: împrăștierea Rayleigh, împrăștierea Compton, absorbție fotoelectrică, și generarea de perechi. [3]

1.2.1 Împrăștierea Rayleigh

Este împrăștierea elastică a radiației electromagnetice, când fotonul incident interacționează cu atomul total. Această interacțiune are probabilitate mică de a se realiza în diagnostic cu energii mari fiindcă are loc la energii scăzute ale radiației X, precum cele utilizate în mamografie (15-30 keV). Câmpul electric format de undele electromagnetice a fotonilor incidenți predă energia în timpul interacțiunii cauzând oscilarea în fază a electronilor din atom. Electronii emit radiația sub forma unui foton cu aceeași energie, dar schimbând direcția inițială. În general unghiul de împrăștiere este invers proporțională decât energia razelor X. În această interacțiune electronii nu sunt eliberați, deci nu există ionizație. [3]

1.2.2 Efectul Compton

Este împrăștierea inelastică a radiației electromagnetice, apare între foton și electron. Radiația incidentă nu transferă toată energia, ci o parte din aceasta cedează unui electron liber, sau unui electron de pe orbitalul exterior. Această energie este necesară pentru a rupe ($E_{legătură}$) și a mișca electronul ($E_{cinetică}$). Electronul eliminat se numește electronul Compton. Pe urma procesului va fi generat un foton cu energia redusă care este împrăștiat la un unghi ϕ față de calea fotonului incident. Unghiul de împrăștiere poate varia între 0° și 180° . Energia fotonului incident este egală cu suma dintre energia de legătură, energia cinetică a electronului ejectat și energia fotonului împrăștiat (ecuația 4):

$$E_{foton\ incident} = E_{legătură} + E_{cinetică} + E_{împrăștiată} \quad (4)$$

Energia de legătură a electronului este mică față de energia fotonului împrăștiat, astfel o putem neglija, ajungând la ecuația simplificată: (ecuația 4.1)

$$E_{foton\ incident} = E_{cinetică} + E_{împrăștiată} \quad (4.1)$$

Electronul Compton care iese din procesu își va pierde toată energia prin excitarea și ionizarea atomilor din mediu, iar fotonul poate traversa mediul fără interacțiune sau poate genera interacțiuni ulterioare (de ex. un alt efect Compton).

Probabilitatea împrășierii Compton este proporțională cu energia radiației incidente, crește cu creșterea energiei radiației incidente. Împrăștierea Compton este tipul dominant de interacțiune în materialele cu numere atomice mai mici, cum ar fi: țesutul și aerul. [3]

1.2.3 Efectul fotoelectric

În efectul fotoelectric întreaga energie a radiației incidente este transmisă unui electron pe un orbital interior a atomului. Ca efectul fotoelectric să aibă loc, energia radiației incidente trebuie să fie mai mare sau egală cu energia de legătură a electronului emis. Electronul cu energia primită de

fotonul incident este ejectat de atom, care va fi numit fotoelectron. Apoi fotoelectronul părăsește atomul cu o energie egală cu energia fotonului incident minus energia de legătură a electronului (ecuația 5):

$$E_{e^-} = E_{foton\ incident} - E_{legătură} \quad (5)$$

În urma interacțiunii fotoelectrice, atomul este ionizat datorită lipsei unui electron în învelișul interior, iar electronul liber se ciocnește cu alți atomi, generând alți radicali liberi până când energia este pierdută și va fi absorbită de mediu. Acest loc liber va fi ocupat de un alt electron dintr-un alt înveliș cu energie de legătură mai mică.

Probabilitatea absorbției fotoelectrice pe unitate de masă este aproximativ proporțional cu Z^3/E^3 , unde Z este numărul atomic și E este energia fotonului incident. Astfel efectul fotoelectric este tipul dominant de interacțiune în materialele cu numere atomice mari și nu are loc frecvent în cazul materialelor moi. Faptul că probabilitatea de realizare este invers proporțională cu E^3 , explică, de ce scade contrastul imaginii, când folosim energii mai mari în procesul de imagistică. [3]

1.2.4 Producerea de perechi

În producerea de perechi radiația X interacționează cu câmpul electric al nucleului unui atom. Energia acestui foton incident este transformată într-o pereche de electron-pozitron cu energia de repaus a fiecăruia egală cu 511 keV. Producerea de perechi poate avea loc numai atunci când energiile radiațiilor incidente depășesc energia de prag de 1,022 MeV, care este egal cu suma elementelor perechii. Electronul și pozitronul pierd energia lor cinetică obținute de fotonul incident prin excitare și ionizare.

Deoarece energia de prag a acestei interacțiuni este mult mai mare decât energiile folosite în imagistică medicală, producerea de perechi nu are loc în tehnicile folosite pentru diagnostic medical. [3]

2. Tomografia computerizată

Tomografia computerizată (*computed tomography* - CT) este o metodă de diagnostică neinvazivă care oferă o imagine a unei felii definite într-un plan perpendicular pe axa longitudinală a corpului testat, arătând distribuția valorilor coeficienților de absorbție. Aceasta a fost prima tehnică cu care s-a putut investiga stucturii mai profunde ale corpului, a devenit disponibilă demonstrarea selectivă a proprietăților morfologice, strat cu strat, și puteau fi extrase informații suplimentare, de importanță vitală.

2.1 Istoria scurtă a tomografiei computerizate

Radiografia cu raze X dă informații doar despre contururile organelor, oaselor, în timp ce CT oferă și imagini mai detaliate a țesuturilor moi. Astfel invenția CT-ului a revoluționat imagistica medicală.

Johann Radon (1917) a descris metoda de „Tranformată Radon”, teoria care contribuie la bazele obținerii informației cu aparatul CT, dar acest lucru a fost realizat practic doar după 60 de ani. Primul CT, scannerul EMI era inventată de Goldfrey N. Hounsfield în 1972 în laboratorul său. Scannerul EMI a avut nevoie de câteva ore pentru a achiziționa datele brute, și reconstruirea unei singure imagini din aceste date a durat câteva zile. [4]

Primele aparate de CT au obținut imagini ale unei singure felii la un moment dat, adică au lucrat cu procedură de scanare secvențială. De-a lungul anilor 1980, au apărut aparate care au o masă fixă și o componentă gantry rotativă. Adică, achiziționarea imaginilor s-a realizat astfel încât în timpul achiziției unei imagini transversale masa era într-o poziție fixă la o rotație de 360° a gantry-ului. După o achiziționare a unei imagini, poziția mesei a fost schimbată, astfel încât să impună o întârziere de 10 secunde între două scanări. Până în 1990 această întârziere a scăzut la 1-2 secunde. Primele aparate au avut multe deficiențe. Problema semnificativă a fost înregistrarea longitudinală greșită datorită întreruperilor între secțiunile transversale, a fost predispusă la artefacte de mișcare, nu s-a putut aplica pentru achiziția de secțiuni mai subțiri de 5-10 mm. [4]

În 1990 a apărut CT-ul spiral, în care gantry-ul se rotește continuu într-o direcție în timp ce masa pe care stă întins pacientul este deplasat mecanic continuu, astfel achiziția este realizată într-o formă spirală. În loc să achiziționeze date bazat pe felii individuale ca și la primele aparate, imaginile au fost achiziționate ca un volum continuu de porțiuni adiacente. Acest lucru permitea scanarea regiunilor anatomice mai mari ale corpului (de ex: torace, abdomen) în timpul unei singure respirații, reducând astfel posibilitatea apariției artefactelor cauzate de mișcarea pacientului. [4]

O descoperire accentuată a apărut la mijlocul anilor '90 cu “*multi-slice CT scanners*”, care au un concept similar cu CT spiral dar conțin mai multe inele de detectori. Acest tip de CT a început cu

două inele de detectori, mai târziu au apărut și aparatele cu 4, 8, 16, 32, 40, și 64 de inele de detector, cu viteza de rotație crescută. Beneficiul major al CT multi-slice este viteza crescută de acoperire a volumului. Acest lucru este un avantaj în cazul tehnicilor angiografice deoarece permite scanarea unor volume mari la momentul optim după administrarea intravenoasă a soluției de contrast. În 2005 a apărut tipul de CT cu sursă duală, când Siemens a introdus un model CT cu tub dublu de raze X și cu detecție dublă. [5]

În cele din urmă, în 2010, a fost introdus o nouă generație cu un sistem de detectori cu 320 de rânduri, care a permis imagistica cu masă staționară. [6]

În zilele noastre, aparatele moderne sunt capabili să realizeze mai multe imagini obținute prin prelucrarea unui număr de milioane de date într-o secundă. De exemplu, cele mai recente sisteme CT multislice pot colecta până la 4 secțiuni de date în aproximativ 350 milisecunde și pot reconstrui o imagine cu o matrice de 512x512 din milioane de puncte de date în mai puțin de o secundă. [4]

2.2 Structura aparatului CT

Componentele principale ale aparatului CT: Gantry, Sursă de radiația X, Detectorul, Colimatorul, Masa, Computerul și monitorul. Cu toate acestea încă mai conține: filtre de modelare a razelor X, sistemul de control a parametrilor CT: curent de tub, potențialul tubului, un ijector a soluției de contrast.

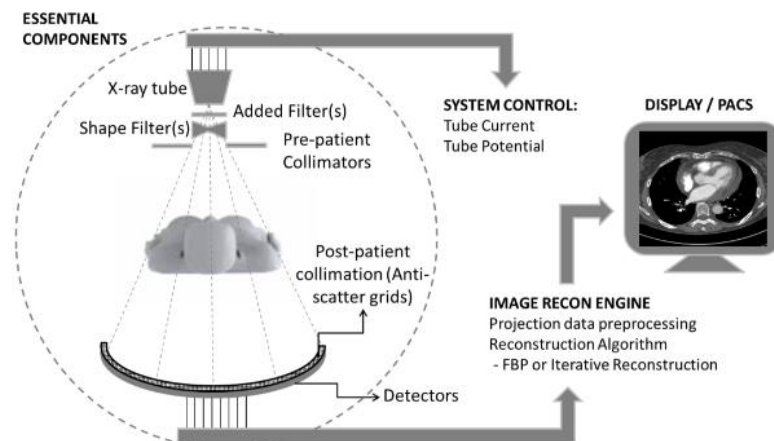


Figura 2.1 - Componentele principale ale tomografiei computerizate [6, p. 421]

Figura 2.1 conține o schemă cu componentele principale ale aparatului CT: gantry-ul cu tubul de raze X (asociat cu un sistem de control), detectorul, colimatorul și filtrele, respectiv sistemul de achiziționare a imaginii cu monitorul și computerul.

2.2.1 Gantry

Este componenta cea mai importantă a aparatului, care conține tubul de raze X, colimatorul, filtrele de modelare a razelor X, detectorul și componentele rotative. Componentele rotative, la

rândul lor, includ sisteme cu inele colectoare și toate componentele electronice asociate ca și motoare de angulare și de poziționare a luminii laserului. [4]

Gantry este partea mobilă a aparatului de CT, și este înconjurat de o carcasă mare care previne rănirea pacienților din cauza mișcării rapide. În cazul CT-urilor precedente, diferite componente au fost conectate prin cabluri, și acestea au fost folosite pentru transmiterea datelor. Însă toate CT-urile moderne folosesc un inel colector pentru a lega ramele staționare și cele rotative, permițând gantry-ul să se rotească liber. În cazul celor mai avansate aparate timpul unei rotații este de 0.20s, viteza unghiulară este mare, care crează o forță centrifugă mare asupra componentelor gantry-ului. [3]

Pe Figura 2.2 se poate observa principiul de funcționare a gantry-ului, mișcarea mesei, poziția pacientului în timpul examinării.

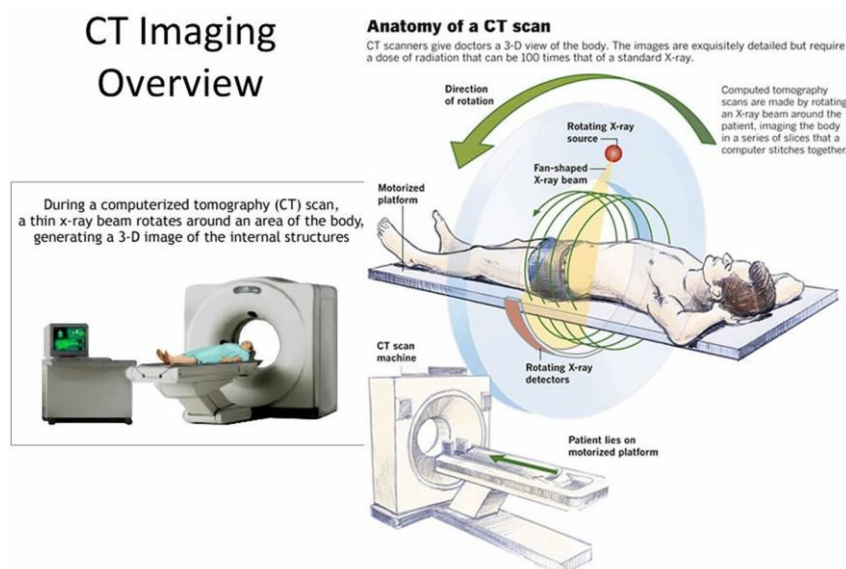


Figura 2.2 - Schema de funcționare a tomografiei computerizate [7]

2.2.2 Sursa de radiații X

Tubul de raze X este una dintre componentele esențiale ale unui CT. Așa cum am menționat anterior (2.2.1) tubul de raze X este montată pe gantry astfel încât planul anodului este paralel cu planul de rotație a gantry-ului. În această configurație axa care trece prin anod și catod este paralelă cu axa z, și se reduce efectul giroscopic. [3]

Principiul fizic al acestei surse este similar cu tubul de catod vidat, în care se generează raze X, și pe care am menționat în primul capitol (1.1). Razele X se generează în două procese: frânarea bruscă a unei particule încărcate datorită câmpului electromagnetic sau tranziția electronilor de pe niveluri mai mari de energie la niveluri mai scăzute. Tuburile folosite pentru CT au putere mult mai mare (5-7 megaJoule) decât cele folosite în radiografie (0,3-0,5 megaJoule). [3, p. 319]

Aparatele de CT moderne folosesc sursă continuu, adică fasciculul de raze X nu este pulsată în timpul scanării.

2.2.3 Detectorul

Detectorul este acea parte a aparatului care detectează, colectează, măsoară radiațiile ionizante.

Pe Figura 2.1 este reprezentat modul cum este plasat detectorul față de tubul de raze X, respectiv sistemul pentru colectarea datelor de la detector. Semnalul obținut prin detector depinde mult de caracteristicile specifice fiecărui detector, care sunt următoarele: sensibilitate, rezoluție energetică, funcția de răspuns, eficiența, timpul de răspuns, timpul mort.

Detectoarele utilizate în sistemele CT trebuie să aibă o eficiență generală ridicată pentru a minimaliza doza de radiații, să aibă o gamă dinamică mare, să fie foarte stabile în timp și să fie insensibili la variațiile de temperatură din gantry [4].

Există mai multe tipuri de detectori:

a.) Detectori bazați pe colectarea ionilor în gaze

Detectorii bazați pe colectarea ionilor în gaze constau dintr-o serie de camere care conțin gaz comprimat. [4]

În aparatele de generația a treia se folosesc detectori xenon, pentru că sunt mult mai ieftine decât detectorii cu scintilație. Când un foton de raze X intră în cameră ionizează atomii gazului. Gazul în camera de ionizare are presiune mare, aproximativ 10 atm, dar poate ajunge și la 30 atm. În general lungimea acestor camere de ionizare este de 6 cm, iar lățimea este doar 1-1,5 mm. Mărimea presiunii și lungimea camerei sunt importante din punctul de vedere a funcționării camerei și a semnalului obținut. De exemplu la presiuni mari, în cameră sunt mai multe particule de gaz xenon, astfel probabilitatea de întâlnire a radiației cu gazul, și astfel ionizarea gazului este mai mare. Această probabilitate de întâlnire a radiației cu gazul crește cu creșterea lungimii camerei. Curentul obținut prin ionizarea gazului este proporțional cu intensitatea radiației X. Pentru a evita încălzirea, după ionizarea gazului detectorul are nevoie de timp scurt pentru a detecta un alt eveniment. Acest interval este cunoscut sub denumirea timp mort. Această proprietate este importantă în cazul CT-ului spiral, când detectarea ar trebui să fie continuă.

Un dezavantaj al gazului xenon este că trebuie să fie ținut sub presiune într-o carcasă de aluminiu. Această carcasă filtrează fasciculul de raze X într-o anumită măsură.

În general eficiența acestor detectori este în medie de 60%, iar avantajul lor este mărimea mică și costul scăzut [8].

b.) Detectori cu scintilații

Mai târziu în aparatele de generația a patra s-a început utilizarea detectorilor de scintilație. Acest tip de detectori constau dintr-o serie de cristale de scintilație și fotodiode. Ei folosesc cristalele

care prezintă fenomenul de fotofluorescență când sunt loviți de un foton de raze X. Fotodioda este atașată de cristal și transformă energia luminoasă în cea electrică. Funcționarea acestei detectori se bazează pe fenomenul de efect fotoelectric. În primul capitol am tratat pe larg acest efect (1.2.3). Fotonii lovesc electronii de pe orbitalii interiori ai atomilor și se produce o radiație luminescentă în domeniul UV-Vis.

Cel mai des folosit ca și cristal de scintilație este iodură de sodiu (NaI), îmbunătățit cu taliiu, și de obicei are o grosime de 1-2 mm.

Detectoarele cu scintilație au rezoluție foarte mare, deoarece apariția luminii este foarte scurtă, de aproximativ 20 ns (de exemplu pentru NaI, durează 25 ns). Deoarece materialele din care se fac detectori, au un număr atomic și densitate mare, detectoarele vor avea coeficienți de absorbție mai mari. Acest lucru afectează eficiența detecției (va fi mai mare) deoarece acești detectori absorb mai puternic radiația, decât detectori cu gazele.

Lângă cristalul de scintilație, detectorul conține un dispozitiv de conversie a scintilației produsă în semnale electrice. Acest dispozitiv are două părți componente situate într-o incintă vidată: fotocatodul și fotomultiplicatorul de electroni. Fotocatodul convertește fotonii de luminescență în electroni, iar fotomultiplicatorul de electroni are rolul de multiplicare a electronilor [8][9].

c.) Detectori cu semiconductori

În ultimele decenii au apărut detectori cu semiconductorii. Utilizarea semiconductoarelor în detecția radiațiilor este o principala contribuție adusă domeniului. Datorită densității lor mai mari decât cea a gazelor, solidele oferă un mediu favorabil pentru formarea purtătorilor de sarcină. La trecerea radiațiilor ionizante prin cristale semiconductoare se generează un număr mult mare de purtători de sarcină, rezultând o rezoluție ridicată. Purtătorii de sarcină sunt perechile de electroni-goluri create de-a lungul parcursului radiațiilor ionizante.

Avantaje: rezoluție energetică excelentă, construcție compactă, timpi de răspuns mici. Are un singur dezavantaj: are susceptibilitatea la degradare [10].

2.2.4 Colimatorul

Într-un aparat CT, există două colimatoare: un colimator pre-pacient și un colimator post-pacient. Colimatorul de pre-pacient se află între tubul de raze X, respectiv celălalt între pacient și detector (*Figura 2.1*).

Au rolul de a controla cantitatea de radiație și de a focaliza razele X la o anumită zonă, reducând astfel doza radiației împrăștiată și îmbunătățind rezoluția imaginii. Plăcile colimatoare trebuie să aibă o anumită grosime pentru a fi eficiente. Grosimea tipică a unei plăci de colimator de tungsten este de 0,2 mm [11].

2.2.5 Masa

Masa poate fi controlată manual dar în timpul scanării se mișcă automat. Masa poate fi mutată în interiorul sau în afara gantry-ului de-a lungul axei corpului pacientului, precum și în sus și în jos. La primele generații de CT, modul de achiziționarea unei imagini a avut două deficiențe: între două scanări a fost o întârziere de ordinul câtorva secunde, și s-au obținut imagini cu calitate redusă din cauza întreruperilor între secțiunile transversale (detectare secvențiale). Aceste deficiențe se datorează mesei stativă, deoarece masa era într-o situație fixă în timpul achiziției unei imagini [13]. Apoi au apărut CT-urile de generație următoare, la care în același timp cu rotirea gantry-ului, se mișcă cu o viteză constantă și masa pacientului, rezolvând deficiența primei generații. În acest caz detectarea se realizează într-o formă spirală (CT spiral) (Figura 2.3).

Viteza de mișcare a mesei caracterizează o valoare, așa numită „pitch”, care este raportul dintre deplasarea mesei și grosimea secțiunii transversale (ecuația 6):

$$pitch = \frac{\text{deplasarea mesei}}{\text{grosimea secțiunii transversale}} \quad (6)$$

Cu creșterea pitch-ului, doza de iradiere scade, pentru că timpul de scanare este redus. Dezavantajul însă este creșterea zgomotului [12].

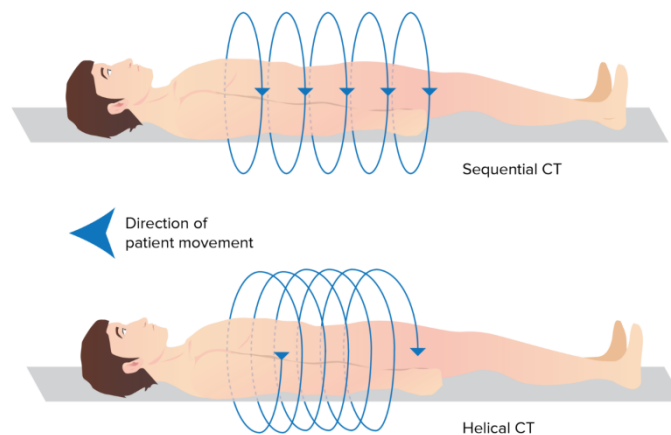


Figura 2.3 – Schema detectării secvențiale (Sequential CT) respectiv spirale (Spiral CT) [12]

2.2.6 Computerul și monitorul

Computerul are rolul de a înregistra și a reconstrui datele provenite sub unghiuri diferite, care au fost convertite în semnale digitale după detectarea acestora de detectori. Achiziția volumului de date permite postprocesare (prelucrarea imaginilor ulterioare), pentru a obține secțiuni în orice plan al spațiului, și eliminarea din imagine a unor segmente care împiedică vizualizarea.

Astfel, monitorul afișează imaginea reconstruită de calculator din datele obținute. Aceste imagini sunt constituite din puncte mai întunecate la nivelul structurilor mai radiotransparente și din puncte mai luminoase la nivelul structurilor mai radioopace prezentată într-o scară de gri (Figura 2.4).

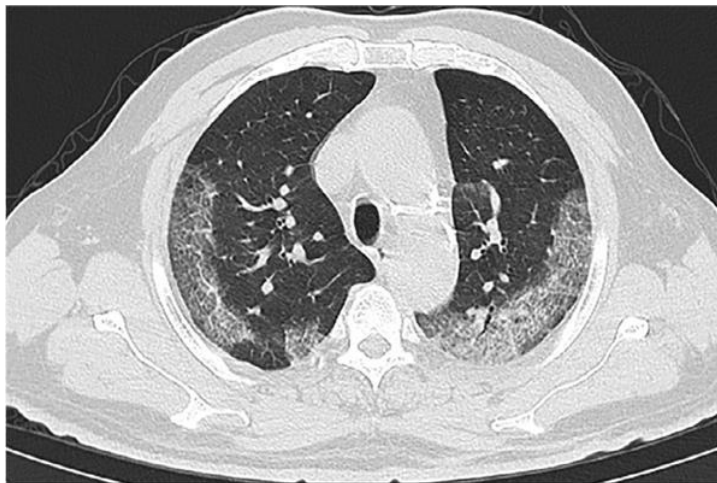


Figura 2.4 Imaginea CT toracică axială a unui bărbat în vârstă de 74 de ani, cu pneumonie COVID-19. Plămânul este un organ mai radiotransparent, apare cu o nuanță de gri întunecată, aproape de negru. În timp ce diferitele organe, țesut variază de la negru până la alb (de exemplu pneumonia COVID-19 afectează tractul respirator și aceasta apare mai deschis) (14)

2.3 Descrierea specifică a aparatelor

La centrul de radiologie și imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc funcționează două aparate de CT, un model Somatom Scope Power cu 16 slice-uri, fabricat în anul 2014 și un Somatom Definition Edge de 128 slice-uri, fabricat în anul 2019 (producător Siemens Healthineers, Germania). Aparatul Somatom Scope Power este utilizat la pacienții din spitale și funcționează continuu, zi și noapte, iar Somatom Definition Edge în cazul pacienților pre-progamați. În acest subcapitol voi descrie pe scurt principalele specificații a celor două aparate, folosind descrierea produsului de Siemens Healthineers.

2.3.1 Aparatul Somatom Scope Power

„Focus on the essence” VS. „Compromise on what matters”

Echilibrul între costul și eficiență este problema constantă în imagistică medicală. Aparatul Somatom Scope Power oferă soluția la acest problema. Acest cost-eficient scannerul oferă o calitate remarcabilă a imaginii, la doza potrivită. Beneficiează de un sistem de control integrat și parametriilor de funcționare, permitând o optimizare mai bună a imaginii și detectarea automată a anatomiei. Aparatul conține mai multe „workflow” integrat care ne permite reducerea timpului examinării, astfel optimizând doze primite pacienților; reduce zgomotul imaginii, obținând imaginea cu calitatea bună: IRIS (*Iterative Reconstruction in Image Space*: realizează reconstrucția imaginii și reduce zgomotul); FAST (*Fully Assisting Scanner Technologies= Fast Planning+Fast Spine*: optimizează întregul proces de imagistică.); eCockpit Suite (*eStart, eMode and eSleep*: asigură protecție aparatului); CARE (*Combined Applications to Reduce Exposure* identifică doza corectă) [15].

Specificații

a) Gantry

Apertura gantry-ului este 70 cm. Distanța focar izocentru este de 53,5 cm, iar distanța focar detector este 94 cm. Poate fi înclinat cu $\pm 30^\circ$, și timpul de rotație poate fi 0.5, 0.6, 1, 1.5 secunde. Conține: 3 lumini laser (coronal, sagital, transversal), care indică izocentru planului de scanare, ajutând poziționarea pacientului.

b) Tubul de raze X

Intervalul de curent al tubului este 25-345 mA, iar curentul maxim este 627 mA, utilizând IRIS. Tensiunea tubului poate fi 80, 110 și 130 kV. Puterea maximă este 82 kW (IRIS). Temperatura anodului este controlată de computer. Cu tehnologia de reconstrucție iterativă la calitatea imaginii menținută, aceleași rezultate clinice pot fi obținute cu o doză mai mică, umplând mai lent stocul de căldură al sistemului, crescând astfel capacitatea de stocare a căldurii.

De obicei tubul de raze X are două focare (aria suprafeței anodului) cu dimensiuni diferite: una mare și una mai mică. În acest caz are dimensiuni de 0.8×0.5 mm și de 0.8×0.7 mm. Când rezoluția spațială este importantă, folosim focarul mai mic, iar când timpul scurt al expunerii focarul mai mare.

c) Detectorul

Conține 24 rânduri de detector. Utilizează un UFC (*Ultra Fast Ceramics*) detector, care absoarbe aproape 99,99 % din radiația ajunsă la capul detectorului. E un detector cu scintilație cu degradare ultra-scurtă, strălucire extrem de scăzută și absorbție ridicată pentru o calitate optimizată a imaginii și o eficiență ridicată a dozei. Este capabil pentru detectarea datelor cu o rezoluție de 0,3 mm.

d) Sistemul de achiziționare a imaginilor și prelucrarea datelor

Pentru achiziția datelor, reconstrucția imaginii și lucrarea post-procesare este folosit software-ul „syngo Scope one console”. Produce 16 imagine/secunde într-un matrice de 512×512 . Prelucrarea datelor se face cu un calculator cu performanță înaltă (RAM este minim 8 GB). Pentru depozitarea imaginii este necesară un spațiu de stocare de ordinul 700 GB. [15]

2.3.2 Aparatul Somatom Definition Edge

„Exceeding expectations” VS. „Accepting the average”

Siemens Definition Edge este un scanner cu o singură sursă, cu 128 de secțiuni. Somatome Definition Edge ajută pentru obținerea echilibrul ideal între doză și calitatea imaginii, garantând siguranța maximă a pacientului. Realizează acest lucru cu detector stelar, cu tehnologia *TwinBeam Dual Energy*, *ADMIRE*, *Adaptive Dose Shield*, *iMAR*, cu filtru de staniu. Tehnologia *TwinBeam Dual Energy* permite achiziționarea simultană de seturi de date kV înalte și joase într-o singură scanare CT, producând două spectre de raze X. *Admire* poate integra fără probleme doze

excepțional de mici și calitate excelentă a imaginii, oferând o rezoluție mai mare la marginile organelor și o delimitare îmbunătățită a marginilor. *Adaptive Dose Shield* elimină supraradiația pre și post-spirală pentru pacient. iMar reduce artefactele metalice - chiar și în cazuri dificile, cum ar fi obturațiile dentare, implanturile coloanei vertebrale și pacemaker [16].

Specificații

a) Gantry

Apertura gantry-ului este 78 cm. Poate fi înclinat cu $\pm 30^\circ$, timpul de rotație este 0,28 secunde. Conține și lumini lasere pentru poziționarea izocentrului.

b) Tubul de raze X

Este folosit tubul de raze X Straton MX, cu puterea maximă este 80 kW. Tensiunea tubului poate fi 70 kV, 80 kV, 100 kV, 120 kV și 140 kV. Curentul aplicat maxim în tubul catodic este 800 mA. Generează un fascicul de raze X prefiltrat, creând două spectre de raze X diferite - spectre de energie înaltă și un spectru de energie scăzută - înainte de a ajunge la pacient, realizând tehnologia *TwinBeam Dual Energy*.

c) Detectorul

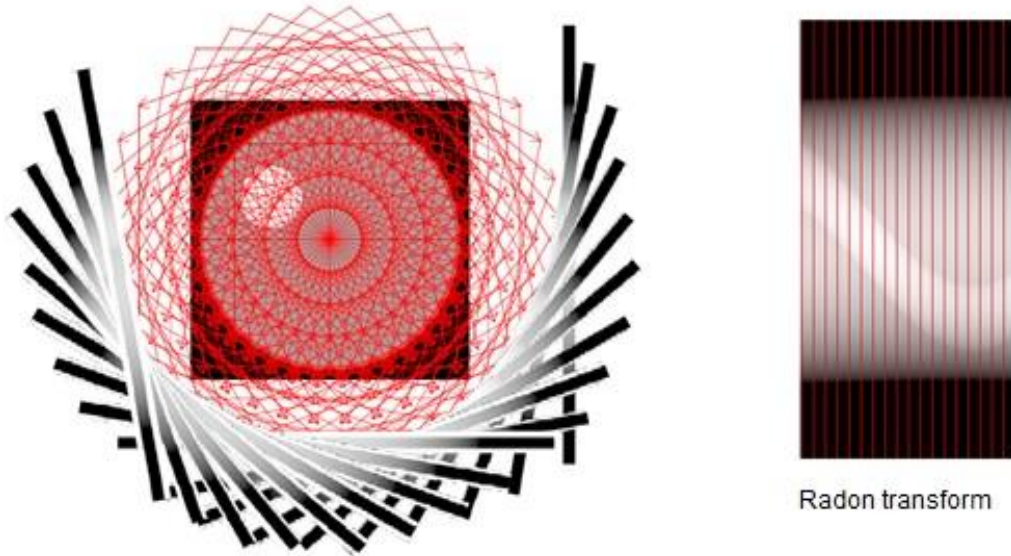
Utilizează detector stelar. Are 64 de rânduri de detector, ce sunt capabili să detecteze date cu o rezoluție spațială de 0,3 mm permițând vizualizarea unor structuri sau leziuni foarte fine.

d.) Sistemul de achiziționare a imaginilor și prelucrarea datelor

Pentru achiziția datelor, reconstrucția imaginii și lucrarea post-procesare este folosit software-ul „syngo.via”, este aproape aceeași ca și software-ul utilizat la aparatul de Somatom Scope. În aparate mai avansate prelucrarea datelor se face cu un calculator cu performanță înaltă. Are nevoie de memorie mare pentru depozitarea și prelucrarea unor cantități foarte mare de date.

2.4 Imaginii obținute la examinări CT

Aparatul CT-ul captează imaginea pe o felie. Fasciculul care iese din tubul cu raze X și trece prin pacient poate fi detectat de detector. După extragerea așa numitelor „scan data” înregistrate de detector are loc un proces de preprocesare care include pași de conversie și corecție. Ca urmare neomogenitatea datorată sistemului de detecție și efectul „beam hardening” în pacient sunt eliminate, producând „raw data” – datele neprelucrate. Se rotește în jurul corpului pentru a determina proiecțiile corpului din diferite direcții. Pentru a obține imaginea finală, aceste date trec printr-o serie de algoritmi matematici. Algoritmul matematic utilizat a fost stabilit de Johann Radon pentru a obține imagini cross secționale ale pacienților [26].



2.5 Rotirea ganry-ului în jurul corpului, și transformata Radon obținut [27]

Proiectarea unui obiect după un unghi θ dat este realizată în funcție de un set de integrale liniare. În CT integrala liniară reprezintă atenuarea totală a fascicolului de raze X în timp ce traversează obiectul, în linie dreaptă. Punctele matricei obținute corespund atenuării radiației datorată trecerii prin țesut [26].

Reconstruirea datelor se realizează prin transformata Radon inversă („back-projection”). Computerul stivuește proiecțiile colectate una peste alta. Cu cât folosim mai multe proiecții, cu atât imaginea obținută este mai perfectă, dar în acest caz avem nevoie de un computer cu capacitate de calcul mai mare. Aparatele mai avansate utilizează „back-projection” filtrat, utilizând transformata Radon și Fourier, care oferă reconstrucție perfectă, fără zgomotul [27].

2.5 Agenții de contrast utilizate în CT

În zilele noastre, pentru a obține o rezoluție mai bună a țesuturilor, cel mai mare procent de scanări CT se fac prin administrarea intravenoasă a unui agent de contrast. Agenții de contrast administrați intravascular sunt utilizați curent în radiologia convențională și intervențională, în angiografia, computer tomografie (CT) și imagistica prin rezonanță magnetică (RMN) pentru a intensifica diferențele dintre diferite structuri tisulare în imagini.

Dacă un produs de contrast este ideal, atunci acesta ajunge la o concentrație maximă în țesut fără a produce efecte adverse. Dar în realitatea substanțele de contrast au efecte adverse: greața, vărsături, reacții alergice, sau reacții mai severe cum ar fi anafilaxie, respectiv, mai rar, risc renal la pacienți cu insuficiență renală, nefropatia. Reacțiile ce pot apărea în prima oră de la injectarea mediului de contrast sunt efectele acute, iar reacțiile ce apar între o oră și o săptămână de la injectare sunt tardive. [28]

În tomografia computerizată sunt utilizate substanțe de contrast pentru a mări contrastul natural. Agenții de contrast iodați sunt cel mai frecvent utilizați pentru opacifierea vaselor sanguine, căilor biliare, căilor excretorii urinare sau articulațiilor. Iodul absoarbe și împrăștie razele X datorită numărului atomic mare, crescând semnalele. Timpul de înjumătățire biologică este de 60-120 minute, astfel la 4 ore după examinare este eliminat aproximativ 75% din cantitatea de contrast administrată. Eliminarea are loc pe cale renală, și în 95-99% din cazuri se face prin filtrare glomerulară.

Agenții de contrast ionici sunt incolori, hidrosolubili datorită grupurilor lor OH polare. Polii electrici din produșii de contrast (grupurile OH) sunt atrași de polii electrici din moleculele de apă. [28]

Administrarea agențiilor de contrast iodate se face în general pe cale intravasculară cu ajutorul unui injector. Utilizarea injecotrului este esențială deoarece furnizează agentul de contrast în sistemul vascular cu o viteză constantă (debit - ml/sec), ceea ce este o cerință de bază pentru scanările CT, precum și sincronizare precisă, cu care putem realiza cele mai precise faze (secvențe) conform indicației. [26]

La centrul de radiologie și imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc se folosesc mai multe tipuri de substanțe de contrast iodate: Iomeron (Bracco, Italia), Ultravist (Bayer Pharma AG, Germania) sau Visipaque (GE Healthcare AS, Norvegia).

O proprietate importantă ale agenților este osmolaritatea, și este calculat prin împărțirea numărului de atomi de iod din soluție la numărul de particule din soluție. Iomeron și Ultravist sunt agenții de contrast monomeri non-ionici, aparține în clasa mediilor de contrast cu osmolaritate scăzută. Adică au mai puține particule per atomi de iod, deci raportul contrast/agent este mai mare. Visipaque este un agent de contrast dimer non-ionic, deci este izoosmolari cu sângele la orice concentrație. [28]

2. Dozimetrie

Rolul dozimetriei este măsurarea efectelor biologice radiațiilor ionizante asupra materiei vie. Radiațiile ionizante au un efect biologic în măsura în care energia sa este transformată în energie ionizantă în țesuturile corpului. Doza de radiații depinde de mai mulți factori: volumul scanat, numărul și tipul de secvențe scanate, rezoluția dorită și calitatea imaginilor.

3.1 Efectele radiațiilor asupra sănătății

Efectele biologice apar în urma interacțiunii radiațiilor ionizante cu atomii cu număr atomic mic (carbon, hidrogen, oxigen, azot) care constituie materia vie. Din această interacțiune rezultă transferul de energie, care duce la ionizări, excitări sau acumulare de energie termică. În cazul materialelor biologice țintă principală este „inima” celulei, adică nucleul, și în cadrul acestuia ADN-ul. În urma absorbirea radiațiilor ionizante într-un material biologic, efectele asupra celulelor pot să apară prin diferite moduri (direct, indirect, la distanță). Efectul direct al radiațiilor ionizante asupra ADN-ul este ușor de observat în locul unde energia este absorbită.

Unul dintre cele mai semnificative efecte a radiațiilor ionizante este ruperea lanțurilor ADN monocatenare și bicatenare. [1, pp. 197-198]

Efectele biologice se pot clasifica în funcție de timp (*acute* - scurt timp după expunere; *cronice* - după un interval mai lung), de persoană afectată (*somatice* - apar la indivizii expuși la radiații; *genetice* - apar descendenți indivizilor expuși), de gradul de afectare (*letale* - ireversibil, duc la moartea celulei; *subletale* - are șansă pentru repararea și potențial *letal* - celula poate fi reparat dacă nu este în stare de diviziune), și din punctul de vedere al radiobiologiei pot fi *stocastice* sau *deterministice*. (Figura 3.1).

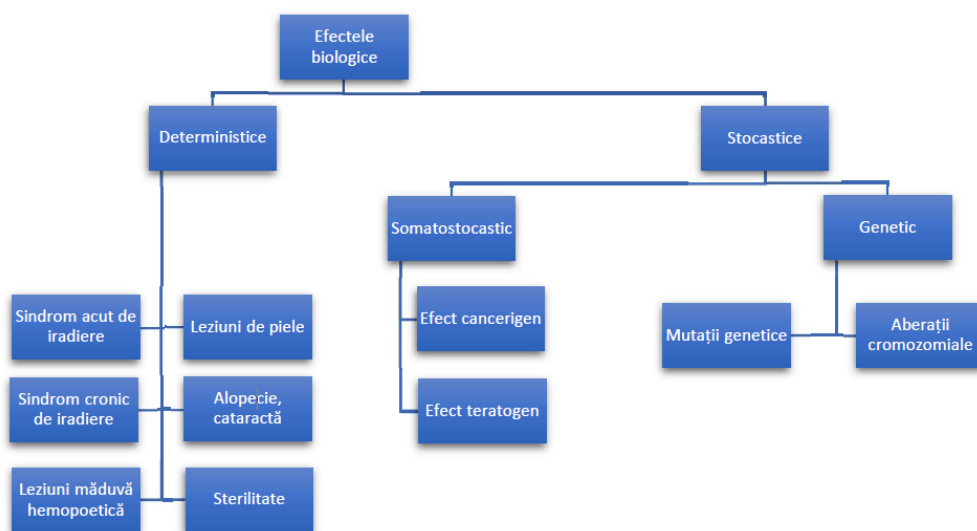


Figura 3.1 - Efectele biologice ale radiațiilor ionizante [17]

Efectele stocastice apar și la dozele foarte mici. Frecvența de apariție este direct proporțională cu cantitatea de doză, crește cu doză fără a demonstra existența unui prag de doză [21].

Efectele stocastice se caracterizează prin următoarele aspecte:

- nu există prag de doză
- probabilitatea de apariție crește cu doza
- severitatea este determinată de apariția cancerului
- severitatea este independentă de doză
- se datorează modificărilor celulare la nivel de ADN

Efectele deterministice depind de cantitatea de doza și de radiosensibilitatea țesuturilor. Severitatea efectelor și frecvența de apariție crește cu doza absorbită, dar au prag de doză sub care nu apar efectele. Efectele deterministice se caracterizează prin următoarele aspecte:

- au prag de apariție
- severitatea efectelor crește cu doza
- efectele se datorează morții celulelor dintr-un țesut
- sunt specifice în funcție de țesutul afectat

Tabelul 3.1 conține efectele deterministice legate de valoarea dozei absorbite. Sub 0,15 Gy, care reprezintă pragul de doză, nu apare efecte deterministice, iar o doză 10 Gy cauzează coma sau moartea.

Tabelul 3.1 Efecte deterministice descrise pentru expunere la radiații X sau γ [18]

Efectul deterministic	Doza absorbită
Sterilitate masculină temporară	> 0,15 Gy
Diminuare temporară a numărului de leucocite	0,2 - 1Gy
Greturi, astenie; Modificarea hemogramei; Imunodepresie <i>Sub supraveghere medicală, revenirea la normal este rapidă</i>	1 – 2 Gy
Sterilitate feminină	> 2,5 Gy
Sterilitate masculină definitivă	3,5 – 6 Gy
Hipoplazie, aplazie, insuficiență funcțională, fibroză, necroză în diferite țesuturi și organe <i>În absența tratamentului, cel puțin jumătate dintre persoanele expuse mor, celelalte prezentând sechele importante</i>	> 4,5 Gy
Afectare oculară (cataracta la 1-10 ani de la expunere)	> 5 Gy
Afectare gastro-intestinală	6 Gy
Afectare pulmonară	8 Gy
Coma, moarte cerebrală Moarte	10 Gy

3.2 Noțiunile dozimetrice

Doza este un termen larg folosit, prin urmare mai multe noțiuni de doză trebuie clarificate. Aceste noțiuni dau informații despre consecințele așteptate în cazul iradierii substanțelor.

3.2.1 Expunerea

Noțiunea cea mai frecvent utilizată care caracterizează cantitatea de radiație care ajunge într-o locație. Cel mai simplu mod de a măsura cantitatea de radiații este în aer. Expunerea reprezintă sarcina totală eliberată de fotoni în aer pe unitatea de masă în timpul ionizării:

$$X = \frac{dQ}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dQ}{dV} \quad (7)$$

Notăm cu X și unitatea de măsurare C/kg sau roentgenul, care este unitatea de măsurare veche. (1 roentgen = $2.58 \cdot 10^{-4}$ C/kg). Este aplicabilă doar radiațiilor electromagnetice ionizante. Depinde de tipul mediului, adică de volumul, de densitatea mediului investigat. [21]

3.2.2 Kerma (Kinetic Energy Released in Material)

Kerma reprezintă energia cinetică incrementală eliberată de particulele încărcate în urma ionzării în mediu.

$$K = \frac{dE_c}{dm} \quad (8)$$

Unitatea de măsurare este J/kg, care este numit Gray (Gy). Kerma este definită ca o cantitate non-stochastică [17].

3.2.3 Indexul dozei CT (CTDI)

Sunt cei mai obișnuiți parametri utilizați pentru a estima și a minimiza doza pacientului. CTDI este definit ca integrala profilului axial al dozei pentru o singură secțiune normalizat la grosimea secțiunii de imagini. Măsurarea CTDI-ului este efectuată pe un fantom omogen, cilindric, diferită de corpul uman sau folosind camera de ionizare cu forma de stilou în aer. CTDI este măsurat în aer, nu în țesutul uman. Deoarece măsurătorile sunt făcute cu ajutorul unui fantom, CTDI este doar o aproximare a dozei pacientului. Folosim mai frecvent noțiunea $CTDI_{vol}$, care ia în considerare și grosimea secțiunii. Deci CTDI este o medie ponderată reprezentând valoarea medie a radiației pe diametrul unei fantome CT de 16 sau 32 cm. Unitatea de măsurare este *mGy*.

Există metode pentru estimarea dozelor de iradiere a organelor, folosind simulările Monte Carlo. [22]

3.2.4 Produsul doză-lungime (DLP)

Programele aparatelor de CT folosesc acest parametru pentru a măsura dozele pe care pacientul le primește în timpul examinării. DLP este definită ca produsul dintre CTDI și lungimea de scanarea iradiată:

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (9)$$

unde CTDI este indexul dozei CT, și L este lungimea totală de scanare iradiată.

Unitatea de măsurare este mGy*cm. DLP poate fi utilizat și la calcularea dozei efective.

3.2.5 Doza absorbită

Mărimea fizică care dă cantitatea de energie utilizată pentru ionizare în timpul absorbției radiației de către o unitate de masă a mediului absorbant.

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (10)$$

Nu depinde doar de cantitatea de radiații, ci de pitch, de DLP (produsul lungime-doză), de capacitatea de penetrare, de volumul și de densitatea țesuturilor. Notăm cu D, unitatea de măsurare este Gray (Gy) sau unitatea de veche radul (1Gy = 100 rad). [19][20]

3.2.6 Doza echivalentă

Doza echivalentă arată efectele stocastice, deteriorarea corpului uman cauzată de absorbția radiațiilor. Se obține înmulțind doza absorbită cu factorul de calitate al radiației folosite:

$$H = D * Q_i \quad (11)$$

unde D este doza absorbită și Q_i este factorul de calitate a radiației în punctul i .

Unitatea de măsurare pentru echivalentul dozei este Sievert (Sv), care este egal cu J/kg. [21]

3.2.7 Doza efectivă

Doza efectivă este utilizată pentru a compara expunerea la radiații a țesuturilor biologice, deoarece doza de radiații nu afectează toate țesuturile în aceeași măsură. Este o estimare a riscului de iradiere. În cazul dozei efective ținem cont și de tipul țesutului iradiat și radiosensibilitatea acesteia. Există două metode pentru a calcula doza efectivă: [19]

Metoda I: folosind factorul de ponderare a țesutului

Metoda standard care se bazează pe factorul de ponderare. Factorul de ponderare reprezintă sensibilitatea relativă de radiație pentru fiecare țesut, determinat din mediile populației în funcție de vârstă și sex. Acest factor este determinat de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP) în publicațiile: ICRP 26 (1977), ICRP 60 (1991) și ICRP 103 (2007) (Tabel 3.2).

Tabelul 3.2. Factorii de ponderare publicate în cele 3 publicații [23]

Țesut/organ	Factorul de ponderare (w_T)		
	ICRP 26	ICRP 60	ICRP 103
Gonade	0.25	0.2	0.08
Măduvă osoasă roșie	0.12	0.12	0.12
Plămân	0.12	0.12	0.12
Colon		0.12	0.12
Stomac		0.12	0.12
Sân	0.15	0.05	0.12
Vezică		0.05	0.04
Ficat		0.05	0.04
Esofag		0.05	0.04
Tiroidă	0.03	0.05	0.04
Piele		0.01	0.01
Suprafață ososă	0.03	0.01	0.01
Creier			0.01
Glandele salivare			0.01
Rest	0.3	0.05	0.12
Total	1	1	1

În cele 3 publicații apar valori diferite ale factorilor, deoarece se folosesc metode diferite pentru a le calcula. De exemplu pentru gonade factorul de ponderare tisulară în ICRP 26 este 0.25, în publicația ICRP 60 a scăzut la 0.20, iar în ICRP 103 are o valoare de 0.08. Cerebrul și glandele salivare doar în publicația ICRP 103.

În acest caz doza efectivă este suma dozei absorbite pentru fiecare organ înmulțită cu factorul de ponderare a organului:

$$E = \sum_Z \{ \sum_T w_T * H_T \} \quad (12)$$

unde w_T este factorul de ponderare tisulară specificată de ICRP, H_T este doza pentru țesutul/organul respectiv, suma după T este însumarea după fiecare țesut, iar suma după Z este însumarea după toate părțile iradiate [19].

Unitatea de măsură pentru doza efectivă este aceeași ca pentru doza absorbită: J/kg sau Sv

Metoda II: folosind produsul doză–lungime (DLP) și coeficientul „k” publicată de Comisia Europeană

Doza efectivă poate fi calculată și cu o altă metodă mai simplă care folosește valoarea DLP și un coeficient “k”, numită coeficientul de conversie. DLP este definită ca produsul dintre volumul CTDI și lungimea iradiată (4.1.4). Coeficientul k convertește produsul doză – lungime (DLP) în doză efectivă.

S-a constatat o relație de linearitate între valorile estimate pentru doza efectivă (folosind produsul doză–lungime) și doza efectivă obținută prin factori de ponderare tisulară (din publicația ICRP 60) atunci când se compară aceste valori pentru o anumită regiune anatomică. Această observație a

condus la o metodă generală pentru estimarea rapidă a dozei efective, care a fost publicată de Comisia Europeană în 2000, și apoi actualizată în 2004 și 2005.

Deci:

$$E = k * DLP \quad (13)$$

unde k este coeficientul regiunii scanate.

Știind că unitatea de măsurare a dozei efective este mSv, iar DLP este măsurat în mGy*cm, astfel unitatea de măsurare a coeficientului de conversie va fi:

$$k = \frac{E}{DLP} \rightarrow [k] = \frac{mSv}{mGy*cm} \quad (14)$$

Coeficienții de conversie sunt colectate într-un tabel (*Tabelul 4.1.7.2*), comparând valorile publicate în 4 articole începând din anul 1999 până în 2005.

Putem observa niște diferențe între valorile coeficienților în diferite publicații, și valorile pentru unele regiuni anatomice apar doar în articolul European Commission and National Radiological Protection Board, în anul 2005.

Tabelul 3.3 Coeficientul de conversie "k" în publicațiile ale Comisiei Europene [23]

Regiunea anatomică	Coeficient de conversie „k” [mSv/mGy*cm]			
	Jessen et al. (1999)	European Commission (2000)	European Commission (2004)	European Commission and National Radiological Protection Board (2005)
Cap				0.0021
Cap și gât	0,0021	0.0023	0.0023	0.0031
Gât				0.0059
Torace	0.0048	0.0054		0.014
Abdomen	0.014	0.017	0.018	0.015
Pelvis	0.012	0.015	0.017	0.015
Torace, abdomen, pelvis	0.019	0.019	0.017	0.015

3.3 Protecția radiologică - Optimizarea dozei de iradiere

Comisia ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) se ocupă cu protecția radiologică, și oferă recomandările, regulile în legătură cu protecția pacienților. Aceste recomandări sunt aplicate tuturor activităților și practicilor umane care implică expunerea la radiații.

Oamenii sunt expuși la radiații în fiecare zi, dar majoritatea radiațiilor sunt de origine naturală, restul este provint din alte surse sau imagistică medicală. După raportul comisiei UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) publicat în anul 2008,

a arătat că 80% sunt provenite din: radiația terestră, cosmică, radiația din apă și alimente, radonul, și de la alte surse artificiale, iar restul 20% reprezintă expunerea medicală. [24]

Din recomandările ICPR, există trei principii esențiale ale radioprotecției:

1. **Principiul justificării:** O expunere trebuie să producă un beneficiu pozitiv. Adică, trebuie să facă mai mult bine decât rău.
2. **Principiul optimizării protecției:** probabilitatea de apariție a expunerii, numărul persoanelor expuse și mărimea dozelor lor individuale ar trebui toate menținute la un nivel atât de scăzut cât să poată fi realizat în mod rezonabil luând în considerare factorii economici și sociali.
3. **Principiul aplicării limitelor dozei:** Expunerea fiecărui individ nu poate să depășească limitele stabilite de Comisie. Nu expuneți indivizii sau descendenții la radiații cu o probabilitate inacceptabilă. [25]

Optimizarea protecției este unul dintre principiile fundamentale ale radioprotecției din anii 1970, ce a dezvoltat cu timpul prin feedback-uri. Știind că comisia ICRP se ocupă cu radioprotecție, studiem publicațiile acestuia (mai precis publicațiile de 101,103).

Optimizarea este definită de către Comisie ca fiind procesul legat de sursă pentru a menține mărimea dozelor individuale, numărul de persoane expuse și probabilitatea de expunere potențială cât mai scăzută, pe cât posibil de atins în mod rezonabil luând în considerare factorii economici și sociali. Acest principiu se numește ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* – cât mai scăzut posibil, în mod rezonabil). Principiul ALARA este aplicat în mod similar în toate situațiile de expunere la radiații ionizante care sunt supuse unor constrângeri individuale de doză în cazul expunerilor planificate și unor niveluri de referință pentru situații de accident sau expuneri cronice existente. Procesul de optimizare implică evaluarea situației de expunere (identificarea nevoii de acțiune), identificarea posibilelor opțiuni de protecție pentru a menține expunerea la un nivel cât mai scăzut posibil, selectarea celei mai bune opțiuni, implementarea opțiunii selectate printr-un program eficient de optimizare și revizuirea periodică a situației de expunere. Este o metodă iterativă, are scop prevenirea expunerii înainte ca acestea să apară. [25]

Optimizarea nu este neapărat numai minimizarea! Cea mai bună opțiune nu este neapărat opțiunea cu cea mai mică doză. Cea mai bună opțiune depinde de situație de expunere și reprezintă cel mai bun nivel de protecție care poate fi atins.

Procesele de optimizare în apratura CT

În cazul expunerii medicală mare parte este provenită din imagistică prin CT, mai precis a reprezentat 49% din expunerea totală la radiațiile din Statele Unite, în 2006. [24]

Din acest fapt este evident, că una dintre prioritățile principale ale examinării CT este reducerea dozei. Calitatea imaginii este cea mai mare provocare în cazul optimizării dozei. Deci trebuie să

găsim echilibrul ideal dintre cantitatea dozei de iradiere și calitatea imaginii. Cu cât doza de radiație este mai mare, cu atât calitatea imaginii este mai bună. Calitatea imaginii nu depinde doar de parametrii aplicați de aparat, ci și de regiunea investigată, de greutatea corporală a pacientului (țesutul adipos absoarbe radiația, reducând calitatea imaginii) [20]

Opțiunile de reducere a dozei utilizate în mod obișnuit includ reducerea numărului de examinări (utilizarea altor tehnici imagistice alternative), poziționarea adecvată a pacientului (poziționarea necorespunzătoare a pacientului poate duce la o creștere semnificativă a dozei), reducerea lungimii regiunii investigate, reducerea numărului de serii de studiu, topogramarea cu doze mici și protecția împotriva radiațiilor a țesuturilor și organelor radiosensibile.

Raportul dintre signal și zgomot (*signal to noise ratio – SNR*) este important în imagistică. Componentele CT au rol important în optimizarea dozei: gantry, detector, colimator, filtrele, tensiunea și curentul tubului, masa.

Timpul de rotație a *ganty-ului* influențează cantitatea de doză. Cu creșterea timpului de rotație crește și timpul de expunere la radiație a pacientului, astfel crește doza și calitatea imaginii.

Detectorul: Utilizarea detecțiilor solizi în locul detecțiilor cu camera de ionizare produce detectarea mai eficientă a radiațiilor. Eficiența cuantică a detectorului – DQE – este mai mare și la o valoare mai mare a DQE, doza de iradiere este mai mică. [20]

Colimatorul între tubul catodic și pacient reglează forma și dimensiunea razelor X. Un fascicul de raze X colimat bun va fi mai puțin împrăștiat, îmbunătățind astfel calitatea imaginii. [20]

Filtrele absorb radiația cu energia scăzută care nu contribuie la formarea imaginii. Unele filtre reduc intensitatea radiațiilor la regiunea periferică a corpului. [20]

Tensiunea tubului este direct proporțională cu cantitatea dozei de iradiere (crește exponențial). Cu creșterea tensiunii tubului, crește capacitatea de penetrare a razelor, iar zgomotul scade crescând calitatea imaginii. Însă este mai preferat tensiunea tubului scăzută din cauza dozei mici și contrastului obținut mai bun. [19]

Cu creșterea *curentului de tub* crește liniar și doza, iar zgomotul scade. De obicei este utilizat un curent mic, dar suficient de mare pentru a obține o calitate bună a imaginii. Modificarea curentului de tub se realizează în funcție de dimensiunea pacienților. În aparatele mai avansate există deja o tehnică, ce modifică automat curentul tubului în funcție de anatomia și volumul pacientului; se numește Tehnologia AEC (*Automatic exposure control*). [20]

Pitch-ul caracterizează viteza mișcării mesei. Cu creșterea pitch-ului scade timpul examinării, astfel scade și doza, și invers.

4. Rezultate: Analiza retrospectivă a investigațiilor CT

Din baza de date anonimată a dozelor de iradiere la Centrul de Radiologie și Imagistică medicală a Spitalului de Urgență Miercurea Ciuc am extras diferite date despre dozele examinărilor efectuate într-o perioadă de 6 luni (între ianuarie 2021 - iunie 2021). Aceste investigații au fost efectuate cu două aparate CT diferite (**CT_1** – *Somatom Scope Power* și **CT_2** – *Somatom Definition Edge*). În continuare, aceste date le-am folosit pentru analiza statistică descriptivă, respectiv analiza comparativă a valorilor celor două aparate, și comparate cu standarde din literatură folosind programul MS Excel, SPSS și Graphpad Prism 9.[31]

Din baza de date a spitalului am extras 518 date obținute cu aparatul CT_1 și 485 date de la aparatul CT_2 din perioada vizată. Unele dintre aceste examinări au fost efectuate cu administrarea substanțelor de contrast, iar altele fără substanță de contrast. Rolul substanțelor de contrast este de a mări contrastul natural ale organelor interne sau a vaselor sanguine, ceea ce are drept rezultat un diagnostic mai precis cu creșterea calității imaginii.

Tabelul 4.1 conține numărul datelor extrase în cazul diferitelor protocoale, subgrupări pe numărul examinărilor cu și fără substanță de contrast.

Tabelul 4.1: Numărul datelor în cazul diferitelor protocoale

PROTOCOALE		CT_1	CT_2
Cerebrale	Total	111	118
	+ contrast	10	5
	– contrast	101	113
Abdominale	Total	59	20
	+ contrast	45	16
	– contrast	14	4
Toracice	Total	101	98
	+ contrast	33	24
	– contrast	68	74
Torace + Abdomen	Total	39	45
	+ contrast	34	43
	– contrast	5	2
Abdomen + Pelvis	Total	107	90
	+ contrast	68	48
	– contrast	39	42
Torace + Abdomen + Pelvis	Total	101	114
	+ contrast	90	104
	– contrast	11	10

Diferite scenarii au fost analizate separat, de ex. prezența și absența materialului de contrast a fost analizată separat. În cazurile când dintr-o anumită categorie la un scenariu nu am obținut un numărul de date minim ≥ 30 , acestea nu le-am considerat relevante pentru o analiză statistică.

Primul pas în analiza datelor extrase era organizarea datelor pe criteriile prestabilite. În afară de valorile dozelor am obținut următoarele date demografice anonimizate: sex, greutate, înălțime. Am calculat BMI (Body mass index) pentru fiecare persoană folosind formula [36]:

$$BMI = \frac{\text{înălțime}}{\left(\frac{\text{greutate}}{100}\right)^2} \quad (15)$$

Știind valorile DLP ale examinărilor individuale și folosind coeficientul de conversie „k”, am calculat doza efectivă pentru fiecare pacient, bazat pe articolul [23].

Următorul pas în analiza datelor era determinarea tipului distribuției verificând normalitatea lor. Un set de date are o distribuție normală (Gaussiană, graficul este simetric), dacă trece testul de normalitate și astfel media aritmetică, mediana și modul au valori identice. [26]

Pentru verificarea distribuției normalității datelor de doze efective am folosit programul SPSS (IBM SPSS Statistics 2021). În general se folosesc două metode pentru verificarea normalității distribuției datelor: testul Kolmogorov–Smirnov și testul Shapiro–Wilk. Dacă valoarea „significance” (Sig.) este mai mare decât 0,05, atunci distribuția este normală, dar dacă este mai mică, atunci distribuția nu este normală. Ipoteza nulă a probelor este că distribuția variabilelor nu este normală, distribuția valorilor se diferă semnificativ de distribuția normală (significance level). De obicei testul Kolmogorov–Smirnov este folosit pentru date cu peste 50 de probe, iar testul Shapiro-Wilk este folosit când avem un număr sub 50 de probe examinate [27].

4.1 Analiza retrospectivă a investigațiilor la aparatul CT 1

4.1.1 Examinările cerebrale

În perioada ianuarie-iunie 2021 la centru de Radiologie și Imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc au fost efectuate 111 de examinări cerebrale cu aparatul CT_1. Din acest număr de examinări au fost efectuate 10 cu contrast, iar restul fără contrast.

Pentru examinările cerebrale coeficientul „k” are valoarea de 0,0021 mSv/mGy*cm, astfel am putut să calculez doza efectivă. Apoi am verificat normalitatea distribuției datelor de doze efective. Luăm în considerare testul Kolmogorov–Smirnov, deoarece avem 111 probe cerebrale. Am obținut rezultate, că Sig < 0.001 n (sub 0,05) astfel s-a dovedit că distribuția datelor nu este normală.

Tabelul 4.2.– Verificarea distribuției datelor în programul SPSS (df – degree of freedom, Sig. - significance)

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Doza efectivă (mSv)	0,353	111	<0,001	0,573	111	<0,001

Programul crează un histogram care reprezintă distribuția în frecvența datelor. Axa verticală descrie numărul de cazuri în intervalul respectiv. În total avem 111 cazuri, din care 60,36% se află în intervalul aproximativ [1,8-2,3] mSv. Histograma indică, de asemenea că distribuția nu este normală.

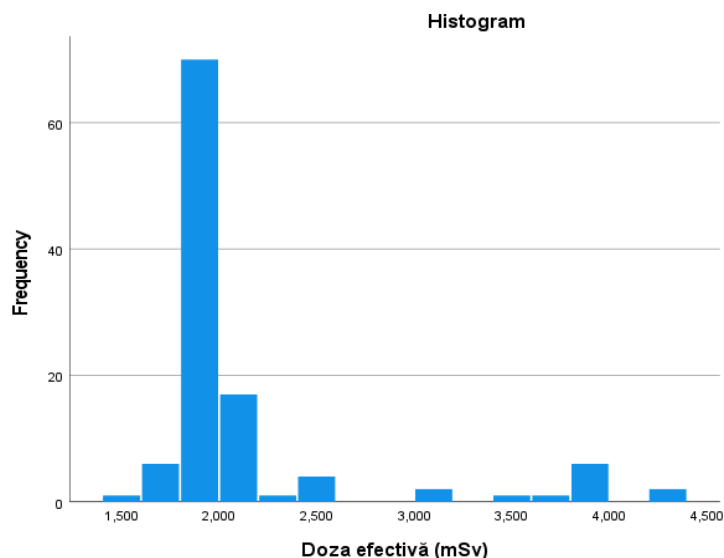


Figura 4.1- Histograma dozelor efective de iradiere ale examinărilor CT cerebrale făcute la Centrul de Radiologie și Imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc în perioada ianuarie-iulie 2021

În cazul în care setul de date nu are o distribuție normală, în analiza descriptivă se folosesc mediana, care nu este afectat de valorile extreme, fiindcă se calculează în funcție de poziția termenilor. Mediana este un indicator al mediei de poziție, care evidențiază tendințele de mijloc a datelor. [26]

Intervalul dintre cuartile (IQR –interquartal range) este folosit pentru analiza distribuției datelor în jurul medianului. Intervalul dintre cuartile (IQR) este definit ca diferența dintre Q3 și Q1: [29][30][32]

$$IQR = Q_3 - Q_1 \quad (15)$$

Am calculat mediana, valorile minimă și maximă a setului de date, respectiv Q1 și Q3 utilizând funcțiile de „MEDIAN, MAX, MIN, QUARTILE” în Microsoft Excel. Valorile obținute sunt reprezentate în *tabelul 4.3*. Mediana dozei efective este 1,992 mSv, cu intervalul între [1,853-2,02] mSv.

Tabelul 4.3. – Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor cerebrale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Mediana (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
111	1,992	1,403	4,391	1,853	2,02

Cunoscând valorile minime și maxime ale setului de date, putem calcula domeniul de dispersie - DD (ec. 16). Domeniul de dispersie are dezavantajul că se bazează pe valorile extreme. Cu toate acestea DD folosim în evaluarea rezultatelor statistice [26].

$$DD = X_{max} - X_{min} \quad (16)$$

În acest caz valoarea este egală cu **2,988 mSv**.

Pentru a vizualiza toate valorile dozelor efective obținute de examinări cerebrale a fost utilizat diagramul de tip box-plot, care arată distribuția acestora folosind statistica descriptivă.

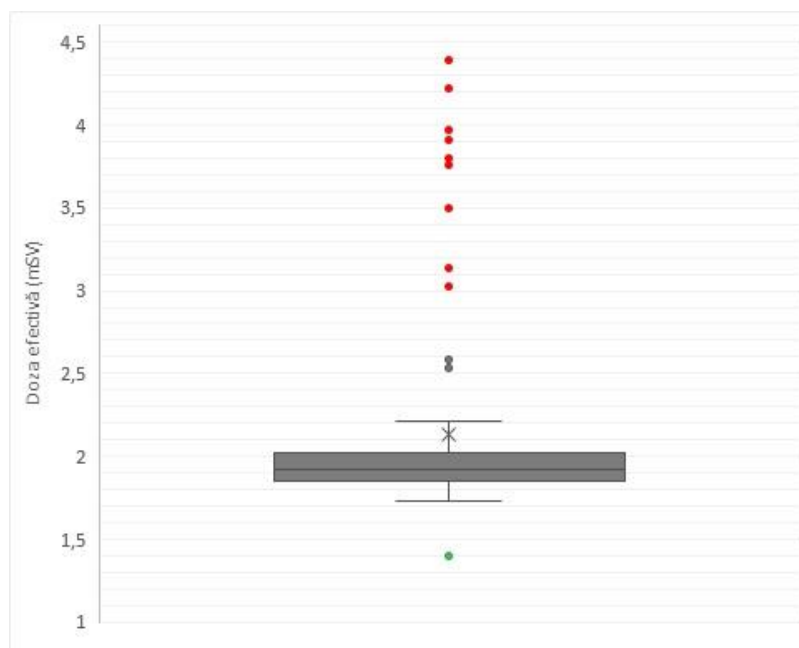


Figura 4.2 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT cerebrale efectuate la centru – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier

Punctele outlier sunt valorile din setul de date, care se află în afara limitelor. Acestea se află sub primul cuartil cu $1,5 \cdot \text{intervalul dintre quartile}$ ($Q1 - 1,5 \cdot IQR$) sau peste a treilea cuartil cu $1,5 \cdot \text{intervalul dintre quartile}$ ($Q3 + 1,5 \cdot IQR$). În cazul examinărilor cerebrale avem mai multe valori care pot fi considerate ca outlier.

Sunt 11 pacienții care au primit o doză efectivă semnificativă mai mare decât ceilalți pacienți, iar o pacientă mai mică (*punct verde*). Dintre aceste 11 examinări 10 au fost efectuate cu soluție de contrast (*punctele roșii*).

Mediana se află în partea joasă a intervalului dintre quartile, ceea ce dovedește succesul optimizării dozei de iradiere.

Datorită numărului mic a examinărilor fără contrast, analiza putea fi efectuată numai pentru cazurile fără contrast.

În cazul examinărilor cerebrale efectuate la Centrul de Radiologie și Imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc în perioada ianuarie-iunie 2021, am extras BMI și

vârstele pacienților. Astfel am putut analiza dependența dozei de acești parametri, fitând câte o ecuație liniară pentru cele două cazuri.

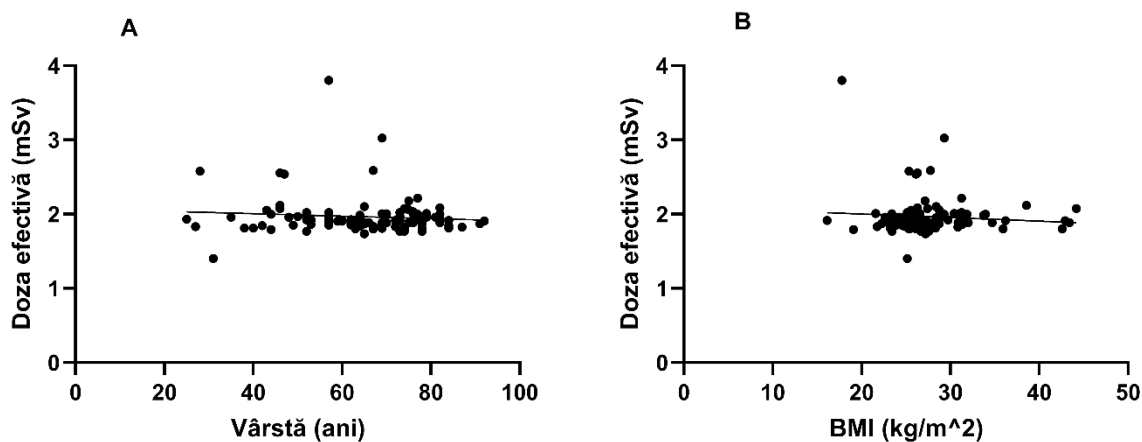


Figura 4.3 – Diagrama pentru dependența dozelor efective de vârstă (A) și de BMI (B) în cazul examinărilor făcute fără contrast (în Graphpad)

În cazul reprezentării dependenței dozelor efective în funcție de vârstă, am obținut o dreaptă cu ecuația $Y = -0,0017 * X + 2,073$ și cu $R^2 = 0,008$. În cazul BMI, am obținut o dreaptă cu ecuația $Y = -0,0048 * X + 2,096$ și cu $R^2 = 0,007$. Dacă datele sunt corelate perfect, atunci valoarea acestei R^2 este egală cu 1, iar dacă valoarea este mică, atunci nu putem vorbi despre corelație. Deci nici în cazul vârstei și nici în cazul BMI nu avem o corelație a datelor dozei efective la examinările cerebrale efectuate.

4.1.2 Examinările abdominale

În perioada ianuarie-iunie 2021 la Centrul de Radiologie și Imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc s-au efectuat 59 de examări abdominale: 45 cu substanțe de contrast și 14 fără contrast. Dozele efective au fost calculate folosind coeficientul de conversie, “k”, care este $0,015 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{cm}$. În acest caz examinările cu contrast sunt cel mai frecvente, deoarece intestinele nu absorb radiația, nu sunt prea vizibile pe imaginile obținute, de aceea utilizarea agentului de contrast este esențială. Am verificat normalitatea distribuției folosind testul Kolmogorov–Smirnov, deoarece avem 59 probe abdominale. Am observat că semnificația este mai mare decât 0,05, astfel se dovedește că distribuția datelor este normală. Dacă o distribuție este normală, putem calcula media și deviația standard pentru statistica descriptivă a lor:

Tabelul 4.4 – Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdominale – conține numărul de examinări, media, deviația standard, valoarea minimă și maximă

Nr. examinări	Media (mSv)	Deviația standard (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)
59	13,44	6,49	3,93	31,845

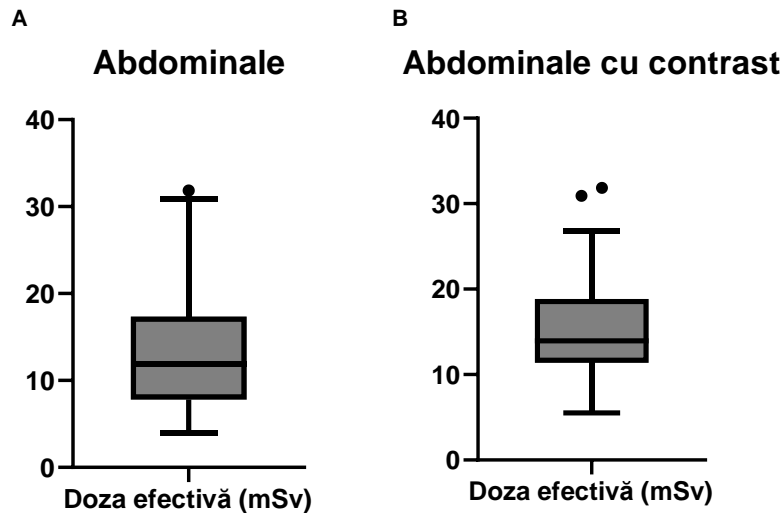


Figura 4.4. - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor (A) CT abdominale, respectiv (B) CT abdominale efectuate cu contrast

Pe figura 4.4. putem observă un singur punct extrem, peste 30 mSv, din cauza căreia crește domeniul de dispersie. Aceste valori extreme le numim puncte outlier, probabil era o problemă și/sau au efectuat de 2 ori examinările. Astfel de puncte sunt frecvente în CT, dar nu indică întotdeauna o eroare. Doza de iradiere depinde mult de proprietățile fizice a pacientului (greutate, înălțime, etc.). Diferența tehnică, modul și anatomia diferită, protocolul de obținere a imaginilor pot să producă de asemenea doza crescută.

În continuare voi analiza numai dozele obținute cu contrast, deoarece numărul dozelor fără contrast este sub 30.

În reprezentarea dozelor efective examinărilor efectuate cu contrast, putem observă două valori extreme. Aplicăm fit liniar în cazul reprezentării dependenței dozelor efective de vârstă și BMI. În cazul reprezentării dependenței dozelor efective în funcție de vârstă, am obținut o dreapta cu ecuația $Y = -0,0155 * X + 16,45$ și cu $R^2 = 0,0013$. În cazul BMI-ului, avem o dreapta cu ecuația $Y = 0,7144 * X - 3,399$ și cu $R^2 = 0,2971$. Se observă că în cazul vârstei nu avem o corelație, dar la BMI se obține o corelație liniară modestă cu doza obținută.

4.1.3 Examinările toracice

În perioada de analiză au fost efectuate 101 de examinări toracice, din care 33 cu soluție de contrast și 68 fără contrast. Conform celor anterioare, pe baza cunoașterii sexului, greutatei, înălțimii pacienților a fost calculat BMI. Respectiv știind valorile DLP ale examinărilor toracice și coeficientul de conversie „k”, am putut calcula doza efectivă pentru fiecare pacient. Pentru examinările toracice coeficientul „k” are valoarea de 0,014 mSv/mGy*cm.

Luăm în considerare testul Kolmogorov–Smirnov, deoarece avem 101 probe toracice. După verificarea distribuției datelor de doză efectivă, obținem că distribuția nu este normală (sig.<0.05) nici în cazul examinărilor torace, de aceea calculăm medianul, maxim, minim și quartile. Valorile obținute sunt prezentate în tabelul 4.5:

Tabelul 4.5 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor toracice – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Max (mSv)	Min (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
101	4,55	27,062	1,498	3,024	7,32

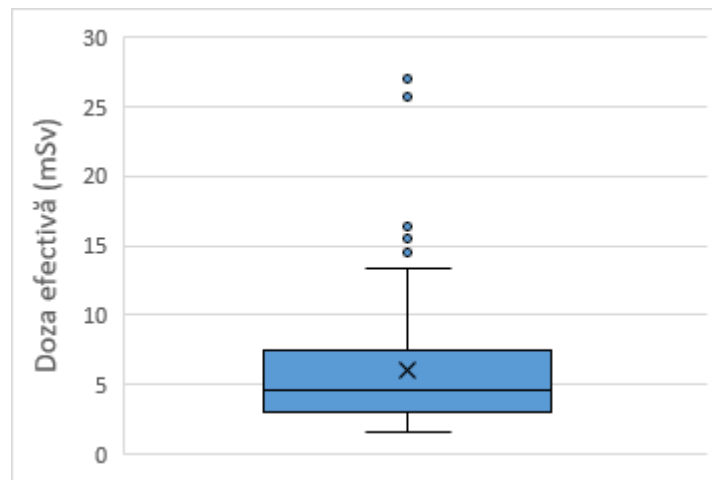


Figura 4.5. - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT toracice

Pe figura 4.7. apar 5 puncte outlier, din care 2 corespund dozelor obținute în timpul examinării cu contrast, iar 3 probabil au apărut din cauza repetării examinărilor, așa cum am menționat la examinările abdominale.

În continuare am analizat separat dozele obținute în cazul examinărilor făcute cu agenții de contrast și fără, deoarece avem numărul suficient pentru analiza (>30).

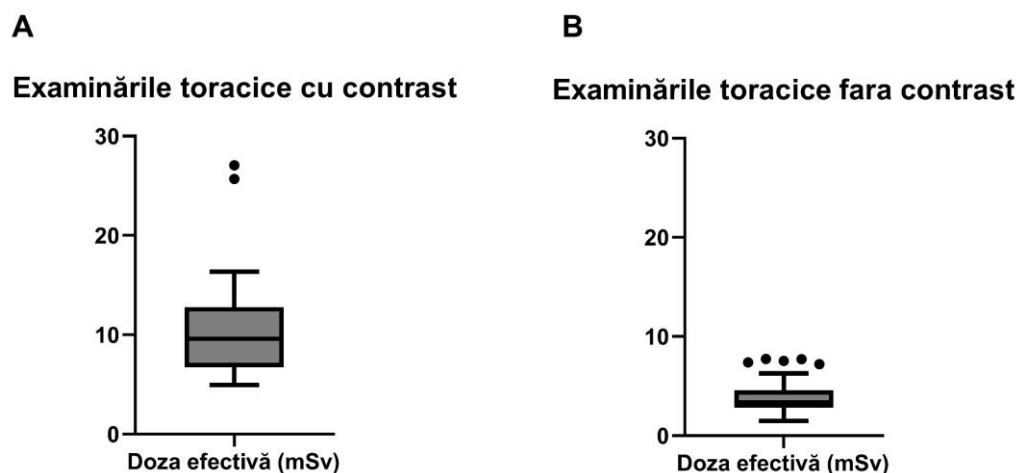


Figura 4.6 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT toracice efectuate cu contrast (A) și ale examinărilor CT toracice efectuate fără contrast (B)

La examinările efectuate cu contrast, aplicând fit liniar la dependența dozelor efective de vârstă și de BMI, am obținut în cazul reprezentării dependenței dozelor efective în funcție de vârstă o dreapta cu ecuația $Y=-0,0170*X+11,51$ și cu $R^2=0,0014$, iar în cazul de BMI, avem o dreapta cu ecuația $Y=0,0103*X+3,151$ și cu $R^2=0,4353$. În cazul vârstei nu avem o corelație, dar BMI-ul se corelează moderat cu doza, corelație guvernată de punctele outlier.

La examinările efectuate fără contrast, aplicând fit liniar la dependența dozelor efective de vârstă și de BMI, în cazul de vârstă avem o dreapta cu ecuația $Y=-0,0003*X+3,798$ și cu $R^2=0.00001$, iar în cazul de BMI, avem o dreapta cu ecuația $Y=0,1514*X-0,2679$ și cu $R^2=0,3331$. În cazul vârstei nu avem o corelație, dar BMI-ul se corelează moderat cu doza.

4.1.4 Examinările combinate torace+abdomen (TA)

În perioada de analiză s-au făcut 39 examinări combinate torace+abdomen, 34 cu substanțe de contrast și 5 fără contrast. Coeficientul de conversie al acestor examinări este $0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$. Pentru verificarea distribuției am luat în considerare testul Shapiro-Wilk deoarece am avut un număr sub 50 de probe examinate.

După verificarea distribuției datelor de doză efectivă, obținem că distribuția nu este normală de aceea calculăm medianul, maxim, minim și quartile.

Tabelul 4.6 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor TA – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
39	11,79	5,355	26,715	10,29	16,965

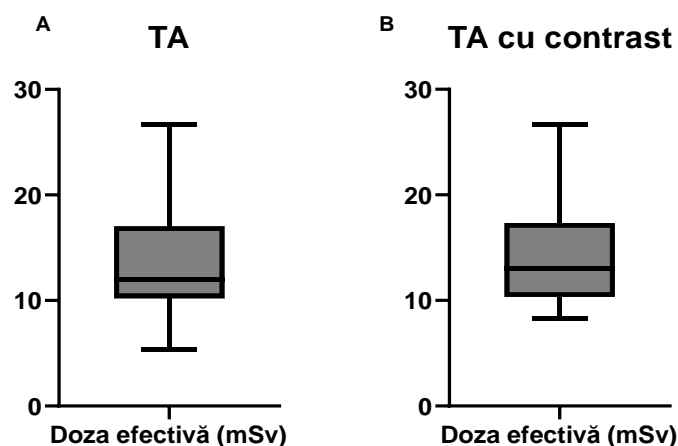


Figura 4.7 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor (A) total TA și (B) examinărilor TA efectuate cu contrast

În cazul examinărilor combinate lungimea regiunii scanate este mai mare, astfel doza totală de iradiere crește. Nu există niciun punct outlier, toate punctele sunt aflate în interiorul limitelor.

În analiză au intrat doar examinările făcute cu contrast din cauza numărului mic a examinărilor fără contrast.

În cazul reprezentării dependenței dozelor efective în funcție de vârstă am obținut o dreaptă cu ecuația $Y=0,0775*X+9,620$ și cu $R^2=0,1047$, iar în cazul BMI, avem o dreaptă cu ecuația $Y=0,7774*X-5,348$ și cu $R^2=0,3384$. Similar cu cele anterioare, în cazul vârstei nu avem o corelație, dar BMI-ul se corelează moderat cu doza.

4.1.5 Examinările combinate abdomen+pelvis (AP)

În perioada de analiză au fost efectuate 107 de examinări combinate abdomen+pelvis (AP), din care 68 cu soluție de contrast și 39 fără contrast. Dozele efective au fost calculate folosind coeficientul de conversie, “k”, care este 0,015 mSv/mGy*cm.

Folosind programul SPSS, testul Kolmogorov–Smirnov, pentru examinări combinate AP, valorile obținute pentru “significance,, este mai mică decât 0,05. Deci distribuția nu este normală.

Am calculat mediana dozei efective examinărilor AP, care este de 15,81mSv. O creștere semnificativă în doza efectivă la regiunea AP poate fi din cauza țesutului adipos aflat la această regiune a corpului, care atenuază fasciculul de raze X, astfel necesită o doză de iradiere crescută.

Intervalul dintre quartile este [7,355; 22,95] mSv.

Tabelul 4.7 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor AP – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
107	15,81	4,11	57,72	7,355	22,95

Toate valorile statistice importante sunt vizualizate pe box plotul prezentat pe *Figura 4.8*.

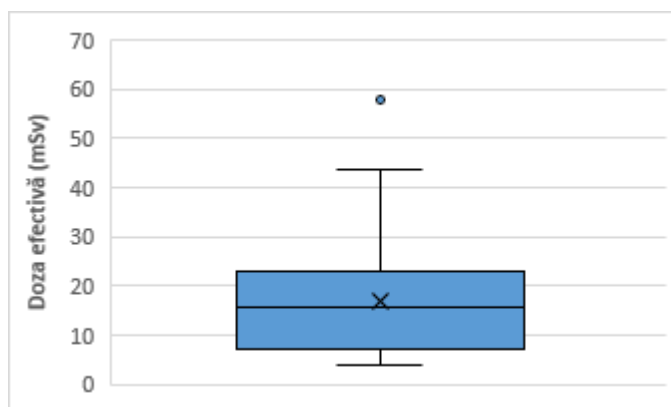


Figura 4.8 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor AP efectuate la centru

Am reprezentat separat datele obținute cu și fără substanțe de contrast, deoarece numărul lor este suficient de mare. (>30)

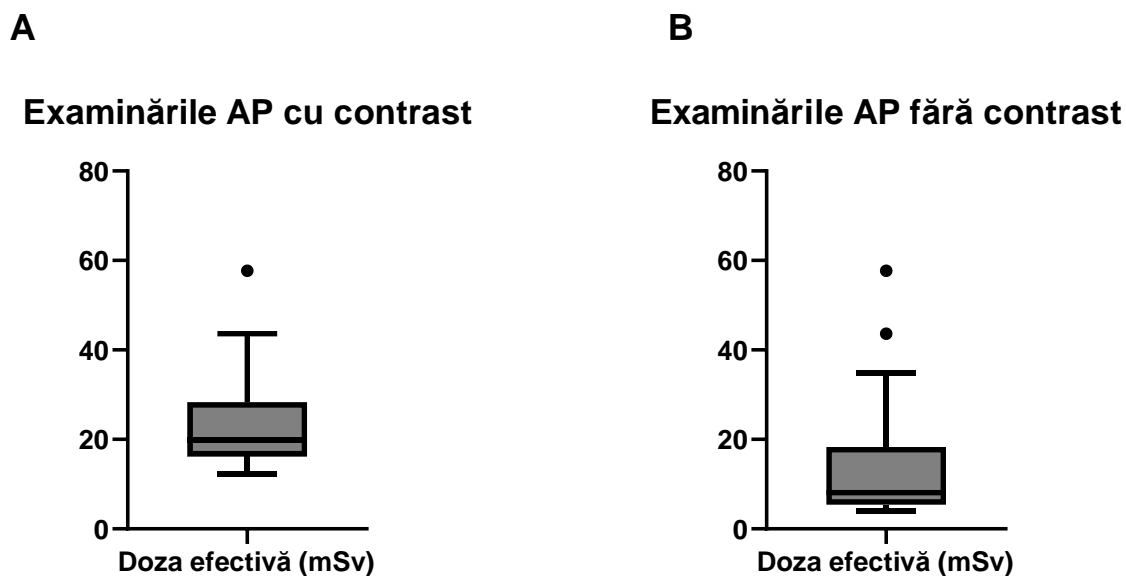


Figura 4.9 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor AP efectuate cu contrast (A) și examinărilor AP efectuate fără contrast

Am făcut separat fit liniar în cazurile examinării făcute cu și fără contrast. În cazul examinării efectuate cu contrast, am obținut: ecuația dreptei în cazul dependenței dozelor efective de vârstă este $Y=0,1470*X+13,52$ și valoarea lui $R^2=0,0578$. În cazul de BMI avem o dreapta cu ecuația $Y=0,2341*X+16,27$ și cu $R^2=0,0335$.

La examinările efectuate fără contrast: ecuația dreptei în cazul dependenței dozelor efective de vârstă este $Y=0,0187*X+5,480$ și valoarea lui $R^2=0,0227$. În cazul de BMI avem o dreapta cu ecuația $Y=0,2543*X-0,1626$ și cu $R^2=0,2065$. Se observă că în niciunul dintre cazuri (cu/fără contrast) nu există o corelație cu doza.

4.1.6 Examinările combinate torace+abdomen+pelvis (TAP)

Pentru examinările combinate TAP valoarea dozei efective este mult mai mare, pentru că regiunea scanată este aproximativ întregul trunchiul corpului. Este important justificarea acestei examinări, fiindcă implică o doză de iradiere aproximativ de 3 ori mai mare decât la cele simple.

În perioada analizată s-au efectuat 101 de examinări combinate torace + abdomen + pelvis, 90 cu contrast și 11 fără contrast.

Distribuția este verificată folosind testul Kolmogorov–Smirnov, care a arătat că “significanță,, este mai mare decât 0,05. Deci distribuția este normală, putem calcula media, și deviația standard.

Tabelul 4.8 – Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdominale – conține numărul de examinări, media, deviația standard, valoarea minimă și maximă

Nr. examinări	Media (mSv)	Deviația standard (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)
101	19,43	7,38	5,25	41,71

Toate valorile statistice importante sunt vizualizate pe box plotul prezentat pe *Figura 4.10*

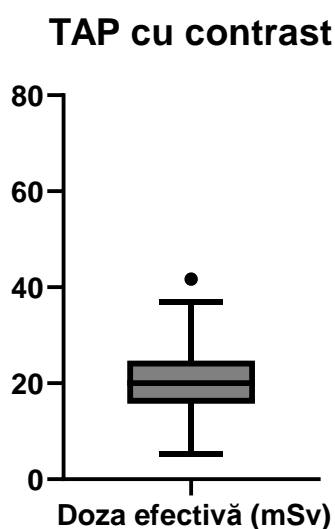


Figura 4.10 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor TAP efectuate cu contrast

Am făcut fit liniar în cazul examinării făcute cu contrast. Ecuația dreptei în cazul dependenței dozelor efective de vârstă este $Y = -0,0442 * X + 23,52$ și valoarea lui $R^2 = 0,0072$. În cazul BMI avem o dreapta cu ecuația $Y = 0,5148 * X + 7,418$ și cu $R^2 = 0,1009$. Putem observa o creșterea minimă a dozelor cu BMI, dar nu avem corelație semnificativă.

4.2 Analiza retrospectivă a investigațiilor la aparatul CT_2

4.2.1 Examinările cerebrale la CT_2

În perioada ianuarie-iunie 2021 la Centrul de Radiologie și Imagistică medicală a Spitalului Județean de Urgență Miercurea Ciuc au fost efectuate 118 de examinări cerebrale cu aparatul CT_2. Din acest număr de examinări au fost 6 cu contrast, iar restul fără contrast. Pentru calcularea dozelor efective a examinărilor cerebrale am folosit coeficientul de conversie „k”, cu valoarea de 0,0021 mSv/mGy*cm.

Luăm în considerare testul Kolmogorov–Smirnov, deoarece avem 118 probe cerebrale. După verificare am constatat că distribuția nu este normală.

Am calculat mediana, valorile minime și maxime a setului de date, respectiv Q1 și Q3 utilizând funcțiile de „MEDIAN, MAX, MIN, QUARTILE” în Microsoft Excel. Valorile obținute sunt reprezentate în *tabelul 4.15*.

Tabelul 4.9 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor cerebrale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
118	1,52	1,247	3,337	1,42	1,64

Pentru a vizualiza toate valorile dozelor efective obținute de examinări cerebrale a fost utilizat diagrama de tip box-plot, care arată distribuția acestora folosind statistica descriptivă.

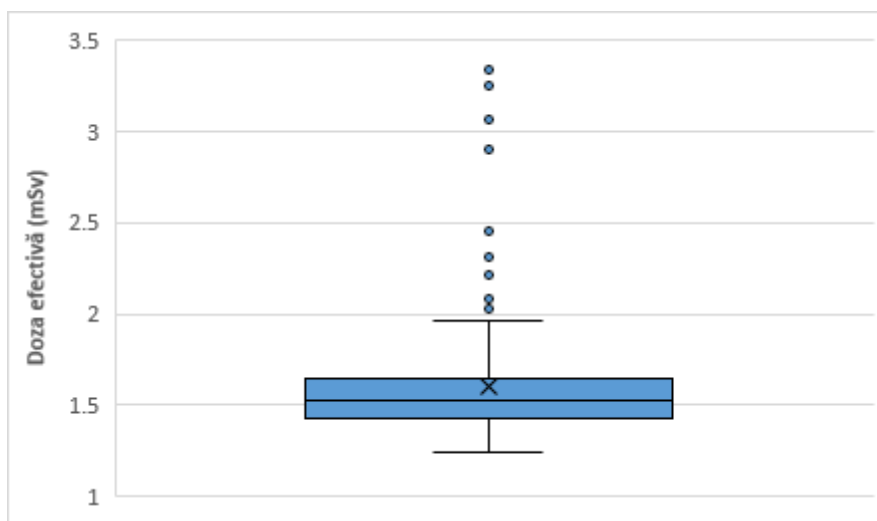


Figura 4.11 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor cerebrale efectuate la centru

Sunt 9 pacienții care au primit o doză efectivă semnificativ mai mare decât la ceilalți pacienți. Dintre aceste 9 examinări 6 au fost efectuate cu soluție de contrast. În continuare am analizat numai dozele efective fără contrast. Am făcut fit liniar în cazul reprezentării dozelor efective în funcție de vârstă, respectiv în funcție de BMI. Ecuația dreptei în cazul dependenței dozelor efective de vârstă este $Y = -0,0021 * X + 1,677$ și valoarea lui $R^2 = 0,0302$. În cazul BMI avem o dreaptă cu ecuația $Y = 0,0051 * X + 1,404$ și cu $R^2 = 0,0173$. Nu am obținut corelație, deoarece valorile R^2 sunt sub 0,1.

4.2.2 Examinările abdominale la CT_2

În perioada de analiza, în cazul aparatului CT_2 au fost efectuate de 20 de examinări abdominale, din care 16 cu soluție de contrast și 4 fără contrast. Am verificat normalitatea distribuției folosind testul Shapiro-Wilk, deoarece avem doar 20 probe abdominale.

Avem o distribuție normală, deoarece Sig este mai mare decât 0,05 și putem calcula media și deviația standardă.

Tabelul 4.10 – Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdominale – conține numărul de examinări, media, deviația standard, valoarea minimă și maximă

Nr. examinări	Media (mSv)	Deviația standard (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)
20	11,825	4,58	3,28	20,625

Am reprezentat distribuția cu ajutorul diagramei de tip Box-plot.

Examinările abdominale

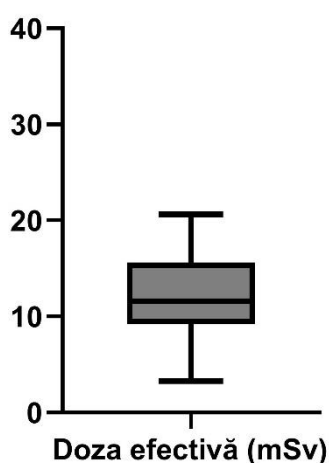


Figura 4.12 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdominale efectuate la centru

Numărul datelor este mic pentru analizarea dependenței dozei efective de vârstă și BMI.

4.2.3 Examinările toracice la CT_2

În perioada de analiză au fost efectuate 98 de examinări toracice, din care 24 cu soluție de contrast și 74 fără contrast. Luând în considerare testul Kolmogorov–Smirnov, am determinat că distribuția nu este normală. ($\text{sig} < 0.05$).

Am calculat mediana, valorile minime și maxime a setului de date, respectiv Q1 și Q3 utilizând funcțiile „MEDIAN, MAX, MIN, QUARTILE” în Microsoft Excel. Valorile obținute sunt reprezentate în tabelul 4.11:

Tabelul 4.11 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor toracice– conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Max (mSv)	Min (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
98	4,42	26,152	1,75	3,283	8,361

Toate valorile statistice importante sunt vizualizate pe box plotul prezentat pe Figura 4.13 Putem observa că avem 7 puncte outlier. Pentru a vizualiza toate valorile dozelor efective obținute de examinări toracice și examinări toracice efectuate fără contrast (nr. datelor cu contrast este <30). A fost utilizat diagramul de tip box-plot, care arată distribuția acestora folosind statistica descriptivă.

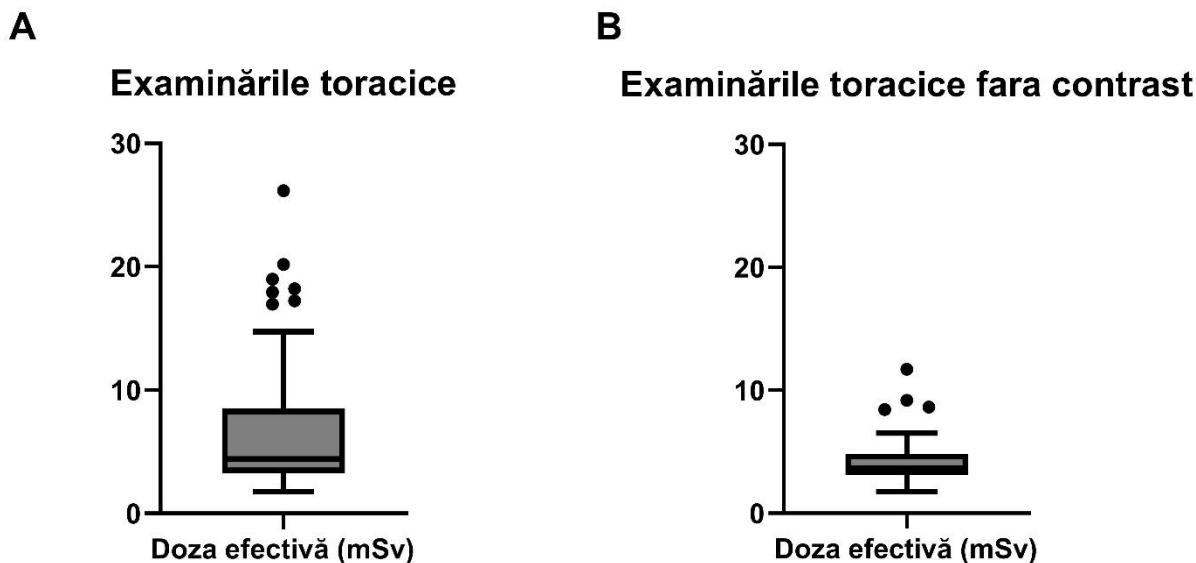


Figura 4.13 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale tuturor examinării toracice (A) și examinărilor efectuate fără contrast (B)

Am analizat dependența dozei efective de vârstă și de BMI în cazul examinărilor fără contrast. Aplicând analiza de fit liniar am obținut o dreapta cu ecuația $Y=0,01693*X+3,166$ și cu $R^2=0,0187$, iar în cazul BMI, avem o dreapta cu ecuația $Y=0,2227*X-1,820$ și cu $R^2=0,2407$.

Deci nu avem corelație, dar avem o creștere nesemnificativă a dozelor în funcție de BMI.

4.2.4 Examinările combinate torace+abdomen (TA) la CT_2

În perioada de analiză s-au făcut 45 examinări combinate torace+abdomen, 43 cu substanță de contrast și 2 fără. Coeficientul de conversie al acestor examinări este $0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$. Am verificat normalitatea distribuției folosind testul Shapiro-Wilk, deoarece avem probe abdominale mai puține decât 50. Avem o distribuție normală, deoarece Sig este mai mare decât 0,05 și putem calcula media și deviația standard.

Tabelul 4.12 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdominale – conține numărul de examinări, media, deviația standard, valoarea minimă și maximă

Nr. examinări	Media (mSv)	Deviația standard (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)
59	25,451	10,894	3,135	46,29

Am reprezentat doar distribuția examinărilor făcute cu contrast, folosind diagramul de tip box-plot, deoarece există doar două scanări care au fost efectuate fără contrast.

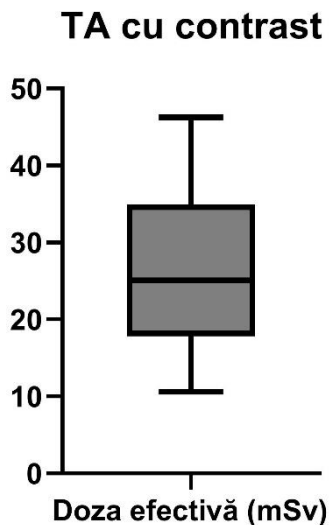


Figura 4.14 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor TA efectuate cu contrast la centru

Am analizat dependența dozei efective de vârstă și de BMI în cazul examinărilor făcute cu contrast. Aplicând analiza de fit liniar am obținut o dreaptă cu ecuația $Y=0,0023*X+26,23$ și cu $R^2=8,978e-006$, iar în cazul BMI, avem o dreaptă cu ecuația $Y=1,169*X-4,646$ și cu $R^2=0,1998$. Deci nu avem corelație semnificativă, dar avem o creștere moderată a dozelor în funcție de BMI.

4.2.5 Examinările combinate abdomen+pelvis (AP) la CT_2

În perioada de analiză au fost efectuate 90 de examinări combinate abdomen+pelvis (AP), din care 48 cu soluție de contrast și 42 fără contrast. Dozele efective au fost calculate folosind coeficientul de conversie, „k”, care este 0,015 mSv/mGy*cm. Am determinat că distribuția nu este normală utilizând testul Kolmogorov–Smirnov.

Am calculat mediana, valorile minime și maxime a setului de date, respectiv Q1 și Q3 utilizând funcțiile „MEDIAN, MAX, MIN, QUARTILE” în Microsoft Excel. Valorile obținute sunt reprezentate în tabelul 4.13:

Tabelul 4.13 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor AP - conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Max (mSv)	Min (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
90	11,977	65,16	2,67	7,0275	24,24

Toate valorile statistice importante sunt vizualizate pe box plotul prezentat pe Figura 4.15. Putem observa că avem 3 puncte outlier ce nu se află în interiorul limitelor. Am reprezentat separat distribuția datelor obținute fără și cu substanță de contrast.

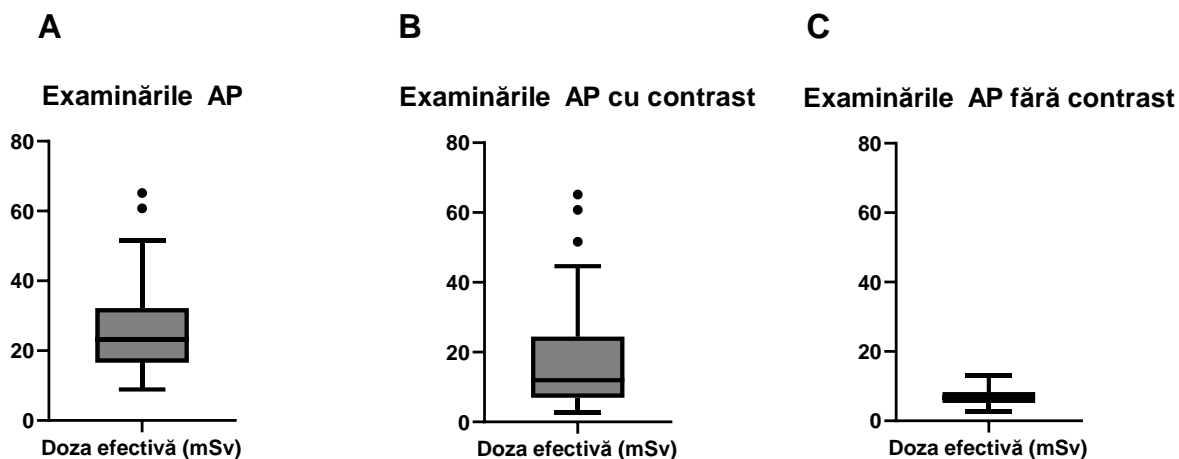


Figura 4.15 - Diagramele Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor AP (A); efectuate cu (B) și fără contrast (C)

Analizăm dependența dozei efective de vârstă și de BMI în cazul examinărilor fără contrast și în cazul examinărilor cu contrast.

În cazul examinării efectuate fără contrast am obținut o dreaptă cu ecuația $Y=0,01988*X+6,027$ și cu $R^2=0,01814$ pentru dozele efective în funcție de vârstă, iar în cazul de BMI, avem o dreaptă cu ecuația $Y=0,3859*X-2,827$ și cu $R^2=0,4031$. Putem observa o creșterea minimă a dozelor cu BMI, dar nu avem corelație semnificativă.

La examinările efectuate cu contrast, în cazul reprezentării dozelor efective în funcție de vârstă am obținut o dreaptă cu ecuația $Y=0,0591*X+22,30$ și cu $R^2=0,0045$, iar în funcție de BMI o dreaptă cu ecuația $Y=2,017*X-27,10$ și cu $R^2=0,5656$. Putem observa o creșterea minimă a dozelor cu BMI și BMI-ul se corelează moderat cu doza

4.2.6 Examinările combinate torace+abdomen+pelvis (TAP) la CT_2

În perioada analizată s-au efectuat 114 de examinări combinate torace + abdomen + pelvis, 104 este făcut cu contrast și 10 fără contrast.

Distribuția este verificată folosind testul Kolmogorov–Smirnov, care a arătat că “significance,, este mai mică decât 0,05. Deci, distribuția nu este normală.

Am calculat mediana, valorile minime și maxime a setului de date, respectiv Q1 și Q3 utilizând funcțiile „MEDIAN, MAX, MIN, QUARTILE” în Microsoft Excel. Valorile obținute sunt reprezentate în *tabelul 4.14*.

Tabelul 4.14 - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor TAP - conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Max (mSv)	Min (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
114	29,002	69,285	6,195	20,951	43,335

Pentru a vizualiza toate valorile dozelor efective obținute de examinări TAP a fost utilizat diagramul de tip box-plot, care arată distribuția acestora folosind statistica descriptivă. Am reprezentat separat și distribuția examinărilor făcute cu contrast, deoarece numărul examinărilor fără contrast nu e suficient pentru analiză statistică.

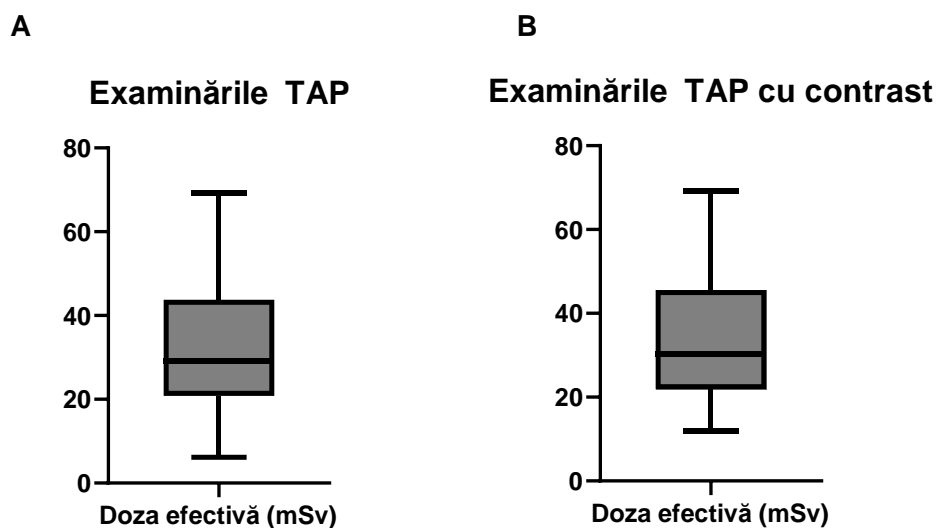


Figura 4.16 - Diagramele Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor TAP (A) și efectuate cu contrast (B)

Am analizat dependența dozei efective de vârstă și de BMI în cazul examinărilor cu contrast.

În cazul reprezentării dozelor efective în funcție de vârstă am obținut o dreaptă cu ecuația $Y=0,1993*X+21,83$ și cu $R=0,0290$, iar în funcție de BMI o dreaptă cu ec. $Y=1,698*X-11,51$ și cu $R^2=0,3674$. Putem observa o creșterea moderată a dozelor cu BMI, dar nu avem corelație semnificativă.

5. Compararea datelor

În acest capitol am comparat valorile dozelor efective ale examinărilor efectuate la cele două sisteme de CT la Spitalul Județean de Urgență Miercurea Ciuc, respectiv am comparat datele cu cele publicate în literatura de specialitate. La comparare am folosit doar datele ale căror numere erau suficiente pentru analiza (≥ 30). Astfel le-am comparat examinările cerebrale efectuate fără contrast (101/113, aparat CT_1/CT_2), toracice fără contrast (68/74), TA cu contrast (34/43), AP fără și cu contrast (39/42 și 68/48) și TAP cu contrast (90/104). Numărul examinărilor abdominale la CT_2 era ≤ 30 , astfel aceste date au fost excluse din analiză. Am utilizat software-ul Graphpad Prism 9.0 pentru comparații și pregătirea graficelor. Am efectuat „T-student test” ce verifică potrivirea celor două set de date. Voi lua în considerare valoarea P obținută în urma testului. Dacă P este mai mică decât 0,0001 cele două seturi de date sunt diferiți, iar este mai mare, atunci sunt apropiate unul de altul.

5.1 Compararea datelor la cele două sisteme de CT

5.1.1 Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale

Așa cum am menționat anterior compararea s-a făcut doar pentru examinări efectuate fără contrast. Au fost efectuate 101 de examinări la CT_1, iar 113 la CT_2. Rezultatele sunt afișate într-un diagram box-plot (*Figura 5.1 A*) folosind software-ul Graphpad Prism 9.0.

Pe *figura 5.1 A* putem observa că valoarea maximă a dozei efective obținute la CT_2 aproximativ coincide cu valoarea minimă la CT_1. În urma analizei retrospective a investigațiilor sistemele de CT la centru, în cazul examinărilor cerebrale au fost identificate diferențe statistic semnificative dintre valorile obținute la CT1 și la CT2. Mediana CT_1 se află în jurul unei valori mai mare (~1,92 mSv) decât mediana datelor de la CT_2 (~1,5 mSv). Valoarea P este mai mică decât 0,0001, deci cele două set de date sunt diferiți.

5.1.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice

Dintre dozele efective ale examinărilor toracice făcute la cele două sisteme CT nu am obținut diferență statistică semnificativă, așa cum se vede pe *Figura 5.1 B*. Quartilele (primul și al treilea) au aproximativ aceeași dimensiune în ambele cazuri. Medianele sunt valori foarte apropiate unele de altele, 4,55 la CT_1 și 4,42 la CT_2, și aproximativ 25% din examinări se află sub această valoare. Cele două seturi de date sunt apropiate unul de altul, deoarece valoarea P este egală cu 0.14 ($>0,0001$).

5.1.3 Compararea dozelor efective ale examinărilor combinate (TA, AP, TAP)

TA:

Nu am avut un număr a examinării foarte mare, decât în alte cazuri, dar am putut să fac analiza. La CT_2 distribuția dozelor efective nu a fost normală (am calculat median), în timp ce la CT_2 a fost normală (am calculat media) Quartilele au foarte mare dimensiuni în cazul CT_2. (*Figura 5.1 C*). Dozele efective obținute celor două aparate sunt diferiți ($P < 0,0001$), la CT_1 avem dozele mai mici decât la CT_2.

AP:

În cazul examinărilor efectuate cu contrast (*Figura 5.1 D*) medianele nu sunt depărtate unele de altele. La CT_1 valoarea mediană și maximă este mai mică decât la CT_2, iar valoarea minimă este mai mare. Dar aceste diferențe nu sunt foarte accentuate, semnificative. Cele două seturi de doză efectivă se află aproximativ într-un interval, fiindcă valoarea P este 0,33.

TAP:

Dozele efective a sistemului al doilea se mișcă într-un interval mai mare (aprox. 21,5 – 45 mSv) decât valorile obținute în cazul examinării efectuate de CT_1. Deci dimensiunile quartilelor sunt foarte diferiți. Datele pentru CT_1 sunt distribuite în proporție 50-50%, iar în cazul CT_2 aprox. 45-55%. În jurul valorii mediană. Valoarea maximă obținută de CT_1 este mult mai mică decât la CT_2, totuși aproximativ coincide cu valoarea mediana la CT_2. Valoarea P este mult mai mică decât 0,0001, deci cele două seturi de date sunt îndepărtați unul de altul.

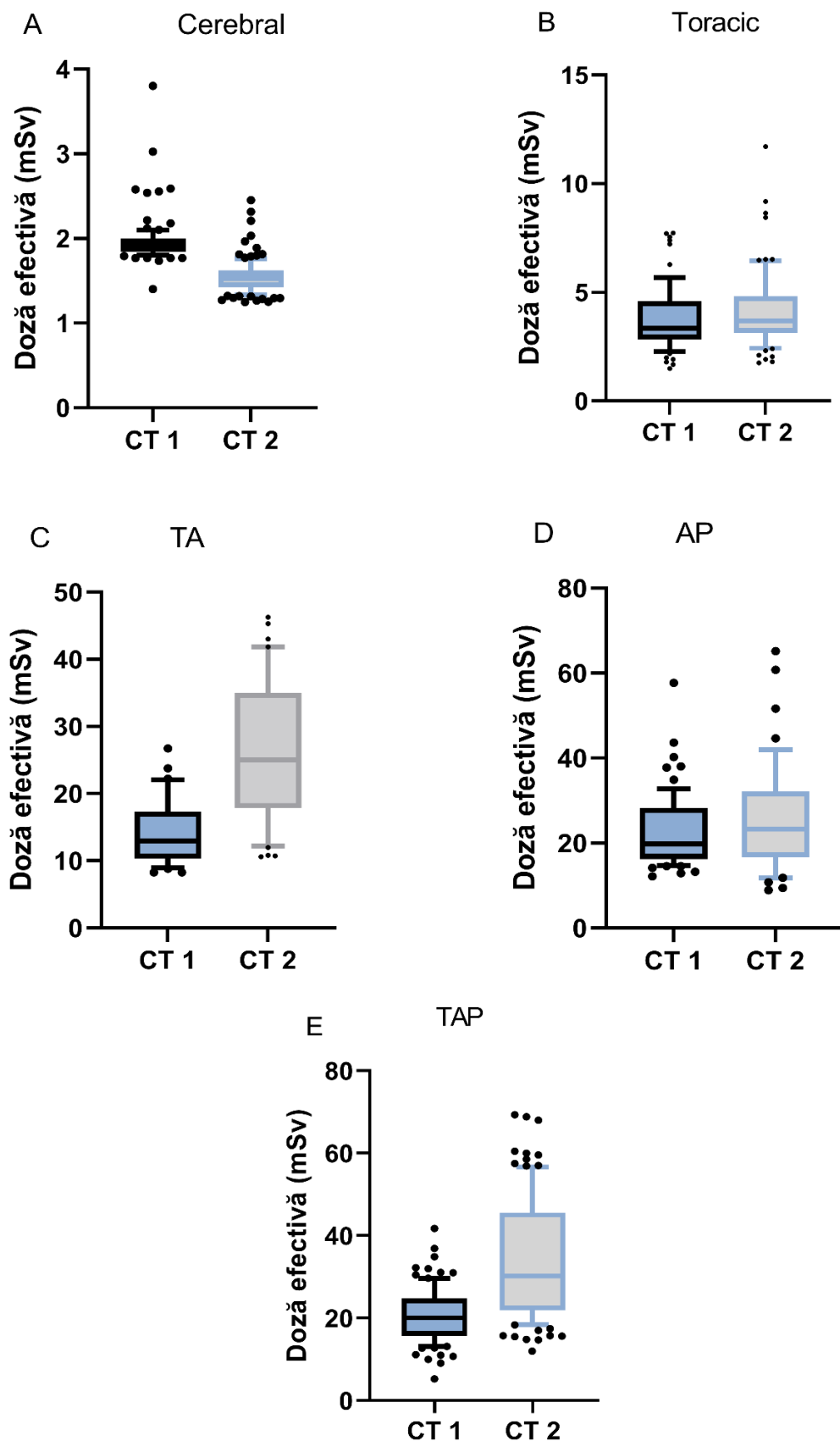


Figura 5.1 – Compararea dozelor efective la sistemele CT1 și CT2 în cazul examinărilor cerebrale (A), toracice (B), și examinărilor combinate: TA (C), AP cu contrast (D) și TAP (E)

5.2 Compararea datelor celor două sisteme de CT cu datele din literatura

În acest subcapitol am prezentat comparația dintre valorile dozelor efective ale examinărilor făcute la cele două sisteme de CT și dozele publicate în articolele [33] și [34], iar articolul [35] am folosit pentru compararea examinărilor TAP. În literatura utilizată nu am găsit date referitoare la dozele de iradiere ale regiunii TA, de aceea această regiune nu a intrat în această analiză. Datele folosite în articole sunt însumate în *Tabelul 5.1* și *Tabelul 5.2*.

Tabelul 5.1: Dozele de iradiere pentru diferite regiuni ale corpului publicate în articolul [33][34]

Articolele	Cap (mSv)	Torace (mSv)	Abdomen (mSv)	AP (mSv)	TAP (mSv)
Art. Christner	1,3	5,6	-	11	-
Art. Lifeng	1-2	5-7	5-7	8-14	-

Tabelul 5.2: Dozele de iradiere pentru diferite regiuni ale corpului publicate în articolul Kalpana [35]

Art. Kalpana	Cap (mSv)	Torace (mSv)	Abdomen (mSv)	AP (mSv)	TAP (mSv)
Fără contrast	1,78-2,12	4,86 -7,63	-	9,86-15,06	-
Cu contrast	-	5,24 -8,34	-	9,23-14,93	11,6-19,9

5.2.1 Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale

Folosind datele din *Tabelul 5.1* și *5.2* am comparat dozele efective cerebrale cu datele din literatură.

Rezultatele sunt afișate într-un diagram box-plot (Figura 5.2) folosind software-ul Graphpad. Valoarea dozei din articolul Christner – [21] – este interpretat cu linia albastră, care se află aproximativ la valoarea minimă al datelor CT_2, în jurul căruia încă există unele valori „outliers”. Intervalul vizualizat cu 2 linii verzi arată referința din articolul [34], iar cu linii roșii arată din articolul Kalpana. Cuartilele intră în intervalul recomandat de articolul Lifeng la ambele aparate. Însă în cazul de articolul Kalpana, cuartilele obținute la sistemul de CT_2 sunt în afara intervalului recomandat, dar cuartilele la sistemul de CT_1 vor fi incluse. În urma analizei retrospective a investigațiilor CT-uri în cazul examinărilor cerebrale nu au fost identificate diferențe statistic semnificative dintre valorile menționate în articolele și dozele obținute. Dar pentru CT 2 am obținut rezultate mult mai bune când luăm în considerare articolul Kalpana.

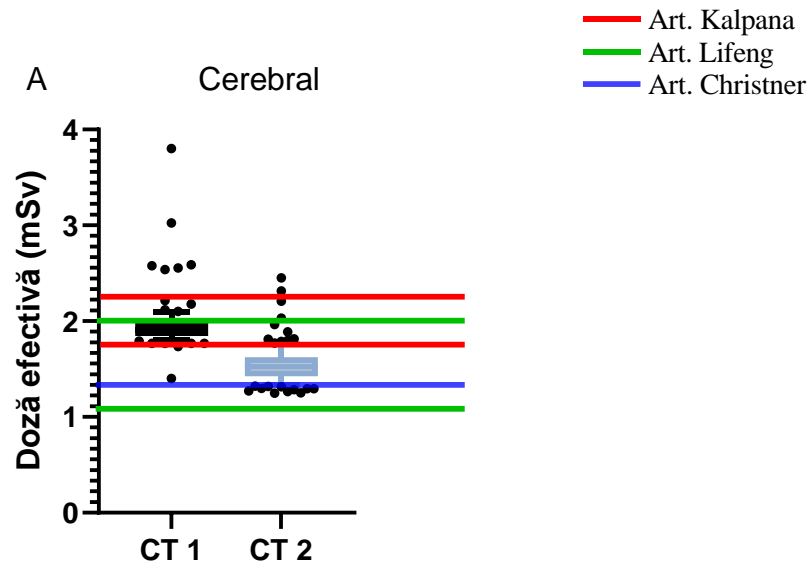


Figura 5.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale cu dozele din literatură

5.2.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice

Efectuând aceeași analiză ca în cazul examinărilor cerebrale, obținem Figura 5.3. În cazul examinărilor toracice valoarea recomandată în articolul [34] (cu linia verde) este aproape identică cu valoarea maximă la CT₁. Cuartilele la ambele CT sunt sub intervalele recomandate de articolele [33][34][35], doar valorile outlieri intră în acest interval.

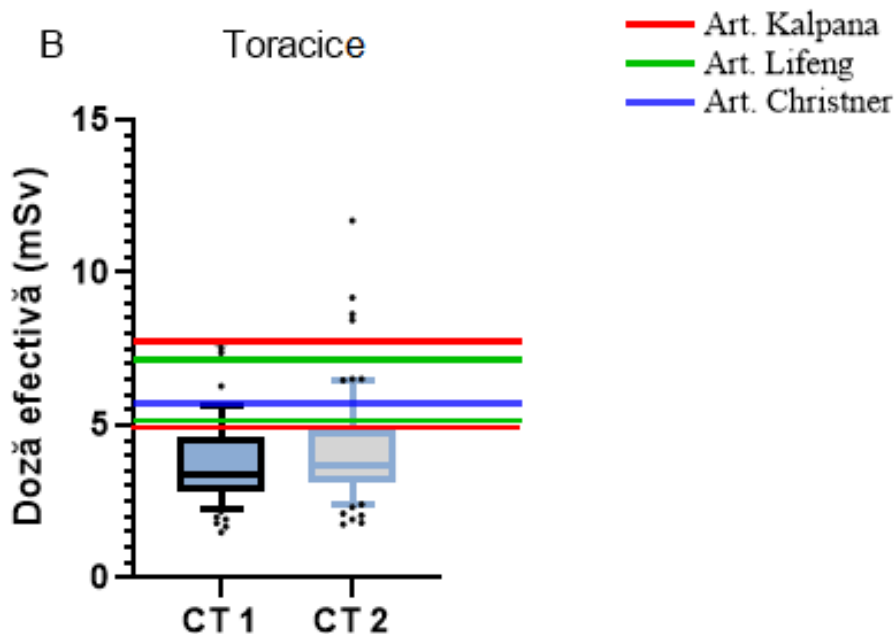


Figura 5.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice cu dozele din literatură

5.2.3 Compararea dozelor efective ale examinărilor combinate: AP (+/- contrast), TAP

În cazul examinării AP efectuate cu substanța contrast au fost identificate diferențe semnificative statistic între valorile menționate în articolele și dozele din baza de date ale spitalului. Doar valorile minime sunt sub limita superioară valorilor recomandate de articolul. [35] Fără utilizarea agențiilor de contrast am obținut valorile din cuartilele ce se află sub intervalele recomandate de cele trei articole.

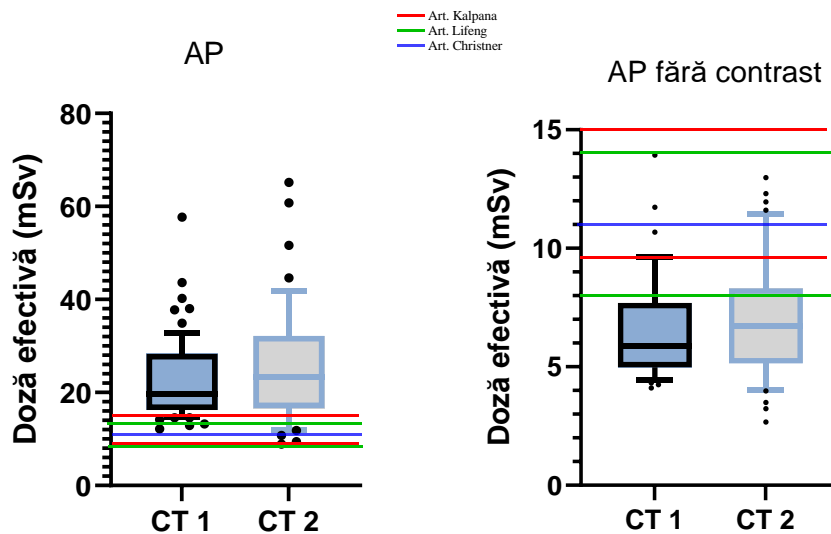


Figura 5.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice cu dozele din literatură

În cazul examinării TAP valoarea recomandată în articolul [35] (linia roșu superior) este aproape identică cu valoarea mediană calculată la CT_1 (19,43 mSv pentru median, 19,9 mSv e maximul raportat). Primul cuartil al valorilor la CT_1 aparține intervalului recomandat, dar restul se află în afara acestuia. Încă unele valori în jurul valorii minime la CT_2 și outliers intră în acest interval.

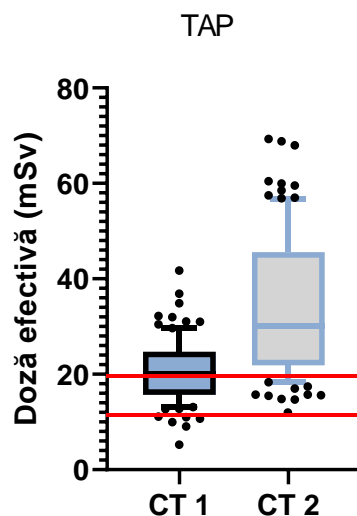


Figura 5.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice cu dozele din literatură

La această regiune este deosebit de important luarea în considerare și a greutateilor pacienților, fiindcă țesutul adipos aflat la această regiune a corpului atenuază mult fasciculul de raze X, astfel necesită o doză de iradiere crescută. Un factor semnificativ pentru obținerea dozei crescute la examinări TAP este respirația pacienților, fiindcă mișcarea organelor împiedică obținerea imaginilor de calitate.

Concluzii

În imagistică medicală computerul tomograf este tehnica cea mai utilizată. Tehnica se bazează pe măsurarea atenuării radiațiilor X și calcularea coeficientului de atenuare. În zilele noastre optimizarea dozei de iradiere are rolul accentuat și se efectuează mai multe cercetări în acest caz. Scopul lucrării mele a fost analiza și compararea dozelor de iradiere ale examinărilor ale a două aparate de CT utilizate la un centru de radiologie.

La Spitalul Județean de Urgență Miercurea Ciuc am obținut diferite date despre dozele examinărilor efectuate într-o perioadă de 6 luni (între ianuarie 2021 - iunie 2021). Aceste investigații au fost efectuate cu două aparate CT diferite. În analiza mea, după sortarea datelor au intrat examinări cerebrale, toracice, abdominale, și examinări combinate torace+abdomen, abdomen+pelvis, respectiv torace+abdomen+pelvis.

În prima parte a lucrării am calculat dozele efective la fiecare examinare, folosind coeficientul de conversie. Datele obținute le-am folosit în continuare pentru analiza statistică descriptivă folosind MS Excel, SPSS și Graphpad Prism 9. În ultima parte a lucrării am prezentat compararea datelor ale examinărilor efectuate la cele două sisteme de CT și le-am comparat și cu datele din literatură. În cazul examinărilor diferiți am avut posibilitatea de a extrage lângă dozele și vârsta, înălțimea, greutatea pacientului. În urma acestei am căutat ceva dependență dintre doza și vârstă/BMI (BMI-ul a fost calculat pe baza ecuației 15 folosind înălțimea și greutatea.) Am verificat corelația dozei în funcție de vârstă și de BMI aplicând fit liniar. În niciun caz nu poate fi descoperit o corelație semnificativă, doar o dependență moderată a dozei de BMI.

În urma analizei retrospective în cazul examinărilor cerebrale, TA și TAP au fost identificate diferențe statistic semnificative dintre valorile obținute la CT_1 și la CT_2. În cazul examinărilor cerebrale valorile obținute de CT_1 sunt mai mari decât CT_2, iar în cazul examinărilor TA și TAP se realizează invers. În cazul examinărilor toracice și AP nu putem să vorbim despre diferențe statistic semnificative, acestea fiind aproximativ în același interval.

Apoi am comparat datele celor două aparate CT cu datele din literatură. În urma acestei analize am putut determina că datele extrase sunt incluse în intervalele apărute din literatură, cu excepția examinării AP efectuate cu contrast. Aceste rezultate ne conduc la o concluzie importantă, că dozele primite de obicei coincide cu valorile din literatură, chiar mai mici în majoritatea cazurilor. Deci aparatele utilizate la centrul de radiologie probabil folosesc un workflow integrat optimizat, adică se străduiește să lucreze cu o doză mic. Valorile mai mari decât cele publicate în literatură se datorează probabil materialului de contrast și protocoalelor combinate (AP), deoarece în acest caz doza de iradiere depinde și de lungimea regiunii scanate.

Optimizarea dozei de iradiere este un proces continuu, deci tema abordată în lucrare are multe oportunități de dezvoltare. Dezvoltarea acestei metode constă în individualizarea tehnicilor de scanare, în care ținem cont de anatomia fiecărui pacient, de nivelul de atenuare și de indicații clinice.

Sunt recunoscătoare domnului Dr. Burszán-Barabás Andrei –medicul șef - și doamnei Cristea Ilona – tehniciană la Spitalul Clinic Județean de Urgență (Miercurea-Ciuc) - pentru ajutorul acordat la obținerea datelor anonime ale examinărilor efectuate în instituție.

Bibliografie:

- [1] S. Damjanovich, J. Fidy and J. Szöllösi, *Orvosi biofizika*, Győr: Medicina, 2005
- [2] E. Riedl, B. Bell, K. Borbély, J. Geszler and A. Kerpel-Frónius, *Komputer-tomográfia*, Budapest: Semmelweis University, 2012.
- [3] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr and J. M. Boone, *The Essential Physics Of Medical Imaging*, vol. 3., Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2012.
- [4] Victor I. Mikla, Victor V. Mikla, *Medical Imaging Technology*, Elsevier, London 2014
- [5] „Computed Tomography”, Available: <https://www.scribd.com/document/21337717/Computed-Tomography> (Accesat la data: 24.04.2022)
- [6] G. D. Rubbin, "Computed Tomography: Revolutionizing the Practice of Medicine for 40 Years," *Radiology*, vol. 273, no. 2., pp. S45-S74., 2014.
- [7] Available: <https://www.omegapds.com/what-are-ct-scans-and-how-do-they-work/> (Accesat la data 28.04.2022)
- [8] R. Cierniak, *X-ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*, London: Springer, 2011.
- [9] Lois E. Romans, *Computed Tomography for Technologist*, US, Philadelphia: Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins, 2011
- [10] F. K. Glenn, *Radiation detection and measurement*, vol. 4., United States of America: John Wiley & Sons, 2010.
- [11] J. Hsieh, „Principles, Design, Artifacts and Recent Advances” in *Computed Tomography*, 2.ed, SPIE, US Washington, 2009
- [12] Available: <https://www.lecturio.com/concepts/computed-tomography-ct/> (Accesat la data 28.04.2022)
- [13] C. Vandulek , E. Vinczen, J. Rékási, Z. Kürtös, O. Balogh , Z. Szüle, K. Kelemen, L. Lukács, T. Simor and S. Halász, "CT," in *Képkötési gyakorlatok*, Budapest, Medicina, 2014, pp. 117-230.
- [14] Available: <https://scanexpert.ro/importanta-ct-torace-nativ-in-diagnosticarea-evaluarea-si-monitorizarea-pacientilor-covid-19/> (Accesat la data: 12.05.2022)
- [15] Siemence Healthineers, *SOMATOM Scope Power configuration*, Siemence AG, Germania, 2014
- [16] Siemence Healthineers, *SOMATOM Definition Edge brochure*, Germania, 2016
- [17] R. Burkhardt, T. Dan and Bogdan Loredana, *Ce este necesar să știm despre radiațiile ionizante și efectele lor asupra omului*, Cluj Napoca: Centrul Național de Monitorizare a Riscurilor din Mediul Comunitar (CNMRMC), 2016.

- [18] S. F. Popescu and D. C. Lavinia, "*Supravegherea medicală specială a lucrătorilor expuși profesional la radiații ionizante*," [Online]. Available: <https://cnmrmc.insp.gov.ro/images/ghiduri/Ghid-Radiatii-Ionizante.pdf>. (Accesat la data 22. 04. 2022)
- [19] Bogner Péter, *Az orvosi képalkotás fizikája az Orvosi Laboratóriumai és Képalkotó Diagnosztikai Alapszak hallgatói részére*, Medicina, Budapest, 2014
- [20] B. Bodnár, "Dóziscsökkenés lehetőségei CT vizsgálatok során," 2018. Available: <https://radiologia.hu/kozossegek/kategoria/dozis/doziscsokkent-es-lehetosegei-ct-vizsgalatok-soran-i-1537288979> (Accesat la data 22.04.2022)
- [21] International Commission on Radiological Protection, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP - Publication 103, **vol. 37.**, no. 2-4., pp. 9-34., 2007.
- [22] [John A. Bauhs](#), [Thomas J. Vrieze](#), [Andrew N. Primak](#), [Michael R. Bruesewitz](#), [Cynthia H. McCollough](#), *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices*, RadioGraphics, **vol 28**, No.1, pp. 245-253, 2008
- [23] A. J. Christner, M. J. Kofler and H. C. McCollough, *Estimating Effective Dose for CT Using Dose - Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual – Energy Scanning*, American Journal of Roentgenology, **vol. 194**, no. 4, pp. 881-889, 2010.
- [24] A. M. Motoc, "Az embert érő orvosi sugárterhelés típusa, szintje és szabályozhatósága, A páciensek védelme ionizáló sugárzások orvosi alkalmazása során," 2014. Available: <https://docplayer.hu/11587169-Ionizalo-sugarzas-felhasznalasa-magyarorszagon.html>. (Accesat la data 28.04.2022.)
- [25] International Commission on Radiological Protection, *Assessing Dose of the Representative Person for the Purpose of Radiation Protection of the Public and The Optimisation of Radiological Protection: Broadening the Process*, ICRP - Publication 101, **vol. 36.**, no. 3., pp. 69-87., 2006.
- [26] Bogner Péter. *Képalkotási gyakorlatok az Orvosi Laboratóriumai és Képalkotó Diagnosztikai Alapszak hallgatói részére*, Medicina, Budapest, 2014
- [27] Cursul lui Nagy Péter, *Tomográfias módszerek az orvosi képalkotásban*, Debreceni Egyetem, Biofizikai és Sejtbiológiai Intézet, 2016
- [28] R. Baz and C. Deacu, *Mediile de contrast iodat și paramagnetic utilizate în practica radiologică* Available: https://www.srimr.ro/uploads/files/Medii_contrast_pe_scurt.pdf. (Accesat la data 28.04. 2022.)

- [29] "Cursul lui Dana Maniu - Facultatea de Fizică," [Online]. Available: <http://www.phys.ubbcluj.ro/~dana.maniu/>. (Accesat la data 28. 04. 2022)
- [30] "SPSStest," [Online]. Available: <https://www.spsstests.com/2018/11/shapiro-wilk-normality-testsps.html>. (Accesat la data 25.04. 2022).
- [31] "GraphPad," [Online]. Available: https://www.graphpad.com/guides/prism/7/statistics/stat_percentiles_and_the_median.htm. [Accessed 15. 06. 2020.].
- [32] H. J. Zar, *Biostatistical Analysis*, 5 ed., USA: Pearson, 2010.
- [33] A. J. Christner, M. J. Kofler and H. C. McCollough, *Estimating Effective Dose for CT Using Dose -Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual - Energy Scanning*, American Journal of Roentgenology, **vol. 194**, no. 4, pp. 881-889., 2010.
- [34] L. Yu, L. Xin, L. Shuai, M. K. James, C. R.-G. Juan, M. Qu, C. Jodie, G. F. Joel and H. M. Cynthia, *Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective*, Imaging in Medicine, **vol. 1**, no. 1, 2009.
- [35] M. K. Kalpana, F. P. Butler, S. Debapriya, B. C. Mythreyi, P. L. Coombs and L. R. Morin, *U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations*, Radiology, **vol. 284**, no. 1, pp. 120-133, 2017.
- [36] Frank Q. Nuttall, MD, PhD, *Body Mass Index Obesity, BMI, and Health: A Critical Review*, Nutrition Research, Vol. 50, 2015

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, **Dénes Brigitta**, declar că Lucrarea de licență/diplomă/disertație pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iunie, sub îndrumarea **Conf. Dr. Bálint Zoltán**, reprezintă o operă personală. Menționez că nu am plagiat o altă lucrare publicată, prezentată public sau un fișier postat pe Internet. Pentru realizarea lucrării am folosit exclusiv bibliografia prezentată și nu am ascuns nici o altă sursă bibliografică sau fișier electronic pe care să le fi folosit la redactarea lucrării.

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

Data,

18.06.2022

Nume,

Dénes Brigitta

Semnătură

