



УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ ВО
СКОПЈЕ

ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ



Мирјета МедијиАрифџ

ОПРЕДЕЛУВАЊЕ ДИЈАГНОСТИЧКИ РЕФЕРЕНТНИ ВРЕДНОСТИ КАЈ
МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА

Докторски труд

Скопје, 2025 г.

Тема:

ОПРЕДЕЛУВАЊЕ ДИЈАГНОСТИЧКИ РЕФЕРЕНТНИ ВРЕДНОСТИ КАЈ МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА

Ментор:

проф. д-р МИМОЗА РИСТОВА,
Институт за физика, Природно-математички факултет
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје

Комисија за одбрана:

проф. д-р МАРГАРЕТА ПЕЦОВСКА-ЃОРЃЕВИЌ, (претседател),
Институт за физика, Природно-математички факултет
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје

проф. д-р МИМОЗА РИСТОВА (ментор),
Институт за физика, Природно-математички факултет
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје

проф. д-р РИСТЕ ПОПЕВСКИ-ДИМОВСКИ (член),
Институт за физика, Природно-математички факултет
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје

проф. д-р МАЈА ЈАКИМОВСКА-ДИМИТРОВСКА (член),
Медицинскиот факултет, Универзитетски Институт за Радиологија
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје

проф. д-р ЗДЕНКА СТОЈАНОВСКА (член),
Факултетот за медицински науки
Универзитет „Гоце Делчев“ - Штип

Научна област:
Медицинска Физика

Датум на одбрана: 10.12.2025

Благодарност

Изразувам посебна благодарност на мојот ментор и на сите кои ми беа несебична поддршка во текот на изработката на докторската дисертација, и на моите семејство и блиски лица кои имаа разбирање за мојата посветеност на науката.

Мирјета Медији Арифи

Изјава за оригиналност

Изјавувам дека докторската дисертација е оригинален труд и ја имам изработено самостојно. Уредно ги цитирам сите користени извори и трудот не е користен во рамките на други универзитетски студии или за стекнување друго звање.

Мирјета Медији Арифи

Изјава за електронската верзија на докторската дисертација

Изјавувам дека електронската верзија на докторската дисертација е идентична со отпечатената докторска дисертација.

Мирјета Медији Арифи

Изјава за лекторирање

Јас, Цутка Јованоска, лекторка по македонски јазик, со уверение за положен лектор по македонски јазик, бр. 27-326/3, ев. книга со бр. 03-323/1, стр. бр. 142, издадено од Министерството за култура на Р. Македонија, под целосна морална и материјална одговорност изјавувам дека лекторски ја обработив докторската дисертација со наслов: *„Определување дијагностички референтни вредности кај мамографските снимања“* од докторантката м-р Мирјета Медији Арифи, под менторство на проф. д-р Мимоза Ристова.

Одговорно тврдам дека во трудот е применета стандардната јазична норма на македонскиот јазик.

Овластена лекторка,
Цутка Јованоска

СОДРЖИНА

ЛИСТА НА КРАТЕНКИ	8
ЛИСТА НА ТАБЕЛИ.....	9
ЛИСТА НА СЛИКИ.....	11
АПСТРАКТ.....	16
ABSTRACT	18
1. ВОВЕД	20
1.1. АКТУЕЛНОСТ НА ТЕМАТА МАМОГРАФИЈА	20
1.1.1. Ракот на дојка и мамографијата	22
1.1.2. Накратко за материјалите и за методите користени при истражувањето	25
Софтверски алатки користени во истражувањето	26
1.1.3. Цели на истражувањето	27
1.2. ДОЈКА И РАКОТ НА ДОЈКАТА.....	29
1.2.1. Анатомија на женската дојка	29
1.2.2. Рак на дојка.....	30
1.2.3. Ризик-фактори за карцином.....	33
1.2.4. Морфолошки и патолошки промени на дојката	34
1.3. РАНО ОТКРИВАЊЕ НА РАКОТ НА ДОЈКА	35
1.3.1. Улогата на мамографијата во скринингот и раното откривање.....	36
1.4. ЛИТЕРАТУРА	39
2. ТЕОРИСКИ ОСНОВИ.....	42
2.1. ЗАЕМОДЕЈСТВО НА РЕНДГЕНСКОТО ЗРАЧЕЊЕ СО МАТЕРИЈАТА.....	42
2.2. Механизми на заенодејство.....	42
2.3. Атенуација на рендгенски сноп	48
2.4. ДОЗИМЕТРИСКИ ВЕЛИЧИНИ.....	52
2.5. ИСТОРИЈА НА МАМОГРАФИЈАТА	55
2.6. МАМОГРАФСКИ АПАРАТ.....	57
2.7. ДИГИТАЛНА МАМОГРАФИЈА	67
2.7.1. Технологии на дигиталната мамографија	69
2.8. ДОЗИМЕТРИЈА ВО МАМОГРАФИЈА.....	74
2.8.1. Процена на MGD за стандардна дојка по стар модел	77
2.8.2. Процена на MGD за стандардна дојка по нов модел	78
2.8.3. Процена на MGD за реални дојки.....	79

2.9. ВОВЕДУВАЊЕ ДИЈАГНОСТИЧКИ РЕФЕРЕНТИ ВРЕДНОСТИ (ДРВ).....	84
2.10. РАДИЈАЦИОНЕН РИЗИК ОД МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА.....	86
2.11. ЛИТЕРАТУРА.....	88
 3. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ НА ИСТРАЖУВАЊЕ ЗА ЦЕЛИТЕ НА ОВАА ТЕЗА	91
3.1. МЕТОДИ ЗА ИСТРАЖУВАЊЕ НА ПРОБЛЕМАТИКАТА.....	91
3.2. ПОДАТОЦИ ЗА КОНТРОЛА НА КВАЛИТЕТОТ ВО МАМОГРАФИЈАТА ...	94
3.3. КОРИСТЕЊЕ МАТЕМАТИЧКИ МЕТОДИ ЗА ПРЕСМЕТУВАЊЕ НА ДОЗАТА ОД МАМОГРАФСКА СНИМКА	95
3.3.1. Податоци земени од DICOM Tags кои се користени во анализата	96
3.4. АНАЛИТИЧКИ МЕТОДИ ЗА ОПРЕДЕЛУВАЊЕ НА ПРОСЕЧНАТА ГУСТИНА НА ЖЛЕЗДЕНОТО ТКИВО.....	98
3.5. ДИЈАГНОСТИЧКИ РЕФЕРЕНТНИ ВРЕДНОСТИ ВО ДИГИТАЛНА МАМОГРАФИЈА: СИСТЕМАТСКО ИСТРАЖУВАЊЕ	101
3.6. СТАТИСТИЧКИ МЕТОДИ ЗА АНАЛИЗА.....	107
3.7. ЛИТЕРАТУРА	108
 4. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА	110
4.1. АНАЛИЗА НА ПОДАТОЦИТЕ ОД МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА	110
4.2. ДИСТРИБУЦИЈА СПОРЕД ДЕБЕЛИНАТА НА КОМПРЕСИРАНА ДОЈКА	111
4.3. СИЛА НА КОМПРЕСИЈА ПРИ МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА	115
4.4. ИСПОРАЧАНИ ДОЗИ И ПАРАМЕТРИ НА СНИМАЊЕ ВО МАМОГРАФСКИТЕ ЕДИНИЦИ	118
4.5. СПОРЕДБА НА НАШИТЕ РЕЗУЛТАТИ СО ОНИЕ ОД ДРУГИТЕ ЕВРОПСКИ ЗЕМЈИ.....	140
4.6. ПРОЦЕНТУАЛНА ЗАРАПЕНОСТ НА ЖЛЕЗДЕНОТО ТКИВО И СТАРОСНА ДИСТРИБУЦИЈА	144
4.7. УТОЧНУВАЊЕ НА ПРЕСМЕТКИТЕ НА СРЕДНА ЖЛЕЗДЕНА ДОЗА (MGD) СО ЗЕМАЊЕ ПРЕДВИД НА ГЛАНДУЛАРНОСТА	147
4.8. ИНДИВИДУАЛНИ ПРОМЕНИ КАЈ ГУСТИНАТА НА ЖЛЕЗДЕНОТО ТКИВО СО СТАРОСТА НА ПАЦИЕНТКА.....	151
4.9. СПОРЕДБА НА „ДРВ" ЗА МАКЕДОНИЈА СО ДРУГИ ЗЕМЈИ И СО ЕВРОПСКИТЕ СТАНДАРДИ.....	153
4.10. ЛИТЕРАТУРА	164
 5. ЗАКЛУЧОК И ПРЕПОРАКИ	167
5.1. ЛИТЕРАТУРА	171
 АНЕКС	172
НАУЧНИ ТРУДОВИ ОБЈАВЕНИ ВО СПИСАНИЈА	172

ЛИСТА НА КРАТЕНКИ

ACR (American College of Radiology) – Американски колеџ за радиологија
AEC (Automatic Exposure Control) – Автоматска контрола на експозиција
Ag (Silver) – Сребро
Al (Aluminium) – Алуминиум
BI-RADS (Breast Imaging-Reporting and Data System) – Систем за известување и за интерпретација на мамографски слики
CC (Cranio Caudal) – Краниокаудална проекција
CR (Computed Radiography) – Компјутеризирана радиографија
DR (Digital Radiography) – Дигитална радиографија
DRL (Diagnostic Reference Level) – Дијагностичка референтна вредност
DM (Digital Mammography) – Дигитална мамографија
ESAK или K (Entrance Surface Air Kerma (mGy)) – Влезна воздушна керма (mGy)
FS (Film Screen) – Филмско-екрански систем
FSM (Film Screen Mammography) – Филмско-екранска мамографија
HVL (Half Value Layer) – Полудебелина на атенуација
IAEA (International Atomic Energy Agency) – Меѓународна агенција за атомска енергија
ICRP (International Commission on Radiological Protection) – Меѓународна комисија за радиолошка заштита
IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) – Институт за физика и инженерство во медицината
MGD (Mean Glandular Dose (mGy)) – Средна жлездна доза (mGy)
MLO (Medio-lateral Oblique) – Медиолатерална проекција
Mo (Molybdenum) – Молибден
NDRL (National Diagnostic Reference Level) – Национална дијагностичка референтна вредност
PMMA (Polymethyl Methacryla) – Полиметил метакрилат

ЛИСТА НА ТАБЕЛИ

Табела 1.1: Релативната чувствителност на ткивата од јонизирачко зрачење во контекст на мамографијата	24
Табела 1.2: Резиме на тековните здравствени трошоци, инциденцата и морталитетот од рак на дојка, како и соодносот морталитет : инциденца (Mortality-to-Incidence Ratio - MIR) за рак на дојка, подредени според рангирањето по индекс на човеков развој (HDI) (N = 40) во Европа 2022.	32
Табела 2.1: Најчести комбинации анода/филтер во мамографија:	61
Табела 2.2: Гландуларност во однос на дебелината на истата дојка според авторите Geise и Palchevsky (1996)	75
Табела 2.3: Гландуларност на дојка во зависност од нејзината дебелина (компресирана дебелина) [24].....	76
Табела 2.4: Фактори на конверзија за пресметување на MGD според стариот модел [24]	78
Табела 2.5: Фактор на конверзија s за различни анода-филтер комбинации [25].	78
Табела 2.6: Вредности на g и на c-факторите [25]	79
Табела 2.7: Вредности на g-факторот (mGy/mGy) за дојки од 2 – 11 cm [28].	80
Табела 2.8: Вредности на c-факторот (mGy/mGy) за популација 40 – 49 години [28]....	80
Табела 2.9: Вредности на c-факторот (mGy/mGy) за популација 50 – 64 години [28]. ...	81
Табела 2.10: c-фактори за жлезди од 0,1 до 100 % во централниот регион на дојката, дебелина на дојката од 20 до 110 mm и дебелина на градите од 0,30 до 0,60 mm Al. Површински слоеви од 100 % масно ткиво се претпоставуваат со дебелина од 0,5 cm. [28]	82
Табела 3.1: Марка на апаратот, технологија, комбинација анода/филтер, број на проекции, број на индивидуи/пациентки во ревизија на дози од мамографски единици во Македонија.	92
Табела 3.2: Пример за извештај од медицинска физика од една мамографска единица	94
Табела 3.3: Информации извлечени од DICOM-насловите на дигиталните мамографии во оригинал (англиски) и превод на македонски јазик.....	96
Табела 4.1: Средна вредност на силата на компресија (CF) и стандард-девијација (StDev) за осумте истражувани мамографски единици.	118
Табела 4.2: Дескриптивна статистика 5.02.00.01 – Економија за 4.520 мамографски снимки направени во мамографската единица A.	119
Табела 4.3: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица A.	121
Табела 4.4: Дескриптивна статистика за 1.772 мамографски снимки направени во мамографската единица B.....	121
Табела 4.5: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица B	123
Табела 4.6: Дескриптивна статистика за 3.436 мамографски снимки направени во мамографската единица C.....	123
Табела 4.7: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица C	125

Табела 4.8: Дескриптивна статистика за 5.672 мамографски снимки направени во мамографската единица D.	125
Табела 4.9: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица D	127
Табела 4.10: Дескриптивна статистика за 2.832 мамографски снимки направени во мамографската единица E.127	
Табела 4.11: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица E	129
Табела 4.12: Дескриптивна статистика за 2.608 мамографски снимки направени во мамографската единица F.129	
Табела 4.13: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица F	131
Табела 4.14: Дескриптивна статистика за 6.380 мамографски снимки направени во мамографската единица G.131	
Табела 4.15: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица G	133
Табела 4.16: Дескриптивна статистика за 3.820 мамографски снимки направени во мамографската единица H.133	
Табела 4.17: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица H	135
Табела 4.18: Број на снимки/прегледи по мамографска единица (A, B, C, D, E, F, G, H), просечни параметри на експозиција, медијанска вредност на влезна површинска воздушна доза (entrance surface air kerma) и медијанска вредност на средна жлездна доза (MGD) по проекција, снимка и случај, за вкупно 31.040 мамограми низ 8 единици.	136
Табела 4.19: Карактеристики на пациентите и параметри на скенирање според дебелината на дојката (CBT) за медиолатерална коса (MLO) и краниокаудална (CC) проекција (n = 31.040).	137
Табела 4.20: MGD, ДРВ од оваа студија во споредба со локалните/регионалните и националните пријавени ДРВ-вредности.	142
Табела 4.21: MGD-вредности за различни опсези на дебелина на дојка (CBT), споредба со европските ДРВ-вредности	142
Табела 4.22: Статистички опис на вклучениот податочен сет и трите вредности на средната жлездна доза (MGD) пресметани од 688 мамограми.	148
Табела 4.23: Сумирани детали за 18-те литературни извори вклучени во студијата.	155
Табела 4.24: Резиме на студиите за средната жлездна доза (MGD) базирани на податоци од фантоми.	157
Табела 4.25: Резимирачка табела за MGD (DRL) со податоци за пациентите и технички параметри.	158

ЛИСТА НА СЛИКИ

Слика 1.1: Симплифициран модел на напречен пресек на една дојка: Се состои од кожа, масно ткиво, жлездно ткиво и млечни канали.....	23
Слика 1.2: а) Шематски приказ на дојка и б) Дигитална мамографска слика (DM) од MLO-проекција на десна дојка	30
Слика 1.3: Одзив на скрининг на дојка, жени на возраст од 50 до 69 години, 2022 година [32].	37
Слика 1.4: Стандардни проекции во мамографијата: лево краниокаудална (CC) и десно медиолатерално странична (MLO)	38
Слика 2.1: Кохерентно или Рејлиево расејување	43
Слика 2.2: Шематски приказ на Комптоново расејување.....	44
Слика 2.3: Шематски приказ на фотоелектричен ефект.....	46
Слика 2.4: Создавање пар електрон-позитрон од гама квант со енергија 1,02 MeV.....	47
Слика 2.5: Графички приказ на експоненцијалниот закон за атенуацијата на фотоните. ...	49
Слика 2.6: График на масен коефициент на атенуација за меки ткива во зависност од енергијата на фотоните, за: фотоелектричен ефект, Комптонов ефект, создавање пар електрон-позитрон и вкупниот масен коефициент на атенуација [1].	50
Слика 2.7: Разликите во вкупната коефициентна атенуација за различните ткива: масно ткиво, мускул и коска во регионот на радиолошките енергии за X-фотони во енергетски распон од 10 до 150 keV.....	51
Слика 2.8: Мамографски апарат и неговите составни делови.	57
Слика 2.9: Шематски приказ на рендгенската цевка.	58
Слика 2.10: Спектри од аноди од (лево) Rh и (десно) Mo.....	59
Слика 2.11: Промената на линеарниот коефициент на атенуација μ од енергијата на рендгенските фотони за инфилтрирачки дуктален карцином, фиброзно и масно ткиво[1].	60
Слика 2.12: Спектар од Mo-анода, филтрирани со филтер од 0,03 mm молибден (Mo) или 0,025 mm од родиум (Rh)[1].	62
Слика 2.13: Линеарна решетка.....	64
Слика 2.14: Шематски приказ на АЕС	65
Слика 2.15: Мамографски апарат во мамографската единица Н: (а) Рендген апарат (мамограф). (б) Контролна маса. (в) Работна станица.	68
Слика 2.16: Матричен детектор составен од фотодиоди и тенкофилмски транзистори (TFT).	69
Слика 2.17: Упадeн рендгенски фотон кој предизвикува сцинтилација, а потоа видливите фотони продуцираат парови електрон-шуплина во фотодиодата (лево); Генерираните парови од полнежи електрон-шуплина се сепарираат на спротивните електроди и се отчитуваат како сигнал со помош на TFT-електрониката (десно).	70

Слика 2.18: Пиксел-детектор со CsI(Tl)-апсорбер. (а) Детектор со низа фотодиоди. (б) Скенирајчкаелектронска фотографија на игличестата (колумнарната) структура на кристалниот CsI:Tl [15].	71
Слика 2.19: Просторни растурања на, интензитетот на сигналот на TFT и CMOS-технологиите	71
Слика 2.20: (Лево) Упаден X-фотон предизвикува на парот електрон-шуплина (десно)	72
Слика 2.21: Правоаголен одзив со просторна димензија на еден пиксел кај детекторот на директна конверзија.	73
Слика 2.22 Детектор со CCD-чип.	74
Слика 2.23: Пресеци на цилиндричен модел на дојка за Монте Карло симулацијата. Странична проекција (лево). Напречна проекција (десно).	76
Слика 3.1: Проценка на MGD користејќи технички параметри.	97
Слика 3.2: PRISMA-дијаграм на текот на истражувањето за систематската студија и мета-анализа.	103
Слика 3.3: Еволуцијата на дозата според европските прифатливите дозни вредности (ACC) и препорачаните дозни вредности (ACH) [3], како и пресметаната просечна вредност од претходните две, со цел да се утврди наклонот на правата, заради хармонизација на податоците.	106
Слика 4.1: Нормална старосна дистрибуција на индивидите кои беа предложени на мамографски снимања (вкупно 7.760)	110
Слика 4.2: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 4.520 мамографски слики од проекции од 1.130 пациенти од мамографската единица А.	111
Слика 4.3: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 1.772 мамографски слики од 443 пациенти од мамографската единица В.	112
Слика 4.4: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 3.436 мамографски слики од 859 пациенти од мамографската единица С.	112
Слика 4.5: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). . Вкупно 5.672 мамографски слики од 1.418 пациенти од мамографската единица D.	113
Слика 4.6: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 2.832 мамографски слики од 708 пациенти од мамографската единица Е.	113
Слика 4.7: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 2.608 мамографски слики од 652 пациенти од мамографската единица F.	114
Слика 4.8: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно за 6.380 мамографски слики од 1.595 пациенти од мамографската единица G.	114

- Слика 4.9: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Анализата брои вкупно 3.820 мамографски слики од 955 пациенти од мамографската единица Н. 115
- Слика 4.10: Дебелина на компресирана дојка (CBT во mm), во зависност од силата на компресијата (CF во N) – заеднички приказ за сите проекции и сите осум мамографски единици — А, В, С, D, E, F, G и Н, во Македонија. Црвените точки потекнуваат од снимки направени со примена на сила на компресијата, што е помала од препорачаната (<75 N), а зелените со повисока од препорачаната. На десната страна од секоја слика е даден бокс-дијаграм на кој се гледа средната сила на компресија (CF) применувана во секоја од единиците. 117
- Слика 4.11: Бокс-дијаграми што ја покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил (зелен блок) и 75-тиот перцентил (жолт блок) на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица А. 120
- Слика 4.12: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 4520 прекции во мамографската единица А. 120
- Слика 4.13: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица В. 122
- Слика 4.14: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 1 772 проекции во мамографската единица В. 122
- Слика 4.15: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица С. 124
- Слика 4.16: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 3.436 прекции во мамографската единица С. 124
- Слика 4.17: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица D. 126
- Слика 4.18: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 5.672 прекции во мамографската единица D. 126
- Слика 4.19: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица Е. 128

- Слика 4.20: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 2.832 проекции во мамографската единица E. 128
- Слика 4.21: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица F..... 130
- Слика 4.22: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 2 608 проекции во мамографската единица F..... 130
- Слика 4.23: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица G..... 132
- Слика 4.24: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 6.380 проекции во мамографската единица G..... 132
- Слика 4.25: Бокс-дијаграми што покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијана на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица G..... 134
- Слика 4.26: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm), за 3.820 проекции во мамографската единица H. 134
- Слика 4.27: Бокс-дијаграми што ги прикажуваат минималната доза (mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-ти и 75-ти процентил на средната жлездна доза (MGD) за: (лево) MLO и (десно) CC проекции во различни групи од дебелината на дојката (CBT), оценети од сите податоци на сите осум мамографски единици во Македонија. Граничните линии помеѓу жолтите и сивите кутии ја претставуваат медијаната на MGD, додека жолтата кутија го демонстрира интерквartilниот опсег од медијаната до 75-тиот процентил, а сивата кутија од медијаната до 25-тиот процентил. 139
- Слика 4.28: Средната жлездна доза (MGD), во mGy наспроти дебелината на дојката (CBT) во mm. Кривите за мамографските единици A, B, C, D, E, F, G и H се фитувани (прилагодени) со експоненцијални функции за споредба со европските (прифатливи и препорачани дозни вредности) и со белгиските дозни вредности..... 143
- Слика 4.29: Алгоритмот за сегментација LIBRA. (а) оригиналната DICOM-слика од мамограмот; (б) кластеризација што претставува подрачје на сликата со интензитет на сиви нијанси што соодветствуваат на нивото на атенуација на рендгенските зраци и (в) финалната излезна слика со контурирано со зелена граница густо ткиво по завршената сегментација. 144
- Слика 4.30: Просечна glandуларност во однос на дебелината на компресираната града, добиена од 688 мамограми. Жлездноста беше проценета со помош на LIBRA

[8] за две возрасни групи (40 – 49) и (50 – 64), како и за сите возрасти заедно.	145
Слика 4.31: Фреквенцијата на појавата на одредена жлездност за вкупно 688 мамографски слики од 172 жени (лево распределба).	146
Слика 4.32: (лево) Распределба на просечната густина на ткиво на дојката, утврдена од мамографија (MBD), во зависност од возраста во интервали од 1 година. Лентите на грешка (Error bars) ги прикажуваат 95 % интервалите на доверба; (десно) во интервали од 5 години.	146
Слика 4.33: (Scatter plot) Расеан дијаграм на зависноста на MGD Dance (LIBRA), MGD Displayed и MGD Dance од дебелината на компресираната града (CBT)...	149
Слика 4.34: Линеарна регресија за меѓусебната зависност на средната жлездна доза (MGD) добиена според два различни метода: (лево) MGD Dance од MGD Dance (LIBRA), (десно) MGD Displayed од MGD Dance.....	149
Слика 4.35: DICOM-мамографски слики од MLO-проекција низ годините 2013 — 2024 од жена 1.....	151
Слика 4.36: DICOM-мамографски слики од MLO-проекција низ годините 2013 — 2019 од жена 2.....	152
Слика 4.37: Густина на жлездното ткиво во % во споредба со возраста: Жена 1 во временски интервал од десет години (лево); Жена 2 во интервал од шест години (десно).....	153
Слика 4.38: Просечни вредности на средната жлездна доза (MGD) од студиите врз пациенти и корекции направени за Турција, Швајцарија и за Ирска.	161
Слика 4.39: Средните вредности на средната жлездна доза (MGD) во mGy за 18 европски земји, пријавени или коригирани да се однесуваат на опсегот на дебелина на компресираната дојка (CBT) од 50 — 59.9 mm (по применетата хармонизација на податоците).	162
Слика 4.40: Типични средни вредности на средна жлездна доза (MGD, mGy) споредени со европските дијагностички референтни вредности (DRLs, MGD во mGy). Земјите обоени со портокалова боја имаат MGD-вредности под европските перепорачани (ACH) вредности. Само Турција, означена со портокалова боја, пријави типична MGD-вредност [17], која се наоѓа помеѓу европските достигнати (ACH) и прифатливи (ACC) вредности. Со розовата лента се означени земјите што ги имаат воспоставено ДРВ (DRL) преку своите здравствени власти.	163

АПСТРАКТ

Дијагностичките референтни вредности (ДРВ) во дигиталната мамографија беа утврдени со користење на 31.040 дигитални мамографски слики добиени како од дијагностички, така и од скрининг-прегледи спроведени во осум државни мамографски центри/единици во Република Македонија (РМ). Главната истражувачка цел на оваа докторска дистертација е да се проценат дијагностички референтни вредности за мамографски прегледи во различните опсези на дебелината на дојката. Направена е проценка на средната жлездна доза (MGD) и средната дебелина на компресирана дојка (CBT) за секоја проекција – краниокаудална (CC) и медиолатерална коса (MLO). ДРВ беше добиено со пресметување на 75-тиот перцентил (интеркварталниот опсег) од MGD-вредностите низ сите примероци, во различните опсези на дебелината на дојката (CBT), за двете проекции. Медијаната на MGD, како и минималната и максималната вредност, беа пресметани и изнесуваат 1,15 mGy, 0,1 mGy и 9,93 mGy, соодветно. Со зголемувањето на дебелината на компресирана дојка (CBT) од 7 до 120 mm, 75-тиот перцентил на жлездната доза (MGD) се зголеми од 0,94 mGy на 3,67 mGy за краниокаудалната проекција (CC), а за медиолатералната проекција (MLO) од 0,44 mGy на 4,91 mGy. Со оваа студија се востанови дека локалните дијагностички референтни вредности (DRL) за дигиталните мамографски системи на 75-тиот перцентил, кои се блиски со вредностите пријавени за други земји/регионални. ДРВ дефинирани за CC и MLO-проекција при одредена дебелина на компресирана дојка (CBT), укажуваат дека барем кај една од осумте мамографски установи е потребна оптимизација.

Дозата примена од зрачењето при мамографските снимања најчесто се изразува како средна жлездна доза (MGD), која ја претставува дозата доставена до жлездното ткиво на дојката. Во ова истражување се споредуваат проценките на MGD добиени со користење на три различни методологии: (I) методологијата според Дансе—Либра (MGD-Dance-LIBRA) според која жлездната доза се пресметува мануелно за секој пациент користејќи ја формулата на Dance, а притоа вклучувајќи ги вредностите за мамографска густина на дојката (MBD) добиени од апликацијата LIBRA (Laboratory for Individualised Breast Radiodensity Assessment), со што се заменуваат стандардните специфични вредности за гландуларноста на Dance со специфични вредности определени за секоја слика; (II) методологијата според Дансе (MGD-Dance), со која дозата е пресметана со формулата на Dance со конвенционалната претпоставка за 50 % гландуларност и (III) автоматската методологија со вградениот алгоритам од производителот (MGD-Displayed) – извлечена директно од DICOM-заглавјето од секој мамограм. За оваа споредбена анализа вкупно беа анализирани 688 анонимизирани мамограми од 172 жени кои направиле рутинска

скрининг-мамографија, со комплетни технички и анонимизирани пациентски податоци. Просечните вредности на MGD добиени според трите метода беа: MGD-Dance-LIBRA: 2,97 mGy; MGD-Dance: 2,78 mGy; MGD-Displayed: 2,81 mGy. Просечната вредност на гландуларноста кај анализираниите 688 мамограми беше проценета на 14 %. Притоа, се воспостави дека постои силна корелација помеѓу вредностите на MGD-Dance и MGD-Dance-LIBRA ($R^2 = 0,9865$). Деталната проценка на дозата, што користи индивидуализирана гландуларност добиена преку LIBRA, укажува на тоа дека овие вредности се малку повисоки во споредба со вредностите на жлездната доза определена со стандардниот метод на Dance, кој претпоставува 50 % гландуларност, наместо вистинската просечна жлездна густина на дојката. Вклучувањето на индивидуализираните проценки за густина на дојката од апликацијата LIBRA во формулата на Dance, овозможува порафиниран и попрецизен метод за пресметка на средната жлездна доза (MGD) во дигиталната мамографија.

Заради споредба на средната жлездна доза пресметана за Македонија во оваа докторска дисертација, беше направен систематски преглед на литературата поврзана со дијагностичките референтни вредности (DRL) во дигитална мамографијата во 18 европски земји, засновано на студии објавени во периодот 2005 – 2025 година. Од вкупно идентификувани 353 труда, само 18 рецензирани студии ги исполнуваат критериумите за вклучување – пријавувајќи ДРВ базирани на средна жлездна доза (MGD) од Финска до Малта. Осум студии користеа податоци од пациенти, четири користеа мерења со фантом, а шест ги комбинираа и двете. За да се надмине предизвикот при споредба на различните пријавени параметри, спроведовме процедури за хармонизација на податоците, настојувајќи да се сведат нумеричките податоци на заеднички опсег на дебелина на компресираната дојка (CBT) од 50 до 59 mm. Анализите покажаа дека ДРВ варира значително помеѓу земјите, при што 75-тиот перцентил на MGD се движеше од 1,1 до 2,6 mGy, а 95-тиот од 1,6 до 2,9 mGy, со средна вредност од 1,44 mGy, што е пониско од пропишаното европско ниво (2 mGy). Пристапот на хармонизација што го применивме овозможи формирање споредлив сет од податоци за просечните MGD-вредности, овозможувајќи увид во оптимизацијата на зрачната доза во дигиталната мамографија низ Европа.

Клучни зборови: дигитална мамографија; средна жлездна доза (MGD); дебелина на компресирана дојка; дијагностичко референтно ниво (DRL); жлездна густина на дојка; LIBRA.

ABSTRACT

Diagnostic reference levels (DRLs) in digital mammography were determined from 31 040 digital mammography images acquired from diagnostic and screening examination data from eight state-managed mammography centers/units in the Republic of North Macedonia (RM). The main objective is to establish a diagnostic reference level for mammography examinations at different ranges of breast thickness. Approximately 30 000 mammography images were used to evaluate mean glandular dose (MGD) and compressed breast thickness (CBT) for each projection, craniocaudal (CC) and mediolateral oblique (MLO). The stratified DRL was derived by calculating the 75th percentile of the MGD across all the samples at various CBT ranges for both projections.

The overall median MGDs, minimum, and maximum were calculated to be 1.15 mGy, 0.1 mGy, and 9.93 mGy, respectively. As the CBT increased from 7 to 120 mm, the 75th percentile of the MGD increased from 0.94 mGy to 3.67 mGy for CC, and from 0.44 mGy to 4.91 mGy for MLO projections. The study established local DRLs for the digital mammography systems at the 75th percentile, which compared well with the values reported for other countries/regions. The DRL defined per CC and MLO image view for a specific CBT indicated that at least one mammography facility needs optimization.

In mammography, radiation dose is typically expressed as the Mean Glandular Dose (MGD), which represents the dose delivered to the glandular tissue of the breast. This study compares MGD estimates obtained using three different methodologies: (I) MGD-Dance-LIBRA – Calculated manually for each patient using Dance’s formula, incorporating Mammographic Breast Density (MBD) values derived from the LIBRA application (Laboratory for Individualised Breast Radiodensity Assessment), thereby replacing Dance’s standard glandularity assumption with image-specific values; (II) MGD-Dance – Calculated using Dance’s formula with the conventional assumption of 50% glandularity; (III) MGD-Displayed – Extracted directly from the DICOM header of each mammogram. A total of 688 anonymized mammograms from 172 women undergoing routine screening were analyzed, with complete technical and patient-related data. The mean MGD values obtained by the three methods were: MGD-Dance-LIBRA: 2.97 mGy; MGD-Dance: 2.78 mGy; MGD-Displayed: 2.81 mGy. The average glandularity across the dataset was estimated at 14%. A strong correlation was observed between MGD-Dance and MGD-Dance-LIBRA values ($R^2 = 0.9865$). The refined dose estimation using image-specific glandularity from LIBRA consistently

produced slightly higher values compared to the standard Dance method, highlighting the impact of the commonly assumed 50% glandularity, which overestimates the true average density. Incorporating individualized breast density estimates from the LIBRA application into Dance's formula provides a more refined and accurate method for calculating Mean Glandular Dose in digital mammography

In a systematic review, we examine the establishment of Diagnostic Reference Levels (DRLs) in digital mammography across 18 European countries, based on studies from 2005 to 2025. A total of 353 articles were identified through the comprehensive search of academic networks: Google Scholar, PubMed, Research Gate, and Academia. Only 18 peer-reviewed studies met the inclusion criteria reporting Mean Glandular Dose (MGD)-based DRLs from Finland to Malta. Eight studies used patient data, four used phantom measurements, and six used both. To overcome the challenging comparison of the variety of reported parameters, we undertook some data harmonisation procedures, focusing on a common Compressed Breast Thickness (CBT) range of 50–59 mm. The DRLs varied notably by country, with 75th percentile MGDs ranging from 1.1 to 2.6 mGy and 95th percentile from 1.6 to 2.9 mGy, averaging to 1.44 mGy, which is lower than the achievable European level (2 mGy). The harmonisation approach enabled the derivation of a comparable dataset of average MGDs, facilitating cross-country comparisons and insights into radiation dose optimisation in digital mammography across Europe.

Keywords: digital mammography; mean glandular dose (MGD); compressed breast thickness; diagnostic reference level (DRL); breast glandularity; LIBRA;

1. ВОВЕД

1.1. АКТУЕЛНОСТ НА ТЕМАТА МАМОГРАФИЈА

Јонизирачкото зрачење се покажа како ефикасна дијагностичка и терапевтска техника во медицината, што ја примаат луѓето од сите вештачки произведени извори на јонизирачко зрачење. Оттука и безбедноста од зрачење треба да биде и основната компонента на практиката на дијагностичката радиологија, што ја нагласува нејзината мултидисциплинарна природа. Посебно внимание треба да се посвети на развивањето критериуми за дијагностичката пракса, а кои ги земаат предвид глобално признаените стандарди за заштитата од зрачење [1].

Уште на почетокот на дваесеттиот век веќе стана јасно дека одредени групи луѓе, како што се радиолозите и нивните пациенти, кои биле изложени на релативно високи дози од зрачења, покажувале поголема зачестеност на одредени типови рак во споредба со лица кои не биле изложени. Исто така, деталните студии направени на популациите изложени на зрачење од атомските бомби, од нуклеарната катастрофа во Чернобил, жителите погодени од катастрофата кај нуклеарката кај Фукушима, пациенти третирани со радиотерапија, како и професионално изложени групи, особено рудари на ураниум, во целост ја потврдија тезата дека зрачењето може да предизвика канцер [1] [2]. Проценувањето на зголемениот ризик од рак е отежнато поради долгиот и варијабилан латентен период кој може да трае од околу 5 до 30 години или повеќе, од моментот на изложеност до појавата на болеста [3]. Понатаму, се покажало дека ракот предизвикан од зрачење обично не се разликува од спонтаните случаи на појава на рак или од оние предизвикани од други канцерогени фактори. Инциденцата на рак во општата популација е висока, при што се проценува дека приближно едно од три лица на крајот ќе почине од некоја форма на рак. Ваквото високо ниво на зачестеност го отежнува идентификувањето дополнителни случаи на одреден тип на рак како последица на изложеност на радијација, дури и кај популациите кои биле изложени на релативно високи вредности на зрачење.

Се тврди дека смртоносниот рак може да се манифестира кај 1 од секои 8.000 лица подложени на 10 mSv. Она што често се занемарува во ова тврдење е дека во суштина ризикот поврзан со зрачењето зависи од високо специфични и индивидуални детерминанти: постојат варијации во полот, диспаритети во генетското потекло, влијанието на возраста во времето на изложување, методологијата на фракционирање на

дозата кај радиотерапијата, како и поврзаноста на ефектите на зрачењето со други фактори на ризик.

Бројни глобални научни и технички субјекти воспоставија основни безбедносни протоколи за заштитата од зрачење, како што се „Меѓународните основни безбедносни стандарди за заштита од јонизирачко зрачење и за безбедност на изворите на зрачење“, објавени од Меѓународната агенција за атомска енергија (International Atomic Energy Agency — IAEA). IAEA, во соработка со Светската здравствена организација (World Health Organization — WHO) и други релевантни организации. Европските земји практично имаат законска обврска за формулирање и за практично извршување на овие стандарди. Главната одредба е оптимизацијата на заштитата од зрачење за пациентите подложени на медицински процедури за зрачење.

Дијагностички референтни вредности (ДРВ) за првпат беа споменати од Меѓународната комисија за радиолошка заштита (International Commission Radiological Protection ICRP) во 1990 година и последователно препорачана подетално во 1996 година [4].

Главната цел на мамографскиот преглед е да се дадат точни дијагностички информации со прифатлива доза на органот на дојката, без да се предизвика потенцијален ризик за создавање на рак [5] кај здравите жени. Воведувањето на параметарот дијагностички референтни вредности - ДРВ (Diagnostic Reference Levels - DRLs) овозможува увид и можност да се утврди во кој од мамографските центри дозите се поголеми или многу помали, и соодветно на тоа да се преземат мерки за нивна оптимизација.

Оптимизацијата нужно не мора да вклучува намалување на дозата за пациентот, туку тоа подразбира управувањето со зрачната доза на пациентот да се избалансира со медицинската цел и да добие мамографска слика со оптимален дијагностички квалитет. Ограничувањата на дозата може да се покажат штетни за пациентот доколку квалитетот на сликата не ги задоволува клиничките потреби. Процесите на оптимизација во медицинските слики се применуваат на дизајнот на опремата и на вредноста на процедурата за да се осигура дека бенефитот е максимален, а дозата се одржува на најниско ниво колку што е разумно достигну. Во мамографијата оптимизацијата на дозата се постигнува преку многу средства, вклучувајќи континуиран напредок во технологијата. Така, на пример, поновите системи за дигитална мамографија користат

детектори за броење фотони кои ја намалуваат дозата на пациентот и го отфрлаат шумот за да го подобрат квалитетот на сликата, а со тоа и откривањето на ракот [6]. Понатаму, подобрувањата во техниките за компресија на дојките го намалуваат геометриското замаглување на ситните детали на сликите, со што се подобрува контрастот на сликите и овозможува снимањето да се изведе со помала доза. ДРВ ќе бидат дискутирани во наредните поглавја како главна тема во оваа дисертација.

Оптимизацијата на зрачењето во скрининг-мамографијата има цел да ја намали изложеноста на зрачење на жените вклучени во скринингот. Оваа теза ги истражува зрачните дози доставени до жените кои се подложени на мамографско снимање, а кои може да се определат според три различни методологии за проценка на средната жлездна доза (MGD). За прв пат во Република Македонија, беа испитувани дијагностички референтни вредности (ДРВ), а резултатите од ова истражување ќе можат да послужат за оптимизација на дозите при зрачење. Притоа, ќе биде направена и анализа на факторите на снимање и на параметрите на експозиција.

ДРВ беа дефинирани од страна на Меѓународната комисија за заштита од радијација (ICRP) како „форма на ниво на истражување, применето на лесно мерлива величина, обично апсорбираната доза во воздух или во материјал со еквивалентна атанеуација на зрачењето од ткивото, со употреба на едноставен фантом или кај стандарден пациент“ [7]. Како што веќе спомнавме, дозата на зрачење на дојката е пресметана на различни начини бидејќи оваа доза може да се процени со примена на одредена стандардна вредност за грануларноста на дојката, дебелината на дојките, напонот на цевката (kVp) и спектарот на X-зраците а кој зависи од комбинација анода-филтер и полудебелина на атанеуација [HVL]. Во суштина, средната жлездна доза (MGD) ја означува ефективната доза која се апсорбира од жлездното (гландуларното) ткиво, а нејзината проценка може да се постигне со користење стандарден пациент или стандарден фантом [8].

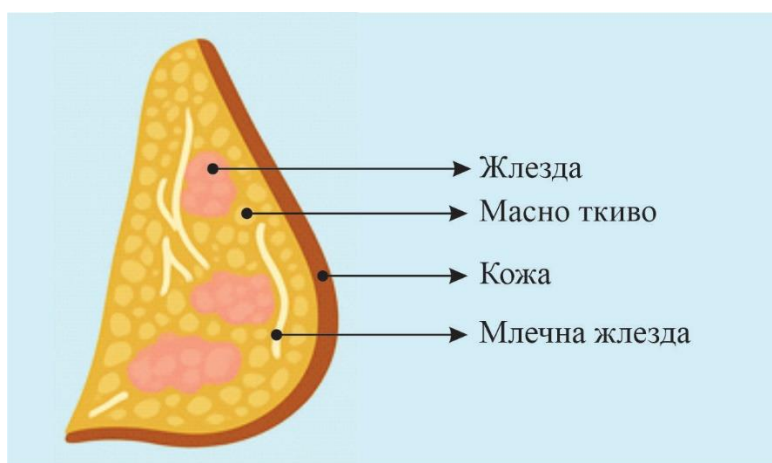
1.1.1. Ракот на дојка и мамографијата

Ракот на дојката секоја година во светот убива повеќе од половина милион жени. Во посиромашните земји ракот на дојка се дијагностицира во напредна фаза на болеста, па стапката на 5-годишното преживување е ниска и се движи од 10 до 40 %. Во земјите во кои се достапни раното откривање и основниот третман, стапката на 5-годишно преживување за раниот локализиран карцином на дојката надминува 80 % [9].

Ракот на дојката може да биде рано откриен преку две стратегии: рана дијагноза или скрининг.

Раната дијагноза се заснова на подобрена јавна и професионална свест за знаците и симптомите поврзани со ракот; тоа подразбира препознавање на можните предупредувачки знаци на ракот и преземање навремени мерки. Скринингот, од друга страна, вклучува систематска употреба на тестирање, како што е мамографијата, и тоа кај асимптоматска популација, за откривање и за лекување на ракот или на претканцерозните состојби [9].

Мамографијата е процедура за снимање на дојката со помош на рендгенски зраци и се смета за најнапредна техника на снимање (imaging) за визуелизација на најситните детали во споредба со компјутерската томографија, магнетната резонанца и ехо-томографијата. Оваа методата за преглед на дојките се користи како кај пациенти со симптоми, така и кај оние без симптоми (screening), бидејќи може да ги открие знаците на болеста пред појавата на каква и да било клиничка манифестација [10]. Мамографската слика може да прикаже микрокалцификати со големина 0,16 mm во една просечно голема дојка. За да се детектираат најмали патолошки промени, од пресудна важност е квалитетот на сликата.



Слика 1.1: Симплифициран модел на напрелен пресек на една дојка: Се состои од кожа, масно ткиво, жлездно ткиво и млечни канали

Дојката е орган кој е сензитивен на радијација и е важно да се следи примената доза при спроведување на мамографијата. Ризикот од радијација за пациентите е соодветен на дозата што ја примаат. Највисок ризик за карциногенеза предизвикана од радијација има жлездното ткиво. ICRP (Меѓународната комисија за радијацииска заштита) во 1987 година ја предложи просечната жлездна доза (Mean Glandular Dose или Average Glandular

Dose) за значаен параметар за оценка на радијациониот ризик. Во продолжение е дадена табелата 1.1, што ја сумира релативната чувствителност на ткивата од јонизирачко зрачење во контекст на мамографијата:

Табела 1.1: Релативната чувствителност на ткивата од јонизирачко зрачење во контекст на мамографијата

Тип на ткиво	Функција/Карактеристики	Релативна чувствителност на зрачење	Забелешки
Жлездно ткиво	Лобули и канали што произведуваат млеко; висока клеточна активност	Висока	Главен носител за ризикот од рак предизвикан од зрачење при мамографија
Дуктално ткиво	Канали што ги поврзуваат лобулите со брадавицата (дел од жлездното ткиво)	Висока	Дукталниот карцином е најчест тип на рак на дојка; поради сличните својства се смета за жлездното ткиво
Масно ткиво	Масти; обезбедува структурна и метаболичка поддршка	Ниска	Ниска радиочувствителност поради бавно клеточно обновување
Кожа	Епидермис и дермис што ја покриваат дојката	Средна	Радиочувствителни клетки во епидермисот; релевантни за детерминирачки ефекти од радијација

Радијациониот ризик за пациентите е пропорционален со вредноста на дозата. Најголем ризик за појава на индуцирана карциногенеза од зрачење има жлездното ткиво. ICRP (International Commission for Radiation Protection) во 1987 година ја препорачуваат за употреба просечната жлездна доза (Mean Glandular Dose или Average Glandular Dose) како најрелевантен параметар за процена на радијациониот ризик за просечна дојка, која инаку се зема дека се состои од 50 % жлездно и 50% масно ткиво, а којашто се користи и денес.

Регулативите за медицинска изложеност на радијација бараат употреба на рендгенската апаратура на начин кој обезбедува висок квалитет на сликата, а истовремено дозата да биде што е можно пониска, почитувајќи го принципот ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Добиената слика и дозата за пациентот се краен исход од сите аспекти во мамографската процедура. IAEA ефикасно координираше

истражувачки проекти за подобрување на заштитата во мамографијата во некои источноевропски земји [11], со цел воспоставување стандарди за:

- контрола на квалитетот на мамографската апаратура;
- техника на снимање;
- квалитет на сликата;
- дозиметрија на пациентите.

1.1.2. Накратко за материјалите и за методите користени при истражувањето

Предмет на истраживањето се мамографски снимки во Република Македонија.

Истражувањето е направено во осум мамографски единици во Република Македонија од севкупно 25 кои постојат во државата, што претставува 32 % од сите дигитални мамографски единици во земјата. Снимките беа преземани во периодот од 2021 до 2024 година. Притоа, бројот на мамографските снимки од двете проекции, краниокаудална (CC) и медулатерална странична (MLO), изнесува над 30.000, а бројот на пациентите е 7.760 жени кои биле подложени на мамографски снимања за дијагностички или скрининг-процедури.

Притоа, треба да се нагласи дека:

- во седум мамографски единици (во оваа докторска означени со кодирани имиња, центри A, B, C, D, E, F, G), податоците од снимките беа прибирани со помош на софтвер за следење на дозата (DOSE, v.17.11, Qaelum NV, Белгија);
- осмата мамографска единица (H), вредностите на дозата на пациентот беа извлечени од заглавието кај дигиталното складирање и пренос на медицински слики (Digital Imaging and Communication in Medicine – DICOM - header), потоа внесени во *.cvs-формат користејќи ја бесплатната апликација Micro DICOM Viewer;
- Исто така, оваа студија ги споредува проценките на MGD добиени со користење на три различни методологии: (I) MGD-Dance-LIBRA – пресметано рачно за секој пациент користејќи ја формулата на Dance, инкорпорирајќи ги вредностите за мамографска густина на дојка (MBD) добиени од апликацијата LIBRA (лабораторија за индивидуализирана радиогустина на дојка), според стандардите за добивање вредности

специфични за секоја слика; (II) MGD-Dance – пресметано користејќи ја формулата на Dance со конвенционална претпоставка за 50 % жлезда; (III) MGD-Displayed – извлечено директно од заглавието DICOM за секоја мамографска слика.

- Направен е преглед на литературата поврзана со дијагностичките референтни вредности (ДРВ) во дигиталната мамографија. Овој систематски преглед го испитува воспоставувањето на дијагностичките референтни вредности (ДРВ) во дигиталната мамографија во 18 европски земји, базирано на студии од периодот 2005 – 2025 година.

При истражувањето се раководевме од:

1. Европскиот протокол “*European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*“, 2006.[11]
2. Европскиот протокол “*European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of mammography Screening*“, 4th ed.; EUREF, 2003. [12].
3. Directorate-General for Health and Consumers. “*European Guidelines For Quality Assurance In Breast Cancer Screening And Diagnosis*“, 4th ed.; Supplements, Publications Office of the European Union: 2013. [13]

Софтверски алатки користени во истражувањето

- Дозен мониторинг-софтвер (“DOSE“, v.17.11, Qaelum NV, Belgium).
- Дигитални слики и комуникации во медицината (Digital Imaging and Communications in Medicine “DICOM“)
- За обработка и за зачувување на медицинските слики (мамограми), беше користен софтверот Micro DICOM Viewer, кој овозможува преглед, екстракција и конверзија на DICOM-форматот во стандардни сликовни формати погодни за понатамошна анализа.
- За проценка на густината на дојката беше користен софтверот LIBRA (Laboratory for Individualized Breast Radiodensity Assessment), верзија 1.0.4, кој овозможува автоматска и индивидуализирана анализа на мамографски снимки за одредување на процентот на glandularно ткиво.

- Програмски јазик (scipy.interpolate-Python). Во ова истражување е користен програмскиот јазик Python, поточно модулот scipy.interpolate, кој служи за интерполација – односно за пресметување непознати вредности помеѓу познати точки од податоци. Овој модул беше употребен за калкулација на с-факторот, преку интерполација на влезните параметри: дебелина на дојката (CBT), вредноста на HVL, како и процентот на glandularност (од 0,1 % до 100 %). Пресметаниот с-фактор потоа се искористи во равенката на Dance за одредување на средната доза на glandularното ткиво (MGD).
- Статистички софтверски пакет кој нуди низа алатки за статистичка анализа и карактеристики за визуелизација на податоци (Statistical Package for the Social Sciences SPSS version 25).

1.1.3. Цели на истражувањето

Општата цел на оваа студија е да се воспостави основата за дијагностичките референтни вредности (ДРВ) на дигитална мамографија во мамографски единици во РМ за да дозите применети на жлездното ткиво при мамографските снимања не претставуваат ризик за појавата на рак на дојка. Со други зборови, **барајќи рано да се открие ракот на дојка, со зрачењето не се индуцира рак на дојка.**

Специфичните цели на ова истражување се следниве:

- да се проценат индикаторите на ДРВ врз основа на средната жлездна доза MGD);
- да се споредат ДРВ на оваа работа со меѓународните вредности;
- да се утврдат факторите што влијаат на средната жлездна доза;
- да се имплементираат релевантните методи за пресметување на дозата;
- да се имплементираат методите за пресметување дози кај дојки со различна големина преку користење на софтверот за проценка на glandularноста на дојката (LIBRA Version 1.0.4);
- да се определи старосната дистрибуција на пациентите и корисниците на маморафски скрининг за целите на нормализација на други параметри;
- да се споредат средните дозни вредности што ги прима жлездното ткиво (MGT) кај пациентите кои биле снимани со двете доминантни технологии кои постојат во Македонија (Fuji и Hologic Selenia);

—да се прикаже зависноста од применетата сила за компресија (CF-compression force), како функција од дебелината на компресираната дојка (CBT- compressed breast thickness), за секој од центрите одделно, и тврдување на добрите и лошите практики за компресирање (лоцирање на центрите кои применуваат непотребно високи сили на компресија или премногу слаба компресија во однос на препорачаната);

—да се определат вредностите на техничките параметри (kVp, mAs и други) за секоја дебелина на дојките, како и нивното влијание врз влезната воздушна керма (Entrance Surface Air Kerma – ESAK) и средната жлездна доза (Mean Glandular Dose – MGD).

— врз основа на утврдените статистички податоци за MGD, да се направи утврдување на дијагностички референтни вредности (ДРВ) за старосните групи при мамографски снимања од 10 до 90 години (во чекор од по 10 години старосни интервали) како просек за осумте различни здравствени институции кои спроведуваат мамографска дијагностика и скрининг. Притоа, ДРВ да се прикажат во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT), но и како просек од сите центри, одделно за секоја од двете проекции, краниокаудална (CC) и медуларна странична (MLO) со бокс-дијаграми за 75-тиот перцентил (интерквартилен распон) од податоците.

—да се направи споредба на поединечните и на просечната ДР, добиена од осумте центри со меѓународните стандардни пропишани ДРВ и со национални ДРВ во другите европски земји каде што има организиран мамографски скрининг според сите пропишани стандарди и критериуми за квалитет;

—да се испита старосната дистрибуција на процентуалната густина на жлездното ткиво (гландуларност) во старосни групи од по 10 години во интервалот на возраси од 10 до 90.

—да се дадат соодветни препорки за оптимизација на дозите, евентуална потреба од рекалибрација на мамографските системи и промена на техниката на снимање или дообука на кадарот. Крајната цел на оваа теза е да се оптимизира мамографскиот процес во мамографските ординации во Македонија, заради подобрување на радијациската безбедност на корисничките на мамографските снимања.

Сите цели кои ги поставивме како истражувачки план во оваа докторска дисертација беа во целост реализирани.

1.2. ДОЈКА И РАКОТ НА ДОЈКАТА

1.2.1. Анатомија на женската дојка

Дојките (латински *mamma*, грчки *mastos*) претставуваат парен орган сместен на предната страна од градниот кош, веднаш под кожата. Дојките речиси по правило не се симетрични, па најчесто десната дојка е нешто помала од левата. Обликот и големината на дојката се индивидуални и променливи и зависат од развојот и обликот на млечната жлезда и масното ткиво, а на коешто влијаат хормоните естроген и прогестерон.

Ембриолошки гледано, дојката претставува модифицирана лојна жлезда со апокрини својства што произлегуваат од таканаречениот „млечен набор“ формиран во 5-тата недела ембрионален развој.

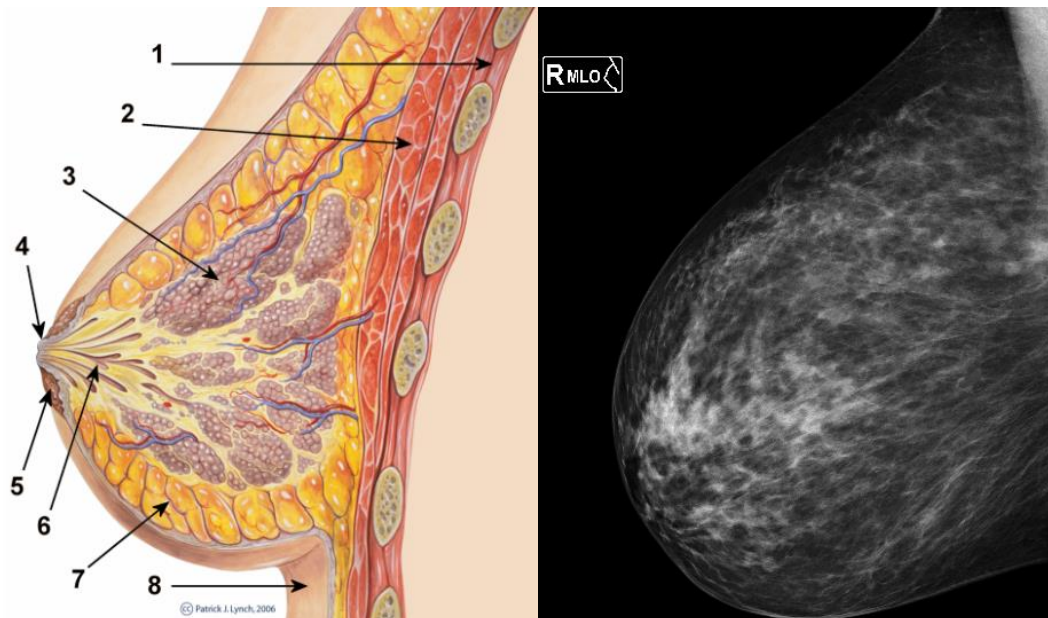
Анатомија на дојка е прикажана на сликата 1.1, на која се гледаат составните делови: (1) граден кош, (2) пекторален мускул, (3) млечни жлезди, (4) мамила, (5) ареола, (6) млечни канали, (7) масно ткиво, и (8) кожа. Кожата на дојката според градбата е идентична со кожата на остатокот од телото, освен што има дел од неа потенки, а содржи потни и лојни жлезди, како и фоликулите на влакна. Мамилата (лат. *mamilla*) е најистакнатиот сегмент на кожата на дојката, зголемена пигментација, а содржи завршетоци од млечни канали, лојни и апокрини потни жлезди, како и нервни завршетоци. Поткожното масно-сврзно ткиво ја определува положбата, големината и формата на дојката. Преку фиброзни врски е поврзано со ретроглануларното масно ткиво, додека е отсутно во регијата на брадавицата и ареолата. Во него се наоѓаат крвни и лимфни садови, како и нервни завршетоци. Паренхимот е жлездното ткиво на дојката што ја овозможува продукцијата и секрецијата на млеко. Се состои од 15 до 20 пирамидални лобуси, одделени со сврзно ткиво, чии канали (*ductus lactiferus*) завршуваат со отвори на брадавицата. Секој лобус содржи разгранета мрежа од канали и ацинуси (гроздаби) – секреторни единици на жлездата. Во длабочината на дојката е сместено и масно-сврзно ткиво кое го обвива паренхимот на дојката и го одвојува од пекторалниот мускул. Масното и сврзното ткиво ја сочинуваат потпорната структура на дојката.

Сврзното ткиво се дели на:

- специфично (хормонски зависно), кое ги разграничува лобулите и
- неспецифично (структурно потпорно), кое го поврзува површинскиот и длабокиот слој на фасцијата со кожата. Преку него минуваат крвните садови и нервите.

Паренхимот, исто така, содржи и масно ткиво. Површинската фасција има два слоја:

- површен, кој го одделува паренхимот од поткожното ткиво и
- длабок, кој го одвојува од ретрогландуларниот простор.



Слика 1.2: а) Шематски приказ на дојка и б) Дигитална мамографска слика (DM) од MLO-проекција на десна дојка

На сликата 1.2, земена од интернет¹, означените броеви го имаат следново значење: 1.граден кош, 2.пекторален мускул, 3.млечни жлезди, 4.мамила, 5.ареола, 6млечни канали, 7масно ткиво, 8кожа.

1.2.2. Рак на дојка

Ракот на дојката е една од водечките причини за морбидитет и смртност од рак во светот. Според извештајот за проценките на GLOBOCAN 2018, за инциденцата и за смртноста од рак, ракот на дојката е втор најчесто дијагностициран малигнитет, со повеќе од 11,6 % удел во сите карциноми кај жената [14]. Според извештајот на Светската здравствена организација (WHO) за 2018 година, ракот на дојката е одговорен за смртта на 627.000 жени ширум светот. Еколошка студија покажа дека највисоката стандардизирана стапка на смртност во Источна Европа била 18,6 на 100.000, а најниската стапка во Западна Европа била 7 на 100.000 [15]. Инциденцата на рак на дојка

¹ https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Breast_anatomy_normal_scheme.png

е значително повисока во развиените земји. На глобално ниво, нејзината стапка на инциденца стандардизирана според возраста беше 54,5 на 100.000 женска популација во земјите со висок или со многу висок индекс на човеков развој (high Human Development Index - HDI), во споредба со 31,3 во нациите со низок до среден HDI [14]. Стапката на смртност од овој рак остана највисока кај женската популација, што претставува најчесто пријавена причина за смртност кај жените од рак [14]. Главните модифицирани фактори на ризик за рак на дојка ја вклучуваат обесноста (дебелината) [16], физичката неактивност [17], консумацијата на високо протеински начини на исхрана, како црвено месо со егзогени хормони или канцерогени нуспроизводи [18], пиење алкохол [19] и пушењето [20]. За кревањето на свеста за влијанието на повеќето од овие фактори на ризик може да се интервенира преку здравствена едукација, во клиничката пракса и со иницијативите за подобрување на јавното здравје.

Досега во светот биле спроведени неколку стратегии за намалување на смртноста од ракот на дојка. Стратегијата за покревање на свеста кај женската популација и за спроведувањето на програмите за скрининг на рак на дојка, резултирале со намалување на смртноста кај жените во Европа, Северна Америка и Австралија [8],[9]. Сепак, стапката на смртност (М) во земјите со низок и со среден индекс на човеков развој е висока поради недостатокот на механизмите за рано откривање и соодветен третман [23]. Министерството за здравство во Македонија, спроведува програма за рано откривање малигни заболувања, во која се вклучени скринингот за превенција и рано откривање на ракот на грлото на матката, но и организиран мамографски скрининг за рано откривање на ракот на дојка [24].

Во табелата 1.2 се дадени инциденцата (појава на болеста), морталитетот и нивниот однос за некои земји во светот според објавениот извештај од GLOBOCAN [25] за 2022 година. Трошоците за здравствена заштита (СНЕ) и соодносите морталитет/инциденца (Mortality to incidence ratio - MIR) за ракот на дојка во 40-те европски земји, избрани според нивното рангирање по индексот на човеков развој (Human Development Index -HDI), се, исто така, сумирани во табела 1.2.

Табела 1. 2: Резиме на тековните здравствени трошоци, инциденцата и морталитетот од рак на дојка, како и соодносот морталитет/инциденца (Mortality-to-Incidence Ratio - MIR) за рак на дојка, подредени според рангирањето по индексот на човеков развој (HDI) (N = 40) во Европа за 2022 год.

Земја	Тековни здравствени трошоци		Животен век	Рак на дојка							
	По глава жител	% од GDP		Инциденца (I)			Морталитет (M)			Ratio	Мамо. апарат на 1.000000
				ASR	CR	Број	ASR	CR	Број	MIR %	
Албанија	6.810	6,14	79,47	51,14	72,6	1.022	14,49	28,91	407	40 %	3
Австрија	52.085	3,81	82,27	69,54	130,33	5.983	14,26	38,97	1.789	30 %	21,1
Белорусија	7.888	—	74,28	104,39	102,88	5.183	14,19	27,47	1.384	27 %	-
Белгија	49.927	2,13	81,86	51,88	191,51	11.255	14,98	39,54	2.324	21 %	36,4
Босна и Херцеговина	7.569	5,31	77,98	52,82	92,79	1.539	15,45	34	564	37 %	15
Бугарија	13.974	10,56	75,57	56,57	101,03	3.558	13,3	39,72	1.399	39 %	32,13
Хрватска	18.570	6,99	77,22	74,64	148,02	3.108	11,65	29,15	612	20 %	32,92
Кипар	32.048	3,64	79,74	104,75	166,74	1.020	18,61	38,91	238	23 %	-
Чешка	27.227	0,76	79,73	72,51	141,95	7.732	11,69	31,37	1.709	22 %	11,14
Данска	67.790	1,93	81,66	95,42	179,18	5.259	14,08	37,95	1.114	21 %	16,34
Естонија	28.247	—	77,88	63,06	123,52	857	13,23	38,48	267	31 %	11,27
Финска	50.872	1,36	81,76	92,33	191,14	5.378	11,89	31,24	879	16 %	30,86
Франција	40.886	2,14	82,59	105,42	194,02	65.659	15,78	43,55	14.739	22 %	7,13
Германија	48.718	1,07	81,51	77,02	174,68	74.016	15,81	48,62	20.601	28 %	5,08
Грција	20.867	7,00	81,49	82,36	171,11	8.987	14,74	46,29	2.431	27 %	73,14
Унгарија	18.390	5,28	77,2	76,38	152,96	7.694	16,86	44,47	2.237	29 %	-
Исланд	73.467	4,58	83,64	71,06	119,3	205	17,13	37,83	65	32 %	16,37
Ирска	103.983	7,43	81,66	91,45	145,97	3.688	17,18	34,95	883	24 %	-
Италија	34.776	4,06	82,59	87,01	186,12	57.480	14,83	50,04	15.455	27 %	34,11
Латвија	21.780	3,64	75,91	65,95	126,84	1.263	16,29	43,18	430	34 %	27,06
Литванија	25.065	1,33	75,78	62,74	120,2	1.719	14,47	36,01	515	30 %	17,46
Луксембург	125.006	—	82,98	99,7	178,09	565	15,09	33,1	105	19 %	10,85
Малта	34.128	4,38	83,2	86,3	174,51	386	13,8	36,62	81	21 %	
Молдавија	5.714	—	72,44	46,57	77,37	1.620	17,45	32,24	675	42 %	-
Црна Гора	10.093	6,75	77,75	76,54	131,08	416	23,26	48,52	154	37 %	16
Северна Македонија	6.591	2,51	76,84	65,28	105,33	1.096	19,49	36,42	379	35 %	13,46
Норвешка	108.729	2,09	82,55	95,56	164,56	4.480	11	28,1	765	17 %	-
Полска	18.688	7,91	78,76	65,96	125,5	24.418	17,39	44,83	8.723	36 %	5,75
Португалија	24.515	6,34	81,5	88,75	167,69	8.954	14,53	41,41	2.211	25 %	11,97
Романија	15.787	5,01	75,75	69,22	129,71	12.685	16,47	39,64	3.877	31 %	9,05
Русија	15271	—	72,44	57,67	100,81	78.839	13,58	28,28	22.115	28 %	-
Србија	9.538	5,16	74,17	60,5	110,96	4.900	18,52	41,78	1.845	38 %	11
Словачка	21.257	2,04	78,31	67,3	130,26	3.649	18,1	44,3	1.241	34 %	16,34
Словенија	28.439	2,27	81,82	82,27	159,23	1.660	15,03	45,08	470	28 %	14,24
Шпанија	29.675	4,97	82,55	80,96	146,26	34.735	10,56	28,41	6.747	19 %	17,29
Шведска	56.424	2,21	82,7	81,41	146,22	7.452	11,86	30,12	1.535	21 %	12,34
Швајцарија	93.260	1,74	83,23	77,42	150,35	6.642	12,36	34,88	1.541	23 %	29,87
Холандија	57.025	3,34	82,16	43,08	184,44	15.919	13,17	37,88	3.269	21 %	-
Украина	4.534	—	73,45	65,28	78,09	18.096	19,49	28,54	6.613	37 %	-
Обединето Кралство	46.125	4,43	81,94	94,03	169,7	58.756	13,98	35,01	12.122	21 %	11,22

ASR — Стапка стандардизирана според возраста (Age Standardized Rates); CR — Сирова стапка (Crude Rates)

Податоците за табелата 1.2 беа преземени од страниците кои се достапни на интернет, и тоа: податоци за животниот век (Life expectancy) од интернет-страницата Our Worlds in Data². Податоците за тековните здравствени трошоци по жител (Current health expenditure per capita – CHE per capita) и CHE, како процент од бруто-домашниот производ (CHE/GDP), се преземени од извештајот со статистики на Светската здравствена организација (WHO)³. Податоците за бројот на мамографски машини во земјите на OECD (*Organisation for Economic Co-operation and Development*), се преземени од интернет-страницата на OECD⁴. Исто така, тука се внесени и информациите за мамографските машини во земјите од Југоисточна Европа (SEE) [26]. Според објавените податоци, Македонија спаѓа во земјите со средна стапка на инциденца, но со повисок морталитет. Меѓу овие 40 земји, Франција имаше највисока инциденца според грубите стапки (CR) и стандардизираната стапка по возраст (ASR). Земјата со највисока вредност на морталитет според ASR е Црна Гора. Ниските стапки на преживување (ниски вредности за MIR) во помалку развиените земји може да се објаснат главно со недостигот на програми за скрининг на рак на дојка, што резултира со висок процент на жени кои се јавуваат на лекар со симптоми во доцниот стадиум на болеста. Делумно, тука влијае и недостигот на соодветни капацитети за дијагностика и третман, но и недоволниот одзив на женската популација кон повиците за скрининг.

Статистиката, исто така, покажува дека 30% од ракот може да се излечи ако се открие рано.

1.2.3. Ризик-фактори за карцином

Стапките на инциденца на ракот на дојка расте на глобално ниво, при што западните земји обзнанија највисоки стапки. Причините за ова вклучуваат промени во репродуктивните модели, зголемен скрининг, промени во исхраната и намалена физичка активност. Високата инциденца потекнува и од раното откривање. Земјите со мала инциденца всушност немаат капацитети за рано откривање, па оттука и малата инциденца, задоцнетото откривање а и високата смртност.

Факторите на ризик за повисока инциденција се наредниве:

² (<https://ourworldindata.org/life-expectancy#key-insights>).

³ (<https://data.worldbank.org/indicator/>).

⁴ (<https://data.oecd.org/healthqt/mammography-machines.htm>),

- припадност на женскиот пол;
- напредна возраст;
- семејна и лична историја на рак на дојка и болести на дојка;
- исхраната со прекумерно количество на маснотии, месо, кофеин, претставува ризик-фактор;
- употреба на комбинирана хормонска заменска терапија со естроген/прогестерон;
- употреба на орална контрацепција;
- фактори на животниот стил како алкохол, пушење, обесност (дебелина);
- генските мутации, како што се BRCA1 и BRCA2, се фамилијарни и се поврзани со висок ризик од развој на ракот на дојка и јајници. На пациентите со овие генски мутации може да им се понуди профилактичка мастектомија на дојка.

1.2.4. Морфолошки и патолошки промени на дојката

Постојат неколку видови воспалителни лезии на дојката. Некои од нив се многу ретки и може да бидат хронични или акутни. Овие лезии на дојката може да вклучуваат посттравматски лезии, канална ектазија, акутен маститис и гранулом маститис. Најчестото нарушување на дојката е фиброцистично заболување, а ова нарушување е застапено со околу 40% во хируршките интервенции на женските ткива на дојка. Дијагнозата на оваа болест често се јавува на возраст од 20 до 40 години, а некои случаи ретко може да се појават по менопаузата поврзана со хормонска нерамнотежа. Бенигните (неканцерогените) состојби на дојката се појавата на невообичаени израстоци или други промени во ткивото на дојката, а кои не се карцином. Постојат многу ретки тумори, кои вклучуваат папилома на големите млечни канали, тумори на филодите и фиброаденоми. Врз основа на епидемиолошките студии, бенигните промени на дојката може да доведат до зголемување на ризикот за појава на карцином. Ваквите нарушувања се, исто така, поврзани со фиброцистични промени кои доведуваат до абнормалности во мамографијата [27].

Туморите се класифицирани во два вида, малигни и бенигни. Малиген тумор е абнормален раст од делбата на клетките кои формираат повеќе клетки или маса на ткива за да ги нападат соседните здрави клетки и ткива. Малигниот тумор се состои од канцерогени клетки (клетките на ракот) кои се многу слични на клетките на организмот од кој потекнуваат и имаат иста дезоксирибонуклеинска киселина (ДНК) и слична рибонуклеинска киселина (РНК). Клетките на ракот се излезени од контролата на растот

поради оштетениот генетски материјал. Генетските промени можат да доведат до промена на нормалните клетки во клетки на рак [28] .

Ракот на дојката може да се најде во различни делови на дојката, но најчестиот рак започнува во млечните канали до брадавицата (рак на каналот). Друг вид карцином на дојка започнува во жлездата што го создава мајчиното млеко (лобуларни карциноми). Исто така, постојат и многу други видови рак на дојка, но овие се доста поретки. Со помал процент се застапени и канцери надвор од ткивата на дојката, како што се саркомите и лимфомите.

Скрининг-мамографијата може да помогне во откривањето на случаите на рак на дојка во раните фази, уште пред да се појават и развијат симптомите. Ова му нуди шанса на пациентот за рано лекување и придонесува кон помала стапка на смртност. Многу е важно да се знаат типовите на маси, без разлика дали се бенигни или малигни. Бенигните маси на дојката се абнормален раст и поделба, но тие не го напаѓаат соседното ткиво на дојката и не се опасни по живот. Меѓутоа, од друга страна, некои бенигни тумори го зголемуваат ризикот од рак на дојка кај жените доколку не преземат соодветна грижа и следење.

Во случај на појава на каква и да било патологија во ткивата на дојката, како што се, на пример, промени во обликот и бојата на дојката, итно треба да се оди на специјалистички преглед за да се препознае и утврди дали се работи за бенигни или за малигни промени. Ова ќе му овозможи следење на растот и следствено и намалување на можноста за појава на сите компликации во организмот [29].

Конечно, најдобриот начин за рано откривање на каква и да било промена на дојката е со редовниот самопреглед на дојката. Од суштинско значење е да се откријат какви и да било грутки, маси, или некаква друга патологија на дојката која се манифестира со промена на бојата или формата [29].

1.3. РАНО ОТКРИВАЊЕ НА РАКОТ НА ДОЈКА

Раното откривање и дијагностицирање на ракот на дојката ја зголемува веројатноста за успешно лекување. Затоа е многу важно жените да се едуцираат и подучат за самопрегледување на дојките и за тоа дека не смеат да игнорираат кои било од симптомите за рак на дојката со лажна надеж дека тие самите ќе се повлечат.

Скринингот претставува тестирање (преглед) на жени кои немаат симптоми на болеста, со цел да се открие ракот на дојката во неговиот претклинички стадиум. Со раното откривање на ракот се продолжува животот на жената и се намалуваат трошоците за лекување и товарот врз буџетот на државите [30]. Освен годишните медицински прегледи, сите жени независно од возраста би требало да спроведуваат месечни прегледи на дојките. Тоа е најдобриот и најефикасниот начин за најрано откривање на какви било промени во дојките. Причината е единствена: жената најдобро го познава своето тело и самата најрано ќе може да забележи какви и да било промени на своите гради.

1.3.1. Улогата на мамографијата во скринингот и раното откривање

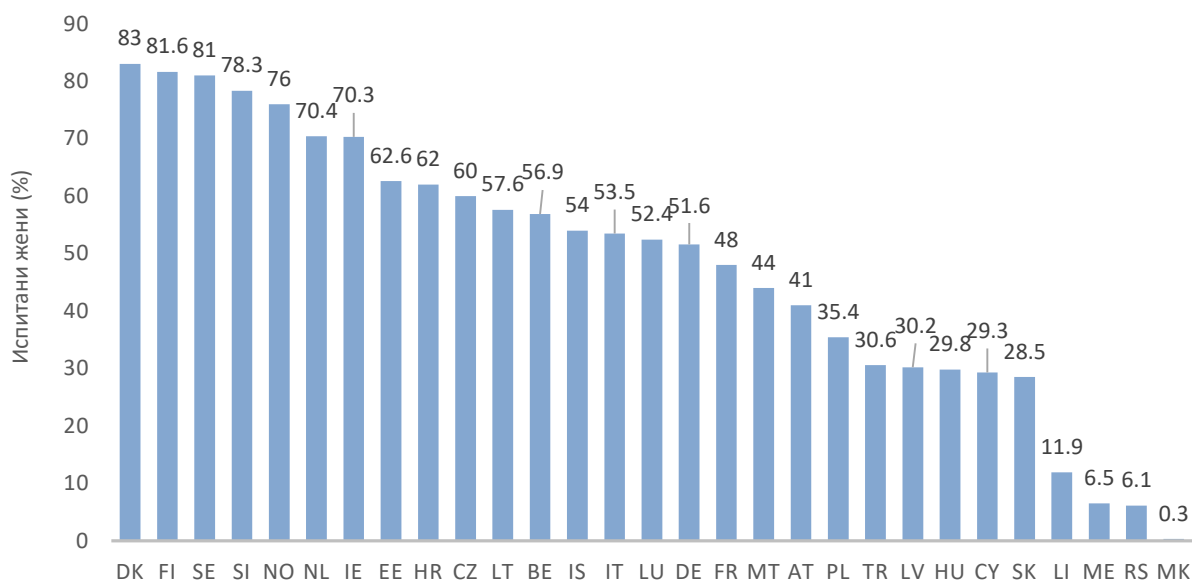
Мамографијата претставува најмоќна метода за откривање на канцерот на дојката. Таа може да ги прикаже знаците на болеста пред да постои каква било клиничка манифестација и е метода на избор за оваа дијагностика со три главни намени:

- скрининг, кога се снимаат асимптоматски пациенти и целта е да се открие евентуалната болест пред да се појават какви било клинички знаци;
- дијагностичка мамографија кога се снимаат пациенти со веќе присутни симптоми и
- контролна мамографија, кога се снимаат пациентите кај кои веќе била дијагностицирана болест и била применета терапија.

Во Програмата за рана детекција на малигните заболувања, Министерството за здравство на Република Македонија, активно ја спроведува Програмата за рана детекција на малигни заболувања, а посебен акцент се става на превенцијата и раното откривање на карцином на дојка. Преку оваа програма може да се пријават жени на возраст од 40 до 69 години кои се без присутни симптоми за рак на дојка и кои последните две години не направиле мамографија.

Скринингот со мамографијата во разните европски земји најчесто се одвива во различни старосни граници, но најчесто од 40 до 69 години. Мамографскиот скрининг на возраст од 50 до 69 години се смета како стандардна скрининг-процедура. Оптимален интервал на повторување на мамографијата е 18 — 30 месеци. Пожелно е првото снимање да е во две проекции, а наредните да се прават во една проекција.

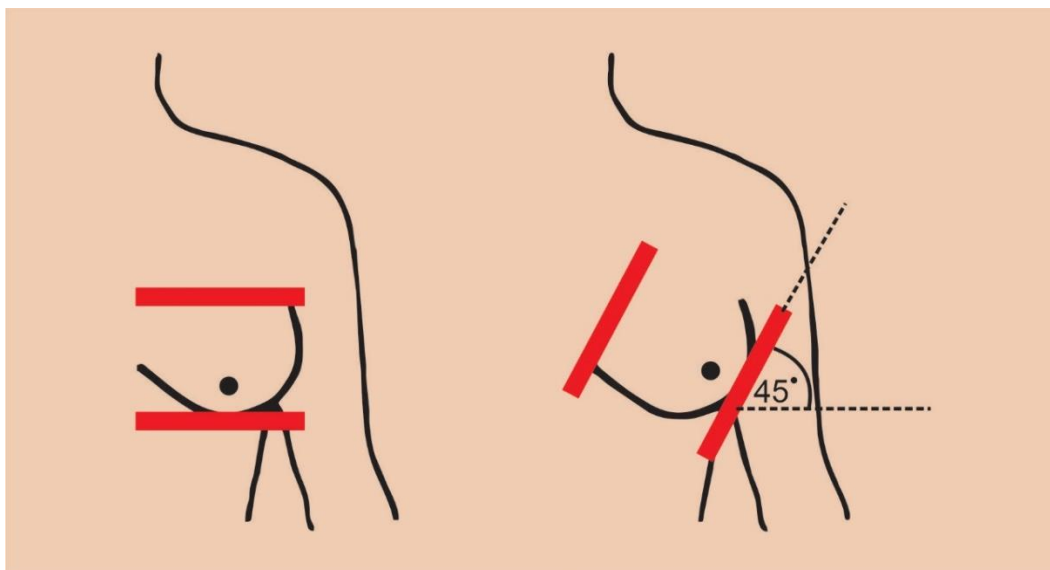
Студиите од скринингот доследно спроведен на жени на возраст од 40 до 49 години, покажуваат намалување на смртноста до 23 % [31]. Сликата 1.3 дава преглед на програмите за скрининг на дојка во земјите на ЕУ. Статистиките откриваат различни пристапи низ Европа за рана детекција на рак на дојка, Македонија има 0,3 % одзив на скрининг на жени.



DK —Данска, FI — Финска, SE — Шведска, SI — Словенија, NL —Холандија, IE —Ирска, EE-Естонија, HR —Хрватска, CZ — Чешка, LT —Литванија, BE —Белгија, IT —Италија, LU —Луксембург, DE —Германија, FR — Франција, MT —Малта, AT — Австрија, PL —Полска, LV —Летонија, HU —Унгарија, CY —Кипар, SK —Словачка, NO —Норвешка, IS —Исланд, LI — Лихтенштајн, TR —Турција, ME —Црна Гора, RS —Србија, MK — Македонија.

Слика 1.3: Одзив на скрининг-програмите на дојка, жени на возраст од 50 до 69 години, 2022 година [32]

Стандардни проекции во мамогарфијата се краниокаудалната (Cranio Caudal - CC) и искосена латералната (Medio Lateral Oblique - MLO). Аголот под кој се прави MLO проекцијата се определува според аголот на пекторалниот мускул и просечно е околу 45°. Кај пониските пациентки, заради пократкото торзо и поголемата косина на пекторалниот мускул, аголот може да биде и поголем, но не поголем од 60°. Обратно е кај повисоките пациентки, аголот може да биде помал, но не помал од 30°.



Слика 1.4: Стандардни проекции во мамографијата: лево краниокаудална (CC) и десно медиолатерана (странична) (MLO)

1.4. ЛИТЕРАТУРА

- [1] ‘UNSCEAR 2001 Report’, United Nations : Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Accessed: May 25, 2025. [Online]. Available: <https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2001.html>
- [2] M. Säbel and H. Aichinger, ‘Recent developments in breast imaging’, *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 3, p. 315, Mar. 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/3/001.
- [3] J. E. Martin, *Physics for Radiation Protection*, 3rd edn. Wiley-VCH, 2013. Accessed: June 11, 2025. [Online]. Available: https://www.perlego.com/book/1003966/physics-or-radiation-protection-pdf?campaignid=532914307&adgroupid=1362297508033005&mclid=2500fe3a60db172f934196732bfd2102&utm_source=bing&utm_medium=cpc&utm_campaign=2.6.0.1.3%20DSAG*%20%7C%20ROE%20%7C%20All&utm_term=EU&utm_content=ALL%20Books
- [4] ICRP (International Commission on Radiological)., ‘1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection’, in *Annals of the ICRP*, 60th edn, vol. 21, ICRP Publication 60, 1991, pp. 1–3. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/>
- [5] M. E. Suleiman, M. F. McEntee, L. Cartwright, J. Diffey, and P. C. Brennan, ‘Diagnostic reference levels for digital mammography in New South Wales’, *J. Med. Imaging Radiat. Oncol.*, vol. 61, no. 1, pp. 48–57, Feb. 2017, doi: 10.1111/1754-9485.12540.
- [6] S. Weigel, S. Berkemeyer, R. Girnus, A. Sommer, H. Lenzen, and W. Heindel, ‘Digital Mammography Screening with Photon-counting Technique: Can a High Diagnostic Performance Be Realized at Low Mean Glandular Dose?’, *Radiology*, vol. 271, no. 2, pp. 345–355, May 2014, doi: 10.1148/radiol.13131181.
- [7] ICRP iICRP Publication 73 (International Commission on Radiological)., *Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP. 2, 1996, ICRP Publication 73, Vol. ICRP , pp. 1-47.*, 2nd edn, vol. 26. 1996. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2073>
- [8] M. Suleiman, *Diagnostic reference levels for digital mammography, time for a new paradigm*. 2016. doi: 10.13140/RG.2.2.11864.90881.
- [9] ‘WHO position paper on mammography screening’. Accessed: May 28, 2025. [Online]. Available: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241507936>
- [10] K. Young, M. Wallis, R. Blanks, and S. Moss, ‘Influence of number of views and mammographic film density on the detection of invasive cancers: results from the NHS Breast Screening Programme.’, *Br. J. Radiol.*, 1997, Accessed: July 16, 2025. [Online]. Available: <https://www.semanticscholar.org/paper/Influence-of-number-of-views-and-mammographic-film-Young-Wallis/5ff142a44ea3e81808814406c9652020069c02a8>

- [11] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, and European Commission, Eds, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, Fourth edition. Luxembourg: Publications Office, 2006.
- [12] van Engen R, van Woudenberg S, Bosmans H, Young K, Thijssen M., ‘European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of mammography Screening’, in *EUREF office*, 4th edn, 2003. [Online]. Available: EUREF office
- [13] Directorate-General for Health and Consumers (European Commission) Now known as... *et al.*, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th edition, supplements*. Publications Office of the European Union, 2013. Accessed: Jan. 28, 2025. [Online]. Available: <https://data.europa.eu/doi/10.2772/13196>
- [14] F. Bray, J. Ferlay, I. Soerjomataram, R. L. Siegel, L. A. Torre, and A. Jemal, ‘Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries’, *CA. Cancer J. Clin.*, vol. 68, no. 6, pp. 394–424, Nov. 2018, doi: 10.3322/caac.21492.
- [15] J. H. Jordan *et al.*, ‘Incident comorbidities and all-cause mortality among 5-year survivors of Stage I and II breast cancer diagnosed at age 65 or older: a prospective-matched cohort study’, *Breast Cancer Res. Treat.*, vol. 146, no. 2, pp. 401–409, July 2014, doi: 10.1007/s10549-014-3021-8.
- [16] A. G. Renehan, M. Tyson, M. Egger, R. F. Heller, and M. Zwahlen, ‘Body-mass index and incidence of cancer: a systematic review and meta-analysis of prospective observational studies’, *Lancet Lond. Engl.*, vol. 371, no. 9612, pp. 569–578, Feb. 2008, doi: 10.1016/S0140-6736(08)60269-X.
- [17] A. McTiernan *et al.*, ‘Recreational physical activity and the risk of breast cancer in postmenopausal women: the Women’s Health Initiative Cohort Study’, *JAMA*, vol. 290, no. 10, pp. 1331–1336, Sept. 2003, doi: 10.1001/jama.290.10.1331.
- [18] M. E. Levine *et al.*, ‘Low protein intake is associated with a major reduction in IGF-1, cancer, and overall mortality in the 65 and younger but not older population’, *Cell Metab.*, vol. 19, no. 3, pp. 407–417, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.cmet.2014.02.006.
- [19] N. Hamajima *et al.*, ‘Alcohol, tobacco and breast cancer--collaborative reanalysis of individual data from 53 epidemiological studies, including 58,515 women with breast cancer and 95,067 women without the disease’, *Br. J. Cancer*, vol. 87, no. 11, pp. 1234–1245, Nov. 2002, doi: 10.1038/sj.bjc.6600596.
- [20] National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion (US) Office on Smoking and Health, *The Health Consequences of Smoking—50 Years of Progress: A Report of the Surgeon General*. in Reports of the Surgeon General. Atlanta (GA): Centers for Disease Control and Prevention (US), 2014. Accessed: May 04, 2025. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK179276/>

- [21] M. Akram, M. Iqbal, M. Daniyal, and A. U. Khan, 'Awareness and current knowledge of breast cancer', *Biol. Res.*, vol. 50, no. 1, p. 33, Oct. 2017, doi: 10.1186/s40659-017-0140-9.
- [22] G. van Schoor *et al.*, 'Increasingly strong reduction in breast cancer mortality due to screening', *Br. J. Cancer*, vol. 104, no. 6, pp. 910–914, Mar. 2011, doi: 10.1038/bjc.2011.44.
- [23] S. Dey, 'Preventing breast cancer in LMICs via screening and/or early detection: The real and the surreal', *World J. Clin. Oncol.*, vol. 5, no. 3, pp. 509–519, Aug. 2014, doi: 10.5306/wjco.v5.i3.509.
- [24] 'Скрининг'. Accessed: May 04, 2025. [Online]. Available: <https://e-zdravstvo.mk/mk/screening/breast-screening>
- [25] T. I. A. for R. on Cancer (IARC), 'Global Cancer Observatory'. Accessed: May 29, 2025. [Online]. Available: <https://gco.iarc.fr/>
- [26] M. Dosanjh *et al.*, 'Availability of technology for managing cancer patients in the Southeast European (SEE) region', *Clin. Transl. Radiat. Oncol.*, vol. 34, pp. 57–66, May 2022, doi: 10.1016/j.ctro.2022.03.004.
- [27] 'Body mass index (BMI)'. Accessed: May 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.who.int/data/gho/data/themes/topics/topic-details/GHO/body-mass-index>
- [28] G. Chen, W. Liu, and B. Yan, 'Breast Cancer MCF-7 Cell Spheroid Culture for Drug Discovery and Development', *J. Cancer Ther.*, vol. 13, no. 03, pp. 117–130, 2022, doi: 10.4236/jct.2022.133009.
- [29] F. Lynce *et al.*, 'SAFE-HEaRt: Rationale and Design of a Pilot Study Investigating Cardiac Safety of HER2 Targeted Therapy in Patients with HER2-Positive Breast Cancer and Reduced Left Ventricular Function', *The Oncologist*, vol. 22, no. 5, pp. 518–525, May 2017, doi: 10.1634/theoncologist.2016-0412.
- [30] S. A. Khan, K. V. Hernandez-Villafuerte, M. T. Muchadeyi, and M. Schlander, 'Cost-effectiveness of risk-based breast cancer screening: A systematic review', *Int. J. Cancer*, Apr. 2021, doi: 10.1002/ijc.33593.
- [31] A. Elixhauser, 'Costs of breast cancer and the cost-effectiveness of breast cancer screening', *Int. J. Technol. Assess. Health Care*, vol. 7, no. 4, pp. 604–615, 1991, doi: 10.1017/s0266462300007169.
- [32] 'https://ec.europa.eu/eurostat/statisticsexplained/index.php?title=Cancer_screening_statistics#Breast_cancer_screening', Bing. Accessed: May 29, 2025. [Online]. Available: https://www.bing.com/search?q=https%3A%2F%2Fec.europa.eu%2Feurostat%2Fstatisticsexplained%2Findex.php%3Ftitle%3DCancer_screening_statistics%23Breast_cancer_screening&form=ANNTH1&refig=CA3A417D91094664AB1D2E49A0A4295F&pc=U531

2. ТЕОРИСКИ ОСНОВИ

2.1. ЗАЕМОДЕЈСТВО НА РЕНДГЕНСКОТО ЗРАЧЕЊЕ СО МАТЕРИЈАТА

Во мамографијата се користат рендгенски зраци со ниска енергија (20–35 keV) за да се максимизира фотоефектот (за кој ќе стане збор подоцна) и за да се постигне висок контраст помеѓу ткивата што ја сочинуваат дојката, за да може да се детектираат и лезии, маси и микрокалцификати и за да се дијагностицира канцер.

За да може да се разбере примената на рендгенските зраци во мамографијата, потребно е да се изучат механизмите на заемнодејство на јонизирачките зрачења со електромагнетна природа со материјата што ја сочинува дојката.

2.2. МЕХАНИЗМИ НА ЗАЕМОДЕЈСТВО

Кога минуваат низ материјата, фотоните можат да минуваат без интеракција, и тоа се трансмитираните зраци. Останатите зраци не успеале да поминат непроменети затоа што влегле во интеракција со материјата и биле апсорбирани (атенуирани) или расеани. Важните фактори што ја одредуваат веројатноста со која се случуваат овие настани се: енергијата на упадните фотони, густината, дебелината и редниот број на материјалот. Фотоните можат да бидат расеани еластично или нееластично. Во зависност од енергијата, тие можат да влезат во интеракција како со врзаните, така и со слободните електрони, но и со атомските јадра. Кога се судираат со електроните, тие им ја предаваат својата кинетичка енергија, за овие потоа да можат да извршат голем број јонизации по должината на патеката на движењето.

Интензитетот на рендгенското зрачење I е енергијата на зрачењето што паѓа на единица површина, нормална на насоката на зрачењето, во единица време. Ако n е бројот на фотони на моноенергетски рендгенски зрак што упаѓаат на површина од 1 m^2 за 1 s , а нивната фреквенција ν , тогаш интензитетот на ова зрачење ќе се определи со:

$$I = n h \nu \quad 2.1$$

Основните видови интеракции можат да се опишат со помош на трите главни ефекти:

—кохерентно (Рејлиево) расејување,

—Комптоново расејување,

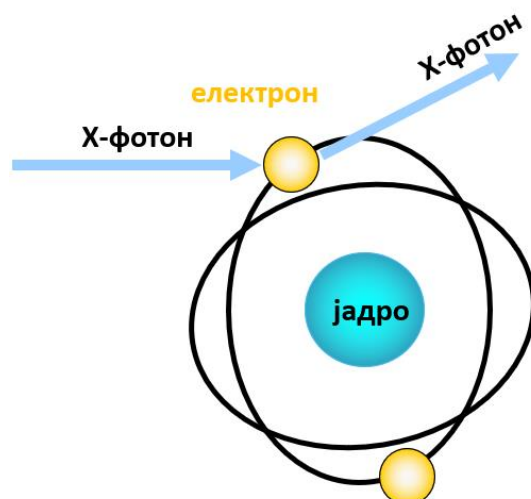
—фотоелектричен ефект,

—создавање на парот позитрон-електрон, којшто не се случува на енергиите што се применуваат во мамографските снимања.

Кохерентно (Рејлиево) расејување

Кохерентното или Рејлиевото расејување е еластично расејување на рендгенскиот зрак од електрон од периферијата на електронската обвивка. При ваквото расејување фотонот не губи енергија туку само си го менува правецот на простирање (слика 2.1). Овој вид интеракција се јавува кога енергијата на X-фотоните е помала од енергијата на врзување на електронот од материјалот кој атенуира. Овој процес е занемарлив кога се работи со X-фотони со енергии што се потребни за радиолошки испитувања воопшто, па вклучително и за мамографијата.

Расеаните зраци можат да доведат до заматување на сликата (разнесување зраци во несакани правци). Проблемот на расеаните фотони се минимизира со употреба на компресивните плочи и на антирасејувачката решетка, а за кои ќе стане збор подоцна.

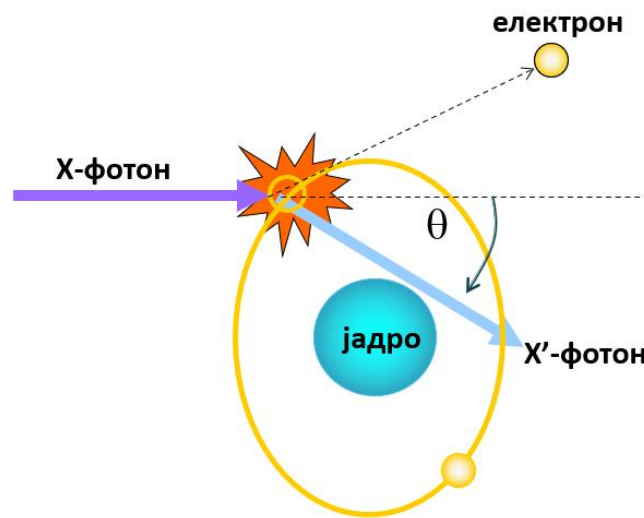


Слика 2.1: Кохерентно или Рејлиево расејување

Комптоново расејување

Комптоновиот ефект настанува при интеракција на рендгенските фотони со некој од слабо врзаните електрони од атомите на озрачениот материјал. Кога рендгенскиот фотон ќе удри во електронот, дел од неговата енергија ќе се предаде на електронот, па електронот (наречен Комптонов електрон), ќе се исфрли од атомот. Притоа, фотонот си ја намалува енергијата (брановата должина му е зголемена) и се расејува во различна насока од упадната. Комптоновиот ефект евозможен во енергетскиот опсег од 10 keV до 150 keV, но најчесто се појавува во опсегот од 60 keV до 100 keV.

Во овој процес, расеаното електромагнетно зрачење е некохерентно, бидејќи брановата должина му е променета и зависи од аголот на расејување. Инаку, Комптон го објаснил настанокот на некохерентното расејување на електромагнетното зрачење на слободен електрон со квантномеханички третман на електромагнетните зраци (X-фотоните) и законите за запазување на енергијата и импулсот. Според ова разгледување, квантите на електромагнетното зрачење се третираат како честички кои еластично се расејуваат од слободните електрони, како што е прикажано на сликата 2.2.



Слика 2.2: Шематски приказ на Комптоново расејување

Притоа, законот за запазување на енергијата гласи:

$$h\nu = h\nu' + T_e, \quad 2.2$$

а законот за запазување на импулсот гласи:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} + \frac{m_e\beta c}{\sqrt{1-\beta^2}}, \quad 2.3$$

каде што $h\nu$ — енергија на упаден, $h\nu'$ — енергија на расејан фотон (h — планкова константа и ν и ν' се фреквенции на упадниот и расејаниот фотон), T_e — кинетичка енергија на електронот, m_e маса на електронот, c е брзината на светлината, и $\beta = c/v$.

Расеаниот Комптонов фотон има помала енергија од упадниот, а со тоа поголема бранова должина. Со разрешување на двата закона може да се добие дека промената на брановата должина на фотонот ќе биде дадена со релацијата:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda' = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta), \quad 2.4$$

каде што m е маса на електронот, c е брзина на светлината, θ — агол на ресејување.

Како што може да се заклучи, промената на брановата должина зависи од аголот под кој се ресејува фотонот. Според формулата 2.4, доколку $\theta = 0^\circ$, $\Delta\lambda = 0$ (во правецот на простирање, нема ресејување); а за $\theta = 90^\circ$, $\Delta\lambda = \lambda$ (нормално на упадното зрачење); а за $\theta = 180^\circ$ (вратен наназад), $\Delta\lambda = 2\lambda$.

Енергијата што ја имаат расеаните фотони, исто така, зависи од аголот на ресејување:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 - \alpha(1 - \cos\theta)}, \quad 2.5$$

каде што $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$, а, пак, m_0c^2 е енергија на мирување на електронот. Со помош на (2.2 и 2.3), исто така, може да се одреди енергијата на Комптоновиот електрон, и таа ќе биде:

$$T_e = h\nu \frac{2\alpha \cos^2\phi}{(1 + \alpha)^2 + \alpha^2 \cos^2\phi}, \quad 2.6$$

каде што ϕ е аголот меѓу правецот на избиениот електрон и упадниот фотон.

Фотоелектричен ефект

Фотоелектричниот ефект е процес при кој рентгенскиот (или гама) фотонот целосно ја предава својата енергија на електрон од атомската обвивка на атомите на материјата на која упаднал (слика 2.3). Притоа, фотонот исчезнува (целосно се апсорбира), а електронот се исфрла од атомот и се нарекува фотоелектрон. Фотоелектричниот ефект најчесто се јавува кај упадните фотони кои имаат енергија во распонот 20 – 30 keV. Веројатноста за случување на овој ефект расте со атомски број на материјалот на трети степен (Z^3). Најчесто се случува со електрони од внатрешните (K или L) обвивки. Возбудениот електрон го напушта атомот, а неговата кинетичка енергија T_e соодветствува на разликата помеѓу енергијата на X-фотонот и енергијата на врзување на електронот B_i која е различна за различен електронски слој:

$$T_e = h\nu - B_i \quad 2.7$$

($i = K, L, M, N$, слој), и дава специфичен сет од вредности за електроните на секој атом од периодниот систем, па овозможува идентификација и квантификација на одделните атоми во даден материјал.

За да може да се избие електрон од некој слој според формулата 2.7, енергијата на X-фотонот треба да биде поголема или барем еднаква на енергијата на врзување на тој електрон за даденото јадро, т. е. $h\nu \geq B_i$. Колку е поголема разликата меѓу енергијата на фотонот и енергијата на врзување на електронот, толку е помала веројатноста за да настане фотоефект. Обратно, колку е поголем редниот број Z на атомот, толку е поголема веројатноста за настанување на фотоефектот [1].

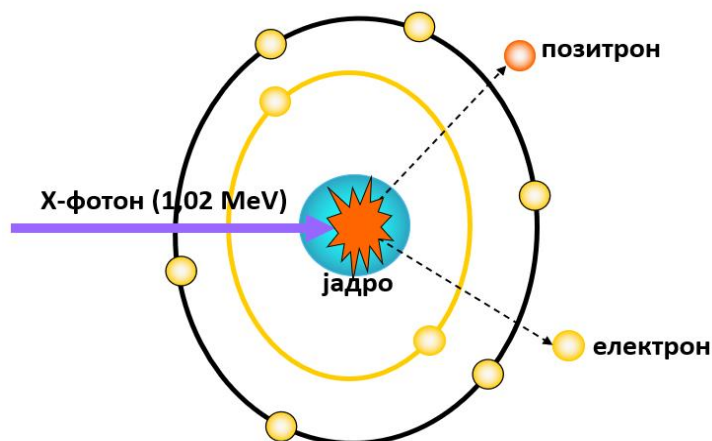
За X-фотоните со најголема енергија, најголема е веројатноста да избијат електрон од K-слојот и тоа за атоми на елементи со голем атомски број. Ослободеното место на избиениот електрон се пополнува со електрон од пооддалечените атомски слоеви, при што се емитира карактеристично ренгенско зрачење. Во најголем број случаи, овие X-фотони веднаш се апсорбираат во близината на атомот на создавање, исто така, преку фотоефект, само што сега се избиваат електрони од надворешните електронски слоеви кои можат да го напуштат атомот. Последниве се нарекуваат Оже (Auger)-електрони.

Слика 2.3: Шематски приказ на фотоелектричен ефект

Фотоефектот претставува интеракција која се јавува со најголема честота за X-фотоните со ткивата при енергиите што се користат во радиографијата [2], вклучително и кај мамографијата (ткивата од дојката) .

Создавање пар електрон-позитрон

Како што видовме во поглавјето за фотоефектот, фотонот комплетно исчезнува, т. е. целокупната неговата енергија ја троши на избивање електрон од електронската обвивка на атомот, а може да му соопшти и кинетичка енергија и тој да излезе до определена брзина. Кај Комптоновиот ефект, пак, фотонот му предава само дел од својата енергија на слободниот електрон, а при создавањето пар (електрон-позитрон) целокупната енергија на фотонот се троши на пар електрон-шуплина. Притоа, фотонот целосно исчезнува.



Слика 2.4: Создавање пар електрон — позитрон од гама квант со енергија 1,02 MeV

За да се појави овој ефект, енергијата на фотонот мора да биде поголема или барем еднаква на $2m_e c^2$. Според законите за запазување на енергијата и импулсот, ефектот на создавањето пар не може да се појави во вакуум. Создавањето може да се случи исклучиво во присуство на атомско јадро или електрон. Ако процесот на создавањето парови се одвива во Кулоновото поле на јадрото, тогаш минималната енергија на фотонот, што е потребна за да се формира парот електрон-позитрон, изнесува:

$$h\nu > 2m_e c^2 = 1,02 \text{ MeV} \quad 2.8$$

Секако дека овој ефект не е можно да се случи при енергии што се користат во радиологијата за дијагностички цели, туку се потребни γ -кванти со енергии поголеми од 1,02 MeV, па затоа на оваа интеракција понатаму нема да се задржуваме во детал.

2.3. АТЕНУАЦИЈА НА РЕНДГЕНСКИ СНОП

Атенуацијата, односно намалувањето на бројот на фотони во снопот зраци при неговото минување низ материја, претставува клучен процес кој има големо значење, како за медицинската дијагностика, за радиолошката заштита, така и за проучување на својствата на интеракцијата меѓу зрачењето и материјата.

Слабењето на интензитетот (dI), односно намалувањето на интензитетот на упадното зрачење од паралелни, монохроматски (моноенергетски) X-зраци (I_0), при минување низ мала диференцијална дебелина од материјалот (dx), зависи од таа дебелина и од интензитет на снопот I , односно:

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx, \quad 2.1$$

каде што:

- dI е промената, односно намалувањето на интензитетот на снопот,
- μ е линеарниот коефициент на атенуација (cm^{-1}),
- знакот минус (–) покажува дека интензитетот се намалува при минување низ материјата.

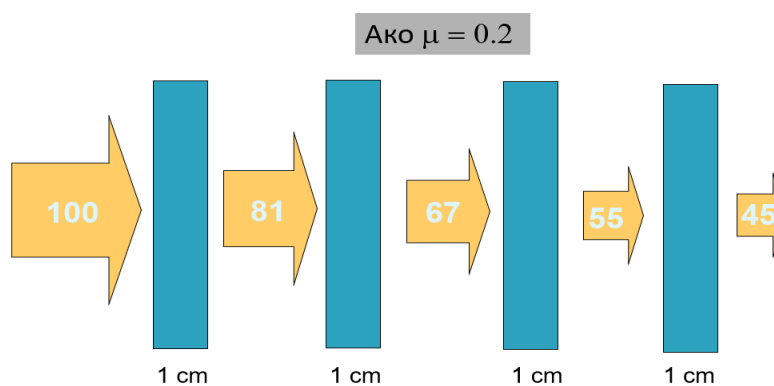
Оваа диференцијална равенка се решава со сепарација на променливите,

$$dI/I = -\mu \cdot dx, \quad 2.2$$

па се добива решението:

$$I = I^0 \cdot e^{-\mu x}. \quad 2.3$$

Оваа експоненцијална равенка го опишува процесот на слабење на рендгенскиот сноп. Интензитетот на зракот се намалува со зголемување на дебелината x на материјалот низ кој минува. Колку е поголем коефициентот μ , толку побрзо слабее снопот. На сликата подолу е сликовито прикажано тоа експоненцијално опаѓање на бројот на фотоните при минување низ атенуирачкиот материјал кој има коефициент на атенуација $\mu=0,2$ за определена енергија на X-зраците. Со примена на експоненцијалниот закон за атенуација, од почетните 100 фотони, при минување низ само еден центиметар материјал, поради атенуацијата остануваат 81 фотон. По минувањето низ 4 cm од истиот материјал, останале 45 фотони.



Слика 2.5: Графички приказ на експоненцијалниот закон за атенуацијата на фотоните

Линеарниот коефициент на атенуацијата μ може да се смета како сума од линеарниот коефициент на атенуација за фотоелектричен ефект τ , оној за Комптонов ефект σ и продукција пар електрон-позитрон κ .

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa. \quad 2.4$$

Линеарниот коефициент на атенуација зависи од природата на супстанцијата, нејзината густина, но е функција и од брановата должина на X-зрачењето. Бидејќи густината на една иста супстанција може значително да се разликува во зависност од агрегатната состојба (цврста, течна или гасовита) и под притисокот под кој се наоѓа, не е можно да се дефинира еден единствен линеарен коефициент на атенуација за X-зрачење со одредена бранова должина.

За да се надмине овој проблем, се воведуваат масени коефициенти, кои го претставуваат односот помеѓу линеарниот коефициент на атенуација и густината на апсорбирачкиот материјал:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}, \quad \tau_m = \frac{\tau}{\rho}, \quad \sigma_m = \frac{\sigma}{\rho}, \quad \kappa_m = \frac{\kappa}{\rho} \quad 2.5$$

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m, \quad 2.6$$

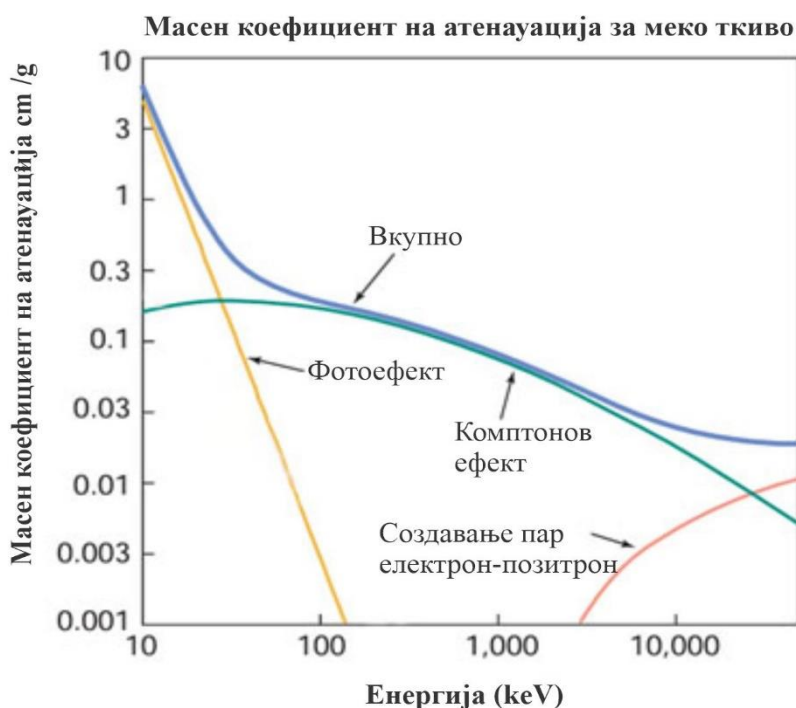
каде што:

- μ е линеарниот коефициент на атенуација (cm^{-1});
- ρ е густината на материјалот (g/cm^3);
- μ_m е масениот коефициент на атенуација (cm^2/g);
- τ_m , σ_m , κ_m се соодветните придонеси од фотоелектричниот ефект, Комптоновото расејување и создавањето на парот електрон-позитрон.

На тој начин, за масениот коефициент на атенуација добиваме дека е карактеристика на материјалот и зависи само од брановата должина на зрачењето. На тој начин за

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} x} = I_0 \cdot e^{-\mu_m \rho x} . \quad 2.7$$

Во согласност со равенката 1.15, масениот коефициент на атенуација (μ_m) има димензии еднакви на односот меѓу површина и масата (m^2/kg). Производот $\rho \cdot x$ претставува масата на супстанцата во слој со напречен пресек од $1 m^2$ и дебелина x . Оттука следува дека $\frac{\mu}{\rho}$ го карактеризира ослабнувањето на X-зраците во слој на супстанцата што содржи $1kg$ супстанца распределена на плоштина од $1 m^2$.



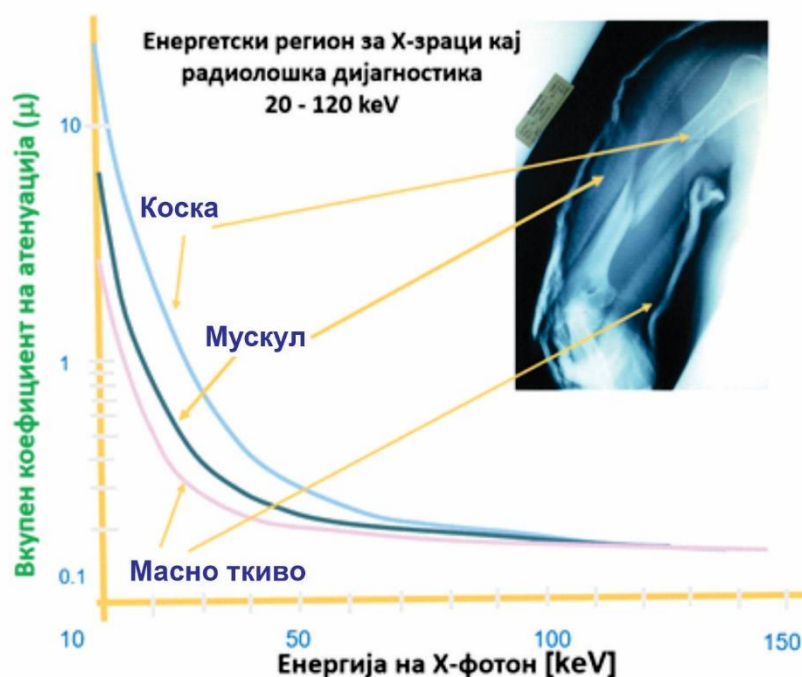
Слика 2.6: График на масен коефициент на атенуација за меки ткива во зависност од енергијата на фотоните, за: фотоелектричен ефект, Комптонов ефект, создавање пар електрон-позитрон и вкупниот масен коефициент на атенуација [1]

Од сликата 2.6 може да се види дека веројатноста за појавата на фотоелектричниот ефект многу брзо опаѓа со зголемување на енергијата на фотонот. Веројатноста за појава на Комптоновиот ефект, пак, има поблаг пад, додека веројатноста за појавата на создавање пар електрон - позитрон почнува да расте дури по одредена енергија (1,02 MeV) и расте со зголемување на енергијата на фотонот.

Апсорпцијата на X-зраците зависи исклучиво од атомската структура на материјата. Оттука, масениот коефициент на атенуација се добива како збир од придонесите на одделните атомски коефициенти на елементите што влегуваат во составот на молекулата.

Конечно, веројатноста за појавата на пар електрон - позитрон во енергетскиот појас, што се користи во радиологијата е нула, па според тоа неговиот придонес во вкупниот масен коефициент може да се занемари во пресметките поврзани со мамографијата.

На сликата слика 2.7 е даден графикот на промена на вкупните коефициенти на атенуација за три вида ткива: масно ткиво, мускулно ткиво и коска во енергетското подрачје на енергии на X-зраците што се користат во радиологијата. Најголеми се разликите во регионот од 20 до 50 keV, па оттука и сликата за овие енергии ќе има најголем контраст и можност за диференцијација на лезии и абнормалности од здравите ткива.



Слика 2.7: Разлики во вкупниот коефициент на атенуација за различните ткива: масно ткиво, мускул и коска во регионот на радиолошките енергии за X-фотони во енергетски распон од 10 до 150 keV

2.4. ДОЗИМЕТРИСКИ ВЕЛИЧИНИ

KERMA (KERMA)

За да може да се квантифицира дозата од јонизирачките зрачења (фотони и неутрони) е воведена величината KERMA (Kinetic Energy Released in Matter). Дефинирана е како однос помеѓу целата кинетичка енергија предадена на ослободените честички од атомите во даден волумен и целокупната маса содржана во истиот волумен [3]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}. \quad 2.8$$

Оваа основна единица е наречена греј (Gy) $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$

Преносот на енергијата од јонизирачкото зрачење кон материјата се случува во две основни фази. Во првата фаза, фотоните заемно дејствуваат со атомите на средината преку фотоелектричниот или Комптоновиот ефект, при што дел од нивната енергија ја предаваат на средината, и притоа се ослободуваат електрони со точно определена кинетичка енергија. Потоа, во наредната фаза на конверзијата, овие електрони ја предаваат кинетичката енергија на околината, најчесто преку процеси на јонизација или на закочно зрачење [1], [4], секоја со одредена веројатност во зависност од енергијата.

Кермата се карактеризира според тоа што претставува енергијата што се пренесува од зрачењето на материјата, токму во точката каде што се случува заемното дејство.

За разлика од кермата, пак, апсорбираната доза (D) се однесува на количеството енергија што се апсорбира во околниот волумен, при што се зема предвид патот што го минуваат електроните. Иако кермата и дозата се изразуваат во исти физички димензии (J/kg), меѓу нив постојат суштински разлики.

Дозата се применува на сите форми на јонизирачко зрачење, додека кермата се однесува исклучиво на индиректно јонизирачките зрачења, како што се фотоните и неутроните, кои самите не предизвикуваат јонизација, но при интеракција со материјата создаваат наелектризирани честички (електрони, позитрони, протони) кои потоа директно вршат јонизацијата. Понатаму, кермата е поврзана со конкретна материјална средина (на пример, дефинирани се, воздушна или водена керма), додека дозата го зема предвид само вкупниот износ на апсорбирана енергија, независно од природата на честичките од атенуирачката средина.

Кај кермата се мери кинетичката енергија на новоослободените наелектризирани честички во одреден волумен, без оглед на тоа каде подоцна ќе ја депонираат својата енергија. Може да се каже дека помеѓу керма е приближно еднакво со доза доколку нема загуби од расејување. За реален случај важи:

$$D = (1 - g)K, \quad 2.9$$

каде што g е делот од енергијата на ослободените електрони што се оддава при закочното зрачење.

Експозиција – X

Експозицијата претставува физичка величина што е определена со односот помеѓу вкупниот електричен полнеж dQ , ослободен при заемното дејство на фотоните со материјата и масата (dm) на материјата на која фотоните целосно ја имаат пренесено својата енергија.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 2.10$$

Експозицијата се мери во единица $C \cdot kg^{-1}$. Старата единица беше рендген (R) и врската меѓу новата и старата единица е: $1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$.

Оваа физичка величина често се кориси во областа на заштитата од јонизирачкото зрачење, особено при анализа на рендгенското зрачење. Таа се користи при проценка на изложеноста на професионално изложените лица и пациентите кои се дел од рендген-дијагностиката.

Инаку, воздушната керма има нумерички иста вредност како и апсорбираната доза во воздухот и често се користи за да се опише интензитетот на зрачењето.

Во контекст на рендген-дијагностиката, вредноста на кермата во мекото ткиво е приближно еднаква со онаа во воздухот, со разлики не поголеми од 10 %, во зависност од енергијата на фотоните. Оттука, за проценки при планирањето на радиолошката заштита, овие вредности често се третираат како еднакви.

Апсорбирана доза

Основна дозиметриска величина што се користи во областа на јонизирачкото зрачење е апсорбирана доза. Апсорбираната доза на јонизирачкото зрачење D се

дефинира како средната апсорбирана енергија $d\varepsilon$ на кое и да било јонизирачко зрачење, која е предадена на масен елемент dm од некоја материја:

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm}. \quad 2.11$$

$\overline{d\varepsilon}$ е средна енергија предадена од страна на јонизирачкото зрачење на елементарна маса dm . SI-единицата за апсорбирана доза на јонизирачкото зрачење се нарекува греј [Gy]. Апсорбираната доза од 1 Gy ја означува енергијата од 1 J во матерја со маса од 1 kg (1 Gy = 1 J/kg).

Специфични величини во дијагностичката радиологија

Влезната воздушна керма (Entrance Surface Air Kerma – ESAK) ја претставува количината на енергијата што рендгенското зрачење ја пренесува во воздухот точно во точката каде што централниот сноп влегува во телото на пациентот или фантомот. Се мери во иста единица како и воздушната керма – во греј (Gy). Притоа, ESAK се состои од две компоненти:

- (1) Упадната воздушна керма (Incident Air Kerma – IK), која ја опишува енергијата на упадниот зрак што паѓа на површината на телото.
- (2) Факторот на повратно расејување (Backscatter Factor – BSF), кој ја претставува количината на зрачењето што се расејува наназад под агли поголеми од 90° , во однос на правецот на упадниот зрак и се додава на директната керма.

$$ESAK = IK \cdot BSF \quad 2.12$$

Факторот на повратно расејување (BSF) претставува бездимензионална физичка величина чијашто вредност зависи од енергетскиот спектар на рендгенскиот сноп и од димензиите на зрачното поле. Тој го изразува придонесот на зрачењето што се расејува наназад кон површината на телото, дополнително зголемувајќи ја вкупната доза.

Терминот влезна површинска доза (ESD – Entrance Surface Dose) се среќава во литературата како синоним за апсорбираната доза во воздухот на местото каде што централниот рендгенски сноп влегува во телото на пациентот или фантомот. ESD се изразува во истата мерна единица – греј (Gy).

Во рамките на енергетскиот опсег што се користи во дијагностичката рендгенска радиологија, вредностите на ESAK и ESD се скоро идентични. Сепак, во стручната и научната литература предност се дава на терминот ESAK, кој најчесто се употребува.

Според дефиницијата на ICRU, радијациониот излез (Y) претставува физичка величина што го определува односот меѓу воздушната керма (K) измерена на одредено растојание d и производот од електрична *струја* и *време* (mAs):

$$Y(d) = \frac{K(d)}{I \cdot t} \quad 2.13$$

Радијациониот излез се изразува во $Gy \cdot (C)^{-1}$, но од практични причини често се изразува во единиците $Gy \cdot (A \cdot s)^{-1}$.

2.5. Историја на мамографијата

Како што кажавме и понапред, мамографијата е радиолошки метод за преглед на дојка, кој користи рендгенски апарат (мамограф), со специјално дизајнирана рендгенска цевка која емитува рендгенски зраци со ниска енергија (околу 20 — 28 keV) и е неинванзивен.

Иако рендгенските снимки за прв пат биле откриени во 1895 година во Вирцбург (Германија) од страна на Рентген (1845 – 1923), првата мамографија била направена дури во 1913 година од страна на германскиот хирург Алберт Соломон (1883 – 1976) [5].

Во 1927 година, германскиот хирург Ото Клајншмит (1880 – 1948) и неговиот ментор Ервин Пајр ја опишале првата мамографија и нејзината клучна улога во раното откривање на ракот на дојка [6]. Сличен труд што ја анализираше улогата на радиологијата во проценката на туморите на дојка [6] бил објавен во 1932 година од Валтер Фогел [7].

Набргу потоа, во 1930 година, Стафорд Ворен (1896 – 1981) го извршил првото мамографско снимање во Соединетите Американски Држави. Радиологот ја анализираше потенцијалната улога на техниката во предоперативната проценка на туморите на дојката. Ворен го опишал редовниот изглед на млечната жлезда и ја нагласил потребата од преглед на двете дојки, бидејќи споредбата меѓу двете овозможила подобра идентификација на абнормалностите [8].

Пред 1950-тите, многу уреди што се користеле за проучување на дојката не биле наменети за самата дојка — рендгенските уреди биле наменети за други дијагностички

процедури, како што се рендгенските снимки на градниот кош. Затоа, резултатите од снимањето дојки биле неоптимални во однос на компресијата на дојката и фокалните точки, што резултирало со значителна изложеност на доза и несоодветен квалитет на сликата [9].

Кон крајот на 1960-тите, Чарлс Грос го развил првиот рендгенски уред дизајниран исклучиво за мамограми. Тој користел молибденска цевка наместо волфрамова. Грос, исто така, го нагласил потенцијалот на мамографијата во откривањето „скриен” рак, поставувајќи ја основата за скрининг-испитувањата [10]. Заедно со професорот Грос, друг истражувач кој придонесе за забрзаната клиничка примена на техничките достигнувања е Роберт Иган (1921 – 2001) [11],[12]. Неговите студии сугерираа дека мамографијата може да се користи за скрининг бидејќи може да пронајде тумори кои не можат да се видат преку физички преглед, па полесно да се идентификуваат лезии што се подобни за биопсија, дури и ако не се клинички опипливи. Дотогаш, мамографијата се користела само во покомплицираните случаи, каде што физичкиот преглед не давал децидни резултати.

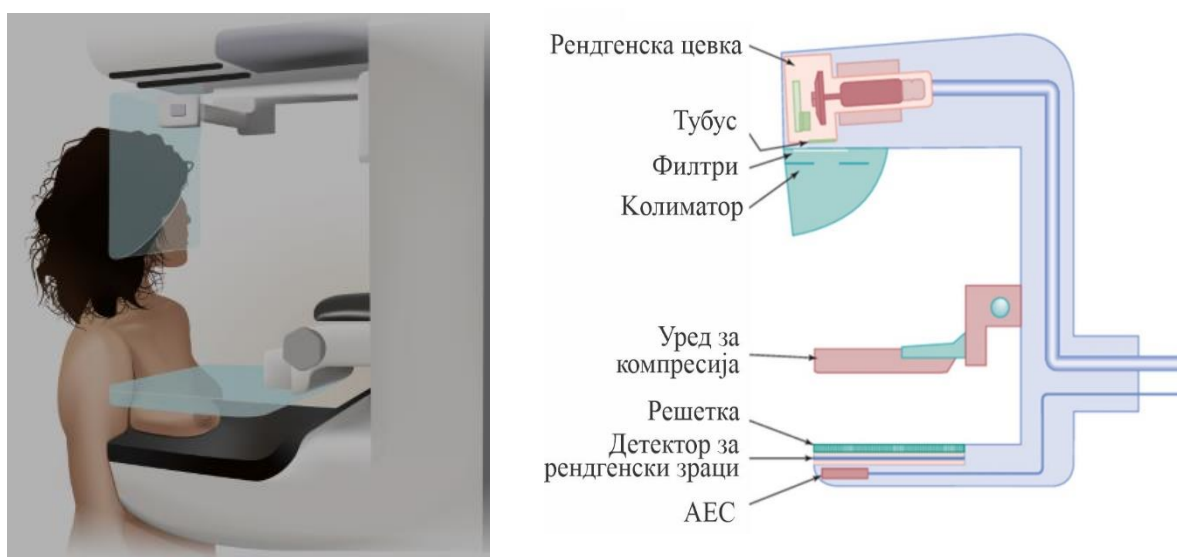
Со користењето сложени физички модели и симулации на интеракциите, како што се оние базирани на Монте Карло-принципот на случајни броеви, воведен во 1980-тите [13], дошло до забрзан развој на технологија на антирасејувачката решетка, со што се зголемила просторната резолуција, а воедно се намалила апсорбираната доза од ткивата на дојката.

Во последната деценија бил развиен софтвер за технологијата на виртуелна мрежа, базиран на математички алгоритми за подобрување на мамографската слика, а кои придонесуваат за дополнително намалување на дозата на изложеност, но и слика со поголем контраст [14].

Поминатото (трансмитираното) зрачење кај дигиталната мамографија, се пренесува до електронскиот пиксел-детектор за формирање слика. Главната предност на ова е можноста за одвојувањето на снимањето и складирањето слики. Развојот на дигиталната мамографија е насочен кон добивање на што е можно повеќе информации со најниска можна доза.

2.6. Мамографски апарат

Мамографскиот апарат (слика 2.8) е специјално дизајниран рендгенски апарат, наменет за радиолошко истражување и евалуација на дојката. Првите мамографски апарати беа аналогни (екранско-филмска мамографија – SFM) и беа користени неколку децении. Развојот на технологијата овозможи употреба на современи компјутерски системи за пренос и за обработка на слики и нивно прикажување на компјутерски монитори со висока резолуција, што претставува дигитална мамографија (DM).



Слика 2.8: Мамографски апарат и неговите составни делови

Аналогниот мамографски апарат се состои од: рендгенска цевка, филтер, колиматор, уред за компресија, решетка, детектор за рендгенски зраци (приемник на слика) и сензор за автоматска контрола на експозиција (АЕС). Сликата (мамограмот) се формира од поминатото рендгенско зрачење врз детекторот за рендгенски зраци. Кај аналогната фотографија тоа е фотографска плоча сместена во касета, а кај дигиталните тоа се полупроводникови детектори.

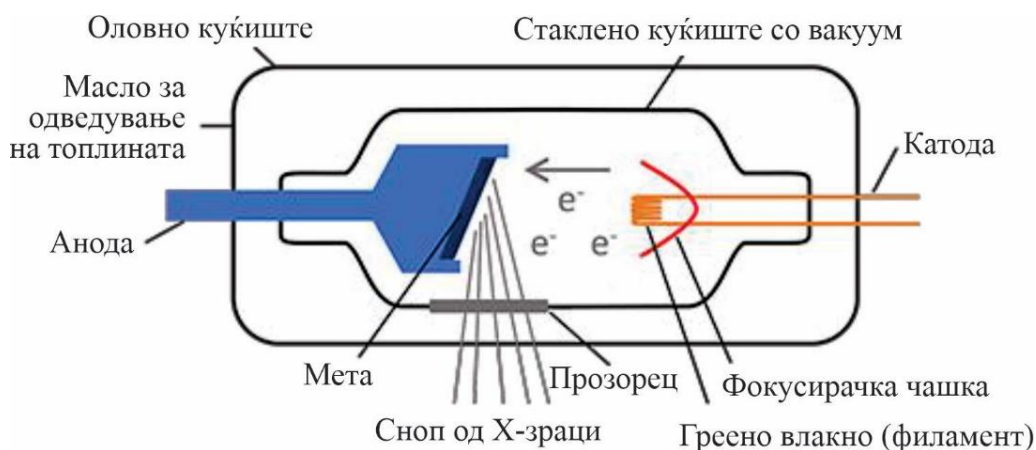
На секој од овие делови што се врзани со дигиталната мамографија ќе се задржиме накусо.

Рентгенска цевка и рентгенски спектар

Сидовите на рендгенската цевка се изработени од метал, наместо од стакло, како што е вообичаено кај другите рендгенски уреди. Оваа конструкција овозможува намалување на зрачењето кое се создава надвор од фокусот и спречува појава на статички

електрицитет на внатрешните страни на куќиштето. Катодата е вклучена на негативен потенцијал, а разликата во електричниот потенцијал меѓу катодата и анодата е во рамките на движењето од 24 kV до 32 kV.

Катодата се загрева преку дополнително струјно коло, па преку процесот на термоелектронска емисија се емитираат термоелектрони кои под дејство на високиот напон во рендгенската цевка се забрзуваат и удираат во анодата (слика 2.9).



Слика 2.9: Шематски приказ на рендгенска цевка. Цевката е составена од: оловно куќиште, масло за одведување на топлината, анода, мета, сноп од X-зраци, прозорец, стаклено куќиште со вакуум, катода, фокусирачка чашка, греено влакно (филамент)

При ударот се создаваат два типа рендгенско зрачење, и тоа:

- закочно зрачење (Bremsstrahlung), коешто се јавува кога забрзаните електрони се успоруваат во електричното поле на катодата. Притоа, енергијата што ја губат електроните се претвора во рендгенски фотони. Овие фотони имаат различна енергија, во зависност од енергетските загуби при сопирањето, поради што на излезот се добива континуиран рендгенски спектар и

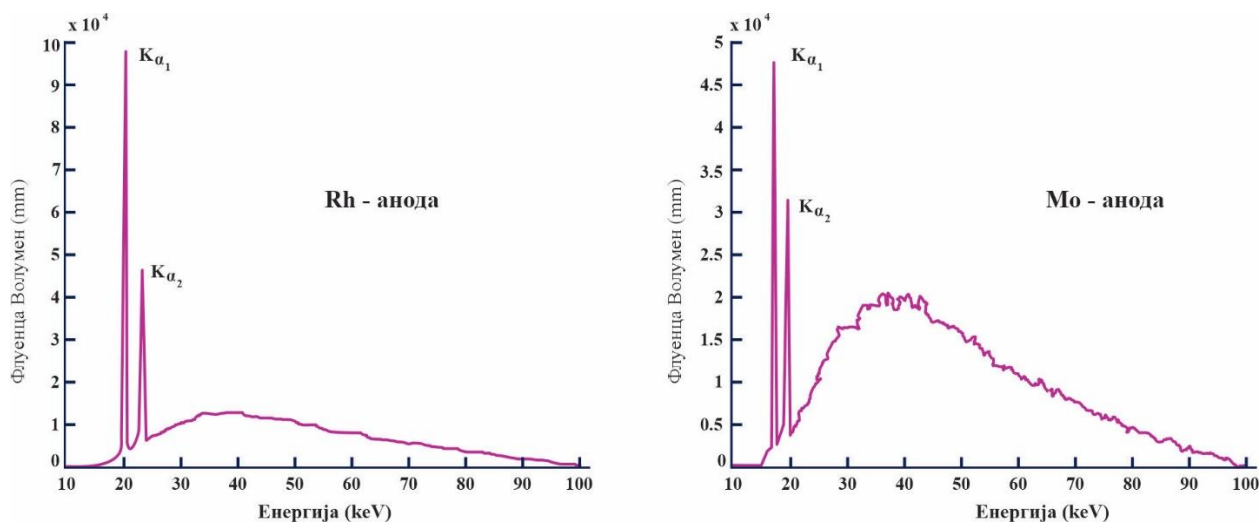
- карактеристично зрачење, коешто се добива кога инцидентни електрони исфрлаат електрони од внатрешниот електронски слој на атомите од кои е направена метата (обично K-слој). Испразнетите места потоа се пополнуваат со електрони од повисоките слоеви. При ваквите премини се ослободуваат фотони на карактеристично рендгенско зрачење, чии енергии соодветствуваат на разликата во енергетските нивоа на атомите на

метата (анодата на рендген-цевката) и зависат од атомскиот број Z на анодниот материјал.

Идеалната рендгенска цевка за мамографија би требало да создава моноенергетски рендгенски фотони со енергии во појасот од 17 keV до 25 keV, кои овозможуваат ниска апсорбирана доза и оптимален контраст на внатрешните структури на дојката. Енергија која би била оптимална за дадена дојка, зависи од анатомските карактеристики на дојката. За подебели и погусты ткива се потребни зраци со поголема продорност (енергија). Потребно е да се познаваат карактеристиките на добиениот рендгенски спектар, за да може соодветно да се приспособи енергијата кон индивидуалната структура на дојката што се снима.

Делот од спектарот на рендгенските зраци којшто се користи во мамографијата е одреден со комбинација на три фактори: Материјалот на анодата на рендгенската цевка (Мо или Rh), од материјалот што се користи за филтрирање на зракот на X-зрачење (Мо или Rh) и од напонот на рендгенската цевка кој се наоѓа во опсегот од 24 kV до 32 kV.

Можните анодни материјали што произведуваат карактеристично X-зрачење, чијашто енергија влегува во енергетскиот појас погоден за мамографија, се следниве: молибден (Mo), рутениум (Ru), родијум (Ro), паладиум (Pd), сребро (Ag) и кадмиум (Cd).



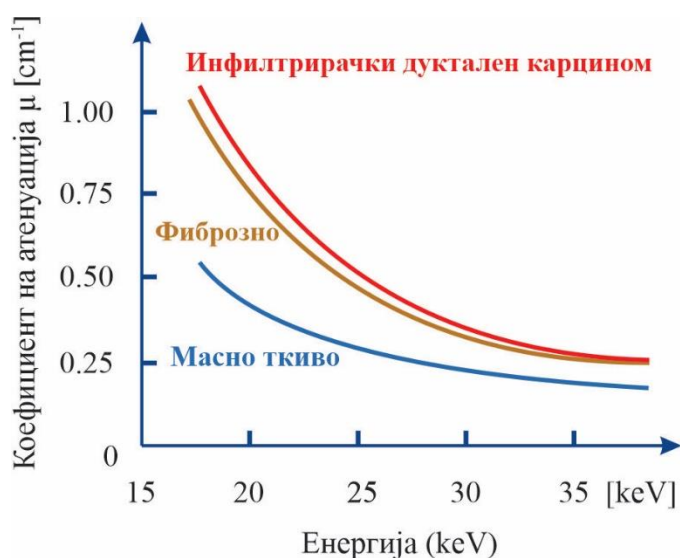
Слика 2.10: Спектри од аноди од Rh (лево) и Мо (десно).

Од споменатите елементи, само молибден и родиум се користат за изработка на мети за мамографски рендгенски цевки (Слика 2.10), а енергиите на нивните карактеристични максимуми изнесуваат: 17,5 и 19,6 keV (Mo) и 20,2 и 22,7 keV (Rh).

Овие аноди се користат во комбинација со филтри изработени од ист или од различен материјал. На тој начин можат да се добијат следниве анода/филтер-комбинации: Мо/Мо и Rh/Rh или Мо/Rh-цевки.

Поради многу мала разлика во коефициентите на атенуација помеѓу нормалното и малигното ткиво и згора на тоа и исклучително малите димензии на канцерогените структурни промени, уредот за мамографија треба да биде специјално оптимизиран и приспособен за идентификација на ваквите промени. Споменатите разлики во коефициентите на атенуација се најголеми во појасот на ниските енергии, помеѓу 10 и 15 keV и значително опаѓаат над 35 keV (слика 2.11). Иако нискоенергетските региони посилно ја потенцираат разликата во коефициентите на атенуација помеѓу здравото и малигното ткиво, високата апсорпција при ваквите енергии бара подолги експозиции, што доведува до зголемување на дозата.

Поради ризикот од прекумерна експонираност на јонизирачко зрачење, условот што треба да го исполни мамографскиот уред е: компромис помеѓу потребниот контраст за диференцирање на здравото од болното ткиво и применатата дозата, со цел оптимизирање на дијагностичката процедура.



Слика 2.11: Промената на линеарниот коефициент на атенуација μ од енергијата на рендгенските фотони за инфилтрирачки дуктален карцином, фиброзно и масно ткиво[1]

Филтрирање на анодниот спектар

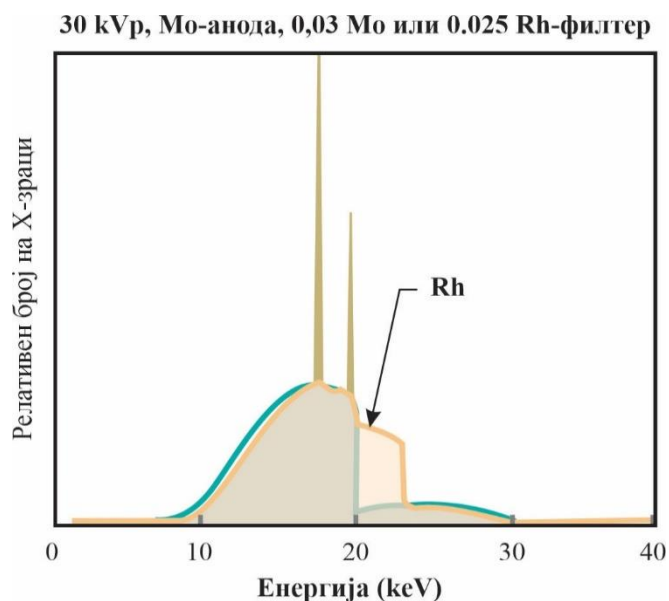
Кај мамографијата се користат филтри на рендгенските спектри. Филтрирањето го одзема од спектарот непотребното зрачење кое не придонесува кон создавањето слика во која постои диференцијација на здравите од канцерозните ткива. Филтрираниот спектар ја намалува апсорбираната доза, а со тоа и веројатноста за оштетувања на генетскиот материјал во дојката. Најчестите комбинации на материјали анода/филтер се дадени во табелата подолу.

Табела 2.1: Најчести комбинации анода/филтер во мамографија

Анода	Филтер	Намена
Mo	Mo	Стандард за мали/тенки дојки
Mo	Rh	За подебели/погусты дојки
Rh	Rh	За големи или многу густы дојки (поголема енергија)

Значи, филтрите се користат за да ослабат или да блокираат дел од континуираниот спектар на X-зрачењето со енергии поголеми од енергијата на врзување на K-електроните на атомот на материјалот на филтерот. Така, на пример, филтрите од молибден со дебелина 0,03 mm, се користат единствено со аноди од молибден за да го ослабат или да го блокираат X-зрачењето со енергија поголема од 20 keV. Филтрите од родиум со дебелина 0,025 mm, можат да се користат со двата типа аноди — и од молибден и од родиум, и тие го ослабуваат или го блокираат делот од спектарот со енергија поголема од 23,22 keV.

На сликата 2.12 е даден спектар од рендгенски зраци произведени од Mo-анода, филтрирани со филтер од 0,03 mm молибден (Mo) или 0,025 mm од родиум (Rh), што кажува пропуштање рендгенски зраци со повисока енергија (bremsstrahlung) до K-апсорпцискиот раб на родиумот при 23,2 keV.



Слика 2.12: Спектар од Мо-анода, филтрирани со филтер од 0,03 mm молибден (Мо) или 0,025 mm од родиум (Rh)[1]

Анода на рендгенски цевки од волфрам и филтри од алуминиум, кои стандардно се користат во сите други типови радиографија, не се користат во мамографија, но во дигиталната мамографија се употребуваат аноди од волфрам (спектарот на волфрам има карактеристични линии на 58,6 keV и 67,4 keV) и филтри од сребро (енергијата на сврзување К-електрони на атомот на сребро е 25,5 keV), па во дигиталната мамографија има комбинации и W/Rh и W/Ag анода/филтер. Во мамографските системи, операторот или автоматската контрола (АЕС) можат да изберат анода и филтер, во зависност од густината на дојката и нејзината дебелина (при компресија). Кога се снимаат помали дојки без многу густо ткиво, се користи Мо/Мо-анода/филтер комбинација. Кога се снимаат дебели и густы дојки е неопходно зрачење поголеми енергии со поголема продорна моќ, па се користат Мо/Rh или Rh/Rh-анода/филтер комбинации.

Филтрирањето на спектарот секако дека влијае на дозата и на контрастот. Поради промената на времето на експозиција, се менува и дозата што ја прима дојката. Со посилна филтрација, се намалува контрастот на сликата, но има помалку расеано зрачење што резултира во подобар квалитет на сликата. Филтрирањето не може да се измери, туку се претставува со величината која се нарекува полудебелина на апсорпција (half value layer - HVL). HVL ја претставува дебелината од даден материјал (ткиво од дојката) за која трансмитираниот интензитет на рендгенскиот сноп се намалува на половина. Тоа е, всушност, мерката за продорната способност на зрачењето, и секако дека зависи од видот на ткивото на дојката (ефективниот коефициент на атенуација) и од енергијата на рендгенските фотони, материјалот на филтерот и неговата дебелина, напонот и

прозорецот на рентгенската цевка, уредот за компресија, но, секако, и староста на рентгенската цевка. HVL во мамографијата за меки ткива изнедува 1 —2 cm (за дебелина на дојка од 4 cm, интензитетот на снопот на рендгенското зрачење се намалува за 75 %). HVL се изразува (според конвенција) во милиметри алуминиум (mm Al).

Фокус (focal spot)

Фокусот е површината од која извираат X-зраците. Фокусот е, всушност, делот од метата — анодата која е бомбардирана од забрзаните електрони. Фокусот има форма на правоаголник, чии димензии се определени со упадниот агол на електроните, но и со топлинскиот капацитет на анодата. Вообичаено е една рендгенска цевка за мамографија да има избор од две големини на фокусот. Стандардниот фокус во мамографијата се користи за добивање слика на целата дојка, и неговата големина е 0,3 mm. Малиот фокус, е со големина 0,1 mm, се користи за техниката на зголемување, што служи за снимање посебни делови од дојката. Зголемувањето обично се прави за да се обезбеди добра видливост на деталите, за да се забележат ситните калцификации. Користењето помал фокус овозможува подобрување на просторната резолуција во мамографијата, но, исто така, го намалува ефективниот број на емитирани фотони со кои се создава сликата.

Површината на фокусот мора да биде доволно голема за да може термодинамички да ја издржи стандардната густина на струјата на рендгенската цевка и за да произведениот сноп рендгенски зраци биде со доволно голем интензитет што ќе обезбеди пократно време на експозиција. Колку е пократко времето на експозиција, толку е можноста на изместување (мрдање) на пациентката помало и толку е сликата помалку замаглена и со повисок дијагностички квалитет [1].

Колиматори

Како колиматори во мамографијата се користат фиксирани отвори, подвижни дијафрагми или корнети. Тие имаат улога да го стеснат ренгенскиот сноп за да се сведе во рамките на големината на фокусот и да ги отфрли расеаните зраци. Колиматорите треба да обезбедуваат соодветна колимација на рендгенскиот сноп кој паѓа на пиксел-детекторите и ја формира сликата. Делот од сликата кој се формира од пикселите, кои се надвор од површината на кои паѓа примарниот сноп, треба да остане без сигнал (црн).

Уред за компресија

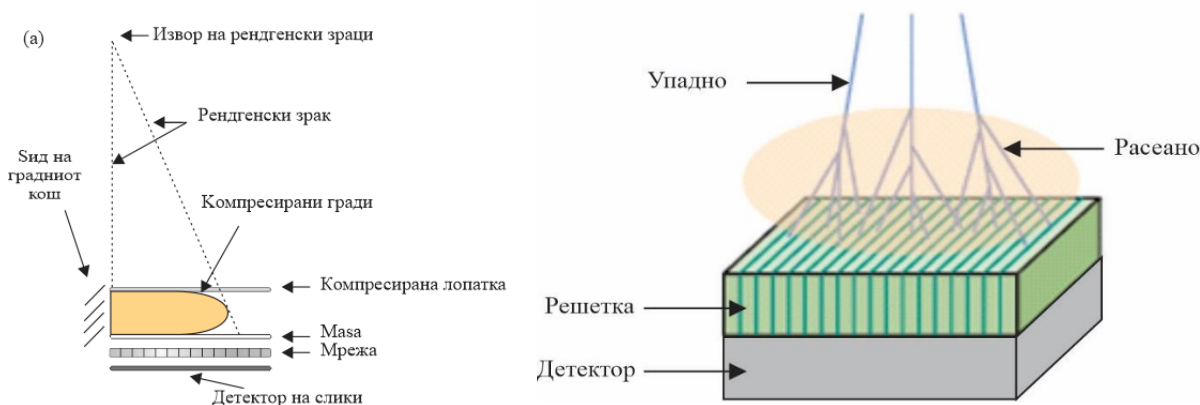
Плочката за компресија е изработена од метеријал којшто има мал коефициент на атенуација на снопот како, на пример, поликарбонат. Поликарбонатната плочка е поставена да лежи паралелно со рецепторот на сликата (пиксел-детекторот). На тој начин се обезбедува рамномерен притисок врз целата дојка. Силата на компресија (Compression Force – CF) треба да остане непроменета во текот на експозицијата.

Кај мамографскиот уред постои и прецизен механички и дигитален показател на дебелината на компресираната дојка. Инаку, податокот за дебелината на компресираната дојка (CBT) е неопходен во пресметувањето на дозата. Постојат различни плочки по димензии и за различна намена за компресија.

Антирасејувачка решетка (Grid)

Решетката се користи во мамографијата (како и во другите радиографски методи) за да странично го апсорбира расеаното рендгенско зрачење и за да ја подобри чувствителноста на контрастот. Решетката се поставува пред детекторот (слика 2.13). Доколку не се контролира расеаното рендгенско зрачење, од можниот контраст се добива само 40 — 75 % во мамографијата. Решетките во мамографијата апсорбираат 75 — 85 % од расеаното рендгенско зрачење и пренесуваат 60 — 70 % од примарниот зрак на рендгенското зрачење. На тој начин контрастот на сликата е подобрен, но и загубите од расејувањето треба да бидат надоместени со зголемување на дозата 2 до 2,5 пати.

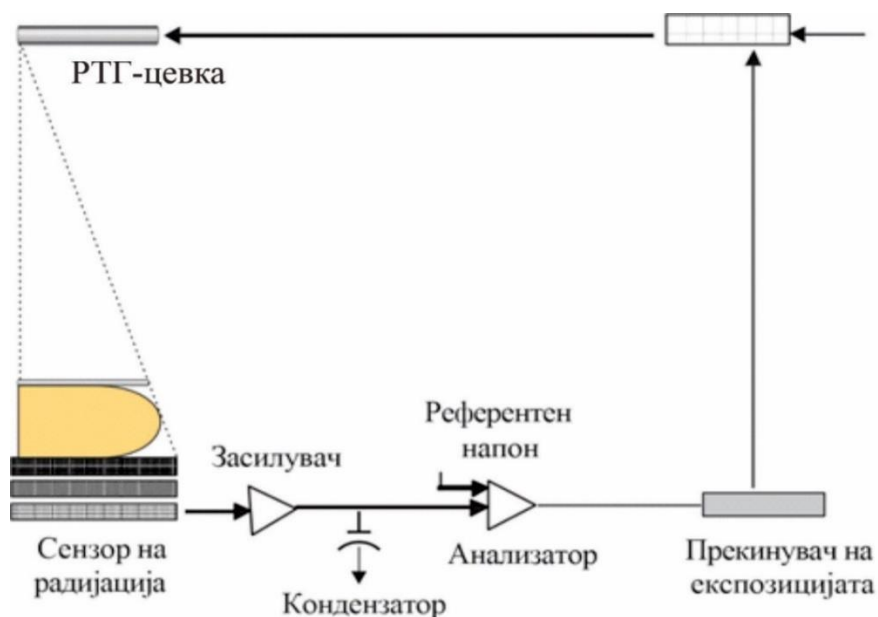
Во мамографијата се користат: линерни решетки, кои се поместуваат при изложување на снопот X-зраци за да се намали нивната видливост (да не формираат лик кај детекторот). Употребата на решетката значително го намалува интензитетот на расеаното зрачење во двата хоризонтални правци, што овозможува значително подобрување на контрастот.



Слика 2.13: Линеарна решетка

Систем за автоматска контрола на експозицијата АЕС

Контролата на времето на експозицијата е исклучително важна заради обезбедување оптимален контраст на сликата на дојките. Изборот на параметрите за снимање (kVp и mAs) е мануелен и се сведува на проценката на техничарот за густината на дојката (доколку не постојат претходни податоци за тоа). Системот за автоматска контрола на експозицијата (Automatic Exposure Control - AEC) се состои од сензори за доза (порано јонизациони комори, а сега полупроводнички детектори), како и електронско коло со повратна врска за прекинување на експозицијата во моментот кога ќе се достигне зададената гранична вредност. Сензорите се поставени под детекторот. Како одзив од примената доза, детекторот генерира струја чија јачина е пропорционална со дозата. Оваа струја го полни кондензаторот. Штом напонот на кондензаторот ја достигне вредноста на напонот за кој уредот е калибриран (референтен напон), тогаш експозицијата автоматски се прекинува (слика 2.14). Поради анатомските варијации на ткивата во дојката, треба да постојат вакви детектори на најмалку три можни позиции (в. слика подолу).



Слика 2.14: Шематски приказ на АЕС

Мануелна контрола на експозицијата

Доколку дојката има импланти или кога се прават специјални проекции или при тестирања на некои специфични параметри, постои потреба од мануелно избирање на напонот (kVp) и на параметарот струја — по — време — mAs), што е еквивалентно со

количеството електричество. Вредноста на напонот (kVp) се избира според дебелината на дојката, квалитетот на снопот и радијациониот излез, а колку mAs треба да се избераат зависи од приемникот на сликата (детекторот) и од начинот на засилувањето и процесирањето на сигналот.

Приемник на слика (-филм, екран или пиксел-детектор)

Приемникот на сликата кај рендгенските системи е уредот што ја регистрира рендгенската радијација по поминувањето низ телото и ја претвора во видлива слика. Тој може да биде:

1. **Аналоген**, како кај филм-мамографијата. Филмот е плоча (рендгенски филм) обложена со фотосензитивниот материјал сребрен бромид (AgBr). Овој материјал при директна интеракција на рендгенските фотони се распаѓа и создава поцрнување. Недостатоците на оваа застарена техника беа во тоа што консумира многу професионално време, т. е. бара хемиска обработка (развивање на сликата), има фиксна чувствителност и не дава можност за постобработка заради подобрување на контрастот. Рендгенските снимки обично потоа се дигитализираа и се дообработуваа заради попрецизна дијагностика, што секако чини многу време. Исто така, дозите за постигнување доволно поцрнување беа релативно повисоки (околу 10 пати) отколку дозите кај сегашните технологии за дигитална мамографија.

2. **Флуоресцентен екран + филм (систем екран-филм)**. Кај оваа технологија беше постигнато редуцирано количество филм, а се вовеле засилувачки екран (обично обложен со оксиди на реткоземни елементи, како Gd_2O_3). Принципот на работа е следниов: фотолуминесцентниот екран ја апсорбира енергијата на рендгенските зраци кои паѓаат на него и ја претвора во видлива светлина. Оваа светлина потоа ја експонира филмската емулзија. Кај оваа технолохија беше постигната поефикасна експозиција, во смисла на тоа дека со помала доза се постигна истото зацрнување. Сепак, и кај оваа аналогна технологија останаа проблемите со времетраење на постапката и потребата од хемиска обработка, слабости кои целосно се надминаа со појавата на технологијата на дигиталните пиксел-детектори.

3. Дигитален пиксел-детектор

Постојат два главни вида дигитални детектори: со индиректна и со директна енергетска конверзија на поминатите рендгенски зраци низ дојката.

Принципот на работа кај дигиталните детектори е следниов: секој пиксел од дводимензионалната матрица пиксели генерира електричен сигнал пропорционален на дозата. Карактеристиките на овие видови детектори се високата просторна резолуција, големиот динамички опсег (голем број нијанси на сиво), и секако, можноста за брзо снимање, а потоа и обработка, зумирање, мерење, дигитално складирање и лесно споделување.

На физичките принципи на детекторите кај дигиталната мамографија ќе им биде посветено цело поглавје (2.7).

2.7. ДИГИТАЛНА МАМОГРАФИЈА

Дигиталната мамографија на целото поле (FFDM-Full Field Digital Mammography) веќе речиси ги има заменето сегашните конвенционални системи на филм-мамографијата во скрининг-програмите ширум светот. Важна предност на дигиталната мамографија е тоа што овозможува степенот на контраст да се прилагоди на локалната густина на дојката [15]. Кај уредите за дигиталната мамографија сите компоненти остануваат исти, само филмот се заменува со плоча од пиксел-детектори, а која се состои од дводимензионална матрица од тенкофилмови полупроводнички диоди придружени од тенкофилмови транзистори кои ја сочинуваат електрониката за отчитување на сигналот за формирање слика.

Делови на дијагностичкиот уред на дигиталната мамографија се:

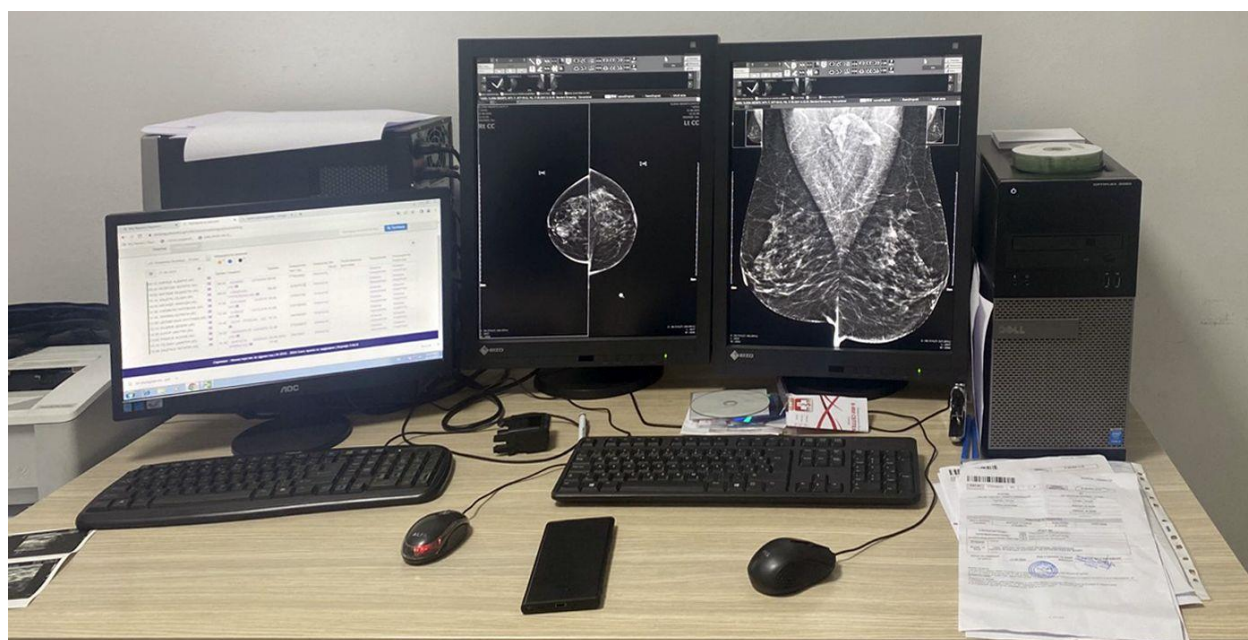
- рендген-апарат (мамограф), кој користи детектор како приемник на сликата;
- контролна маса, на која се набљудува сликата заради евалуација и можна промена на одредени промени, како што е аголот/проекцијата кај пациентот;
- работна станица, во чиј состав се наоѓа компјутер со кој добиената слика во дигитален формат се обработува дополнително, со што се постигнуваат исклучителни можности за побрза и за посигурна дијагностика (слика 2.15).



а)



б)



в)

Слика 2.15: Мамографски апарат во мамографската единица Н: (а) Рендген-апарат (мамограф); (б) Контролна маса; (в) Работна станица

2.7.1. Технологии на дигиталната мамографија

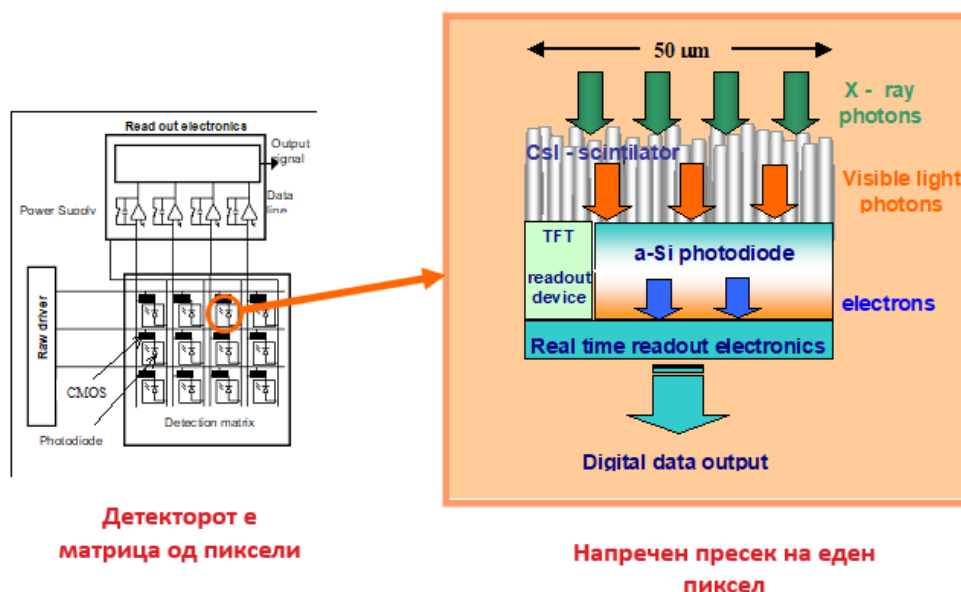
Во дигиталната мамографија се користат неколку различни типови детектори кои се разликуваат во низата од физичките појави, искористени за претворање на електромагнетното ренгенско зрачење во електричен сигнал (полнежи), како што се:

- детекторот за индиректна конверзија со амофен силициум,
- детекторот за директна конверзија со аморфен селен,
- детектор со CCD-чип.

Тие накратко се опишани во следните поглавја.

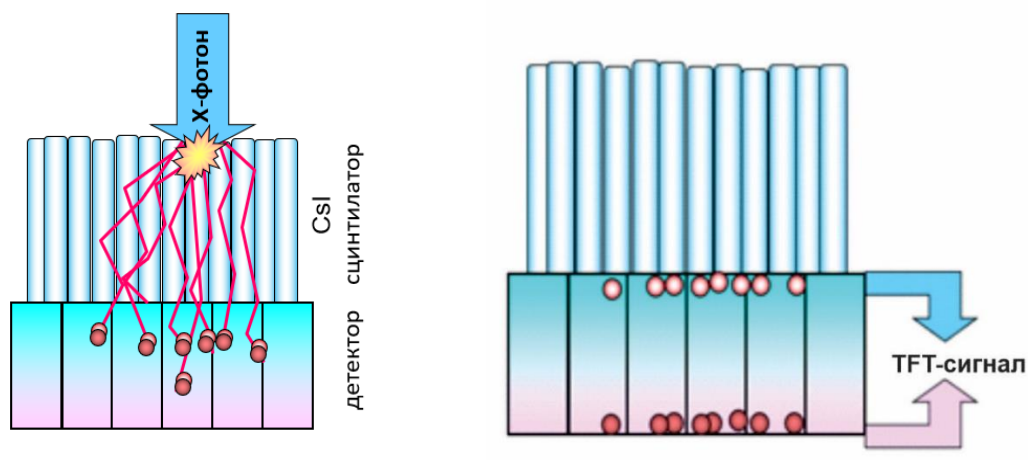
Детектор со индиректна конверзија — Систем од CsI(Tl) и аморфен силициум (a-Si)

Овој тип детектор, познат како матричен детектор, е составен од фотодиоди и тенкофилмски транзистори (TFT) изработени во тенкофилмова технологија од аморфен силициум. Секој пиксел се состои од фотодиода и тенкофилмов транзистор (TFT) во улога на свич (прекинувач) кој го овозможува редоследот на отчитувањето на пикселите. Постојат и контролни и читачки линии кои овозможуваат активирање и читање на сигналот од матрицата пиксели по определен редослед. Над матрицата е поставен флуоресцентен слој од CsI(Tl), кој ги претвора X-зраците во фотони од видливата светлина. Овие фотони се апсорбираат од фотодиодите (pin – контакти) и притоа се претвораат во електричен сигнал што се засилува и складира (слика 2.16).



Слика 2.16: Матричен детектор составен од фотодиоди и тенкофилмски транзистори (TFT)

Бидејќи компонентите не пропуштаат X-зраци, тие се поставуваат зад флуоресцентниот слој.

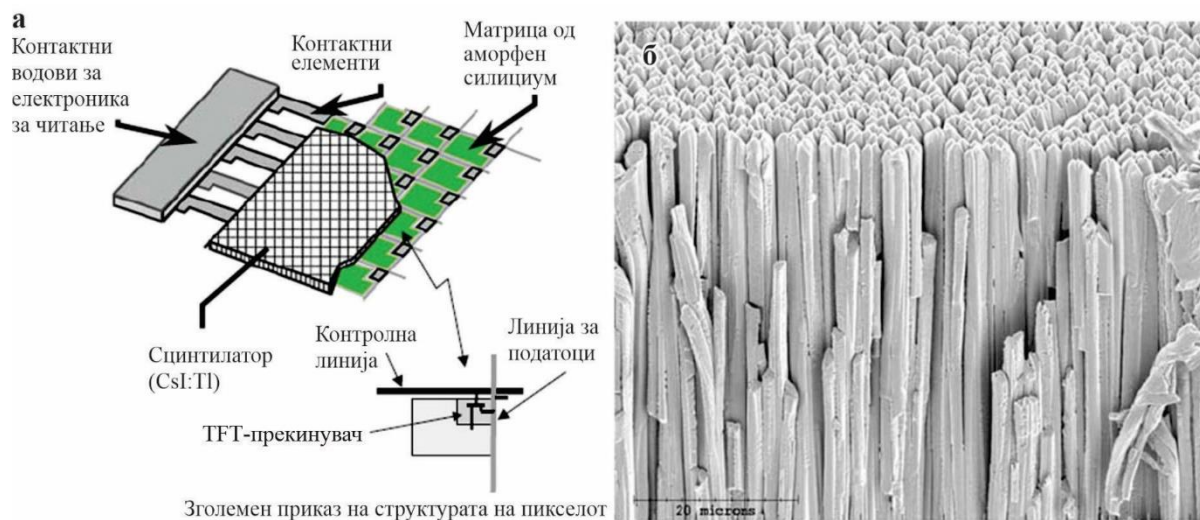


Слика 2.17: Упаден рендгенски фотон кој предизвикува сцинтилација, а потоа видливите фотони продуцираат парови електрон-шуплина во фотодиодата (лево); Генерираните парови од полнежи електрон-шуплина се сепарираат на спротивните електроди и се отчитуваат како сигнал со помош на TFT-електрониката (десно)

Упадот на рендгенскиот фотон во интеракција со материјалот во кристалите на (во случајов CsI), предизвикува сцинтилација, односно производство на видливи фотони. Овие фотони минуваат низ кристалните иглички како по брановод и ги водат зраците до фотодиодата од a-Si. Во диодата, со помош на појавата внатрешен фотоэффект, се генерираат парови електрон-шуплина. Подебел слој од CsI и помали пиксели придонесуваат за зголемена резолуција. Игличестите кристали на CsI можат во најголем дел да го пренесат сигналот до соодветниот пиксел, веднаш под местото на интеракцијата. Но сепак, еден дел од создадените видливи зраци се пренесува и на соседните фотодиоди, па се генерираат сигнал и од соседните пиксели, како што е прикажано на Сликата 2.17 (десно). На тој начин настанува размачување на сликата и намалување на резолуцијата, како што е прикажано на сликата 2.18. На оваа слика е покажана геометриската форма на сигналот кој прилега на Гаусова функција и кој просторно ги опфаќа не само пикселот под настанот туку и соседните пиксели.

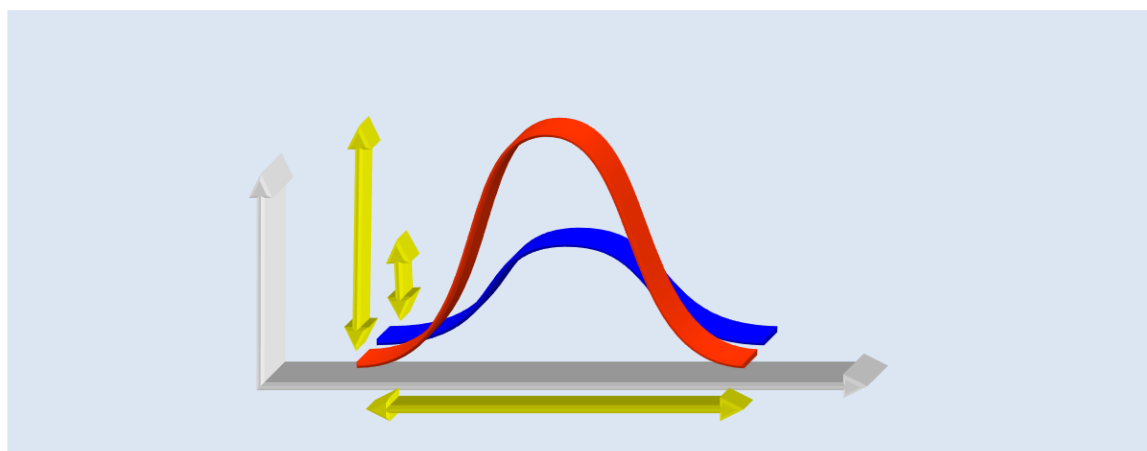
Спротивните полнежи се насочуваат кон спротивните електроди поради постоењето на бариерниот напон на рп-преминот. Секоја фотодиода во својот пиксел си има свој

тенкослоен транзистор TFT кој игра улога на прекинувач и кој се вклучува кога ќе дојде времето за да се отчита сигналот од дадениот пиксел, а потоа се исклучува.



Слика 2. 18: Пиксел детектор со CsI(Tl) апсорбер. (а) Детектор со низа фотодиоди. (б) Скенирачка електронска фотографија на игличестата (колумнарната) структура на кристалниот CsI:Tl [15]

Доколку обичната TFT-технологија е заменета со CMOS од спрегнати два комплементарни MOSFET-транзистора, покрај улогата на прекинувач, оваа електроника игра улога и на засилувач, па сигналот е засилен и контрастот е значително зголемен. Сепак, просторното растурање на сигналот натаму останува како проблем кој ја намалува резолуцијата. На сликата 2.19 се дадени споредбено просторните растурања, интензитетот на сигналот на обете TFT и CMOS- технологиите.



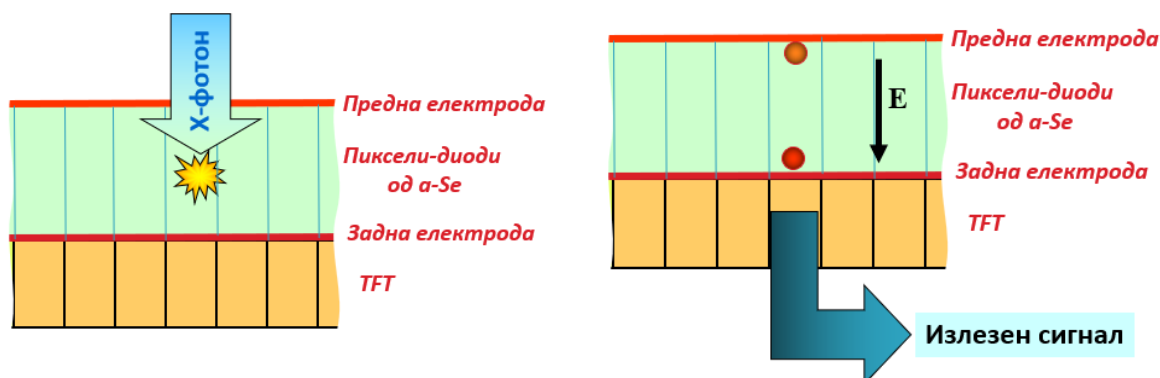
Слика 2.19: Просторни растурања на,интензитетот на сигналот на TFT и CMOS- технологиите

Детектор со директна конверзија — Систем од аморфен селен (a-Se) и TFT-електроника

Овој тип на дигитален рендгенски детектор користи аморфен селен (a-Se) како директен конвертор на рендгенските фотони во електричен сигнал.

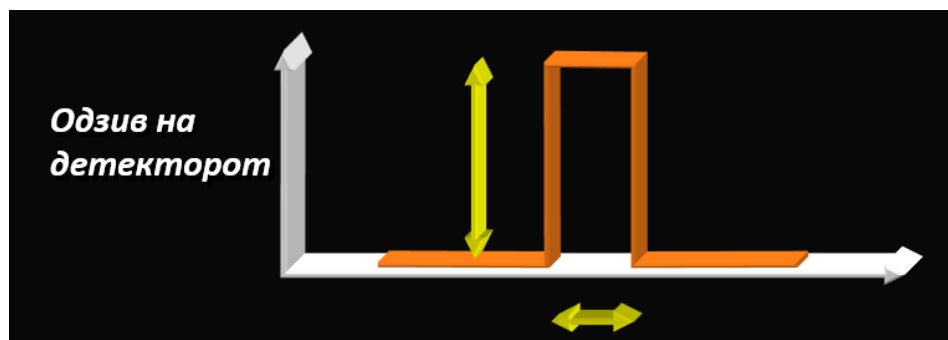
За разлика од претходните системи со аморфен силициум, овој тип детектор не користи флуоресцентен слој, туку кај него рендгенските фотони паѓаат директно на фотодиода од аморфен селен (a-Se со дебелина 100 – 500 μm). При апсорпција на X-зраците, селеновата диода генерира парови електрон-шуплина, а внатрешното електрично поле на селеновата фотодиода ги сепарира и ги насочува кон спротивните електроди, притоа создавајќи електричен полнеж – сигнал (слика 2.20). Создадените носители на полнеж (парови електрон-шуплина) се движат кон соодветните електроди, па од секој пиксел генерираат електричен сигнал кој е пропорционален на интензитетот на упадното зрачење. Под секоја селенова диода, во пикселот има и TFT-транзисторска електроника која управува со натрупаните полнежи и ги пушта во уредот за отчитување на сигналот.

Детекторите со директна конверзија имаат висока резолуција поради тоа што секој генериран пар полнежи се детектира на истото место, т. е. во пикселот каде што е создаден, па не постои размачкување на ликовите на објектите. Сликата е со голема точност и претставува многу прецизна репродукција на структурите во дојката. На тој начин, директната конверзија дава многу подобра мамографска слика во која можат да се бараат суптилни детали како што се микрокалцификатите, а кои можат да помогнат во дијагностиката на ракот на дојка.



Слика 2.20: (Лево) Упадeн X-фотон паѓа на детекторот; (Десно) Генерирање на пар електрон-шуплина

Електроните и шуплините се движат поради внатрешното електрично поле кон спротивните електроди без странично растурање, создавајќи сигнал кој претставува тесна просторна функција од околу $1\ \mu\text{m}$. Дебелината на фотопроводникот е така нагодена за да може да апсорбира 95 % од енергијата на X-зрачењето. Резолуцијата буквално зависи од големината на пикселите, кои обично се со големина од $70\ \mu\text{m}$.



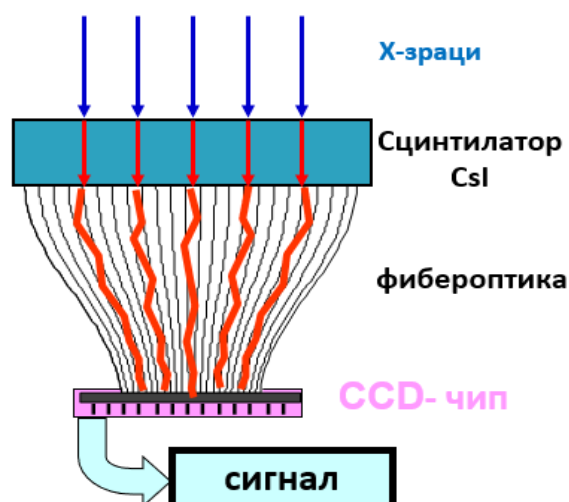
Слика 2.21: Правоаголен одзив со просторна димензија на еден пиксел кај детекторот на директна конверзија

На сликата е прикажан одзивот на детекторот со директна конверзија, кај кој не постои просторно растурање, туку сигналот е со големина на еден пиксел (слика 2.21).

Предностите на детекторот со директна конверзија над оној со индиректна се големи. Пред сè, конверзијата е енергетски поефикасна затоа што постои само едно енергетско претворање, па оттаму е и поголемата квантна ефикасност. Понатаму, нема слој од сцинтилатор, што го поевтинува уредот. Понатаму, расејувањето е доста помало, па постои и помало мешање на сигналот со соседните пиксели.

Детектор со CCD-чип

Детекторот со **CCD (Charge-Coupled Device)** за скенирање. Овој детектор се состои од долга, тесна правоаголна форма (околу $1 \times 24\ \text{cm}^2$), со X-зракот колимиран преку тесен отвор за да се совпадне со неговата форма. Повторно се користи сцинтилатор, т. е. флуоресцентен слој од CsI(Tl), кој е наталожен врз спојна плоча од сноп од милиони оптички влакна. Овие влакна пренесуваат светлина од сцинтилаторот до CCD -матрицата од пиксели и истовремено ја блокираат преостанатата X-зрачна енергија, заштитувајќи го CCD-чипот од оштетување (слика 2.22).



Слика 2.22: Детектор со CCD-чип

Инаку, CCD-чипот е составен од фотосензитивни елементи кои создаваат електричен полнеж при изложеност на светлина. Овој полнеж се отчитува низ редовите од пиксели како кондензатори кои го празнат насобраниот полнеж и формираат дигитален сигнал. Сликата се создава преку синхронизирано скенирање на X-снопот што минува низ дојката и стигнал до детекторот со прецизна контрола на движењето.

Иако оваа метода бара подолго време за добивање слика (околу 6 секунди), недостаток кој доведува до поголемо загревање на рендгенската цевка, таа овозможува висока резолуција и значително намалување на расаното зрачење – што ја елиминира потребата од антирасејувачка решетка и овозможува намалување на дозата. Покрај тоа, поедноставниот дизајн на детекторот може да резултира и со пониски трошоци.

2.8. ДОЗИМЕТРИЈА ВО МАМОГРАФИЈАТА

Карлсон (Karlsson) и соработниците во 1976 година предложија дека просечната апсорбирана доза од жлездното ткиво на дојката е поадекватен параметар за проценка на радијациониот ризик. Аплицираната радијациска енергија се апсорбира од кожата, масното, сврзното и жлездното ткиво. Жлездното ткиво претставува најчувствително ткиво во однос на радијационо индуцираната карциногенеза [16]. Меѓународната комисија за радијациска заштита (International Commission for Radiation Protection - ICRP) во 1987 година ја препорачува просечната жлездна доза (Mean Glandular Dose -MGD),

како најрелевантен параметар за процена на радијациониот ризик на дојката, а кој се користи и ден-денес [17]. Бидејќи средната доза во жлездното ткиво (MGD) може да се процени со висока точност, таа е прифатена како стандардна мерка за доза во мамографијата. Покрај MGD се користат и дополнителни параметри: дозата на кожата, дозата во жлездното ткиво во средишната рамнина на дојката и просечната доза за целата дојка.

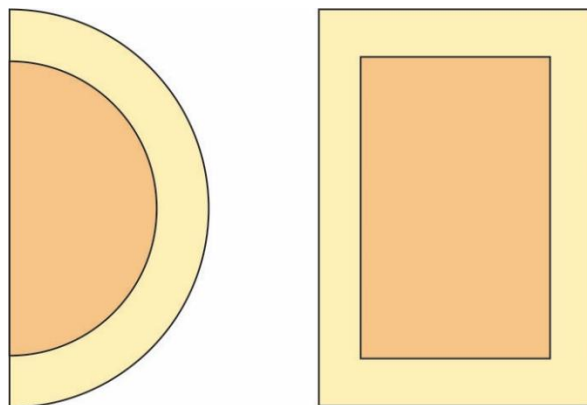
Прецизното пресметување на MGD за секоја поединечна дојка е значително отежнато, а понекогаш и невозможно поради варијациите во анатомските и морфолошките карактеристики кај индивидуите. Вобичаен пристап е влезната површинска доза (ESD), преку фактори на претворање (конверзија) засновани на математички модели, да се претвори во средна жлездна доза (MGD). Хамерштајн (Hammerstein) и соработниците во 1979 година воведуваат модел на дојка и со термолуминисцентни дозиметриски мерења (TLD) на ткивно-еквивалентен фантом со супституциони материјали BR12 и AP6 кои симулираат просечна дојка (50 % адипозно (масно), 50 % жлездно ткиво) [18] го дефинирале атомскиот состав (стехиометријата) на различните видови ткива кои влегуваат во составот на дојката.

Биле правени и истражувања [19], [20], [21] за тоа колку жлездно ткиво има дадена дојка во однос на дебелината на истата дојка при компресија (табела 2.2), со споредување на експозициите применети на пациенти и на експозициите применети на фантоми конструирани од материјали кои се еквивалентни на ткиво.

Табела 2.2: Гландуларност во однос на дебелината на истата дојка според авторите Geise и Palchevsky (1996)

Гландуларност	68 %	42 %	26 %	16 %
Дебелина на дојка (cm)	≤ 3	3 – 5	5 — 7	≥ 7

Проценуталната застапеност на жлездното ткиво кај дојки со различна големина за две старосни групи, 40 — 49 години и 50 — 64 години, се прикажани во табелата 2.3. Овие се податоци од истражувања од скрининг-програмите и од компјутерските симулации [22], [23], [24]. Симулациите се направени со Монте Карло-методот, а како модел за дојка бил користен фантом којшто симулира дојка во СС-проекција. Централниот дел на дојката претставува регија со хомогена распределба на „масно и жлездно ткиво“, а светлиот (крем боја) дел претставува „кожа и поткожни ткива“ (слика 2.23).



Слика 2.23: Пресеци на цилиндричен модел на дојка за Монте Карло-симулацијата. (лево) странична проекција, (десно) напречна проекција

Табела 2.3: Гландуларност на дојката во зависност од нејзината дебелина (компресираната дебелина) [24]

Дебелина на дојка (cm)	Гландуларност % (40 — 49 години)	Гландуларност % (50 — 64 години)
2	100	100
3	82	72
4	65	50
5	49	33
6	35	21
7	24	12
8	14	7
9	8	4
10	5	3
11	5	3

Сепак, најновите истражувања на Dance [25], добиени со користење на восочен фантом како модел и поразлична просторна дистрибуција на жлездното ткиво, доведоа до сознание дека факторите на претворање (конверзија) се разликуваат од приказаните во табелата. Сепак, поради тоа што распределбата на жлездното ткиво во дојката варира од индивидуа до индивидуа, авторите не препорачуваат измена на постојните коефициенти во формулите за пресметување на дозата, а за кои ќе стане збор подоцна.

2.8.1. Процена на MGD за стандардна дојка по стар модел

Средната доза во жлездното ткиво (MGD) се пресметува врз основа на упадната Air KERMA, измерена на растојание до површината на дојката (во воздух, без да се земе предвид повратното расејување), со множење со факторот на конверзија g .

$$D = K_f g \quad 2.14$$

Доколку Air KERMA се мери на површината на фантомот (K_s), тогаш треба да се подели со факторот на расејување (B), а кој зависи од енергијата на снопот):

$$D = \frac{K_s g}{B} \quad 2.15$$

При пресметката на тежинскиот фактор g бил користен претходно споменатиот BR12-фантом, кој е релативно скап. Во 1994 година, британските истражувачи воведуваат алтернативен фантом изработен од PMMA (полиметил метакрилат, познат и како Perspex), материјал кој е подостапен и полесен за ракување. Овој фантом има форма на полуцилиндар со дијаметар од 16 cm, површина од приближно 100 cm² и дебелина од 4 cm. Важно е да се наспомене дека големината на површината на фантомот не е од клучно значење, бидејќи дозата што ја прима дојката зависи многу малку од нејзината површина (Dance, 1980).

Но, поради разликите со другиот фантом, неопходно било да се воведат дополнителни коефициенти на конверзија p од страна на Dance во 1990 година [24]:

$$D_{old} = K g p s \quad 2.16$$

Притоа, воведениот p -фактор во формулата погоре служи за конверзија на вредноста на упадната Air Kerma, измерена кај фантомот, во вредност што соодветствува на стандардна дојка, додека g -факторот ја преобразува таа упадна Air Kerma во средна доза апсорбирана во жлездното ткиво. Факторот на претворање (конверзија) s е воведен заради влијанието на изборот на комбинацијата врз дозата.

Вредностите на факторите на конверзија g и p зависат од енергетскиот спектар на X-фотоните, односно од дебелината на полуослабување (HVL) на зракот. Овие фактори може да се пресметаат со помош на Монте Карлокомпјутерските симулации (Rosenstein 1980, 1985; Dance 1980). Монте Карло-симулацијата овозможува пресметка на факторите на конверзија за различни типови дојки и за широк опсег на енергетски спектар.

Во денешно време се употребуваат факторите на конверзија добиени со Монте Карло-пресметките на Wu et al. (1991) [26], Dance (1990) [24] и Dance (2000) [25]. Во

следнава табела се прикажани факторите на конверзија g и p , за пресметување на MGD за 4 cm PMMA-фантом, во зависнот од HVL.

Табела 2.4: Фактори на конверзија за пресметување на MGD според стариот модел [24]

HVL (mm)	P	g (mGy/Gy)
0,25	1,12	0,155
0,30	1,10	0,183
0,35	1,10	0,208
0,40	1,09	0,232
0,45	1,09	0,258
0,50	1,09	0,285
0,55	1,07	0,311
0,60	1,06	0,339

Табела 2.5: Фактор на конверзија s за различни анода-филтер комбинации [25].

Тип на спектар	s -фактор
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042

Проценката на дозата (MGD) во мамографијата се темели на пресметките на MGD за стандарден модел на дојка со дебелина од 4,5 cm и густина од 50 % жлездно ткиво во централниот дел. Ова било реализирано преку симулација со 4,0 cm дебел фантом од материјалот Perspex, при што бил применет фактор на конверзија за претворање на влезната Air Kerma во еквивалентна вредност материјалот на стандардната дојка, но со текот на времето се покажа дека и овој модел има одредени слабости.

2.8.2. Процена на MGD за стандардна дојка по нов модел

При развојот на нов стандарден фантом беа искористени објавените податоци [25], [27] за апсорпциската еквивалентност помеѓу дебелината на PMMA (Polymetil Methacrylate, Perspex) и типичната дебелина на дојките. Новиот фантом ја има истата

дебелина од 4,5 cm, што одговара на компресирана дојка со гландуларност од 29 % и дебелина од 5,3 cm во централниот дел.

Според поновиот модел, средната жлездна доза се пресметува на следниов начин:

$$D_{new} = K_{45} g_{53} c_{53} s \quad 2.17$$

K_{45} – влезна Air Kerma за 4.5 cm фантом РММА,

g_{53} – фактор на конверзија за 5.3 cm дебелина на дојка,

c_{53} – фактор на конверзија за просечниот износ на жлездното ткиво во 5.3 cm дебела дојка,

s – фактор на корекција за различните спектри.

Како и кај претходниот модел, g и c -факторите зависат од HVL-вредноста.

Табела 2.6: Вредности на g и на c -факторите [25]

HVL (mm)	g (mGy/Gy)	c
0,30	0,155	1,109
0,35	0,177	1,105
0,40	0,198	1,102
0,45	0,220	1,099
0,50	0,245	1,096
0,55	0,272	1,091
0,60	0,295	1,088

2.8.3. Процена на MGD за реални дојки

Средната жлездна доза (MGD) што ја примаат пациентите, може да се процени според формулата:

$$D = K g c s \quad 2.18$$

во којашто

K – е пресметаната упадна Air Kerma на површината на дојката.

g – факторот се однесува за 50 % гландуларност и е ист како во претходниот модел, но сега проширен со вредности за дебелина на дојки од 2 —11 cm (табела 2.7).

c – факторот ги коригира разликите во гладнуларност од типичните 50 % и има различни вредности за возразните групи 40 – 49 и 50 — 64 години (табела 2.8 и табела 2.9).

Наведените вредности за дојки од 2 до 8 cm се земени од Dance (1990) [24], а оние од 9 до 11 cm од Dance et al. (2000) [25].

s – факторот ја коригира разликата при користење на различните комбинации анода/филтер од Mo/Mo-спектар (табела 2.5).

Табелата 2.10 дава c-фактори кои ја коригираат жлездноста на дојката од 0 % и 100 % за спектри од Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh и W/Mo, кои го покриваат опсегот на HVL од 0.30 до 0.60 mm Al, за дебелини на дојката од 20 до 110 mm [28].

Табела 2.7: Вредности на g-факторот (mGy/mGy) за дојки од 2 до 11 cm [28]

Дебелина на дојка (cm)	g-фактор HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2,0	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
3,0	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
4,0	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
4,5	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
5,0	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
6,0	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
7,0	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
8,0	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
9,0	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723
10,0	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540
11,0	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1285

Табела 2.8: Вредности на с-факторот (mGy/mGy) за популација 40 —49 години [28]

Дебелина на дојка (cm)	с-фактор						
	HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2,0	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3,0	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918
4,0	0,940	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955
5,0	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004
6,0	1,080	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066
7,0	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127
8,0	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183
9,0	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225
10,0	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251
11,0	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256

Табела 2.9: Вредности на с-факторот (mGy/mGy) за популација 50 —64 години [28]

Дебелина на дојка (cm)	с-фактор						
	HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2,0	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3,0	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,940	0,941
4,0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5,0	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069
6,0	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
7,0	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188
8,0	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227
9,0	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
10,0	1,307	1,298	1,290	1,286	1,283	1,272	1,261
11,0	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266

Табела 2.10: с-фактори за жлездост од 0 до 100 % во централниот регион на дојката, дебелина на дојката од 20 до 110 mm и дебелина на градите од 0,30 до 0,60 mm Al. Површински слоеви од 100 % масно ткиво се претпоставуваат со дебелина од 0,5 cm. [28]

HVL (mmAl)	Дебелина на дојка (mm)	Гладнуларност на дојка (%)				
		0 %	25 %	50 %	75 %	100 %
0,30	20	1,130	1,059	1,000	0,938	0,885
0,30	30	1,206	1,095	1,000	0,915	0,836
0,30	40	1,253	1,120	1,000	0,898	0,808
0,30	50	1,282	1,127	1,000	0,886	0,794
0,30	60	1,303	1,135	1,000	0,882	0,785
0,30	70	1,317	1,142	1,000	0,881	0,784
0,30	80	1,325	1,143	1,000	0,879	0,780
0,30	90	1,328	1,145	1,000	0,879	0,780
0,30	100	1,329	1,147	1,000	0,880	0,780
0,30	110	1,328	1,143	1,000	0,879	0,779
0,35	20	1,123	1,058	1,000	0,943	0,842
0,35	30	1,196	1,090	1,000	0,919	0,816
0,35	40	1,244	1,112	1,000	0,903	0,801
0,35	50	1,272	1,121	1,000	0,890	0,793
0,35	60	1,294	1,132	1,000	0,886	0,788
0,35	70	1,308	1,138	1,000	0,886	0,786
0,35	80	1,312	1,140	1,000	0,884	0,786
0,35	90	1,319	1,145	1,000	0,884	0,785
0,35	100	1,319	1,144	1,000	0,881	0,784
0,35	110	1,322	1,142	1,000	0,882	0,900
0,40	20	1,111	1,054	1,000	0,949	0,851
0,40	30	1,181	1,087	1,000	0,922	0,825
0,40	40	1,227	1,105	1,000	0,907	0,810
0,40	50	1,258	1,120	1,000	0,899	0,798
0,40	60	1,276	1,125	1,000	0,890	0,793
0,40	70	1,292	1,132	1,000	0,887	0,790
0,40	80	1,302	1,136	1,000	0,885	0,789
0,40	90	1,308	1,138	1,000	0,884	0,788
0,40	100	1,311	1,138	1,000	0,833	0,791
0,40	110	1,315	1,140	1,000	0,885	0,905
0,450	20	1,099	1,052	1,000	0,948	0,905
0,450	30	1,169	1,080	1,000	0,924	0,858
0,450	40	1,209	1,102	1,000	0,909	0,829
0,450	50	1,248	1,115	1,000	0,898	0,815
0,450	60	1,267	1,125	1,000	0,891	0,801
0,450	70	1,283	1,129	1,000	0,892	0,797
0,450	80	1,298	1,137	1,000	0,887	0,799

0,450	90	1,301	1,135	1,000	0,886	0,792
0,450	100	1,305	1,138	1,000	0,886	0,791
0,450	110	1,312	1,138	1,000	0,885	0,789
0,500	20	1,098	1,050	1,000	0,955	0,910
0,500	30	1,164	1,078	1,000	0,928	0,864
0,500	40	1,209	1,094	1,000	0,912	0,835
0,500	50	1,242	1,111	1,000	0,903	0,817
0,500	60	1,263	1,120	1,000	0,896	0,807
0,500	70	1,278	1,127	1,000	0,890	0,800
0,500	80	1,289	1,132	1,000	0,889	0,794
0,500	90	1,295	1,134	1,000	0,887	0,793
0,500	100	1,302	1,138	1,000	0,886	0,000
0,500	110	1,303	0,140	1,000	0,885	0,789
0,550	20	1,086	1,043	1,000	0,955	0,914
0,550	30	1,154	1,071	1,000	0,932	0,000
0,550	40	1,196	1,093	1,000	0,918	0,843
0,550	50	1,227	1,105	1,000	0,906	0,824
0,550	60	1,252	1,115	1,000	0,900	0,814
0,550	70	1,267	1,122	1,000	0,896	0,805
0,550	80	1,278	1,125	1,000	0,890	0,800
0,550	90	1,285	1,128	1,000	0,890	0,798
0,550	100	1,290	1,133	1,000	0,889	0,796
0,550	110	1,293	1,134	1,000	0,888	0,793
0,600	20	1,089	1,045	1,000	0,959	0,919
0,600	30	1,142	1,065	1,000	0,933	0,874
0,600	40	1,185	1,090	1,000	0,923	0,850
0,600	50	1,216	1,102	1,000	0,910	0,830
0,600	60	1,238	1,113	1,000	0,904	0,820
0,600	70	1,252	1,120	1,000	0,899	0,812
0,600	80	1,266	1,123	1,000	0,894	0,806
0,600	90	1,272	1,124	1,000	0,893	0,801
0,600	100	1,279	1,125	1,000	0,891	0,797
0,600	110	1,284	1,129	1,000	0,893	0,798

2.9. ВОВЕДУВАЊЕ ДИЈАГНОСТИЧКИ РЕФЕРЕНТИ ВРЕДНОСТИ (ДРВ)

Оптимизацијата се воведува поради радијационата сигурност на пациентите во дијагностичката радиологија, во нуклеарната медицина и во интерветните процедури кои користат јонизирачки зрачења. Таа бара примена на протоколи кои се прилагодени на возраста и големината на пациентот, избраната регија на снимање и на клиничките индикации. Само на тој начин може да се обезбеди дозите што ги добиваат пациентите да бидат колку што е разумно возможно пониски (As Low Reasonably Achievable - ALARA принцип), и притоа да се постигне клиничката цел на испитувањето.

Истражувањата за вредноста на дозите што ги добиваат пациентите, покажуваат дека при ист вид на снимање, па дури и со истата технологија (мамограф од идентичен модел), постои значителна варијација меѓу здравствените институции. Ова укажува на потребата од стандардизирање на протоколите и намалување на разликите во дозите но, притоа да се постигне дијагностичката цел на снимањето или на постапката.

Се покажало како неопходно ваквите стандардизации да бидат направени и за мамографските снимања.

За прв пат во историјата на мамографијата авторите Wall & Shrimpton публикувале научна студија во која ги анализирале величините што можат да бидат измерени и тие што се пресметуваат при проценката на дозите на пациентите во Европа и во САД, почнувајќи од 1950 година [29]. Во трудот авторите ја потенцираат ползата од воведувањето на концептот референтни вредности во дијагностичките снимања, а којшто подоцна, во 1990 година бил предложен од Меѓународната комисија за радијациона заштита (ICRP). Концептот подоцна бил надграден во дијагностички референтни вредности ДРВ (или новата дозата).

Во 1970-тите започнале да се прават истражувања на националните вредности во САД и во Велика Британија за дозите што ги добиваат пациентите. Овие истражувања биле основа за изработка на препораки за радиографските техники и за дозиметриските величини и вредноста на апсорбираната доза [30]. Со овие истражувања започнала и оптимизацијата на различните снимања, воведување референтни дози, и препораките кои водат кон стандардизација на техниките за радиографски снимања. Во 2001 година ICRP беше издаден Водичот бр. 2 за дијагностички референтни вредности [31]. ДРВ во Европа беа формално воведени преку Директивата на Советот на Европа 97/43 EUROATOM во 1997 година [32]. Со ова, проценувањето на ДРВ на одреден временски

период и оптимизацијата на дозите на пациентите започна да се воведува како законска обврска на државите.

Во 2013 година, Европскиот совет издаде директива со која на земјите членки им налага да преземат соодветни корективни чекори во оние болници каде што вредноста на ДРВ е постојано поголема од национално утврдената вредност [33]. Притоа, Европската комисија иницираше неколку истражувачки програми за процена на дозите на пациентите и квалитетот на сликите, кои резултираа со публикување водичи за критериуми за квалитетот на сликите и промовирање на ДРВ.

Повеќе автори направиле студии за референтните вредности на дозата што ја прима жлездното ткиво од дојката (таканаречена гландуларната доза), кои ги процениле со анализа на податоците од мамографски центри на национално или на регионално ниво од наредните држави: Австралија (New South Wales) [34], Гана [35], Малезија [36], Судан [37], Палестина (Газа) [38], Мароко [39], Дубаи (ОАЕ) [40], [41].

Референтните вредности од овие студии ќе им послужат на тезите на оваа дисертација за споредба со добиените резултати од оваа студија.

Конечно, утврдувањето на дијагностичките референти вредности (ДРВ) за даден вид снимање и за дадена група пациенти, овозможува да се идентификуваат центрите во коишто пациентите добиваат повисоки дози отколку што се вообичаени за тој тип снимање [42]. ДРВ претставуваат корисна алатка за оптимизирање на дозите при радиографските снимања заради радијационата заштита на пациентите од примање прекумерни дози при дијагностичките процедури [43].

Во различни дијагностички модалитети се користат различни дозиметриски величини кои ја квантификуваат дозата, слично како ДРВ. На пример, во радиографијата се користи влезната Air Kerma (K_a), во компјутерската томографија КТ-дозен индекс (CTDIvol) или производот од КТ-дозен индекс по должина на скенирање (DLP).

Како што понапред видовме, во мамографијата се користи средната жлездна доза (Mean Glandular Dose - MGD).

Според законската регулатива, Владата на државата е одговорна за утврдување на ДРВ и нивно имплементирање во дијагностичката практика. Во Република Северна Македонија постои законска регулатива (произлезена од Законот за заштита од јонизирачко зрачење и радијацииска сигурност [Службен весник, бр. 48/'02 и 135/'07]) и таа е усогласена со ЕУ-регулативата, а тоа се следниве подзаконски акти:

(1) Правилник за критериуми за примена на извори на јонизирачко зрачење во медицината итн (Службен весник на РМ, бр.130 од 30.09.2010 година) и

(2) Правилник за начинот и роковите на испитување на изворите на јонизирачко зрачење, мерење на изложеноста на пациентите при дијагностички и терапевтски постапки, водење евиденција и поднесување на извештај (Службен весник на РМ, бр. 126 од 22.09.2010 година).

Примената на одредбите во овие правилници би требало да обезбеди квалитет и оптимизација на изложеноста на јонизирачко зрачење на пациентите во Македонија. (член 2 од Правилникот под број 2). Но, за жал, до денешен ден сè уште не се утврдени ДРВ за ниту еден радиолошки модалитет, ниту на ниво на болница ниту на национално ниво.

2.10. РАДИЈАЦИСКИ РИЗИК ОД МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА

При мамографските снимања, дел од телото што добива значителна доза се дојките. При ова сликовната техника се применува напон во рендгенската цевка од 25 до 38 kV, во зависноста од дебелината на дојките, од типот на рецепторот на сликата и од калибрацијата. Дозата што ја добива жлездното ткиво зависи од анатомската структура на дојката, од нејзината големина и од рендгенскиот спектар и износот на упадното зрачење. Жлездно ткиво е радиосензитивно и секоја примена доза, колку и да е ниска, сепак ја зголемува веројатноста за добивање рак, подоцна во текот животот на пациентката.

Еве некои клучни факти за радијацискиот ризик од мамографијата:

А. Зрачната доза што се добива при снимањето со дигитална мамографија е ниска. Типичната доза од една мамографска процедура е околу 0.4 mSv (милисиверти). Колку за споредба, просечната годишна доза што ја добива човек од природни извори (како што е космичкото зрачење и радонот) изнесува околу 3 mSv.

Б. Радијацискиот ризик од мамографијата се смета за многу низок, особено ако се спореди со придобивките од раното откривање на ракот на дојка и можноста за продолжување на векот на пациентката. Ризикот од развивање на рак поради зрачењето од мамографијата се проценува како екстремно мал. Притоа, скринингот кај жените на

возраст од 50 до 70 години спасува далеку повеќе животи отколку што може да предизвика штета.

В. Главни фактори штого намалуваат ризикот (преку намалување на дозата) е користењето на што понапредна технологија. Современите дигитални мамографски системи користат далеку пониски зрачни дози во споредба со постарите филмски технологии. Исто така, ризикот може да се намали доколку мамографското снимање се применува со цел или со одредена фреквенција (скрининг на секои две години). Вонредни мамографски снимања кои се надвор од старосниот интервал за скрининг треба да се применува само доколку има клинички индикации. Дојките кај помладите жени (под 40 години) се со повисока процентуална жлездост (се погусте), па според тоа и посензитивни на радијација, па мамографијата ретко се препорачува кај оваа возраст, освен ако не постои специфична причина (на пример, висок ризик од рак на дојка поради генетски фактори).

Придобивките од мамографијата, особено за рано откривање на рак на дојка, далеку ги надминуваат потенцијалните ризици од радијацијата.

Многу студии покажале дека редовниот скрининг со мамографија може да ја намали смртноста од рак на дојка за 20 —40 %. Иако веројатноста да се добие рак на дојка предизвикан од мамографските снимања е далеку помала отколку што е природната веројатност за добивање рак на дојка, сепак при мамографските снимања треба да се испорачува само дозата која е неопходна за добивање квалитетна слика со оптимална дијагностичка вредност [44].

2.11. ЛИТЕРАТУРА

- [1] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [2] J. E. Martin, *Physics for Radiation Protection*, 3rd edn. Wiley-VCH, 2013. Accessed: June 11, 2025. [Online]. Available: https://www.perlego.com/book/1003966/physics-for-radiation-protection-pdf?campaignid=532914307&adgroupid=1362297508033005&msclkid=2500fe3a60db172f934196732bfd2102&utm_source=bing&utm_medium=cpc&utm_campaign=2.6.0.1.3%20DSAG*%20%7C%20ROE%20%7C%20All&utm_term=EU&utm_content=ALL%20Books
- [3] F. Pernička, I. D. McLean, and International Atomic Energy Agency, Eds, *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. in Technical reports series, no. no. 457. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
- [4] Смиља Конеска и Доне Гершановски. *Нуклеарна физика*. Скопје: Универзитет „Св.Кирил и Методиј“, 1998.
- [5] M. Tubiana, ‘[Wilhelm Conrad Röntgen and the discovery of X-rays]’, *Bull Acad Natl Med*, vol. 180, no. 1, pp. 97–108, Jan. 1996.
- [6] ‘THE EVOLUTION OF MAMMOGRAPHY - ScienceDirect’. Accessed: June 03, 2025. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0033838922024861>
- [7] R. H. Gold, ‘THE EVOLUTION OF MAMMOGRAPHY’, *Radiologic Clinics of North America*, vol. 30, no. 1, pp. 1–19, Jan. 1992, doi: 10.1016/S0033-8389(22)02486-1.
- [8] ‘THE EVOLUTION OF MAMMOGRAPHY - Radiologic Clinics’. Accessed: June 03, 2025. [Online]. Available: [https://www.radiologic.theclinics.com/article/S0033-8389\(22\)02486-1/abstract](https://www.radiologic.theclinics.com/article/S0033-8389(22)02486-1/abstract)
- [9] ‘Historical Technical Developments in Mammography - Arthur G. Haus, 2002’. Accessed: June 03, 2025. [Online]. Available: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/153303460200100204>
- [10] R. H. Gold, L. W. Bassett, and B. E. Widoff, ‘Highlights from the history of mammography.’, *RadioGraphics*, vol. 10, no. 6, pp. 1111–1131, Nov. 1990, doi: 10.1148/radiographics.10.6.2259767.
- [11] ‘Experience with mammography in a tumor institution. Evaluation of 1,000 studies - PubMed’. Accessed: June 03, 2025. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13725888/>
- [12] ‘The Intensity of Scattered Radiation in Mammography | Radiology’. Accessed: June 03, 2025. [Online]. Available: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/126.1.243>
- [13] H. P. Chan, P. H. Frank, K. Doi, N. Iida, and Y. Higashida, ‘Ultra-high-strip-density radiographic grids: a new antiscatter technique for mammography.’, *Radiology*, vol. 154, no. 3, pp. 807–815, Mar. 1985, doi: 10.1148/radiology.154.3.3969487.
- [14] ‘On image quality metrics and the usefulness of grids in digital mammography’. Accessed: June 03, 2025. [Online]. Available: <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-medical-imaging/volume-2/issue-01/013501/On-image-quality-metrics-and-the-usefulness-of-grids-in/10.1117/1.JMI.2.1.013501.full>
- [15] U. Bick and F. Diekmann, *Digital Mammography*. Springer Science & Business Media, 2010.
- [16] R. Hendrick, ‘The New NCRP Report on Mammography (Update of NCRP Report No. 85)’, Jan. 1999, Accessed: June 15, 2025. [Online]. Available: https://www.academia.edu/109311020/The_New_NCRP_Report_on_Mammography_Update_of_NCRP_Report_No_85_
- [17] ‘ICRU Report 44, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement – ICRU’. Accessed: June 15, 2025. [Online]. Available: <https://www.icru.org/report/tissue-substitutes-in-radiation-dosimetry-and-measurement-report-44/>

- [18] G. Richard Hammerstein, D. W. Miller, D. R. White, M. Ellen Masterson, H. Q. Woodard, and J. S. Laughlin, 'Absorbed Radiation Dose in Mammography', *Radiology*, vol. 130, no. 2, pp. 485–491, Feb. 1979, doi: 10.1148/130.2.485.
- [19] R. A. Geise and A. Palchevsky, 'Composition of mammographic phantom materials', *Radiology*, vol. 198, no. 2, pp. 347–350, Feb. 1996, doi: 10.1148/radiology.198.2.8596830.
- [20] K. C. Young, M. L. Ramsdale, and F. Bignell, 'Review of Dosimetric Methods for Mammography in the UK Breast Screening Programme', *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 80, July 1998, Accessed: June 15, 2025. [Online]. Available: <https://www.osti.gov/etdeweb/biblio/20095755>
- [21] R. Klein *et al.*, 'Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients', *Phys Med Biol*, vol. 42, no. 4, pp. 651–671, Apr. 1997, doi: 10.1088/0031-9155/42/4/004.
- [22] Z. J, V. Wj, T. Ma, and J. Jt, 'Glandularity and mean glandular dose determined for individual women at four regional breast cancer screening units in the Netherlands', *Physics in medicine and biology*, vol. 51, no. 7, July 2006, doi: 10.1088/0031-9155/51/7/012.
- [23] B. J. R and K. C. J, 'Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography.', *Physics in Medicine and Biology*, vol. 45, no. 3, pp. 801–813, 2000, Accessed: July 27, 2025. [Online]. Available: https://jglobal.jst.go.jp/en/detail?JGLOBAL_ID=200902173529775907
- [24] D. R. Dance, 'Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose', *Phys Med Biol*, vol. 35, no. 9, pp. 1211–1219, Sept. 1990, doi: 10.1088/0031-9155/35/9/002.
- [25] D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett, and C. J. Kotre, 'Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol', *Phys Med Biol*, vol. 45, no. 11, pp. 3225–3240, Nov. 2000, doi: 10.1088/0031-9155/45/11/308.
- [26] X. Wu, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, 'Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography', *Radiology*, vol. 179, no. 1, pp. 143–148, Apr. 1991, doi: 10.1148/radiology.179.1.2006265.
- [27] F. K, L. J, and C. K, 'Technical note: perspex blocks for estimation of dose to a standard breast--effect of variation in block thickness', *The British journal of radiology*, vol. 68, no. 806, Feb. 1995, doi: 10.1259/0007-1285-68-806-194.
- [28] D. R. Dance, A. K. Thilander, M. Sandborg, C. L. Skinner, I. A. Castellano, and G. A. Carlsson, 'Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study', *Br J Radiol*, vol. 73, no. 874, pp. 1056–1067, Oct. 2000, doi: 10.1259/bjr.73.874.11271898.
- [29] B. F. Wall and P. C. Shrimpton (INVITED), 'The Historical Development of Reference Doses in Diagnostic Radiology', *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 80, no. 1–3, pp. 15–19, Nov. 1998, doi: 10.1093/oxfordjournals.rpd.a032492.
- [30] J. E. Jensen and P. F. Butler, 'Breast exposure: nationwide trends; a mammographic quality assurance program--results to date', *Radiol Technol*, vol. 50, no. 3, pp. 251–257, 1978.
- [31] ICRP (International Commission on Radiological)., '1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection', in *Annals of the ICRP*, 60th edn, vol. 21, ICRP Publication 60, 1991, pp. 1–3. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/>
- [32] P. O. of the E. Union, 'CELEX1, Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom', Publications Office of the EU. Accessed: July 07, 2025. [Online]. Available: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/aa7564fa-fd07-4872-943c-66df8f4f1099/language-en>
- [33] Directorate-General for Health and Consumers (European Commission) Now known as... *et al.*, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis.4th*

- edition, supplements. Publications Office of the European Union, 2013. Accessed: Jan. 28, 2025. [Online]. Available: <https://data.europa.eu/doi/10.2772/13196>
- [34] M. E. Suleiman, M. F. McEntee, L. Cartwright, J. Diffey, and P. C. Brennan, 'Diagnostic reference levels for digital mammography in New South Wales', *J Med Imaging Radiat Oncol*, vol. 61, no. 1, pp. 48–57, Feb. 2017, doi: 10.1111/1754-9485.12540.
- [35] E. Dzidzornu, S. K. Angmorth, B. B. Ofori-Manteaw, S. Aboagye, K. Dzefi-Tettey, and E. K. Ofori, 'Mammography Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Ghana', *Radiography (Lond)*, vol. 27, no. 2, pp. 611–616, May 2021, doi: 10.1016/j.radi.2020.11.022.
- [36] N. Mohd Norsuddin, S. Segar, R. Ravintaran, N. Mohd Zain, and M. K. Abdul Karim, 'Local Diagnostic Reference Levels for Full-Field Digital Mammography and Digital Breast Tomosynthesis in a Tertiary Hospital in Malaysia', *Healthcare (Basel)*, vol. 10, no. 10, p. 1917, Sept. 2022, doi: 10.3390/healthcare10101917.
- [37] I. Suliman *et al.*, *Analysis of Average Glandular Dose (AGD) and Associated Parameters for Conventional and Digital X-Ray Mammography*. 2021. doi: 10.21203/rs.3.rs-799884/v1.
- [38] R. Karsh, 'Baseline Assessment of Diagnostic Reference Level for Full Digital Mammography in Al Remal Martyrs Clinic. Al-Azhar University: Gaza, Palestine', 2020.
- [39] M. Talbi, M. E. Mansouri, O. Nhila, Z. Tahiri, K. Eddaoui, and M. Khalis, 'Local diagnostic reference levels (LDRLs) for full-field digital mammography (FFDM) and digital breast tomosynthesis (DBT) procedures in Morocco', *J Med Imaging Radiat Sci*, vol. 53, no. 2, pp. 242–247, June 2022, doi: 10.1016/j.jmir.2022.03.008.
- [40] E. Z. Dalah, M. K. Alkaabi, H. M. Al-Awadhi, and N. A. Antony, 'Screening Mammography Diagnostic Reference Level System According to Compressed Breast Thickness: Dubai Health', *J Imaging*, vol. 10, no. 8, p. 188, Aug. 2024, doi: 10.3390/jimaging10080188.
- [41] K. A. M. Noor, N. M. Norsuddin, I. N. C. Isa, and M. K. Abdul Karim, 'Lifetime Attributable Risk in Mammography Screenings in Dubai: The Influence of Breast Thickness and Age on Radiation Exposure', *Diagnostics (Basel)*, vol. 15, no. 1, p. 83, Jan. 2025, doi: 10.3390/diagnostics15010083.
- [42] I. A. E. Agency, 'Quality Assurance Programme for Digital Mammography', International Atomic Energy Agency, Text, 2011. Accessed: Jan. 28, 2025. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/publications/8560/quality-assurance-programme-for-digital-mammography>
- [43] ICRP iICRP Publication 73 (International Commission on Radiological), *Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP. 2, 1996, ICRP Publication 73, Vol. ICRP*, pp. 1–47., 2nd edn, vol. 26. 1996. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2073>
- [44] V. Gershan, 'Optimization of the physical parameters related with the mammographic image quality and radiation dose; Optimizacija na fizichkrite parametri povrzani so kvalitetot na mamografските слики i radijacionite dozi', July 2009, Accessed: July 08, 2025. [Online]. Available: <https://www.osti.gov/etdeweb/biblio/21522346>

3. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ НА ИСТРАЖУВАЊЕ ЗА ЦЕЛИТЕ НА ОВАА ТЕЗА

3.1. МЕТОДИТЕ ЗА ИСТРАЖУВАЊЕ НА ПРОБЛЕМАТИКАТА

Собирање податоци

Податоците за оваа студија беа преземени од осум мамографски единици во Република Македонија. Имајќи предвид дека во студијава се користеа различни технологии (како што е прикажано во табелата 3.1), односно Fuji во седум мамографски единици и Hologic Selenia во една единица, процесот на прибирање на податоците беше хетероген.

Во оваа студија, податоците за органската дозата од мамографите Fuji во единиците A, B, C, D, E, F и G беа добиени од DICOM-хедерите со помош на софтвер за следење на дози (DOSE, верзија 17.11, Qaelum NV, Левен, Белгија). Меѓутоа, во последната единица, единица H, вредностите на дозата беа извлечени од DICOM и извезени во формат на датотека *.csv за секој пациент со помош на апликацијата со отворена апликација 'Micro DICOM Viewer'.

Во сите мамографски единици беа правени интерни неделни контроли на квалитетот (QA) на физичко-техничките параметри, спроведени од техничкиот персонал со користење мамографски фантоми, како и преку годишна надворешна контрола на квалитетот, што ја врши Дирекцијата за радијациона сигурност на Република Северна Македонија. Во овој контекст, се очекува дека варијацијата во методите за прибирање податоци претставува само незначително ограничување, бидејќи претходните истражувања укажуваат на проценета варијација од околу 10% [1] кај MGD-вредности пресметани со три специфични модели за пресметување на дозата (Boone, Dance и Wu), користени од различни производители.

Во оваа студија беа избрани осумте мамографски единици од вкупно дваесет и пет, што претставува околу една третина (32%) од сите дигитални мамографски единици во Република Македонија [2], со рамномерна географска застапеност. Сите дигитални мамографски слики беа направени кај жени на возраст од 10 до 89 години, како во скрининг така и во дијагностички постапки. Секое снимање вклучуваше вкупно 4 проекции: краниокаудална (CC) проекција на десната и на левата дојка и медиолатерална искосена (MLO) проекција на десната и на левата дојка. Вкупниот број мамографски проекции искористен за истражувачките цели на оваа студија беше 31.040 (7760×4).

позиции = 31.040). Производителот и соодветните технолошки детали за дигиталните мамографски уреди за секоја мамографска единица се наведени во табелата 3.1.

Табела 3.1: Марка на апаратот, технологија, комбинација анода/филтер, број на проекции, број на индивидуи/пациентки во ревизија на дози од мамографски единици во Македонија

Мамографска единица	Марка	Технологија	Анода/филтер	Проекции	Пациентки
A	Fuji Innovality	DR	W/Rh	4.520	1.130
B	Fuji Amulet s	DR	W/Rh	1.772	443
C	Fuji Amulet s	DR	W/Rh	3.436	859
D	Fuji Amulet s	DR	W/Rh	5.672	1.418
E	Fuji Amulet s	DR	W/Rh	2.832	708
F	Fuji Amulet s	DR	W/Rh	2.608	652
G	Fuji Innovality	DR	W/Rh	6.380	1.595
H	Hologic Selenia	DR	W/Ag, W/Rh	3.820	955

дигитална радиографија, W: волфрам, Rh: родиум, Ag: сребро.

Методи за определување на дијагностичките референтни вредности (ДРВ).

За целите на определувањето на дијагностичките референтни вредности ќе бидат користени 31.040 мамографски проекции за да се процени средната жлездна доза (MGD) и компресираната дебелина на дојката (Compressed Brast Thickness или CBT) за секоја проекција, краниокаудална (CC) и медиолатерална проекција (MLO).

Дијагностичките референтни вредности (ДРВ) во оваа дисертација се пресметани како 75-тиот перцентил од дистрибуцијата на вредноста на средната жлездна доза (MGD) за различни појаси на дебелина на компримираната дојка (CBT).

Податоците добиени од софтверот DOSE и од DICOM беа извлечени и пренесени во Microsoft Office Excel за понатамошна нумеричка анализа. Податоците од секоја мамографска единица беа категоризирани според компресираната дебелина на дојката (CBT) во интервали од по 10 mm. Средната жлездна доза (MGD) по мамографска единица беше пресметана за секој интервал на дебелина. Беа пресметани следниве главни статистички податоци: минимална доза (mGy), максимална доза (mGy), 95-от перцентил, медијаната на дозата (mGy), 75-от перцентил, стандардна девијација и просечната дебелина (mm).

Силата на компресија (Compression Force - CF) применета на дојката за време на снимањето требаше да биде доволно висока за да се намали дебелината на дојката, за да се овозможи подобра визуелизација на детали, како што се микрокалцификациите во дојката. Инаку, по правило, силата треба да биде толку голема колку да предизвика само поднослива болка кај поголемиот дел од жените. Исто така, со компресијата на дојката

се прави имобилизација на органот што се снима и се оневозможува евентуално придвижување за време на снимањето. За поистенчена дојка (помало СBT) се применува помал напон за кој расејувањето на рендгенските зраци ќе биде помало.

Од сите пресметани MGD-вредности за сите проекции:

(а) беше проценет 75-от перцентил за сите мамографски единици, а беа споредени и со резултатите објавени за други земји каде што е применета иста методологија (т. е. анкета на пациенти);

(б) беше споредена просечната вредност на MGD со европските вредности на доза за скрининг и дијагностички мамографски снимања за компресирани дојки со дебелина (СBT) од 7 до 119 mm;

(в) беше споредена просечната вредност на MGD за секоја од осумте мамографски единици за секоја СBT-вредност (во опсег од 30 mm до 75 mm) со европските препорачани вредности на доза (ACH – achievable), европските прифатливи вредности (ACC – acceptable) на дозата и референтните дијагностички вредности за Белгија. Тука, прифатливо дозно ниво (ACC) претставува максималната просечна вредност на MGD, додека дозата (ACH) е препорачаното ниво [3], [4].

Во смисла на Европските препораки [5], прифатливата дозна вредност (ACC) ја претставува највисоката средна жлездна доза (MGD) за еквивалентната дојка, додека препорачаните дозни вредности (ACH) го означуваат препорачаниот оперативен стандард за мамографските системи.

Според европските насоки, и прифатливото и достигнуто ниво се утврдуваат преку пресметки базирани на европскиот формализам, преку користење коефициенти на конверзија, развиени од Dance и соработниците [6], [7].

Нашето истражување за целите на оваа теза беше спроведено под строги етички принципи, при што информациите и идентитетот на учесниците заедно со нивните мамограми беа доверливи и искористени само за потребите на оваа студија, со ограничен пристап до податоците преку физички документи и електронски документи заштитени со лозинка.

Исто така, анонимноста беше запазена и за идентитетот на секоја од осумте државни болници/единици и учесници во студијата, со тоа што за институциите беа користени првите латинични букви од абecedата (A, B, C, D, E, F, G и H).

3.2. ПОДАТОЦИ ЗА КОНТРОЛА НА КВАЛИТЕТОТ ВО МАМОГРАФИЈАТА

Проверката на квалитетот на перформанси за добивање слика на секој од мамографите се правеше со стандардна процедура со помош на стандардни мамографски фантоми РММА. Еден извештај од медицински физичари заради обезбедување контрола на квалитетот на една мамографска единица ги содржи резултатите од следниве мерења:

- Растојанието фокус – дигитален детектор кај рендгенскиот уред за мамографија изнесува $d = 66$ cm, и секогаш треба да биде поголемо од 60 cm.
- Напонот на рендгенската цевка на рендгенскиот апарат за мамографија се нагодува со постепено растење во чекор од по 1 kV.
- Се утврдува конзистентноста на радијациониот излез при постојан напон од 28 kV и соодветна филтрација на цевката. При повторени изложувања изнесува 0,19 %
- Мерењата за линеарност на радијациониот излез се вршат при напон од 28 kV.

Табела 3.2: Пример за извештај од медицинска физика од една мамографска единица

V_{set} (kV)	V_m (kV)	ΔV (kV)	$I \cdot t$ (mAs)	V_{set} (kV)	V_m (kV)	ΔV (kV)
25	24,60	— 0,40	20	28	27,58	— 0,13
26	25,84	— 0,16	20	28	27,67	— 0,04
27	26,89	— 0,11	20	28	27,77	0,06
28	27,58	— 0,42	20	28	27,91	0,20
29	29,28	0,28	20	28	27,62	— 0,09
30	29,92	— 0,08	Средна вредност		27,71	
31	31,34	0,34	COV		0,48 %	

kVp	$I \cdot t$ (mAs)	K_i (mGy)	Y_i (mGy/mAs)	ΔY_i (%)	$I \cdot t$ (mAs)	K_i (mGy)	Y_i (mGy/mAs)	ΔY_i (%)
28	20	0,4871	0,0244	0,31	10	0,245	0,0245	— 8,23
28	20	0,4853	0,0243	— 0,06	20	0,487	0,0244	— 8,78
28	20	0,4853	0,0243	— 0,06	50	1,395	0,0279	4,50
28	20	0,4856	0,0243	0,00	100	2,789	0,0279	4,46
28	20	0,4846	0,0242	— 0,20	200	5,560	0,0278	4,13
Средна вредност			0,0243		260	7,214	0,0277	3,92
COV			0,19 %		Средна вредност		0,0267	

V — напон; K_i — Air KERMA; Y_i — радијациски излез; COV — коефициент на варијација (coefficient of variation)

3.3. КОРИСТЕЊЕ МАТЕМАТИЧКИ МЕТОДИ ЗА ПРЕСМЕТУВАЊЕ НА ДОЗАТА ОД МАМОГРАФСКА СНИМКА

Постојат повеќе математички методи за проценка на дозата, од кои најпознати се според Wu, Boone и Dance [7], [8], [9], [10], [11]. Кај мамографските единици (A, B, C, D, E, F и G) мамографската технологија е од производителот Fuji, па се користи алгоритмот според Dance, а кај оние од Hologic-технологијата, која е застапена во мамографската единица (H), за проценка на средната жлездна доза (MGD) се користи алгоритмот според Dance или Boone.

Метод на Данс (Dance)

Методот на Dance ја користи следнава равенка за пресметување на MGD:

$$MGD = K g c s, \quad 3.9$$

каде што K е упадната воздушна керма (Incident Air Kerma - IAK), мерена на горната површина на дојката.

g го претвора IAK во MGD за дојка со претпоставена 50 % жлездност. Овој метод вклучува проценка на жлездноста дадена со факторот c , кој ги коригира разликите во жлездноста на дојката во однос на 50 % и тоа за две возрасни групи, првата од 40 до 49 и втората од 50 до 64 години. Факторите g и c се зависни од HVL (Half Value Layer) и CBT (Compressed Breast Thickness). Конечно, s е факторот кој зависи од спектрите и внесува корекција поради различните комбинации анода/филтер. Притоа, $s=1$ за комбинацијата Mo/Mo, а вредностите се поразлични за останатите можни комбинации.

Метод на Бун (Boone)

Методот на Бун (Boone) ја користи равенката на Бу (Wu), која е дадена со формулата:

$$MGD = K \cdot DgN, \quad 3.10$$

каде што K е IAK на предната површина на дојката и DgN е нормализирана жлездна доза по единица IAK. Методот на Бу е ограничен само на три можни спектри од комбинациите анода/филтер, и тоа Mo/Mo, Mo/Rh и Rh/Rh, па затоа е доста лимитиран и е применлив само на GE-технологиите. Методот на Бун ја користи равенката на Бу за пресметување на MGD, но нуди табели за три можни glandularности за дојка 0 %, 50 % и 100 % со параметри кои овозможуваат пресметувања за повеќе комбинации анода/филтер.

3.3.1 Податоци земени од DICOM Tags кои се користени во анализата

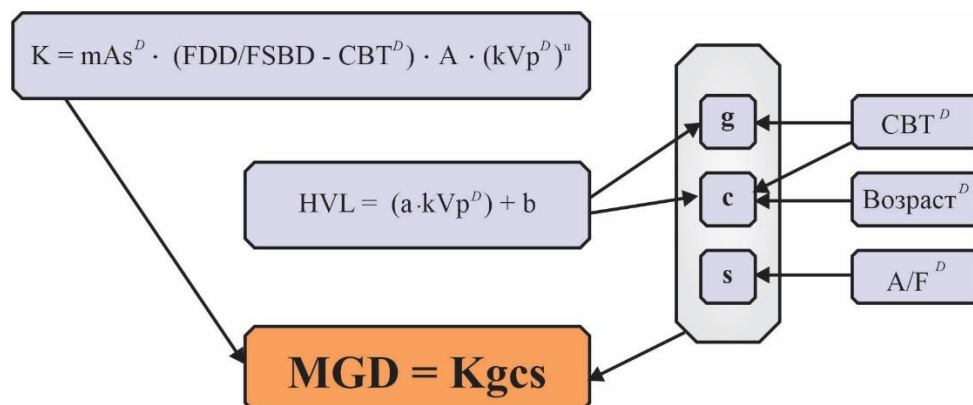
Tag-от во Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) претставва уникатен идентификатор што ја означува секоја поединечна информација (на пр. име на пациентот, параметрите на снимање, дозата од зрачењето итн.), во DICOM-датотеката.

Еден пример од DICOM-тагот во кој се прикажани евидентираниите карактеристики на пациентот, параметрите на експозиција и вредностите на зрачната доза од мамографската машина се прикажани подолу во табелата 3.3.

Табела 3.3: Информации извлечени од DICOM-насловите (таг) на дигиталните мамографии во оригинал (англиски) и превод на македонски јазик

DICOM Tags	Tag Description	Information (exemple)
0010,1010	Patient Age (возраст)	049Y
0010,1010	Patient Name	Анонимизиран
0018,0060	KVP	30
0018,1110	Distance Source To Detector	700
0018,1111	Distance Source To Patient	616
0008,1070	Operators Name	Анонимизиран
0040,0314	Half Value Layer	0.529
0040,0316	Organ Dose	0.0236
0040,8302	Entrance Dose in mGy	9.72
0018,11A0	Body Part Thickness	59
0020,0062	Image Laterality	R
0018,1152	Exposure	184
0018,1191	Anode Target Material	TUNGSTEN
0018,7050	Filter Material	RHODIUM
0018,7060	Exposure Control Mode	AUTOMATIC
0018,700A	Detector ID	YM860132
0008,1090	Manufacturer Model Name	Selenia Dimensions
0008,0070	Manufacturer	HOLOGIC, Inc.
0018,11A2	Compression Force (CF)	163.2
0018,5101	View Position	CC

Од најголем интерес во DICOM-тагот е „Organ Dose (0040,0316)“ од табелата 3.3, кој е еквивалентен на MGD кај дигиталните мамографски снимки.



Слика 3.1: Проценка на MGD користејќи технички параметри

На сликата 3.1 е даден дијаграмот на влезните информации (DICOM Tags), кои треба да бидат достапни за пресметка на средната жлездна доза MGD според метод на Данс (Dance), чекорите што се преземаат за да се пресмета MGD, како и равенките што се користат во тој процес. Тука параметрите означени го имаат следново значење:

D — податоци од DICOM за одредена експозиција

K — Incident air kerma

HVL — полудебелина на атенуација (Half-Value Layer)

FDD — растојанието фокус-детектор;

FSBD — растојанието од фокусот до поддршката на дојката;

CBT — дебелина на компресираната дојка;

A/F — комбинација анода/филтер

MGD — Средна жлездна доза (Mean Glandular Dose)

‘a’ и ‘b’: константи кои треба да се пресметаат користејќи ги податоците од QA-извештаите. Инаку, пресметката е едноставна линеарна равенка што се решава за овие променливи со користење на најмалку два податочни комплета.

‘A’ и ‘n’ — константи кои треба да се пресметаат користејќи ги податоците од QA-извештаите (пресметката е едноставна експоненцијална равенка што се решава за овие променливи со користење на најмалку два сета на податоци).

3.4. АНАЛИТИЧКИ МЕТОДИ ЗА ОПРЕДЕЛУВАЊЕ НА ПРОСЕЧНАТА ГУСТИНА НА ЖЛЕЗДНОТО ТКИВО

Постојат повеќе начини за да се определи густината на жлездното ткиво од мамографските снимки, во смисла на процентуална застапеност на жлездното ткиво во севкупниот волумен на дојката со помош на тродимензионална апроксимација од дводиманзионална проекција (снимката). Најчесто користените софтверски методи се VolparaDensity, Quantra и Densitas, кои обезбедуваат автоматизирана и брза проценка на густината на жлездното ткиво. Софтверите базирани на вештачка интелигенција (AI) се сè попопуларни и обезбедуваат висока прецизност и детална анализа.

За целите на нашите истражувања беше искористена бесплатната софтверска алатка ЛИБРА (LIBRA - Laboratory for Individualized Breast Radiodensity Assesment), Ver. 1.0.4 за пресметување на жлездноста (гландуларноста) на дојката како волуменски удел изразен во проценти на жлездното ткиво во севкупната дојка.

Студијата беше спроведена на мамографскиот систем Hologic Selenia Dimensions, целосно дигитален рендгенски мамограф инсталиран во 2014 година, кој работеше во режим на автоматска контрола на експозиција (AEC).

Информациите поврзани со пациентите, како што се мамографските проекции, возраста, дебелината на дојката и параметрите на експозиција, беа екстрахирани од заглавието на сликите во формат DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) во MS Excel, користејќи ја отворената апликација Micro DICOM Viewer [12]. Овие информации ја содржеа возраста на пациентот/индивидуата, датумот на скрининг, компресираната дебелина на дојка (CBT), забелешката за евентуално присуство на импланти, видот на проекцијата (CC или MLO), напонот на тубусот (kVp), производот струја по време на експозиција (mAs), материјалот на анодата, материјалот на филтерот, режимот на контрола на експозицијата, дозата на органот, ID на детекторот и моделот на мамографската единица.

Од страна на болницата учесничка, исто така, беа обезбедени и годишните извештаи од медицинската физика кои содржат некои параметри што се користат во пресметката на MGD. Податоците беа верифицирани според внатрешната неделна калибрација и годишните тестови за контрола на квалитетот, спроведени од Дирекцијата за радијациона безбедност на Република Северна Македонија.

Нашата анализа на glandуларноста на дојките опфати 688 мамограми од 172 жени кои беа подложени на скрининг и дијагностички мамографски прегледи во текот на 2024 година во една јавна болница означена како „мамографска единицата Н“. Инаку, во скрининг-програмата беа опфатени жени на возраст од 40 до 64 години. Податоците беа стратифицирани според возраста (40 – 49 и 50 – 64 години) и според компресираната дебелина на дојката CBT (во опсегот дебелини од 20 mm до 110 mm, во чекори од 10 mm).

Во оваа студија, MGD ќе биде или извлечена од DICOM Tag (вграден алгоритам од производителот), но ќе се пресмета со примена на два различни методи на Dance и со тоа ќе бидат определени вредностите на MGD според три методологии:

- според оригиналната методологија на Dance [7] , овде наречена „MGD Dance“;
- според модифицираната методологија на Dance, со вредности за glandуларноста проценети со апликацијата LIBRA, овде наречена „MGD Dance (LIBRA)“;
- од вредностите за MGD извлечени од заглавието на DICOM снимките „Organ Dose“, овде наречени „MGD Display“.

Радијацискиот излез (mGy/mAs) и полудебелината на апсорпција (HVL) за опсег на параметри на снопот (анода/филтер/kVp) беа измерени од страна на Дирекцијата за радијациона безбедност на Република Северна Македонија, во рамки на годишната техничка контрола на квалитет. Овие вредности беа применети при проценката на MGD.

Пресметување на просечната доза на жлездното ткиво – ‘MGD Dance’

Едначината на Dance, што е користена, е равенката:

$$MGD = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad 3.11$$

K претставува влезна воздушна керма на површината на дојката без задно расеаната а-радијација (backscattered).

g е фактор за конверзија за модел на дојка со 50 % жлездно ткиво. Овој фактор се пресметува преку интерполација на HVL и CBT, според табелата 2.7 [7].

c е корективен фактор што ја прилагодува пресметката при разлики во составот на дојката од 50 % glandуларност. Тој е дефиниран за две возрасни групи: 40 до 49 и 50 до 64 години. Овој фактор е функција на HVL и CBT, според табелите 2.8 и 2.9 [7].

s е фактор врзан со спектарот на зрачењето и зависи од различните комбинации анода/филтер, според табелата 2.5 [7].

Овие фактори за конверзија се базирани на Монте Карло-симулации [7], [11], [13].

Понатаму, собраните податоци овозможуваат проценка на влезната воздушна керма (K) на горната површина на дојката, со користење на: компресираната дебелина на дојката (CBT), растојанието фокус-детектор (Focus Detector Distance - FDD), и растојанието од фокусот до поддршката на дојката (focus support breast distance FSBD).

$$K = mAs \cdot (FDD/FSBD - CBT) \cdot A \cdot (kVp)^n \quad 3.12$$

Во формулава A и n се константи, што се пресметуваат од податоците од контролата на квалитетот (QA) на мамографскиот апарат.

Пресметка на просечната доза на жлездно ткиво – ‘MGD Dance (LIBRA)’

За пресметка на MGD Dance (LIBRA) беа направени следниве подобрувања:

(а) оригиналниот фактор c беше заменет со оној што е проценет преку процес на мултиваријабилна интерполација, користејќи ги вредностите на HVL и CBT и

(б) гландуларноста беше проценета од секоја мамографска проекција за секоја дојка со алгоритмот LIBRA, користејќи дискретни вредности од табелата 2.10 [7] и наменската функција `scipy.interpolate` во програмата Python.

Проценка на густината на дојката (гландуларноста во %)

Како што веќе појаснивме, густината на дојката (гландуларноста) изразена во проценти (%), го претставува делот што го сочинуваат заедно ткивата на млечните жлезди и млечните канали (фиброгландуларно ткиво) од вкупното ткиво на дојката која содржи и масно (адипозно) ткиво, изразено во %. Постојат два квантитативни метода за проценка на густината на дојката: волуменски (3D) и базиран на површина (2D).

Пресметките базирани на површина користат дигитални мамограми, како медиолатерално коси (MLO) така и краниокаудални (CC) проекции, за да ја пресмета густината на дојката. Процесот вклучува определување на вкупната 2D-површина на дојката, користејќи го пекторалниот мускул како граница и воздушниот простор околу дојката (максимално поцрнување), како и сегментација на сликата на дојката за да се одделат регионите на густото (жлездно) ткиво од регионите на масното ткиво. Потоа се мери површината на густите делови, каде густината се дефинира математички преку скалата на сиви нијанси на сликата.

Густината се пресметува како:

$$\text{Густина на дојката (\%)} = \frac{(\text{Површина на густото ткиво}) \times 100 \%}{(\text{Вкупна површина на дојката})} \quad 3.13$$

Сегментацијата заснована на површина и пресметката на густината за академски цели најчесто се изведуваат со користење софтвери за обработка на слики, како што се ImageJ, MATLAB и LIBRA (Laboratory for Individualized Breast Radiodensity Assessment) [14], [15].

За нашите пресметки на густината користевме LIBRA, бесплатен алгоритам за целосно автоматизирана квантитативна проценка на процентуалната густина на дојката, применета на сурови и обработени дигитални мамографски слики. Границата меѓу телото и воздухот се определува преку прагот базиран на хистограмот на интензитетот на нијансите на сиво, независно од претходни претпоставки. Границата помеѓу пекторалниот мускул и ткивото на дојката се дефинира со претходно валидиран алгоритам базиран на права линија со Хаф-трансформација (Hough transform) [14].

Во оваа студија, користевме верзија 1.0.4 од LIBRA, обезбедена од Perelman School of Medicine, Универзитетот на Пенсилванија [15].

Сликите од двете проекции, (CC) краниокаудална и (MLO) медиолатерална, беа анализирани со софтверот LIBRA користејќи анонимизирана база на податоци, обезбедена од јавната болница со кодирано име „мамографска единица Н“. Податоците беа симнувани поединично за секој пациент од системот за архивирање и комуникација со слики (PACS), лоциран во соодветната мамографска установа.

3.5. ДИЈАГНОСТИЧКИ РЕФЕРЕНТНИ ВРЕДНОСТИ ВО ДИГИТАЛНА МАМОГРАФИЈА: СИСТЕМАТСКО ИСТРАЖУВАЊЕ

Од последното систематско истражување кое презентираше консолидирани податоци за средната жлездна доза (MGD) или за утврдените дијагностички референтни вредности (ДРВ) во мамографијата за повеќе држави или региони изминато е повеќе од една децнија. Претходните истражувања консолидираа само ограничен број податоци кои известуваа за локални или за национални вредности од Европа во глобален контекст [16], [17], [18]. За жал, овие систематски извештаи имаа опфатено само три до шест европски земји во студијата.

За целите на оваа теза направена е систематска студија која имаше цел да ги собере и адаптира дијагностичките референтни вредности (ДРВ), таму каде што се воспоставени, и просечните вредности за жлездната доза (MGD), сите прикажани како податоци на ниво на држава во европски контекст заради споредба со вредностите што ги добивме за нашата земја — Македонија. Нашата студијата ги обединува најновите податоци од публикации кои известуваат за резултати од скрининг и/или дијагностичка мамографија за 18 европски земји. Поради разликите во извествањето, за некои земји, податоците бараа хармонизација за да се овозможи споредливост, со цел да се придонесе кон поцелосна стандардизација во известувањето за ДРВ во иднина.

Најпрвин беше спроведен прелиминарен или „мапирачки“ преглед со цел да се разгледа моменталната состојба и стандардите за воспоставените дијагностички референтни вредности (ДРВ) за дигитална мамографија во европските земји. За таа цел, беа пребарани релевантни научни трудови во базите на податоци: Google Scholar и PubMed, со помош на вештачка интелигенција (ChatGPT), со филтрирање на публикации објавени во периодот од 2005 до 2025 година.

Во пребарувањето беа користени следниве клучни зборови за пребарување:

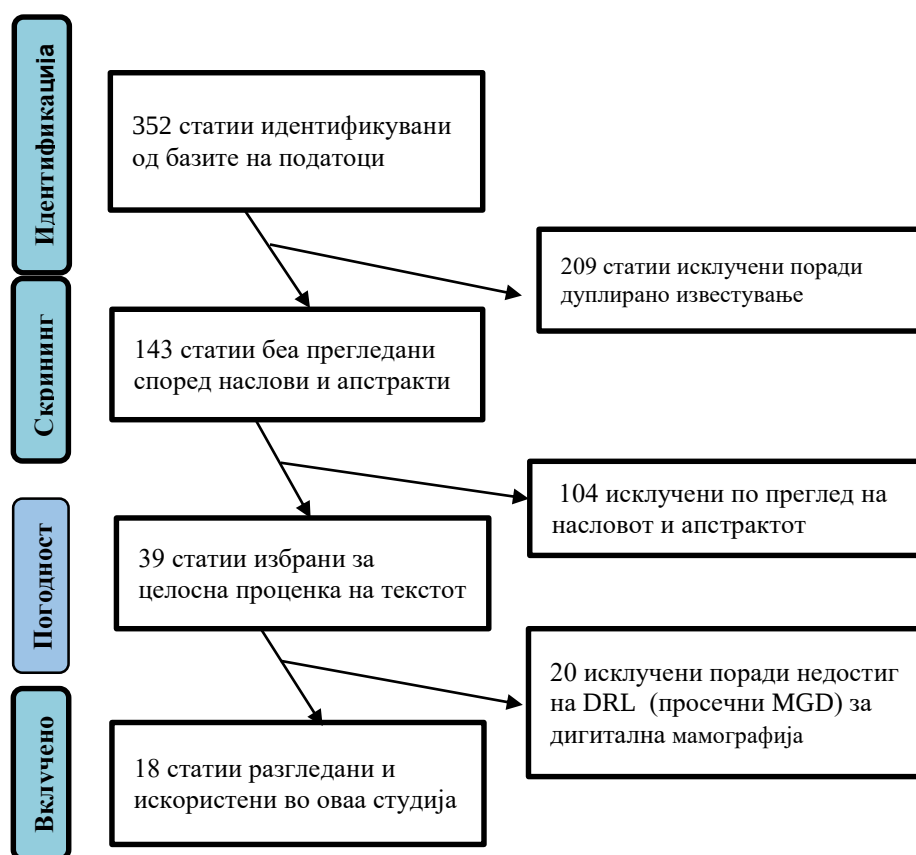
„Mammography“, „Mammography Examination“, „Screening“, „DRLs“, „Diagnostic Reference Levels“, „AGD“, „Average Glandular Dose“, „MGD“, „Mean Glandular Dose“, „Phantom-based DRLs“, „Patient-based DRLs“. Понатаму, беше спроведено систематско пребарување според методологијата PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) [19], [20].

Во овој преглед беа вклучени само апстракти што го испитуваат MGD во мамографијата или трудови што ги разгледуваат дијагностичките референтни вредности (ДРВ) на институционално, регионално, национално или на глобално ниво за дигитална мамографија (DM) или и за дигитална и традиционална (екранска или компјутеризирана) мамографија (CM). Трудовите што содржеа информации од пациенти или фантоми беа селектирани во две посебни категории за потребите на оваа систематска студија.

Во процесот на филтрирање беа исклучени: извештаи од случаи (case reports), извештаи од конференции, писма, уреднички коментари, квалитативни извештаи, како и трудови што не се на англиски јазик. Публикации кои имаа објавено ДРВ за различни радиографски техники, вклучувајќи компјутеризирана томографија (СТ), флуороскопија

и интервенциски процедури, но не и мамографија, исто така, беа исклучени од оваа систематска анализа.

Од секое истражување беа извлечени општи податоци, како што се: државата/регионот, имињата на авторите, годината на објавување, бројот на пациентите и на проекциите, старосна дистрибуција, компресирана дебелина на дојката (CBT), напон на тубусот, просечна MGD, а 75-тиот и 95-тиот процентил на MGD, како и воспоставените ДРВ (доколку постојат). Овие податоци беа внесени во посебна табела, заедно со цитатите на литературните извори за понатамошни анализи и хармонизации.



Слика 3.2: PRISMA-дијаграм на текот на истражувањето за систематската студија и метаанализа

Според одредени информации извлечени при анализите на податоците, беше воспоставено дека постојат европски земји кои имаат воспоставено дијагностички референтни вредности (DRLs) од страна на нивните здравствени власти, но нивните извештаи не се објавени како научни публикации, ниту се на англиски јазик, што претставува ограничување на нашата PRISMA базирана метаанализа. Од прелиминарниот преглед беше заклучено дека не постои стандардизирана методологија за објавување на просечните ДРВ помеѓу земјите. Анализите покажуваат дека во

отсуство на стандардизирани методи за тестирање, пресметување и пријавување на статистичките параметрите врзани со средната жлездна доза (MGD), за формирањето споредлива база на податоци од европските земји, останува како предизвик што треба да се реализира.

Објавените податоци за средна жлездна доза (MGD) и дијагностичките референтни вредности (DRLs) се разликуваат во многу аспекти, како што е прикажано подолу. На пример, биле користени различни технологии за мамографија, па со тоа се применети различни протоколи и алгоритми за пресметување на дозата и корекциските коефициенти, што ќе биде прикажано во делот Резултати и дискусија. Постојат пет главни протоколи за контрола на квалитетот објавени од различни радиолошки организации:

- (а) Американски колеџ за радиологија (ACR) [21],
- (б) Европски протокол (EP) [5],
- (в) IAEA 2007 [22],
- (г) IAEA 2011[1] и
- (д) Американска асоцијација на физичари во медицината [23].

Сите овие предлагаат два метода за пресметка на MGD, за утврдување на ДРВ според Wu и соработниците [9], што потоа се ревидира како Boone и соработниците [10] и Dance и соработниците [7].

За да се надминат разликите во начинот на известување, во оваа докторска дисертација предложивме примена на одредени постапки заради хармонизација на податоците, со цел да се создаде споредлив и унифициран податочен сет, што воедно претставува и ограничување на нашата студија. Оваа хармонизација на податоците беше спроведена врз основа на одредени претпоставки.

(1) Податоци од фантом и/или пациенти. Некои студии пријавиле дози врз основа на податоци од фантом и пациенти, додека други користеле само податоци од едниот или другиот извор. За конечната споредба ние ги користевме вредностите на MGD кај

пациенти доколку се достапни, а податоците од фантом во случаите кога недостасуваат податоци од пациенти.

(2) Еднаква бројност на проекции СС и MLO. Дополнително, постојат одделни извештаи што известуваат за средни вредности на MGD за краниокаудални (СС) и медиолатерално странични (MLO) проекции, но не е дадена вкупната средна вредност. Во таквите случаи, ја пресметавме вкупната средна вредност како аритметичка средина на двете, претпоставувајќи дека во студијата е вклучен еднаков број на СС и MLO-слики. Оваа претпоставка е оправдана со оглед на тоа што СС и MLO-проекциите во скрининг-процедурите се еднакви по бројна застапеност во повеќето европски земји [3].

$$MGD \text{ (Просечна)} = (MGD(CC) + MGD(MLO))/2 \quad 3.14$$

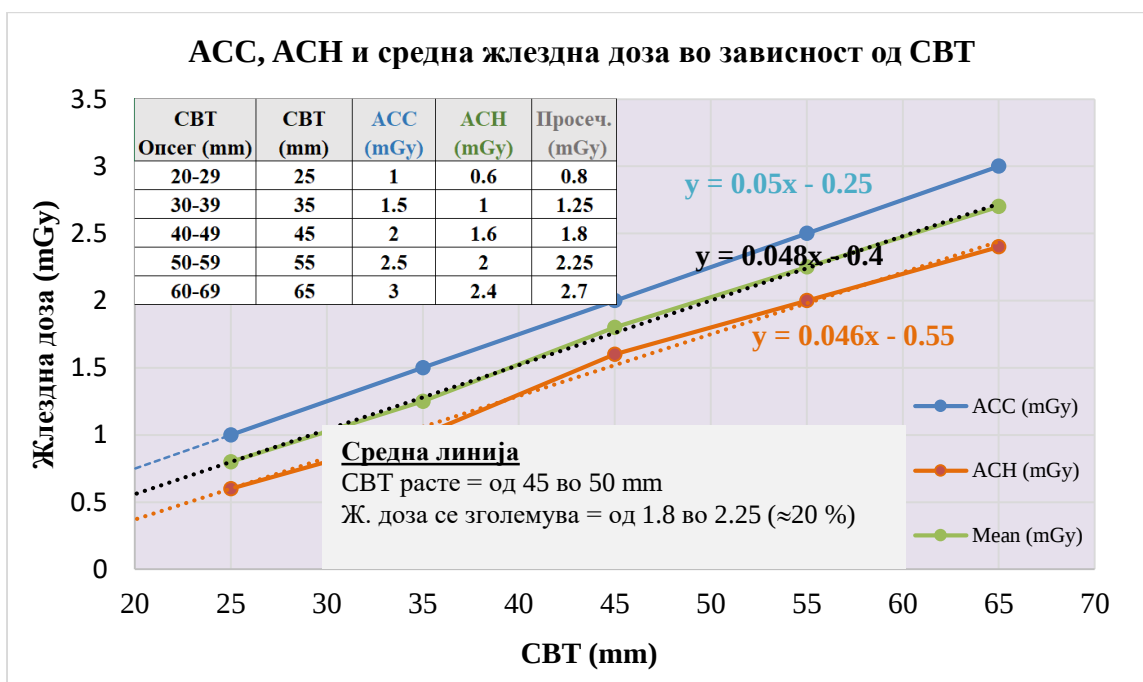
Објавени дози за различни опсези на дебелина на компресираната дојка (CBT): Некои од студиите известуваат за MGD за повеќе различни опсези на CBT, обично 30 – 39 mm, 40 – 49 mm, 50 – 59 mm и 60 – 69 mm. Сепак, повеќето извештаи обезбедуваат вредности на MGD за CBT само во опсегот од 50 до 59 mm. Затоа, се покажува како предизвик да се споредуваат вредностите на MGD, доколку припаѓаат на различни CBT-опсези. За надминување на оваа невоједначеност го предлагаме следниот процес на хармонизација на податоците со цел да се овозможи споредба на MGD-вредности пријавени за различни опсези на дебелината на компресираната дојка.

На сликата 3.3 повторно ги прикажуваме податоците за еволуцијата на дозата според европските прифатливи дозни вредности (ACC) и препорачаните дозни нивоа (ACH) со зголемување на CBT, заедно со нивната линеарна регресија. Сивата линија ја претставува средната (просечна) линија помеѓу ACC и ACH-вредностите [20]. Од линеарната функција на сивата линија (нагиб = 0,048 Gy/mm), може да се утврди дека доколку CBT се помести од средината на понискиот опсег до почетокот на следниот опсег (односно од 45 mm до 50 mm), жлездната доза се зголемува од 1,8 на 2,25 mGy ($\approx 20\%$). Оттука, следува дека би можеле да примениме корекција од $\pm 20\%$ на дозата со цел да се надмине недостигот на пријавени MGD-вредности во најчесто користениот CBT-опсег. На пример, доколку некој од трудовите дава MGD само за CBT-опсегот од 40 – 49,9 mm и не дава вредности за најчестиот CBT-опсег (50–59,9 mm), тогаш недостасувачката MGD-вредност може да се процени со следново:

$$MGD(50 - 59,9 \text{ mm}) = MGD(40 - 49,9 \text{ mm}) + 20 \% \quad 3.15$$

Исто така, може да се направи корекција доколку пријавената вредност се однесува на повисокиот CBT-опсег (60–69,9 mm). Во овој случај, потребната MGD-вредност за CBT-опсегот 50 – 59,9 mm ќе се процени на следниов начин:

$$MGD (50 - 59,9 \text{ mm}) = MGD (60 - 69,9 \text{ mm}) - 20 \% \quad 3.16$$



Слика 3.3: Еволуцијата на дозата според европските прифатливи дозни вредности (ACC) и препорачаните дозни вредности (ACH) [3], како и пресметаната просечна вредност од претходните две, со цел да се утврди наклонот на правата, заради хармонизација на податоците

Разликите во известувањето на MGD главно беа во следниве параметри:

Скрининг наспроти дијагностички прегледи. Некои од извештаите ги проценуваа вредностите на MGD одделно за скрининг-програмите и за дијагностички снимања. За конечната споредба беа земени предвид само MGD-вредностите што потекнуваат од скрининг-програмите. Оваа одлука се базираше на претпоставката дека податоците од скринингот веројатно сочинуваат поголем и поконзистентен примерок, и со тоа придонесуваат посуштински во вкупната просечна вредност.

Просечна MGD наспроти 75-тиот перцентил. Некои студии имаа објавено резултати само за 75-тиот перцентил на MGD, додека просечната MGD недостасуваше. Овој недостаток претставуваше најслабата точка на студијата. Сепак, тој беше надминат со воспоставување на следниве корекции од можноста да се пресмета релативната

разлика (R %) помеѓу 75-тиот перцентил на MGD и просечната MGD во проценти, користејќи извештаи што ги содржат и двете вредности. Претпоставувајќи дека ја имаме проценетата вредност на R % од достапниот сет на податоци, средната MGD-вредност која недостигаше, приближно можеше да се процени од достапниот параметар MGD (75-ти перцентил), користејќи ја следнава формула:

$$MGD (Average) = (100 - R \%) \cdot MGD(75th)/100 \quad 3.17$$

Како што може да се види подоцна во нашите резултати во наредното поглавје, разликите помеѓу објавениот 75-ти перцентил и просечната MGD се покажаа како 12 %, 14 % и 16 %, според студиите спроведени врз пациенти во Норвешка, Северна Македонија и Босна и Херцеговина, соодветно, и 28 % во студија направена со фантоми, спроведена во Бугарија. Оттука, сметавме дека би било соодветно да се примени корекција од — 20 % за да се процени необјавената просечна MGD врз основа на објавениот 75-ти перцентил на MGD.

Без оглед на сите ограничувања на ваквата проценка, го предлагаме користењето на горенаведените постапки за хармонизација на податоците, со цел да се процени еден единствен параметар (средната MGD за CBT опсегот 50 – 59 mm), кој може да се користи за споредба и за мапирање на тековната состојба со европските ДРВ-вредности (MGDs). Оваа наша студија претставува почетен чекор кон развој на стандардизиран систем за објавување на MGD-вредности во дигиталната мамографија.

3.6. СТАТИСТИЧКИ МЕТОДИ ЗА АНАЛИЗА

Сите извлечени податоци беа анализирани со користење на софтверскиот пакет Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), верзија 25 за Windows, беа спроведени статистички анализи за проверка на нормалноста на дистрибуциите и корелација на параметрите. Корелациите помеѓу CBT, возраста на пациентите, силата на компресија (CF), напонот на цевката (kV), струјата на цевката и дозата на влез за проекциите MLO и CC беа анализирани со тестот за Пирсонова корелација (Pearson correlation coefficient). За податочните сетови со ненормална дистрибуција беше користен параметарскиот еднонасочен ANOVA-тест (one-way ANOVA). Дескриптивната (описната) статистика беше искористена за добивање средна вредност (mean), медијана, стандардна девијација (StDev), перцентили и опсег (range) на MGD. Разликите помеѓу вредностите на MGD во различните CBT-групи беа тестирани со Крускал–Валис тестот (Kruskal–Wallis test).

3.7. ЛИТЕРАТУРА

- [1] I. A. E. Agency, 'Quality Assurance Programme for Digital Mammography', International Atomic Energy Agency, Text, 2011. Accessed: Jan. 03, 2025. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/publications/8560/quality-assurance-programme-for-digital-mammography>
- [2] M. Dosanjh *et al.*, 'Availability of technology for managing cancer patients in the Southeast European (SEE) region', *Clin. Transl. Radiat. Oncol.*, vol. 34, pp. 57–66, May 2022, doi: 10.1016/j.ctro.2022.03.004.
- [3] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, and European Commission, Eds., *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, Fourth edition. Luxembourg: Publications Office, 2006.
- [4] 'European protocol on dosimetry in mammography - Publications Office of the EU'. Accessed: Jul. 15, 2025. [Online]. Available: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/5e1690b1-75bf-4e4a-b8fb-0987f74d687a/language-en>
- [5] Directorate-General for Health and Consumers *et al.*, 'European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th edition, supplements', Publications Office of the European Union, 2013. Accessed: Jan. 03, 2025. [Online]. Available: <https://data.europa.eu/doi/10.2772/13196>
- [6] van Engen R, van Woudenberg S, Bosmans H, Young K, Thijssen M., 'European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of mammography Screening', in *EUREF office*, 4th ed., 2003. [Online]. Available: EUREF office
- [7] D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett, and C. J. Kotre, 'Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol', *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, no. 11, pp. 3225–3240, Nov. 2000, doi: 10.1088/0031-9155/45/11/308.
- [8] X. Wu, E. L. Gingold, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, 'Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography.', *Radiology*, vol. 193, no. 1, pp. 83–89, Oct. 1994, doi: 10.1148/radiology.193.1.8090926.
- [9] X. Wu, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, 'Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography', *Radiology*, vol. 179, no. 1, pp. 143–148, Apr. 1991, doi: 10.1148/radiology.179.1.2006265.
- [10] J. M. Boone, 'Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment', *Radiology*, vol. 213, no. 1, pp. 23–37, Oct. 1999, doi: 10.1148/radiology.213.1.r99oc3923.
- [11] D. R. Dance, 'Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose', *Phys. Med. Biol.*, vol. 35, no. 9, pp. 1211–1219, Sep. 1990, doi: 10.1088/0031-9155/35/9/002.
- [12] 'MicroDicom - Free DICOM viewer and software'. Accessed: Apr. 19, 2025. [Online]. Available: https://www.microdicom.com/#google_vignette
- [13] D. R. Dance, K. C. Young, and R. E. van Engen, 'Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols', *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, no. 14, pp. 4361–4372, Jul. 2009, doi: 10.1088/0031-9155/54/14/002.
- [14] 'Download MATLAB, Simulink, Stateflow and Other MathWorks Products'. Accessed: Apr. 19, 2025. [Online]. Available:

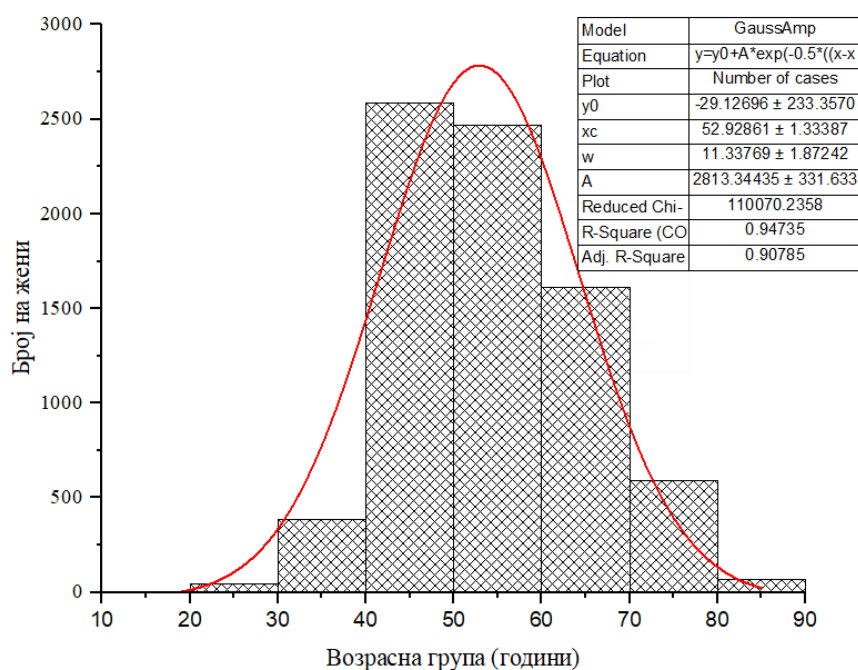
- https://www.mathworks.com/downloads/message/error_page/unlicensed?release=R2024b
- [15] 'LIBRA | Section for Biomedical Image Analysis (SBIA) | Perelman School of Medicine at the University of Pennsylvania'. Accessed: Apr. 19, 2025. [Online]. Available: <https://www.med.upenn.edu/sbia/libra.html>
 - [16] M. E. Suleiman, P. C. Brennan, and M. F. McEntee, 'Diagnostic reference levels in digital mammography: a systematic review', *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 167, no. 4, pp. 608–619, Dec. 2015, doi: 10.1093/rpd/ncu365.
 - [17] U. Hemamala and B. S. Weerakoon, 'Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Digital Mammography: A Systematic Review', 2022. Accessed: Apr. 15, 2025. [Online]. Available: [https://www.semanticscholar.org/paper/Diagnostic-Reference-Levels-\(DRLs\)-in-Digital-A-Hemamala-Weerakoon/95b77470d5b70e5bb462ccd4e85508d87e7111b6](https://www.semanticscholar.org/paper/Diagnostic-Reference-Levels-(DRLs)-in-Digital-A-Hemamala-Weerakoon/95b77470d5b70e5bb462ccd4e85508d87e7111b6)
 - [18] Samaila, Buhari & Rilwanu, Mohammed, 'Mammography Diagnostic Reference Level for Breast Cancer Screening Procedures: A Systematic Review', ResearchGate. Accessed: Apr. 15, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/376170385_Mammography_Diagnostic_Reference_Level_for_Breast_Cancer_Screening_Procedures_A_Systematic_Review
 - [19] A. Liberati *et al.*, 'The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration', *BMJ*, vol. 339, p. b2700, Jul. 2009, doi: 10.1136/bmj.b2700.
 - [20] J. E. Cornell, 'The PRISMA extension for network meta-analysis: bringing clarity and guidance to the reporting of systematic reviews incorporating network meta-analyses', *Ann. Intern. Med.*, vol. 162, no. 11, pp. 797–798, Jun. 2015, doi: 10.7326/M15-0930.
 - [21] R. E. Hendrick, M. Botsco, and C. M. Plott, 'Quality control in mammography', *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 33, no. 6, pp. 1041–1057, Nov. 1995.
 - [22] Internationale Atomenergie-Organisation, Ed., *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. in Technical reports series, no. 457. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
 - [23] I. Sechopoulos *et al.*, 'Joint AAPM Task Group 282/EFOMP Working Group Report: Breast dosimetry for standard and contrast-enhanced mammography and breast tomosynthesis', *Med. Phys.*, vol. 51, no. 2, pp. 712–739, Feb. 2024, doi: 10.1002/mp.16842.

4. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА

4.1. АНАЛИЗА НА ПОДАТОЦИТЕ ОД МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА

Во студијата беа вклучени 7.760 жени кои биле подложени на мамографски преглед, на возраст од 10 до 89 години, со просечна возраст од $54,12 \pm 11,5$ години. Податоците беа организирани во следниве возрасни групи (во чекори од 10 години): 10 – 19, 20 – 29, 30 – 39, 40 – 49, 50 – 59, 60 – 69, 70 – 79 и 80 – 89 години. Старосната распределба на целната група од жени кои користеле мамографски снимкања во рамките на скрининг-програмата или за дијагностички цели е прикажана на сликата 4.1.

Со помош на гаусовиот модел за прилагодување (фитување) — (црвена линија), може да се види дека возрасната група 50 — 59 години се јавува со најголема фреквенција, што претставува околу 33 % од случаите, додека, пак, кај возрасната група од 10 до 19 години се забележува најмал број индивидуи кои подлегнале на мамографско снимање (0,04 %) од вкупниот број случаи.

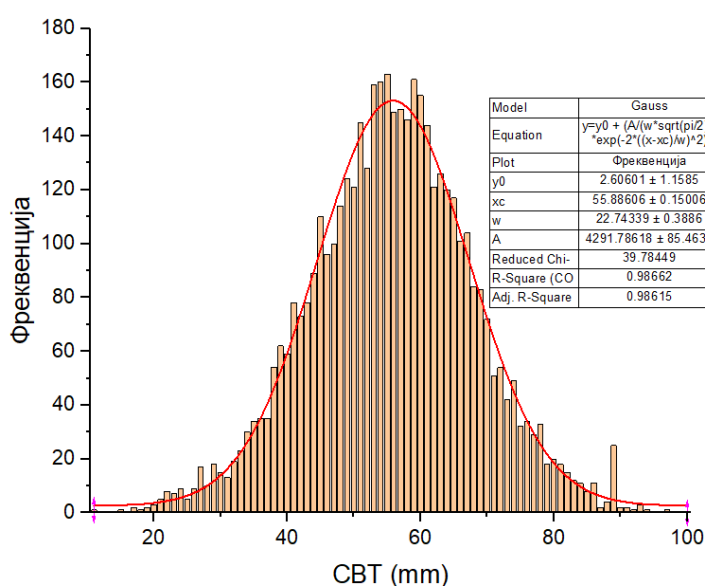


Слика 4.1: Нормална старосна дистрибуција на индивидите кои беа подложени на мамографски снимања (вкупно 7.760)

4.2. ДИСТРИБУЦИЈА СПОРЕД ДЕБЕЛИНАТА НА КОМПРЕСИРАНА ДОЈКА

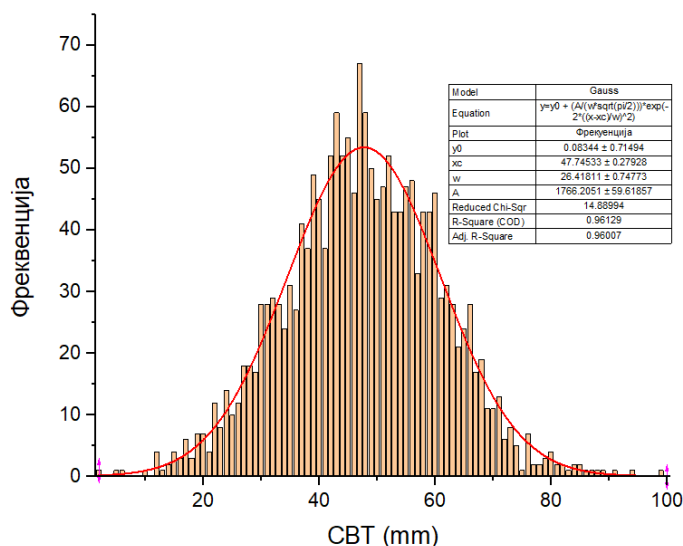
Поради тоа што дебелината на компресираната дојка (Compressed Breast Thickness - CBT) го детерминира количеството зрачење, неопходно за добивање на квалитетна слика, референтните вредности (ДРВ) честопати се поставуваат и проценуваат во зависност од CBT.

Постојат дебати околу изборот на CBT за проценка на ДРВ. Многу автори предлагаат за споредба да се земе средна жлездна доза (MGD) и средната CBT од распределбата при поставување на ДРВ (Suleiman, 2017 и Lekatou, 2019). За да се воспостави дијагностичка референтна вредност ДРВ (Diagnostic Reference Level - DRL), потребно е да се користат соодветни групи на пациенти со стандардна големина. За да се одреди ДРВ во оваа студија, беа земени предвид дистрибуцијата на дебелината на компресирана дојка (CBT) за секоја маммографска единица прикажана на сликите подолу. Хистограмите на фреквенцијата на појавување на одредена дебелина на компресираната дојка (CBT) покажуваат дека дебелините помеѓу 50 и 60 mm се јавуваат со најголема фреквенција.



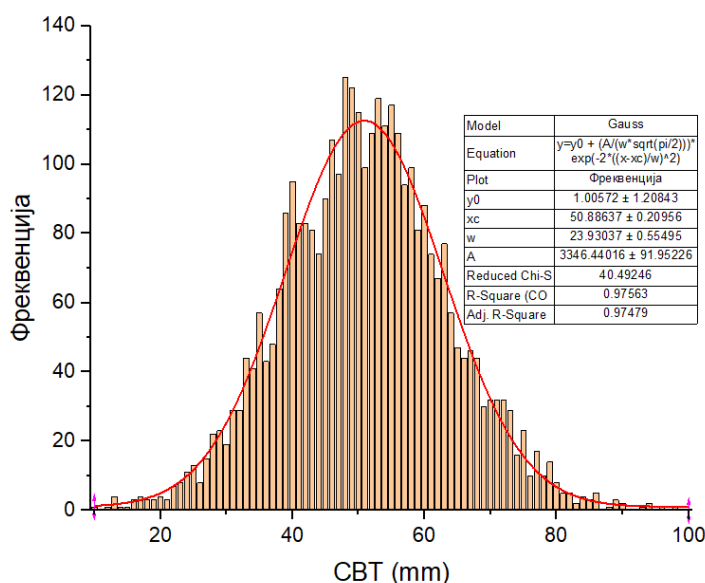
Слика 4.2: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 4.520 маммографски слики од проекции од 1.130 пациенти од маммографската единица А

Хистограмот прикажан на сликата 4.2 ја претставува дистрибуцијата на дебелината на компресираната дојка (CBT) кај маммографската единица А. Анализата укажува на нормална дистрибуција, со средна вредност на CBT од 56 mm.



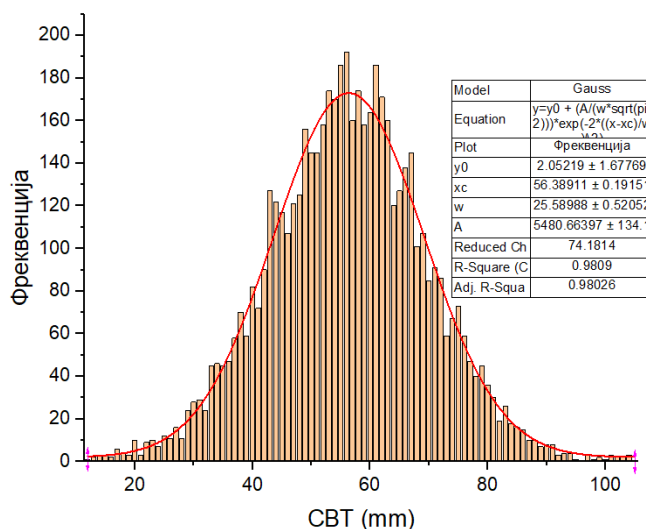
Слика 4.3: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 1.772 мамографски слики од 443 пациенти од мамографската единица В

На сликата 4.3 е прикажан хистограмот на дебелината на компресираната дојка (CBT) за мамографската единица В. Дистрибуцијата укажува на нормален распоред, со пресметана средна вредност на CBT од 47 mm. Дебелината варира во опсег од 7 до 99 mm.



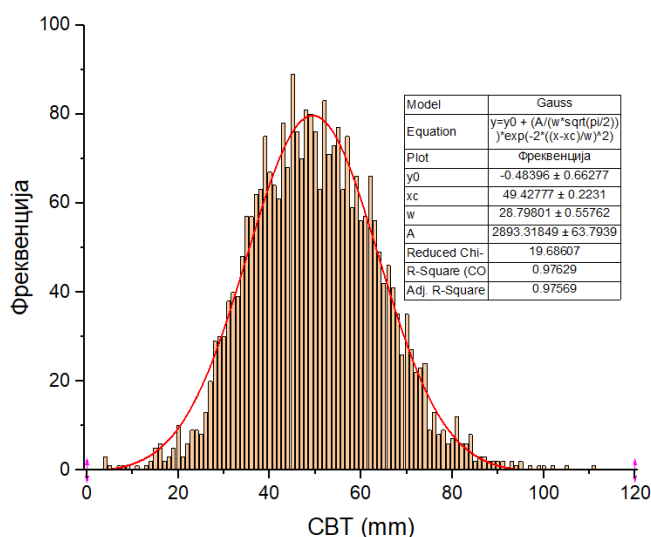
Слика 4.4: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 3.436 мамографски слики од 859 пациенти од мамографската единица С

На сликата 4.4 е даден хистограмот на распределбата на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица С. Распределбата е нормална, а пресметките покажуваат дека средната вредност за CBT изнесува 51 mm. Инаку, CBT-вредностите се движат во интервал од 10 до 99 mm.



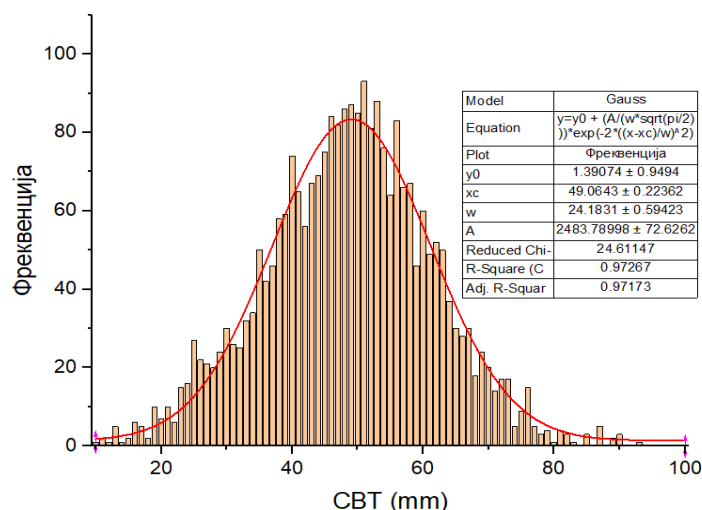
Слика 4.5: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 5.672 мамографски слики од 1418 пациенти од мамографската единица D

На сликата 4.5 е прикажан хистограмот на распределбата на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT) за мамографската единица D. Дистрибуцијата има нормален распоред, со пресметана средна вредност на CBT од 56 mm. Дебелината се движи во опсегот од 10 до 109 mm.



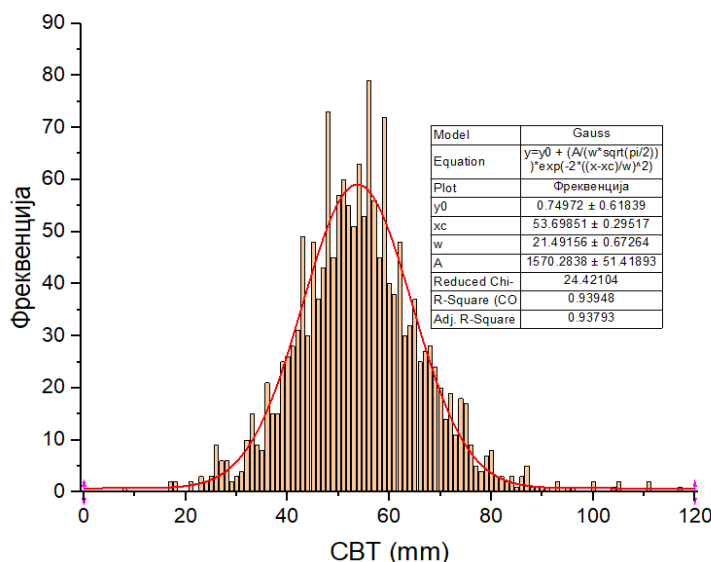
Слика 4.6: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 2.832 мамографски слики од 708 пациенти од мамографската единица E

Хистограмот на сликата 4.6 ја илустрира распределбата на дебелините на компресираната дојка (CBT) за мамографската единица E. Податоците покажуваат нормална дистрибуција, со средна вредност од 50 mm. CBT-вредностите се движат од 7 до 119 mm.



Слика 4.7: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно 2.608 мамографски слики од 652 пациенти од мамографската единица F

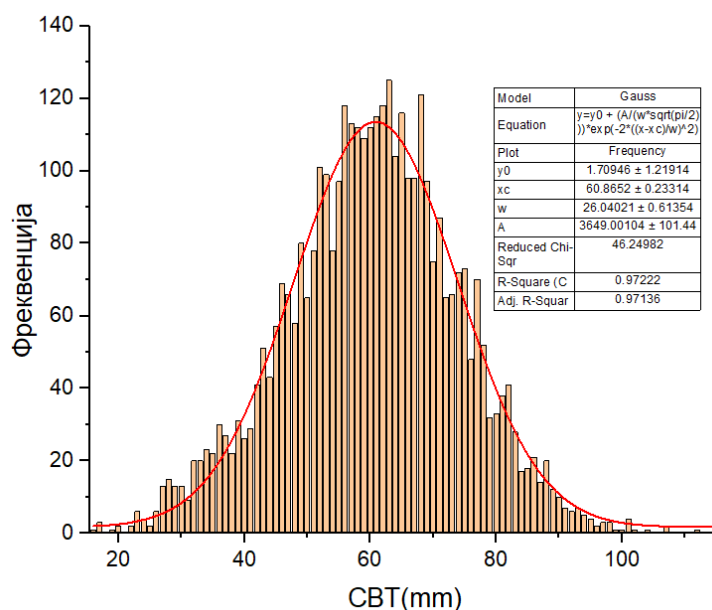
Сликата 4.7 го прикажува хистограмот на распределбата на дебелините на компресираната дојка (CBT) кај мамографската единица F. Може да се забележи нормална дистрибуција, а анализата покажува дека средната дебелина изнесува 48 mm. CBT-вредностите се движат меѓу 10 и 99 mm.



Слика 4.8: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Вкупно за 6.380 мамографски слики од 1.595 пациенти од мамографската единица G

На сликата 4.8 е прикажан хистограмот на распределбата на дебелините на компресираната дојка (CBT) за мамографската единица G. Од сликата се забележува дека

дистрибуцијата е нормална, а пресметувањата даваат средна вредност за CBT — 57 mm. Опсегот на дебелините на компресираната дојка се движи од 7 до 119 mm.



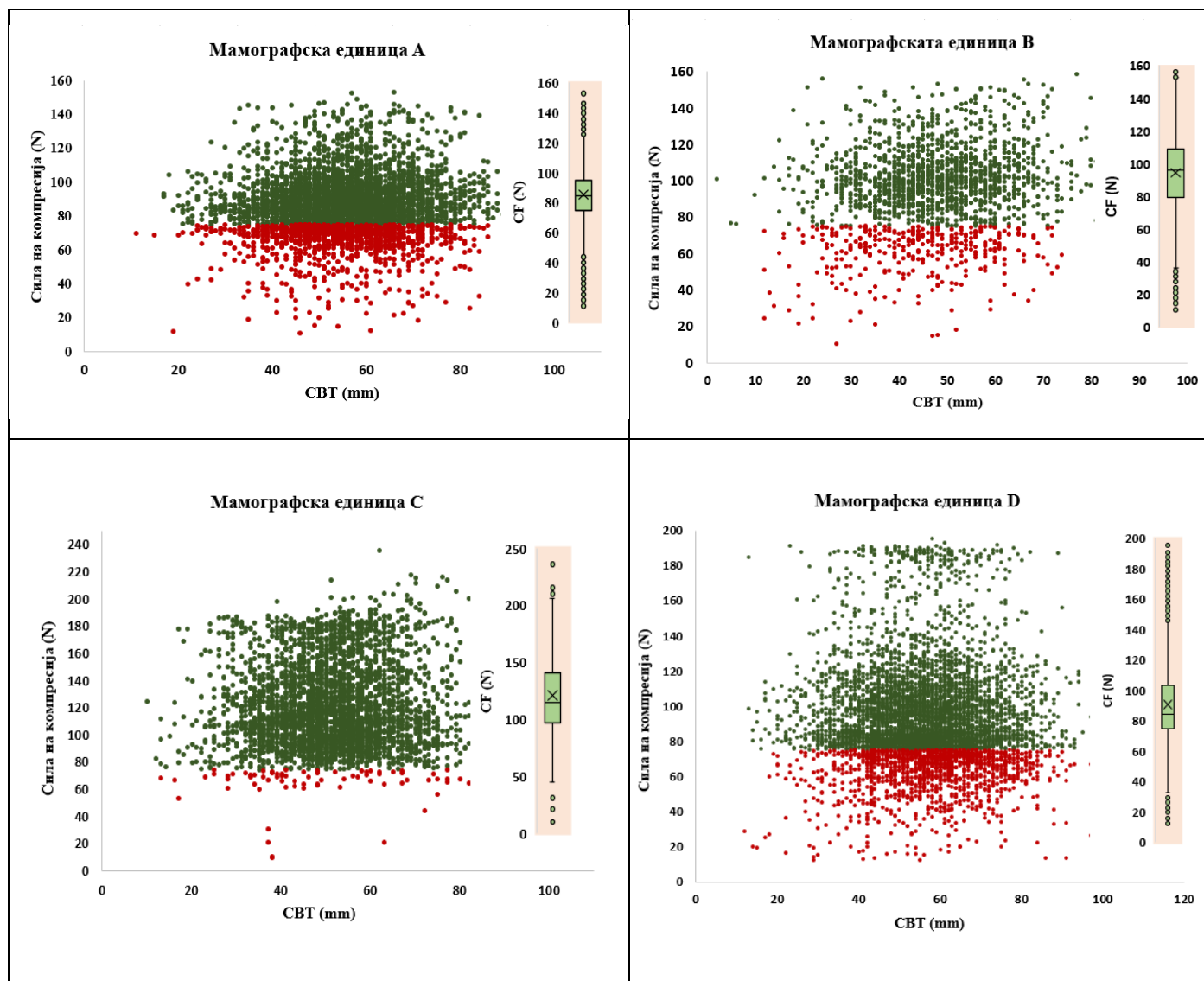
Слика 4.9: Дистрибуција на пациентите според дебелината на компресираната дојка (CBT). Анализата брои вкупно 3.820 мамографски слики од 955 пациенти од мамографската единица Н

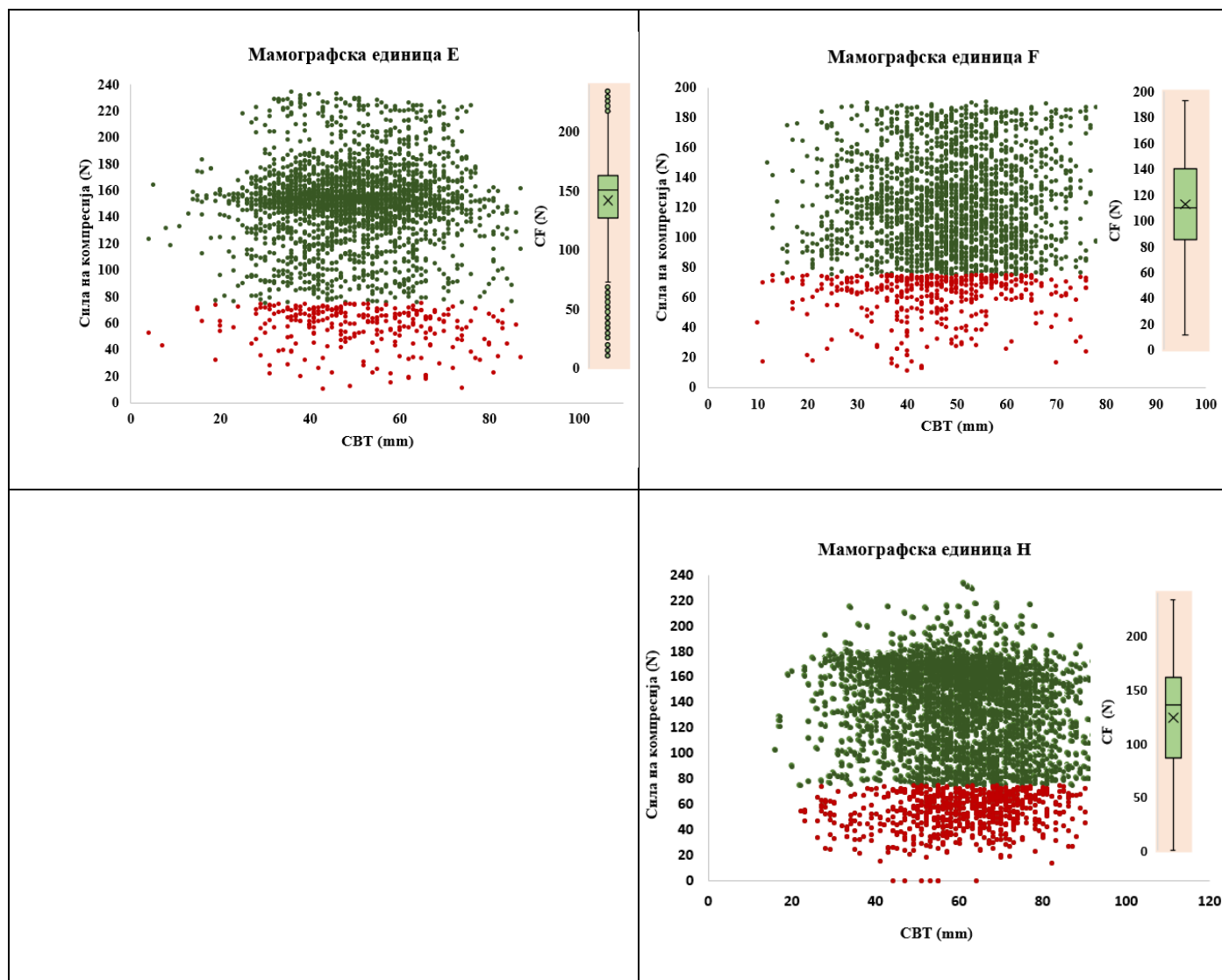
Хистограмот прикажан на сликата 4.9 ја претставува распределбата на дебелината на компресираната дојка (CBT) за мамографската единица Н. Дистрибуцијата има нормален карактер, со средна вредност на CBT од 60 mm. Измерените вредности на дебелината се движат во интервалот од 7 mm до 119 mm.

4.3. СИЛА НА КОМПРЕСИЈА ПРИ МАМОГРАФСКИТЕ СНИМАЊА

Прикажување на зависноста од применетата сила за компресија (CF - Compression Force) во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT- Compressed Breast Thickness), за секој од центрите одделно, увид во распределбите и утврдување на добрите и на лошите практики за компресирање, односно лоцирање на центрите што применуваат непотребно високи сили на компресија или премногу слаба компресија во однос на препорачаната. Дистрибуциите на дебелините на компресирана дојка (CBT) во зависност од силата на компресија (CF), за осумте истражувани мамографски единици, од А до Н се прикажани на сликата 4.10. Црвените точки на сликите потекнуваат од

мамографски снимки што биле направени со примена на силата на компресија која е помала од препорачаната (<75 N), а зелените со повисока од препорачаната. Сите осум графици на слика 4.10 јасно укажуваат на тоа дека значителен број мамографски снимки биле направени со многу помали вредности на сила на компресија (CF), отколку што е препорачаната вредност од 75 N (црвени точки). Зелените точки покажуваат дека конкретните снимки биле направени со приложување на сила на компресија (CF) која ја надминувала препорачаната вредност од 75 N.





Слика 4.10: Дебелина на компресирана дојка (CBT во mm), во зависност од силата на компресија (CF во N) – заеднички приказ за сите проекции и сите осум маммографски единици — А, В, С, D, Е, F, G и Н, во Македонија. Црвените точки потекнуваат од снимки направени со примена на силата на компресија што е помала од препорачаната (<75 N), а зелените со повисока од препорачаната. На десната страна од секоја слика е даден бокс-дијаграм на кој се гледа средната сила на компресија (CF) применувана во секоја од единиците

Резултатите од сликата 4.10 се систематизирани во табелата 4.1, од која се забележува дека персоналот применува прекумерна сила на компресија практично во сите маммографски единици. Притоа, кај маммографските единици С, Е, F и Н е регистрирана значително повисока средна компресиска сила (CF): С ($119,13 \pm 34,35$ N), Е ($140,90 \pm 41,02$ N), F ($112,45 \pm 37,90$ N) и Н ($123,54 \pm 44,58$ N), во споредба со останатите

мамографски единици: A ($84,40 \pm 20,19$ N), B ($94,17 \pm 23,88$ N), D ($90,22 \pm 29,31$ N) и G ($86,53 \pm 24,41$ N).

Табела 4.1: Средна вредност на силата на компресија (CF) и стандардна девијација (StDev) за осумте истражувани мамографски единици

Мамографска единица	Сила на компресија (CF) [N]	Стандардна девијација (StDev) [N]
A	84,40	20,19
B	94,17	23,88
C	119,13	34,35
D	90,22	29,31
E	140,90	41,02
F	112,45	37,90
G	86,53	24,41
H	123,54	44,58

4.4. ИСПОРАЧАНИ ДОЗИ И ПАРАМЕТРИ НА СНИМАЊЕ ВО МАМОГРАФСКИТЕ ЕДИНИЦИ

Направено е споредување на средната жлездна доза (MGD) кај пациентки снимани во осум различни мамографски единици кои користат двете доминантни технологии што се применуваат во Република Македонија – Fuji Amulet s , Fuji Inovality и Hologic Selenia.

За секоја мамографска единица се прикажани податоци за дебелината на компресираната дојка (CBT) во интервали од 10 mm, во опсег од 7 до 120 mm, просечната MGD, минималната и максималната испорачана доза, како и главните перцентили 25-тиот и 75-тиот. Притоа, 75-тиот перцентил, познат и како трет квантил (Q3), ја претставува вредноста под која паѓаат 75 % од точките на податоци во еден збир на податоци. Според тоа, 25 % од точките од податоците ќе бидат поголеми од 75-тиот перцентил и ќе паднат над од горната граница. 75-тиот перцентил во суштина го дели збирот на податоци на четири дела (квартали), при што 75-тиот перцентил ја означува горната граница на третиот квантил.

Беше пресметана и медијаната на MGD со цел да се воспостават локални дијагностички референтни вредности за секоја од мамографските единици во Република Македонија. Од анализата се забележува тренд на зголемување на дозите со зголемување

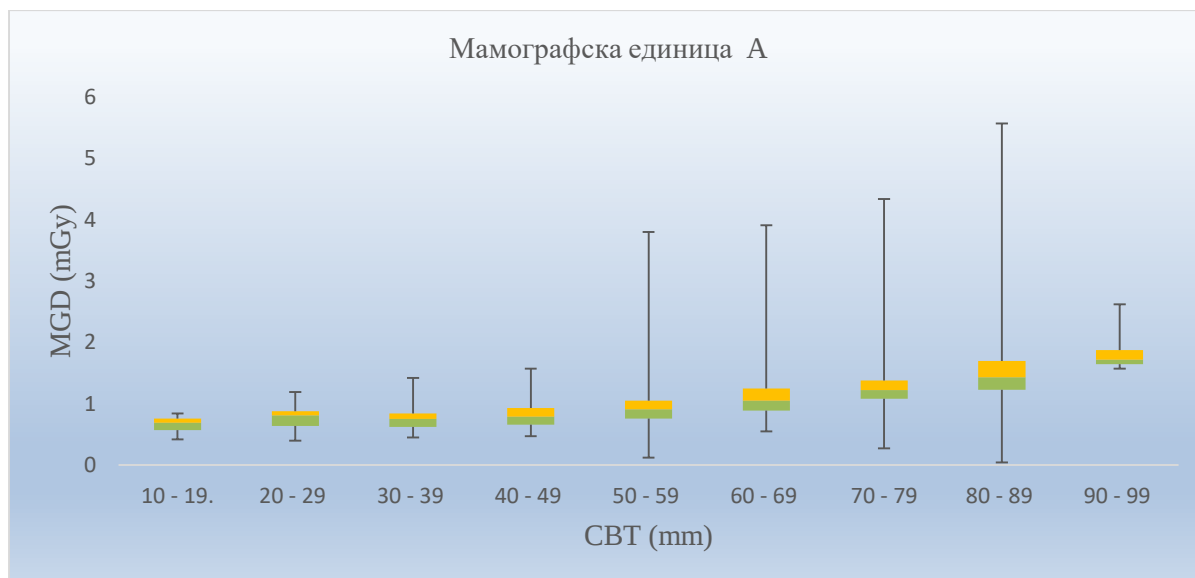
на дебелината на дојката, што укажува на директната зависност помеѓу СВТ и примената жлездна доза.

Во табелата 4.2 е дадена дескриптивната статистика за 4520 мамографски снимки во мамографската единица А каде параметар е дебелината на компресираната дојка.

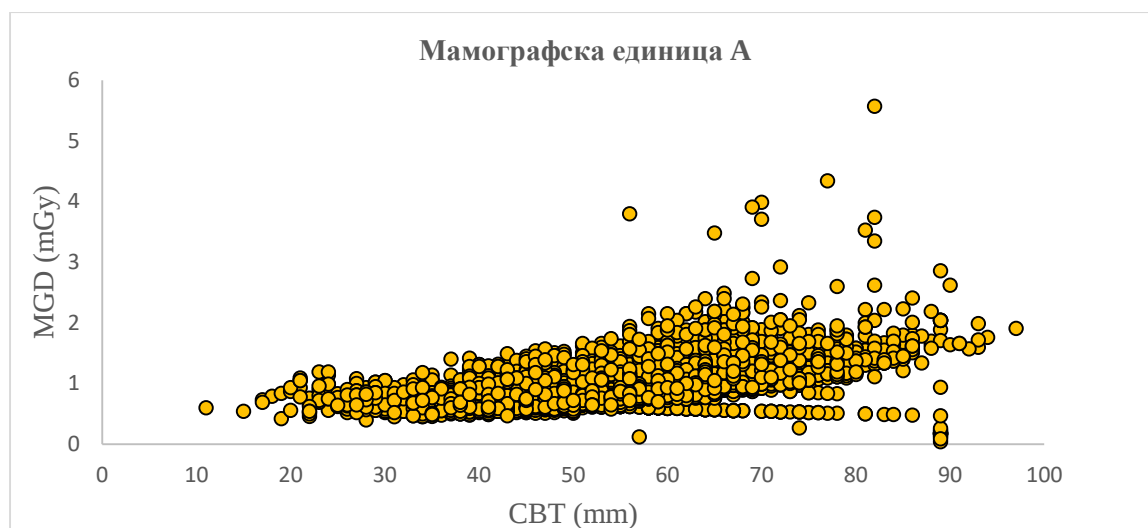
Табела 4.2: Дескриптивна статистика за 4.520 мамографски снимки направени во мамографската единица А

Интервал на дебелини на дојка	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза (mGy)	Max доза	Стандардна девијација	Средна дебелина			
— 19 mm									
— 29 mm									
— 39 mm									
— 49 mm									
— 59 mm									
— 69 mm									
70 – 79 mm									
— 89 mm									
— 99 mm									

Од податоците прикажани во табелата 4.2 може да се заклучи дека мамографските снимки кај 1.130 жени, во мамографската единица А, биле извршени за дебелина на компресирана дојка во опсегот од 10 до 99 mm. Притоа, испорачаната доза се движи од минимум 0,12 mGy до максимум 5,57 mGy. За интервалот на компресирана дојка од 50 до 59 mm, пресметаната медијана на испорачаната доза изнесува 0,88 mGy. Овие табеларни вредности се сликовито прикажани на бокс-дијаграмот на 75-тиот и 25-иот перцентил, со кои дијаграмот е поделен на четири квартали (Q1, Q2, Q3 и Q4). Долната и горната црта на стандардната девијација ги покажуваат минималната и максималната вредност во рангот на вредностите на дозата. Во границите на должината на тие црти се распределени 25 % од точките со најниските дозни вредности (Q2) и највисоките 25 % (Q4). Границата помеѓу жолтата и зелената кутија (бокс) ја покажува вредноста на медијаната. Во границите на висината на жолтата кутија се сместени првите 25 % од точките со вредностите кои се над медијаната (Q3), а во границите на висината на зелената кутија се сместени првите 25 % од точките кои се помали од медијаната (Q1).



Слика 4.11: Бокс-дијаграми кои ја покажуваат минимална доза ((mGy), максимална доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил (зелен блок) и 75-тиот перцентил (жолт блок) на средната жлездна доза (MGD) во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица А



Слика 4.12: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 4.520 проекции во мамографската единица А

Од вкупно 4.520 направени проекции во мамографската единица А, пресметаната медијана на средната жлездна доза (MGD), како локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 0,91 mGy. За интервалот на дебелината на компресирана дојка од 45 до 65 mm, кој опфаќа 2.727 проекции (што претставува 59,91 % од вкупниот број проекции), медијаната на MGD изнесува 0,89 mGy (табела 4.3).

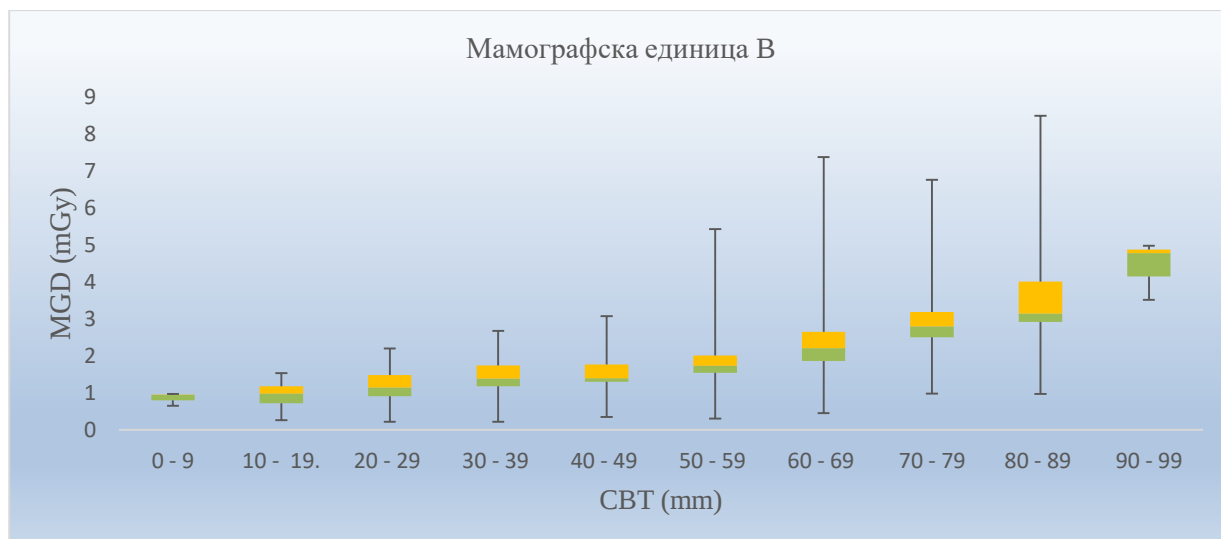
Табела 4.3: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица А

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини (mm)							
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(						

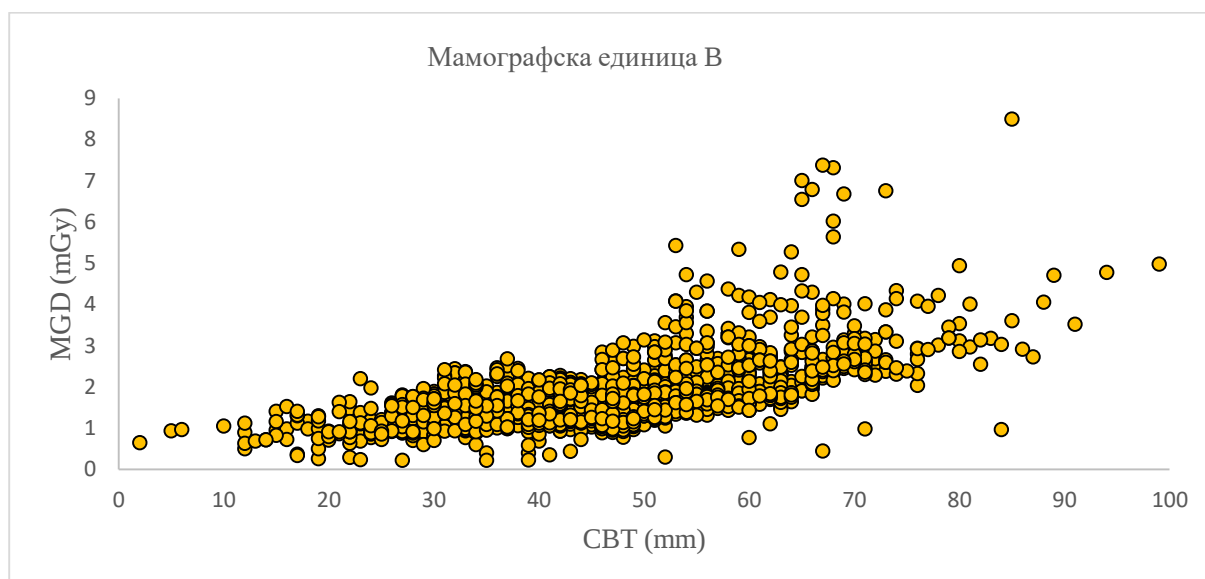
Табела 4.4: Дескриптивна статистика за 1.772 мамографски снимки направени во мамографската единица В

Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза	Max доза	Стандардна девијација	Средна дебелина			
— 9 mm									
— 19 mm									
— 29 mm									
— 39 mm									
— 49 mm									
— 59 mm			6						
— 69 mm									
— 79mm									
— 89 mm									
— 99 mm									

Како што покажуваат податоците од табелата 4.4, кај 443 жени, испитани во мамографската единица В, мамографските снимки се изведени за дебелина на компресирана дојка (CBT) во опсегот од 7 до 99 mm. Притоа, може да се забележи дека испорачаната доза се движи во значително широк ранг, почнувајќи од 0,22 mGy до највисоки вредности од 8,5 mGy. За MGD за индивидуите кои паѓаат во CBT-интервалот од 50 до 59 mm , медијаната на испорачаната доза изнесува 1,63 mGy.



Слика 4.13: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) — во мамографската единица В



Слика 4.14: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 1.772 проекции — во мамографската единица В

Во мамографската единица В се направени вкупно 1.772 проекции, при што медијаната на средната жлездена доза (MGD), како локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 1,63 mGy. Во интервалот на дебелината на компресирана дојка од 45 до 65 mm, кој опфаќа 1.145 проекции, пресметаната медијана е нешто повисока и изнесува 1,67 mGy (табела 4.5).

Табела 4.5: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица В

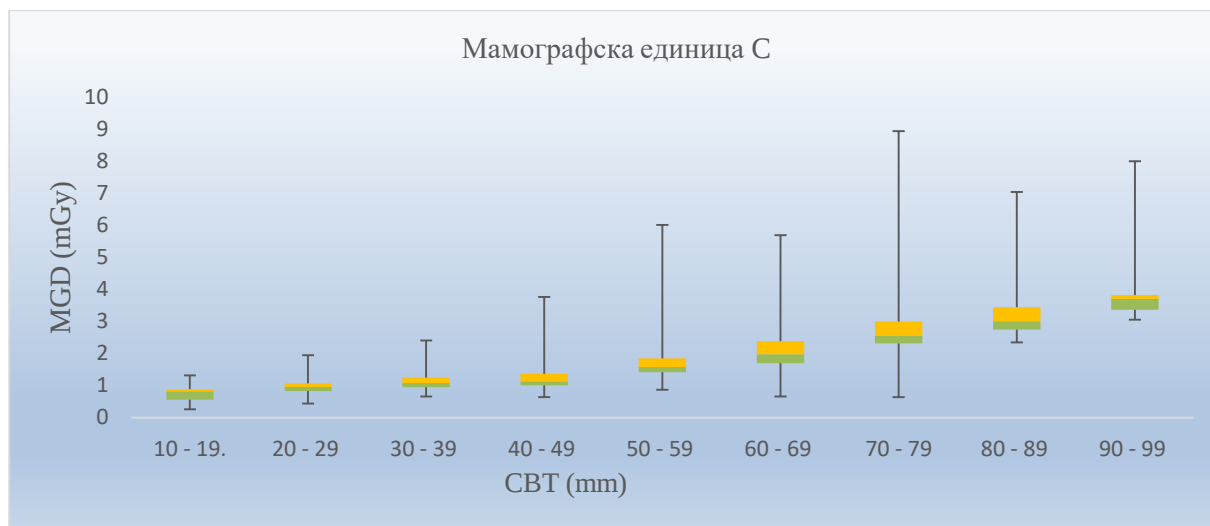
	Бр. на проекции			Просеч.			
Сите дебелини (mm)		,	,	,	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(	,	,	,	,	,	,

Табела 4.6: Дескриптивна статистика за 3.436 мамографски снимки направени во мамографската единица С

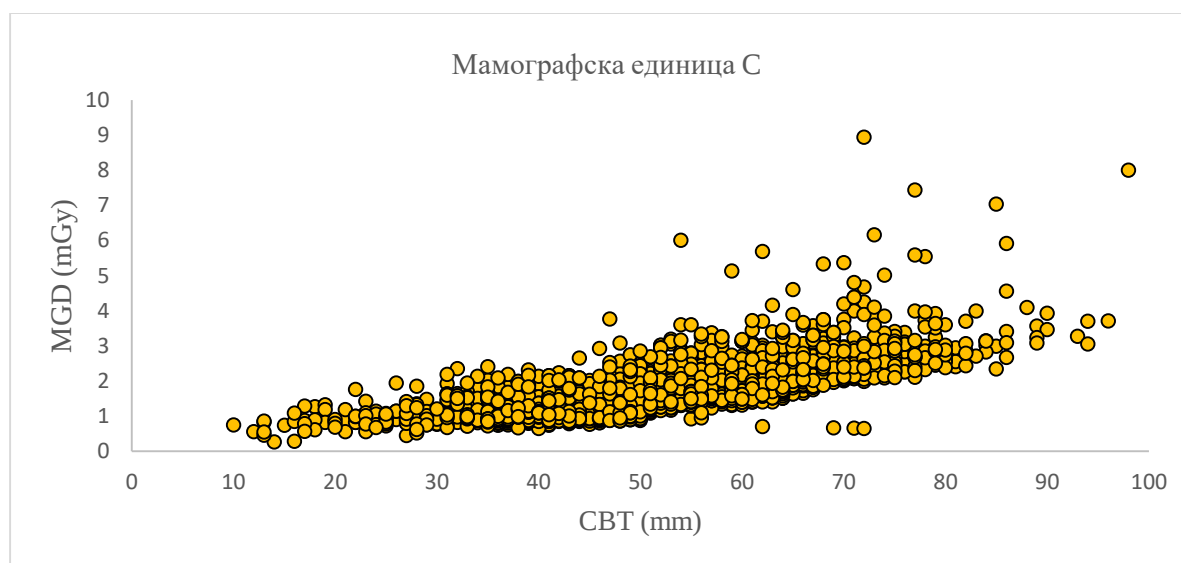
Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза	Max доза	Стандардна девијација	Средна дебелина (mm)			
— 19 mm									,
— 29 mm									,
— 39 mm									
— 49 mm									
— 59 mm									
— 69 mm									9
— 79mm									
— 89 mm									
— 99 mm									6

Табелата 4.6 прикажува дека кај 859 жени, испитани во мамографската единица С, мамографските прегледи се изведени при дебелина на компресирана дојка во распон од 10 до 99 mm. Испорачаната доза варира од најниската вредност 0,26 mGy до највисоката, 8,94 mGy.

За интервалот од 50 до 59 mm компресирана дебелина, пресметаната медијана на дозата изнесува 1,57 mGy.



Слика 4.15: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) во мамографската единица С



Слика 4.16: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 3436 проекции — во мамографската единица С

Во мамографската единица С се изведени вкупно 3.436 проекции, при што медијаната на средната жлездена доза (MGD), која претставува локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 1,47 mGy. Во интервалот на дебелина на компресирана дојка од 45 до 65 mm, што ги опфаќа 1.957 проекции, пресметаната медијана е нешто повисока и изнесува 1,54 mGy (табела 4.7).

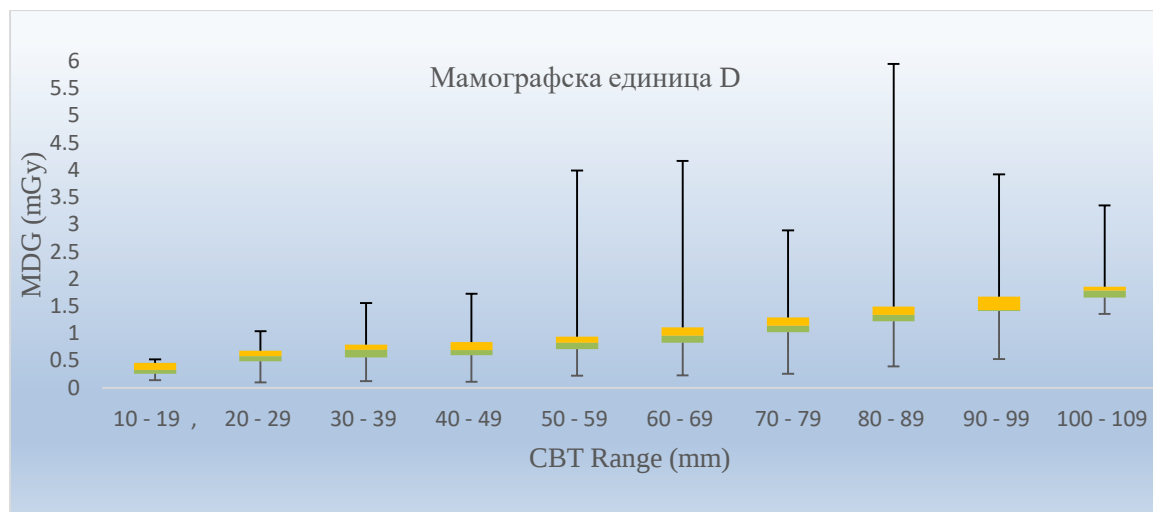
Табела 4.7: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица С

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини (mm)		,	,	,	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(	,	,	,	,	,	,

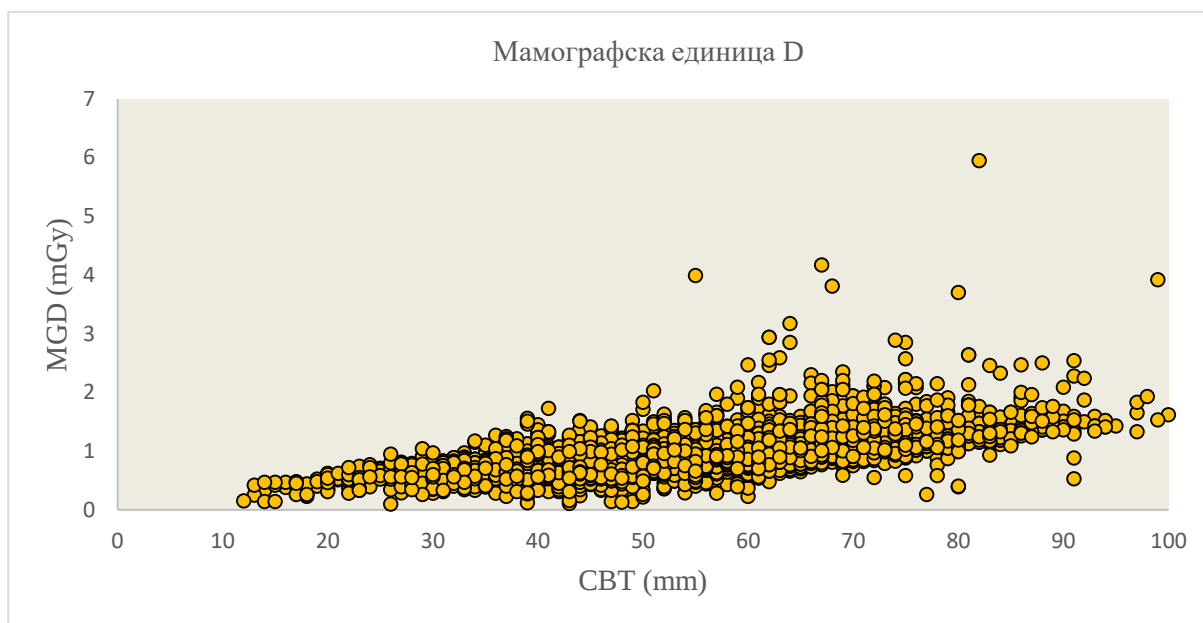
Табела 4.8: Дескриптивна статистика за 5.672 мамографски снимки направени во мамографската единица D

Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза (mGy)	Max доза(mGy)	Стандардна девијација	Средна дебелина			
— 19 mm									
— 29 mm									
— 39 mm									
— 49 mm									
— 59 mm									
— 69 mm									
— 79mm									
— 89 mm									
— 99 mm									
— 109 mm									

Според податоците прикажани во табелата 4.8, кај 1.418 жени, испитани во мамографската единица D, мамографските снимки се направени при дебелина на компресирана дојка (CBT) во опсегот од 10 до 99 mm. Испорачаната доза се движи од минимум 0,11 mGy до максимум 5,95 mGy. За интервалот од 50 до 59 mm, пресметаната медијана на дозата изнесува 0,83 mGy.



Слика 4.17: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) — во мамографската единица D



Слика 4.18: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 5.672 проекции — во мамографската единица D

Во мамографската единица D биле изведени вкупно 5.672 проекции, при што медијаната на средната жлездна доза (MGD), како локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 0,86 mGy. За интервалот на дебелина на компресирана дојка од 45 до 65 mm, кој опфаќа 3.214 проекции, пресметаната медијана е 0,82 mGy (табела 4.9).

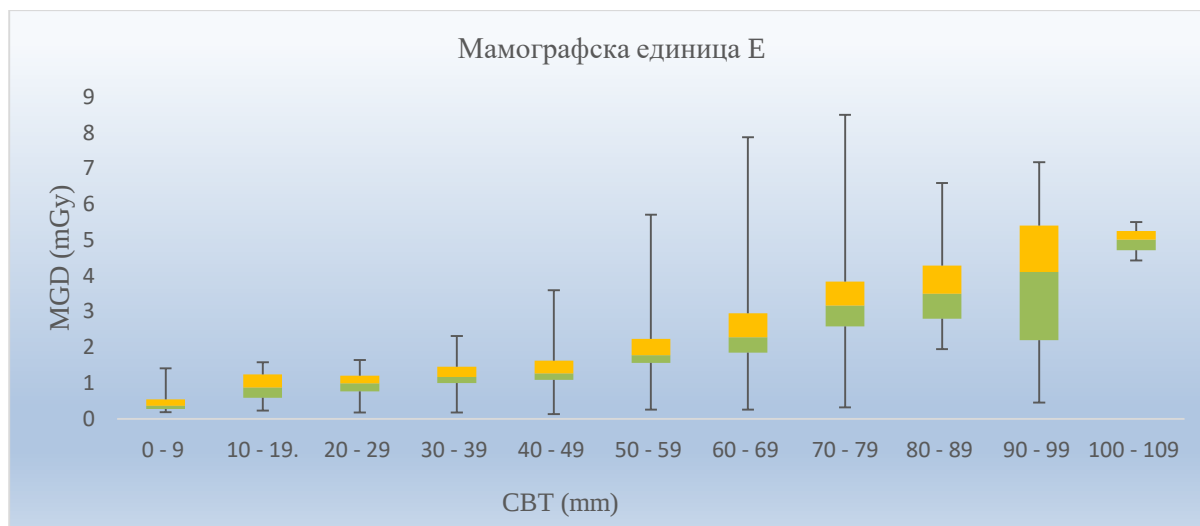
Табела 4.9: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица D

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини (mm)		,	,	,	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(	,	,	,	,	,	,

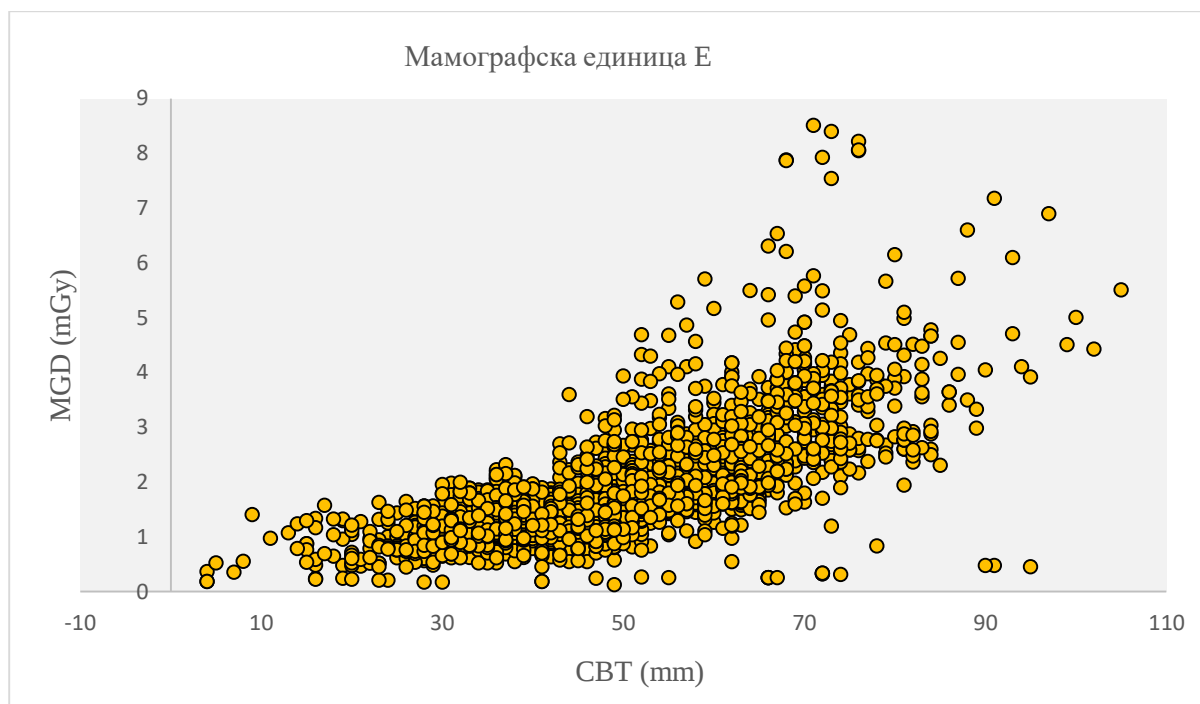
Табела 4.10: Дескриптивна статистика за 2.832 мамографски снимки направени во мамографската единица E

Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза	Max доза	Стандардна девијација	Средна дебелина			
— 9 mm									
— 19 mm									
— 29 mm									
— 39 mm									
— 49 mm									
— 59 mm			68						
— 69 mm									
— 79mm									
— 89 mm									
— 99 mm									
— 109 mm									

Табелата 4.10 покажува дека кај 708 жени, во мамографската единица E, мамографските снимки се реализирани при дебелина на компресирана дојка која се движи од 7 до 109 mm. Испорачаната доза варира од 0,13 mGy до 8,51 mGy. Во интервалот на СВТ-дебелина од 50 до 59 mm, пресметаната медијана на MGD изнесува 1,68 mGy.



Слика 4.19: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) — во мамографската единица Е



Слика 4.20: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 2.832 проекции — во мамографската единица Е

Кај мамографската единица Е се реализирани вкупно 2.832 проекции, при што пресметаната медијана на средната жлездна доза (MGD), која служи како локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 1,63 mGy. За интервалот на дебелина на

компресирана дојка од 45 до 65 mm, кој опфаќа 1.428 проекции, медијаната е нешто повисока и изнесува 1,69 mGy (табела 4.11).

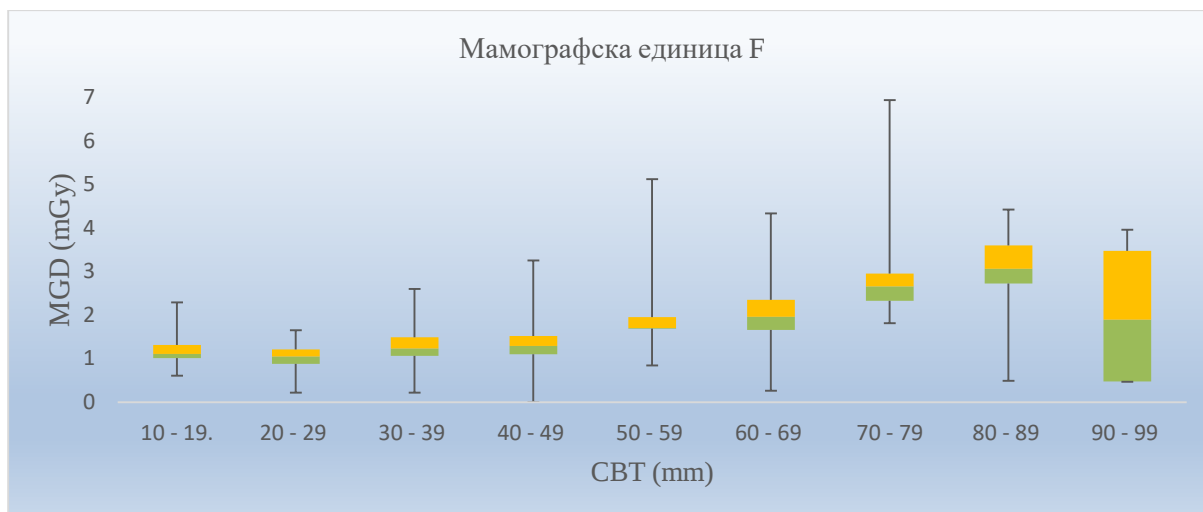
Табела 4.11: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица Е

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини		,	,	,	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(	,	,	,	,	,	,

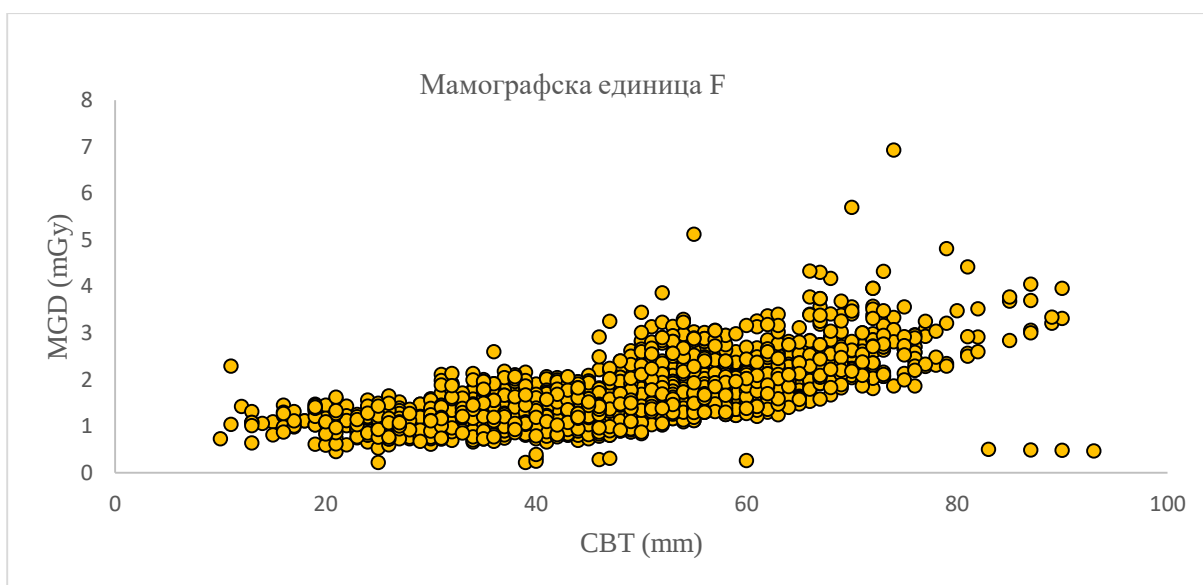
Табела 4.12: Дескриптивна статистика за 2.608 мамографски снимки направени во мамографската единица F

Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза	Max доза(mGy)	Стандардна девијација	Средна дебелина (mm)			
— 19 mm									
— 29 mm									
— 39 mm									
— 49 mm									
— 59 mm									
— 69 mm									
— 79mm									
— 89 mm									
— 99 mm									

Според податоците од табелата 4.12, мамографските снимки кај 652 жени, во мамографската единица F, биле извршени при дебелина на компресирана дојка во опсег од 10 до 99 mm. Испорачаната доза варира од минимални 0,22 mGy до максимални 6,93 mGy. За интервалот на дебелина од 50 до 59 mm, пресметаната медијана на дозата изнесува 1,70 mGy.



Слика 4.21: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездена доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT)— во мамографската единица F



Слика 4.22: Средна жлездена доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 2.608 проекции — во мамографската единица F

Во мамографската единица F се изведени вкупно 2.608 проекции, при што медијаната на средната жлездена доза (MGD), која служи како локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 1,5 mGy. За интервалот на дебелина на компресирана дојка од 45 до 65 mm, кој опфаќа 1.441 проекции, пресметаната медијана е 1,63 mGy (табела 4.13).

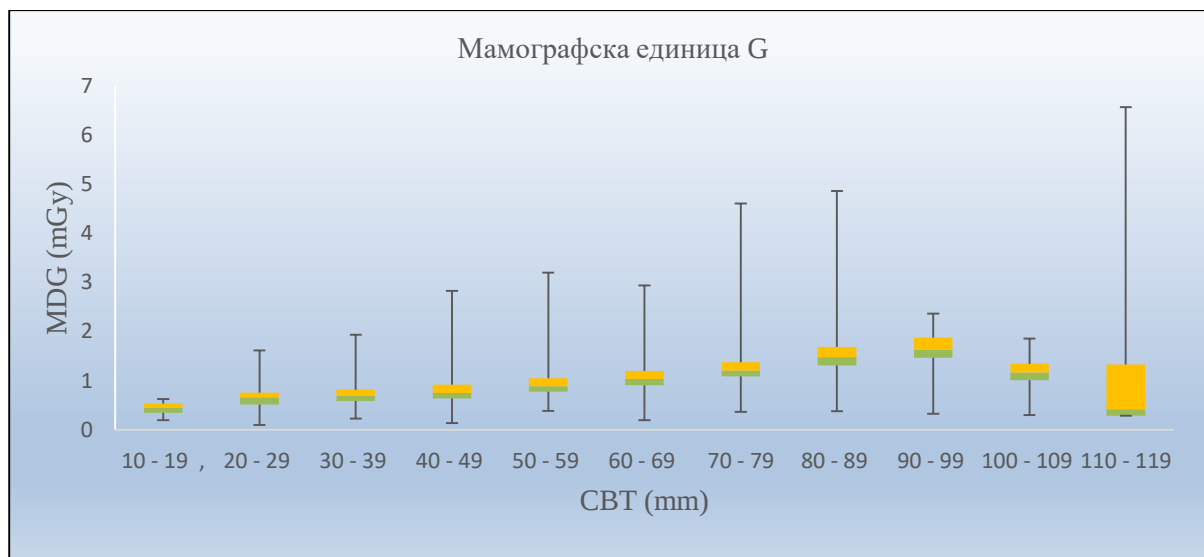
Табела 4.13: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица F

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини (mm)		,	,	,	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(	,	,	,	,	,	,

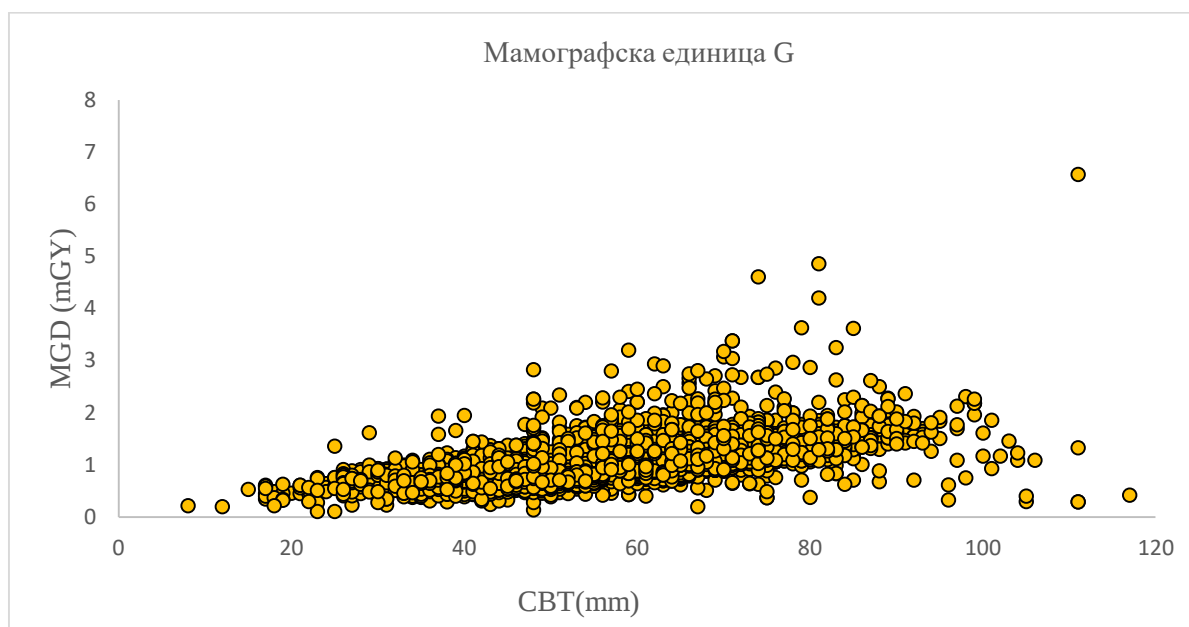
Табела 4.14: Дескриптивна статистика за 6.380 мамографски снимки направени во мамографската единица G

Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза	Max доза(mGy)	Стандардна девијација	Средна дебелина			
— 9									
— 19									
— 29									
— 39									
— 49									
— 59									
— 69									
— 79									
— 89									
— 99									
— 109									
— 119									

Од податоците во табела 3.14 се гледа дека кај 1.595 жени, во мамографската единица G, мамографските снимки биле направени при дебелина на компресирана дојка во опсег од 7 до 119 mm. Испорачаната доза варира од минимум 0,10 mGy до максимум 6,57 mGy. За интервалот од 50 до 59 mm, пресметаната медијана на дозата изнесува 0,89 mGy.



Слика 4.23: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT) — во мамографската единица G



Слика 4.24: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 6.380 проекции — во мамографската единица G

Во мамографската единица G се направени вкупно 6.380 проекции, при што медијаната на средната жлездна доза (MGD), како локална дијагностичка референтна вредност, изнесува 0,94 mGy. За дебелина на компресирана дојка од 45 до 65 mm, која опфаќа 3.813 проекции, пресметаната медијана изнесува 0,89 mGy (табела 4.15).

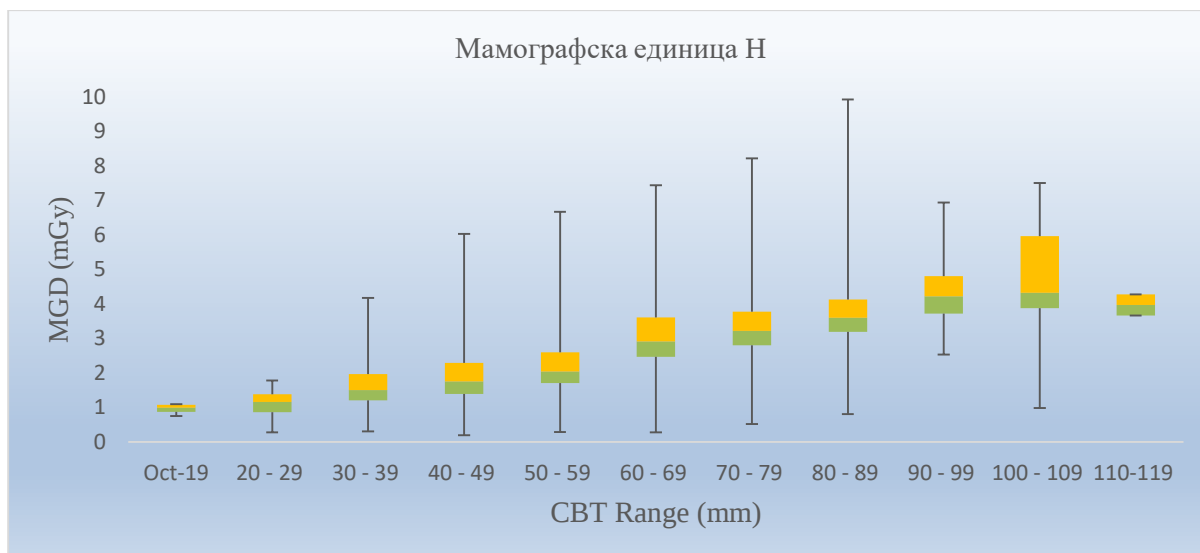
Табела 4.15: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица G

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини (mm)		,	,	,	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)	(	,	,	,	,	,	,

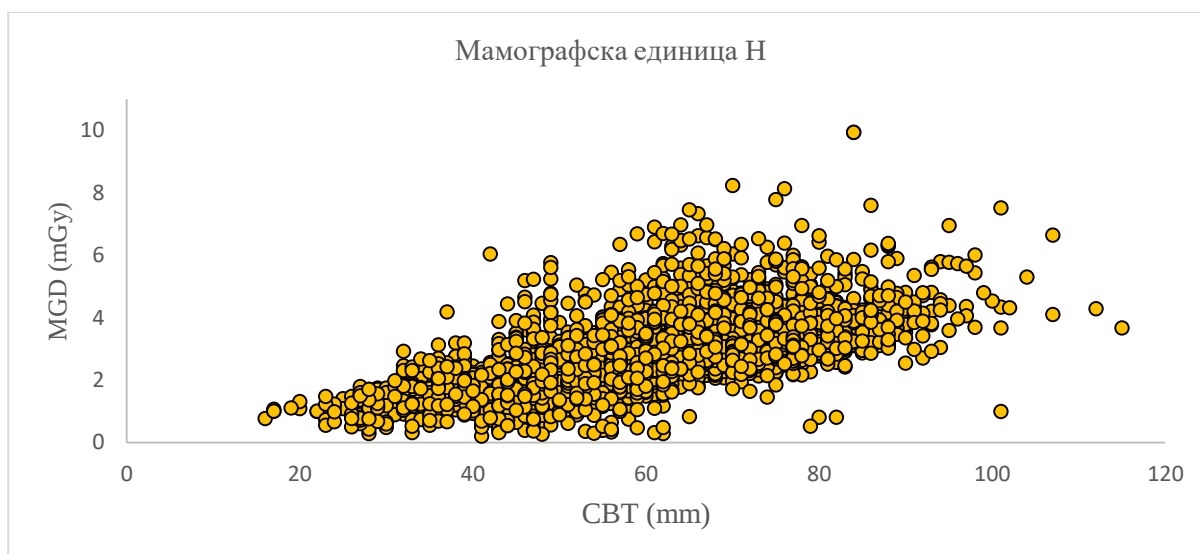
Табела 4.16: Дескриптивна статистика за 3.820 мамографски снимки направени во мамографската единица H

Интервал на дебелини	Бр. на проекции	Min доза	Медијана доза	Max доза	Стандардна девијација	Средна Дебелина			
— 19									
— 29									
— 39									
— 49									
— 59									
— 69									
— 79									
— 89									
— 99									
— 109									
— 119									

Од вредностните во табелата 3.16 може да се забележи дека мамографските снимки биле направени во опсегот од дебелини на компресирана дојка 10 — 119 mm за 955 жени, во мамографската единица H. Минималната и максималната испорачана доза изнесуваат 0,20 mGy и 9,93 mGy, соодветно. Пресметаната медијана за интервал на компресирана дојка (CBT) од 50 до 59 mm, изнесува 2,05 mGy.



Слика 4.25: Бокс-дијаграми што ги покажуваат минималната доза ((mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-тиот перцентил и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD), во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT), во мамографската единица G



Слика 4.26: Средна жлездна доза MGD (mGy), во зависност од дебелината на компресираната дојка CBT (mm) за 3.820 проекции — во мамографската единица Н

Од вкупно направени 3.820 проекции, пресметаната медијана на MGD (локални дијагностички референтни вредности во мамографската единица Н) изнесува 2,61 mGy, а за интервалот за дебелина на компресирана дојка од 45 до 65 mm во кои се вклучени 1.145 проекции, пресметаната медијана изнесува 2,28 mGy (табела 4.17).

Табела 4.17: Статистичка анализа на дозните вредности во мамографската единица Н

	Бр. на проекции			Просеч.	Медијана		
Сите дебелини (mm)		,	,	2,73	,	,	,
Интервал на дебелини (45 – 65) (mm)		,	,	2,46	,	,	,

Во табелата 4.18 е прикажан севкупниот преглед на основните податоци добиени од секоја единица: бројот на снимки добиени од секоја мамографска единица, бројот на прегледани случаи, просечната возраст по единица, медијаната на MGD по снимка, проекцијата (MLO, CC), компресираната дебелина на дојката, kVp и mAs. Табелата, исто така, ги вклучува просечната возраст на пациентите, компресираната дебелина на дојката и факторите на снимањето (kVp, mA, време на експозиција). Пресметаната просечна вредност на MGD по снимка (View) за сите пациенти, посебно за MLO и CC-снимките изнесуваше 1,34 mGy и 1,61 mGy, соодветно. Прегледот на податоците во табелата 4.18 укажува на минимални разлики во пресметаните просечни дози помеѓу проекциите CC и MLO.

Табела 4.18: Број на снимки/прегледи по мамографска единица (А, В, С, D, Е, F, G, H), просечни параметри на експозиција, медијанска вредност на влезна површинска воздушна доза (entrance surface air kerma) и медијанска вредност на средна жлездна доза (MGD) по проекција, снимка и случај, за вкупно 31.040 мамограми низ 8 единици

Мамографска единица			A	B	C	D	E	F	G	H	Вкупно
Бр. на жени			1.130	443	859	1.418	708	652	1.595	955	7.760
Бр. на проекции			4.520	1.772	3.436	5.672	2.832	2.608	6.380	3.820	31.040
Просечна возраст (години) (StDev)			51,3 (11,50)	55,24 (10,51)	54,80 (10,29)	54,85 (13,24)	55,00 (12,75)	54,89 (12,60)	55,32 (12,67)	51,63 (8,56)	54,12 (11,51)
Дебелина на дојка (mm) (StDev)			56 (13)	47 (13)	51 (12)	56 (13)	50 (12)	49 (13)	57 (13)	60 (13)	54 (13)
Просечна kVp (StDev)			29,34 (1,67)	28,45 (1,35)	28,82 (1,25)	29,41 (1,48)	28,69 (1,37)	28,55 (1,43)	29,53 (1,42)	30,15 (1,84)	29,11 (1,47)
Просечна mAs (StDev)			67,74 (30,56)	108,89 (49,33)	95,81 (40,97)	54,24 (17,10)	129,70 (68,66)	102,92 (38,64)	70,60 (22,41)	250,41 (93,11)	110,03 (45,09)
Просечна ESAK (mGy) (IQR)			3,54 (1,79)	5,73 (2,78)	5,44 (3,26)	3,28 (1,71)	6,21 (4,2)	5,23 (2,85)	3,56 (1,82)	11,42 (7,98)	3,9 (3,14)
Просечна MGD/ Проекција (mGy)	CC	R	0,92	1,58	1,47	0,86	1,59	0,93	0,93	2,61	1,36
		L	0,92	1,57	1,40	0,85	1,59	0,92	0,92	2,48	1,33
		Сите CC	0,92	1,57	1,43	0,85	1,59	0,92	0,92	2,54	1,34
		R	1,04	1,98	1,79	0,99	2,07	1,06	1,06	2,95	1,61
	MLO	L	1,05	1,96	1,80	0,96	2,09	1,06	1,06	2,88	1,60
		Сите MLO	1,04	1,97	1,80	0,97	2,08	1,06	1,06	2,92	1,61
Медијана MGD (mGy) (IQR)			0,91 (0,39)	1,63 (0,76)	1,47 (0,79)	0,86 (0,36)	1,63 (1,02)	1,50 (0,69)	0,94 (0,38)	2,61 (1,46)	1,15 (0,84)

StDev: Стандардна девијација

kVp: Напон на рендгенската цевка

mAs: Производ на струја и време
на рендгенската цевка

IQR: Интерквартилен опсег

MGD: Средна жлездна доза

ESAK: Влезна површинска
воздушна керма

CC: Краниокаудална проекција

M

R: Десна дојка

L: Лева дојка

Медиолатерална проекција

Табела 4.19: Карактеристики на пациентите и параметри на скенирање според дебелината на дојката (CBT), за медиолатерална коса (MLO) и за краниокаудална (CC) проекција (n = 31.040)

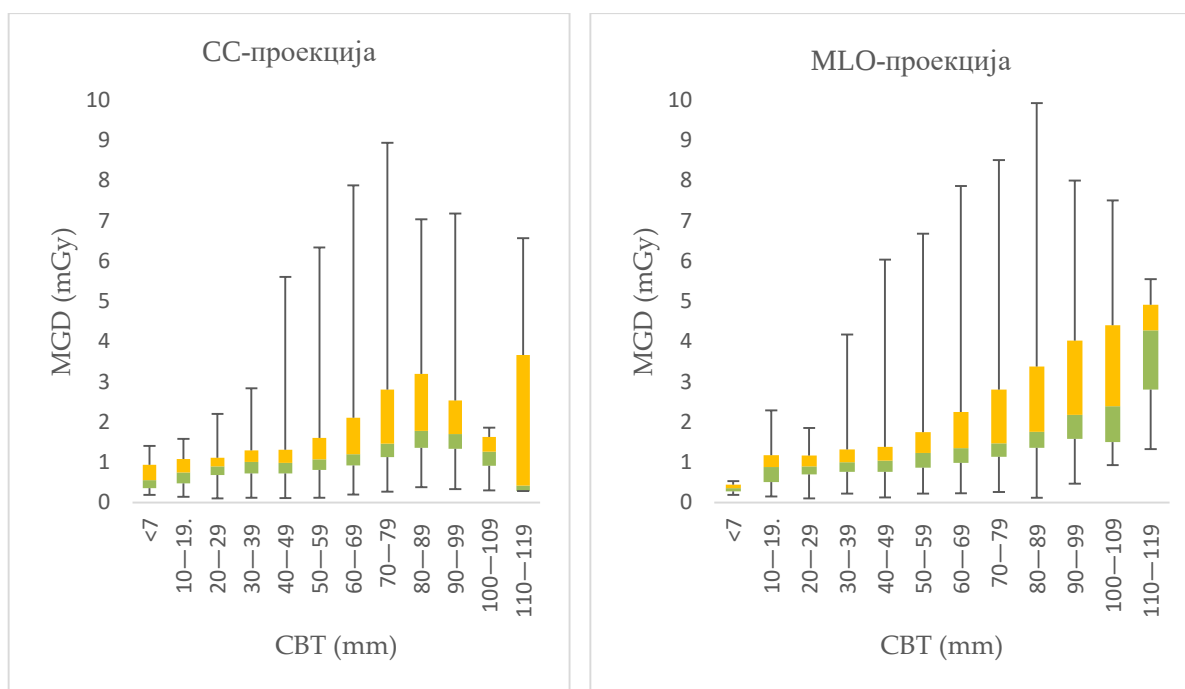
Проекции	CBT (mm)	N	Дебелина (mm) Продек ± Std	Возраст (год.) Продек ± Std (Опсер)	Сила на компресија (N) Продек ± Std (Опсер)	Напон (kV) Продек ± Std (Опсер)	Струја на цевката (mAs) Продек ± Std (Опсер)	ESAK (mGy) Продек ± Std (Опсер)
MLO	< 7	2	4,5 ± 0,7	88,0 ± 0,0 (88 – 88)	143,9 ± 28,6 (123,6 – 164,1)	23,0 ± 0,0 (23 – 23)	29,5 ± 19,0 (16 – 43)	0,5 ± 0,4 (0,3 – 0,8)
	10 – 19	59	16,5 ± 2,3	57,3 ± 15,3 (31 – 86)	96,3 ± 39,5 (17,4 – 178,4)	25,6 ± 0,9 (22 – 28)	49,2 ± 24,9 (10 – 126)	1,6 ± 0,8 (0,3 – 3,7)
	20 – 29	318	26,0 ± 2,6	54,2 ± 12,7 (25 – 91)	104,9 ± 37,2 (0,0 – 193,1)	26,2 ± 0,6 (24 – 28)	63,4 ± 29,1 (10 – 164)	2,1 ± 0,8 (0,3 – 4,3)
	30 – 39	1.156	35,4 ± 2,8	54,7 ± 12,1 (28 – 88)	111,2 ± 37,6 (0,0 – 229,0)	27,6 ± 0,8 (26 – 30)	75,2 ± 44,4 (13 – 368)	2,9 ± 1,3 (0,6 – 11,4)
	40 – 49	2.661	45,0 ± 2,9	54,7 ± 11,4 (25 – 87)	109,2 ± 36,5 (15,9 – 233,2)	28,1 ± 0,4 (26 – 33)	83,6 ± 52,4 (10 – 454)	3,6 ± 1,8 (0,4 – 18,8)
	50 – 59	4.226	54,7 ± 2,8	55,1 ± 10,5 (25 – 90)	108,1 ± 36,0 (0,0 – 227,8)	29,5 ± 0,9 (26 – 34)	98,1 ± 63,1 (0 – 507)	4,8 ± 2,5 (0 – 24,5)
	60 – 69	4.063	64,2 ± 2,9	53,9 ± 9,6 (27 – 83)	107,3 ± 36,6 (0,0 – 235,9)	30,3 ± 0,7 (28 – 38)	127,1 ± 93,0 (17 – 574)	6,7 ± 4,2 (0,9 – 30,4)
	70 – 79	2.093	73,8 ± 2,8	52,8 ± 8,9 (27 – 86)	104,3 ± 37,2 (10,9 – 224,1)	31,0 ± 1,0 (28 – 34)	139,3 ± 89,4 (2 – 574)	8,7 ± 5,2 (0 – 35,1)
	80 – 89	708	83,6 ± 2,9	51,9 ± 8,8 (32 – 82)	96,4 ± 37,6 (14,0 – 200,8)	31,9 ± 1,6 (29 – 34)	160,7 ± 98,3 (0 – 555)	11,2 ± 7,0 (0 – 51,6)
	90 – 99	138	93,3 ± 2,9	51,6 ± 8,0 (29 – 76)	93,5 ± 34,7 (23,4 – 192,9)	33,2 ± 1,2 (28 – 35)	181,1 ± 103,2 (45 – 509)	14,4 ± 8,1 (2,4 – 41,2)
	100–109	25	102,6 ± 2,1	52,4 ± 8,7 (43 – 79)	81,7 ± 36,0 (27,6 – 156,8)	33,9 ± 2,3 (30 – 37)	174,5 ± 111,4 (53 – 428)	15,2 ± 9,7 (3,5 – 36,4)
	110–119	2	111,5 ± 0,7	61 ± 4,2 (58 – 64)	126,4 ± 21,1 (111,4 – 141,3)	34,5 ± 3,5 (32 – 37)	119,5 ± 44,5 (88 – 151)	13,7 ± 11,5 (5,621,8)
Pearson-корелација				r = -0,0789	r = -0,068	r = 0,857	r = 0,331	r = 0,535
One-way ANOVA				p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001
CC	< 7	9,0	5,9 ± 2,3	67,6 ± 17,0 (51 – 88)	75,0 ± 40,2 (0 – 131,6)	23,4 ± 0,7 (22 – 24)	42,9 ± 26,1 (15 – 98)	1,0 ± 0,6 (0,3 – 2,2)
	10 – 19	104,0	16,1 ± 2,4	57,9 ± 14,6 (31 – 91)	94,0 ± 42,5 (11,9 – 184,6)	25,8 ± 0,7 (24 – 28)	44,5 ± 23,1 (10 – 109)	1,4 ± 0,7 (0,3 – 2,8)
	20 – 29	585,0	25,7 ± 2,7	55,7 ± 12,9 (19 – 91)	101,1 ± 38,4 (0 – 222,7)	26,2 ± 0,5 (24 – 28)	60,5 ± 26,6 (12 – 184)	2,0 ± 0,8 (0,3 – 4,7)
	30 – 39	1949,0	35,4 ± 2,8	55,2 ± 12,5 (19 – 88)	104,0 ± 39,6 (0 – 234,2)	27,5 ± 0,7 (25 – 30)	72,0 ± 38,1 (10 – 327)	2,9 ± 1,2 (0,4 – 8,6)
	40 – 49	4143,0	44,9 ± 2,8	54,3 ± 11,9 (19 – 87)	99,0 ± 37,3 (0 – 228,6)	28,1 ± 0,7 (25 – 33)	78,9 ± 49,0 (8 – 442)	3,4 ± 1,7 (0,3 – 18,3)
	50 – 59	4882,0	54,4 ± 2,8	53,8 ± 10,1 (19 – 90)	99,0 ± 34,9 (0 – 229,8)	29,4 ± 0,7 (26 – 34)	93,0 ± 63,6 (8 – 470)	4,5 ± 2,4 (0,4 – 22,5)
	60 – 69	2837,0	63,8 ± 2,8	52,5 ± 9,0 (19 – 86)	97,1 ± 35,4 (0 – 231,2)	30,3 ± 1,0 (26 – 38)	124,8 ± 97,6 (8 – 574)	6,4 ± 4,2 (0,3 – 30,4)
	70 – 79	865,0	73,3 ± 2,6	51,3 ± 8,4 (20 – 83)	90,4 ± 36,2 (0 – 217,0)	30,8 ± 1,3 (26 – 34)	146,9 ± 99,1 (8 – 574)	8,9 ± 5,8 (0,3 – 35,5)
	80–89	178,0	83,2 ± 2,6	51,0 ± 7,2 (35 – 78)	82,4 ± 36,7 (0 – 177,5)	32,2 ± 0,9 (27 – 34)	159,6 ± 88,9 (45 – 441)	11,1 ± 6,2 (1,9 – 31,6)
	90–99	25,0	92,0 ± 2,1	42,9 ± 11,3 (19 – 58)	59,2 ± 46,2 (0 – 139,0)	32,0 ± 2,4 (27 – 34)	144,7 ± 106,5 (45 – 509)	10,6 ± 8,1 (2,0 – 34,4)
	100–109	8,0	102,6 ± 2,6	51,1 ± 10,1 (37 – 64)	57,1 ± 47,9 (0 – 123,9)	31,4 ± 3,1 (26 – 34)	84,5 ± 26,7 (50 – 127)	6,1 ± 3,0 (2,0 – 9,9)
	110–119	4,0	112,0 ± 2,0	42,5 ± 26,0 (20 – 66)	44,1 ± 52,7 (0 – 104,9)	31,8 ± 6,7 (26 – 38)	149,8 ± 156,4 (50 – 379)	14,8 ± 16,4 (2,1 – 36,6)
Pearson-корелација				r = -0,116	r = -0,0801	r = 0,847	r = 0,329	r = 0,515
One-way ANOVA				p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001

CC: Краниокаудална проекција; MLO: Медиолатерална проекција; ANOVA, Статистички значајни разлики при вредност на p < 0,05; ESAK: Влезна површинска воздушна керма

Во табелата 4.19 е даден приказот на релевантните параметри и карактеристики за мамографското снимање на пациенти, за MLO и CC-проекции. Од податоците во табелата 4.19 може да се види дека со зголемувањето на силата на компресија (CF), напонот на рендгенската цевка и струјата на цевката нужно треба да се зголемат, па оттаму се зголемува и влезната доза за двете проекции, MLO и CC.

Резултатите од проекциите MLO ги покажуваат следниве наоди според Пирсоновата корелација: постои незначителна негативна врска помеѓу дебелината на компресираната дојка CBT (mm) и возраста на пациентот ($r = -0,0789$). Очигледна е и очекуваната незначителна негативна врска помеѓу дебелината (mm) и силата на компресија (N) ($r = -0,068$). Понатаму, може да се забележи значителна голема позитивна врска помеѓу дебелината на компресирана дојка CBT (mm) и напонот на цевката (kV) ($r = 0,857$), значајна средна позитивна врска помеѓу дебелината на компресираната дојка CBT (mm) и струјата на цевката (mAs) ($r = 0,331$), како и очекуваната значајна голема позитивна врска помеѓу дебелината на компресирана дојка CBT (mm) и влезната доза (mGy) ($r = 0,535$). Слични трендови може да се забележат и кај проекциите CC. Имено, Пирсоновата корелација укажува на незначителна негативна врска помеѓу дебелината (mm) и возраста на пациентот ($r = -0,116$), како и незначителна негативна врска помеѓу дебелината на компресирана дојка (mm) и силата на компресија (N) ($r = -0,0801$). Сепак, постои значајна голема позитивна врска помеѓу дебелината CBT (mm) и напонот на цевката (kV) ($r = 0,847$), значајна средна позитивна врска помеѓу дебелината на компресираната дојка CBT (mm) и струјата на цевката (mAs) ($r = 0,329$), како и значајна голема позитивна врска помеѓу дебелината на компресираната дојка CBT (mm) и влезната доза (mGy) ($r = 0,515$) (табела 4.19).

Резултатите од One-way ANOVA покажаа значајни разлики меѓу параметрите на снимање кај сите вредности на CBT. Со зголемувањето на дебелината на компресираната дојка (CBT), применетата сила на компресија покажува значаен пораст ($p < 0,001$), што сугерира дека е потребна поголема сила за постигнување оптимален квалитет на сликата кај подебелите дојки. Слично, забележавме статистички значајни зголемувања во напонот на цевката ($p < 0,001$) и параметарот струја-време ($p < 0,001$), со зголемувањето на CBT. Дополнително, влезната KERMA (ESAK) покажа значително зголемување ($p < 0,001$), со зголемувањето на дебелината на дојката (табела 4.19).



Слика 4.27: Бокс-дијаграми што ги прикажуваат минималната доза (mGy), максималната доза (mGy), медијаната на дозата (mGy), 25-ти и 75-ти процентил на средната жлездна доза (MGD) за: MLO (лево) и CC-проекции (десно), во различни групи од дебелината на дојката (CBT), проценети врз основа на сите податоци на сите осум мамографски единици во Македонија. Граничните линии помеѓу жолтите и сивите кутии ја претставуваат медијаната на MGD, додека жолтата кутија го демонстрира интерквartilниот опсег од медијаната до 75-тиот процентил, а сивата кутија од медијаната до 25-тиот процентил

Линиите во кутија (boxplots) од сликата 4.27 се протегаат помеѓу минималниот и максималниот опсег на MGD, линијата внатре во секој правоаголен блок ја претставува медијаната на MGD (т. е. вредноста на DRL), додека горните и долните рабови на правоаголникот ја демонстрираат интерквartilната област (Interquartile Region - IQR: од 25-ти до 75-ти процентил). Медијаната на MGD за проекциите CC и MLO се движи помеѓу 0,56 mGy и 1,78 mGy за CC, и помеѓу 0,36 mGy и 4,28 mGy за MLO-проекциите. Исто така, максималната доза на MGD-вредностите за секој интервал од 10 mm CBT се движи помеѓу 1,41 mGy и 8,94 mGy за CC, и помеѓу 0,53 mGy и 9,93 mGy за проекциите MLO.

Понатаму, Крускал—Валис (Kruskal–Wallis) тестот покажа статистички значајна разлика помеѓу групите ($p < 0,001$). На 75-тиот процентил, измерените вредности на параметрите се: 0,94; 1,08; 1,11; 1,3; 1,61; 2,11; 2,81; 3,2; 2,54; 1,63 и 3,67 mGy за CC и 0,44; 1,17; 1,32; 1,38; 1,75; 2,25; 2,80; 3,38; 4,02; 4,40; 4,91 mGy за MLO-проекции за

соодветните опсези на СВТ: < 9 mm, 10 – 19 mm, 20 – 29 mm, 30 – 39 mm, 40 – 49 mm, 50 – 59 mm, 60 – 69 mm, 70 – 79 mm, 80 – 89 mm, 90 – 99 mm, 100 – 109 mm и 110 – 119 mm. Вредностите на 75-тиот перцентил, кои се сметаат за локални дијагностички референтни вредности, покажуваат тренд на зголемување со поголемите опсези на СВТ, што укажува на потенцијална корелација помеѓу измерениот параметар и дебелината на дојката. За повисоките опсези на СВТ, вредностите на 75-тиот перцентил покажуваат растечки тренд, што сугерира позитивна врска помеѓу MGD и дебелината на дојката (слика 4.27).

Предложените дијагностички референтни вредности (DRLs), дефинирани како 75-тиот перцентил, изнесуваат 1.68 mGy. Оваа вредност е добиена од медијаната на средната жлездна доза (MGD), пресметана од податоците на сите мамографски единици за компресирана дебелина на дојка во интервал од 50 до 59 mm, којшто покажува највисока застапеност во примерокот (просечна вредност: 54 mm).

Се предлага овие резултати да се усвојат како први национални ДРВ-вредности за мамографија во Република Македонија и да влезат во законски обврзен правилник.

4.5. СПОРЕДБА НА НАШИТЕ РЕЗУЛТАТИ СО ОНИЕ ОД ДРУГИТЕ ЕВРОПСКИ ЗЕМЈИ

Средни жлездни дози (MGD) за пријавените национални вредности во 18 европски земји се прикажани во табелата 4.20, која укажува на варијации во ДРВ-вредностите меѓу различните земји.

Од табелата може да се види дека за нашата земја (Македонија) 75-тиот перцентил на MGD се менува од 0,94 mGy до 3,67 mGy за CC-проекции и од 0,44 mGy до 4,91 mGy за MLO-проекции, во зависност од зголемувањето на дебелината на дојката. Инаку, нашите резултати се веќе објавени [1].

Студијата од Нов Јужен Велс, исто така, ги презентира резултатите за дигитална радиографија (DR) и компјутерска радиографија (CR) за интервали на компресирана дебелина на дојка (СВТ) од 20 mm до 110 mm. И покрај разликите во користената технологија на детектори, таа студија покажува слични резултати за СВТ како и нашата.

Сепак, при споредбата ги земавме предвид само резултатите добиени со системите на дигитална радиографија (DR-системи). Споредбата покажа дека соодветните MGD-вредности во таа студија се движат од 0,97 до 3,31 mGy, што е генерално повисоко од нашите резултати, освен за CBT помали од 30 mm [2].

Понатаму, резултатите од Гана, објавени од Dzidzornu и соработниците [3], покажуваат 75-ти перцентил на MGD за CC-проекции од 1,6 mGy (CBT: 36 mm) и 2,4 mGy (CBT: 45 mm) за MLO-проекции, што се очигледно повисоки од нашите вредности.

Исто така, според еден локален извештај од Малезија, ДРВ-вредностите (DRL), за CC и MLO изнесуваат 1,68 mGy (CBT: 50,9 mm) и 2,25 mGy (CBT: 58,9 mm), односно вредности што генерално се повисоки од нашите [4].

Во Судан, пријавените локални ДРВ-вредности за DR биле 3,48 mGy (CBT: 36 mm) за CC и 2,03 mGy (CBT: 44 mm) за MLO [5], што е пониско од вредностите регистрирани во Газа (2,5 mGy, CBT: 50 – 60 mm за CC-проекции) [6].

Средната вредност на CBT регистрирана во Мароко е 55 mm, а DRL-вредностите пријавени за трите дијагностички центри таму се 1,6 mGy, 1,7 mGy и 1,8 mGy [7], што се вредности блиски до нашите резултати.

Сепак, во нашата студија беа регистрирани повисоки ДРВ-вредности во споредба со двете студии спроведени во Дубаи [8], [9]. Овие повисоки вредности можат да им се припишат на разликите во процедурите и техниките применети во нивните студии.

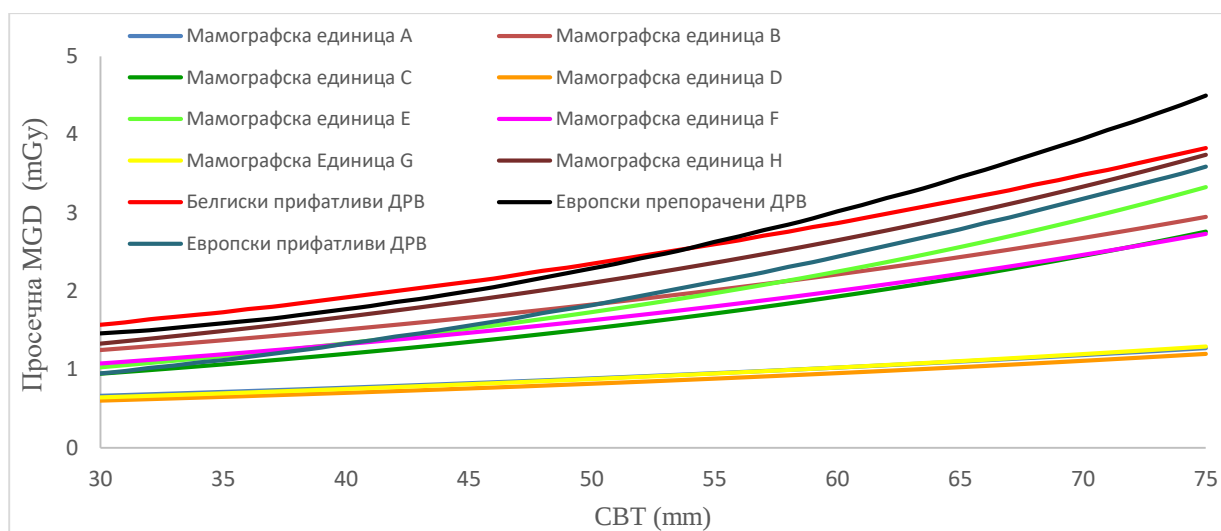
Табелата 4.21 прикажува типични вредности на средна жлездна доза (MGD) во mGy за дијагностичка и скрининг-мамографија за CC и MLO-проекции, заедно со европските референтни вредности (DRLs) [10]. Нашите типични вредности се покажаа како пониски и од прифатливите европски вредности (ACC), но и од остварливите европски вредности (ACH).

Табела 4.20: MGD, ДРВ од оваа студија во споредба со локалните/регионалните и националните пријавени ДРВ-вредности

CBT (mm)	Наша студија		Референци		
			MGD DRL (mGy)/проекција		
– 19					
– 29					2 0
– 39					3 0 — 39 mm) [2]
– 49					1 , 3
– 59			– 60 mm) [6] 1,6 (CBT: 50	1 , 8	1 , 6 5
– 69			– 69 mm) [7]		6 0
– 79					7 0
– 89					8 0
– 99					9 0
– 109					1

Табела 4.21: MGD-вредности за различни опсези на дебелина на дојка (CBT), споредба со европските ДРВ-вредности

CBT Опсег (mm)	MGD (mGy)		MGD Европски DLR (mGy)	
	CC	MLO	Прифатливи (ACC)	Остварливи (ACH)
20 – 29	0,92	0,94	< 1,0	< 0,6
30 – 39	1,07	1,09	< 1,5	< 1,0
40 – 49	1,09	1,15	< 2,0	< 1,6
50 – 59	1,30	1,40	< 2,5	< 2,0
60 – 69	1,63	1,74	< 3,0	< 2,4
70 – 79	2,05	2,04	< 4,5	< 3,6
80 – 89	2,34	2,40	/	/
90 – 99	2,15	2,87	< 6,5	< 5,1



Слика 4.28: Средна жлездна доза (MGD) во mGy наспремадебелината на дојката (CBT) во mm. Кривите за мамографските единици A, B, C, D, E, F, G и H се прилагодени (фитувани) со експоненцијални функции за споредба со европските (прифатливи и препорачани дозни вредности) и со белгиските дозни вредност

Зависноста на средната жлездна доза (MGD) од дебелината на дојката (CBT) е прикажана преку криви фитувани со експоненцијална функција, базирана на методот на најмали квадрати, применет врз емпириските точки на податоци (слика 4.28). За споредбени цели, исто така, ги прикажуваме кривите на средната MGD во однос на CBT, заедно со прифатливите европски, препорачаните европски и белгиски дијагностички референтни вредности, како што се опишани во европските упатства за скрининг и дијагностичка мамографија [10], [11], [12], [13]. На сликата 4.28 е прикажана зависноста на просечните вредности на средната жлездна доза (MGD), добиени од краниокаудалните (CC) и медиолатерално обликуваните (MLO) проекции, во однос на дебелината на компресираната дојка (CBT), во интервал од 30 mm до 75 mm, за осум мамографски единици (A, B, C, D, E, F, G, H) во Република Македонија.

Како што може да се забележи, кај седум од осумте испитани мамографски единици, регистрираните вредности на MGD се пониски од европските препорачани дозни вредности (ACH), европските прифатливи вредности (ACC), како и од прифатливите вредности утврдени во Белгија.

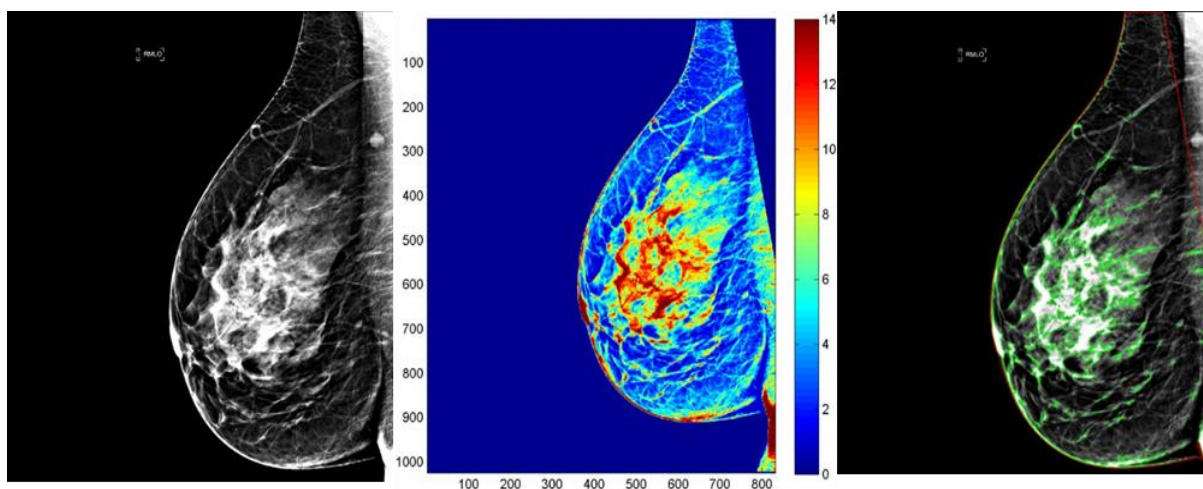
Сепак, резултатите добиени од мамографската единица H покажуваат малку повисоки вредности во однос на европските прифатливи ACC референтни граници. Овие отстапувања може да се припишат на разлики во применетата технологија.

Дополнително, мали варијации во дебелината на компресираната дојка може да придонесат кон испорачување повисоки дози до жлездното ткиво.

Овие наоди укажуваат на постоење потреба за оптимизирање на клиничката практика во секоја од испитуваните единици во Република Македонија.

4.6. ПРОЦЕНТУАЛНА ЗАРАПЕНОСТ НА ЖЛЕЗДНОТО ТКИВО И СТАРОСНА ДИСТРИБУЦИЈА

Како што претходно беше наведено, за проценка на процентуалната застапеност на жлездното ткиво во дојката се користеше пакетот LIBRA. На сликата 4.29 е илустрирана работата на алгоритмот за сегментација LIBRA: (а) прикажува еден пример од DICOM-слика од мамографски скрининг; (б) ги прикажува обоените региони со исто ниво на сива боја (нивото на атенуација), при што најинтензивните региони се претставени со црна боја; (в) со зелени контури ги прикажува сегментираните региони чијашто густина одговара на жлездното ткиво во дојката.



Слика 4.29: Алгоритам за сегментација LIBRA. (а) оригинална DICOM-слика од мамограмот; (б) кластеризација што претставува подрачје на сликата со интензитет на сиви нијанси кои соодветствуваат на нивото на атенуација на рендгенските зраци и (в) финалниот излезна слика контурирано со зелена граница густо ткиво по завршената сегментација

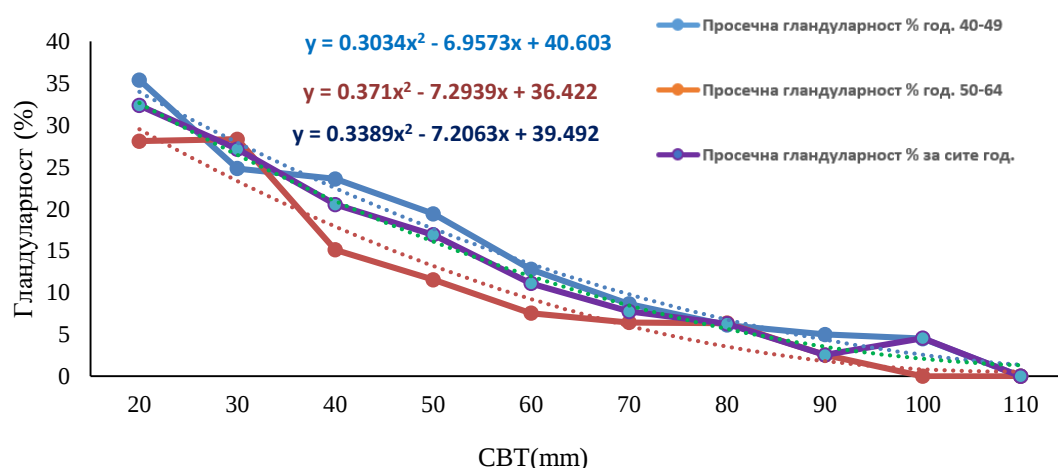
Ова истражување беше изведено на вкупно 688 мамограми. Подгрупите беа формирани со користени два параметра: возраста на пациентките (40 – 49 и 50 – 64 години) и дебелината на компресираната дојка (CBT), поделена во интервали од по 10 mm, во опсег од 20 mm до 110 mm, и тоа за секоја возрастна група поединечно.

Густината на дојката (гландуларноста) изразена во % беше проценета со помош на алгоритмот LIBRA за секоја од 688-те мамограми поединечно. Сликата 4.30 го прикажува намалувањето на просечната гландуларност со зголемување на дебелината на компресираната дојка (CBT) и за двете возрасни групи (40 – 49 и 50 – 64 години), при што CBT се менува во подрачјето од 20 mm до 110 mm, во интервали од 10 mm. Трендовите на кривите се моделирани со полиномско фитување, при што се прикажува намалувањето на гландуларност со зголемување на дебелината на дојката. Со други зборови, подебелите дојки имаат помал процент на жлездно ткиво отколку потенките.

Од сликата 3.30, исто така, се гледа дека зависноста на гландуларноста од возраста останува неубедлива. Темносината линија ја прикажува просечната гландуларност добиена од двете возрасни групи заедно. Оттука е јасно дека густината на дојката кај најтенките гради (CBT = 20 mm) изнесува околу 33 % и постепено се намалува до околу 5 % при дебелина од 90 mm. Со други зборови, колку што е дојката подебела, толку помал е процентот на жлездно ткиво во неа.

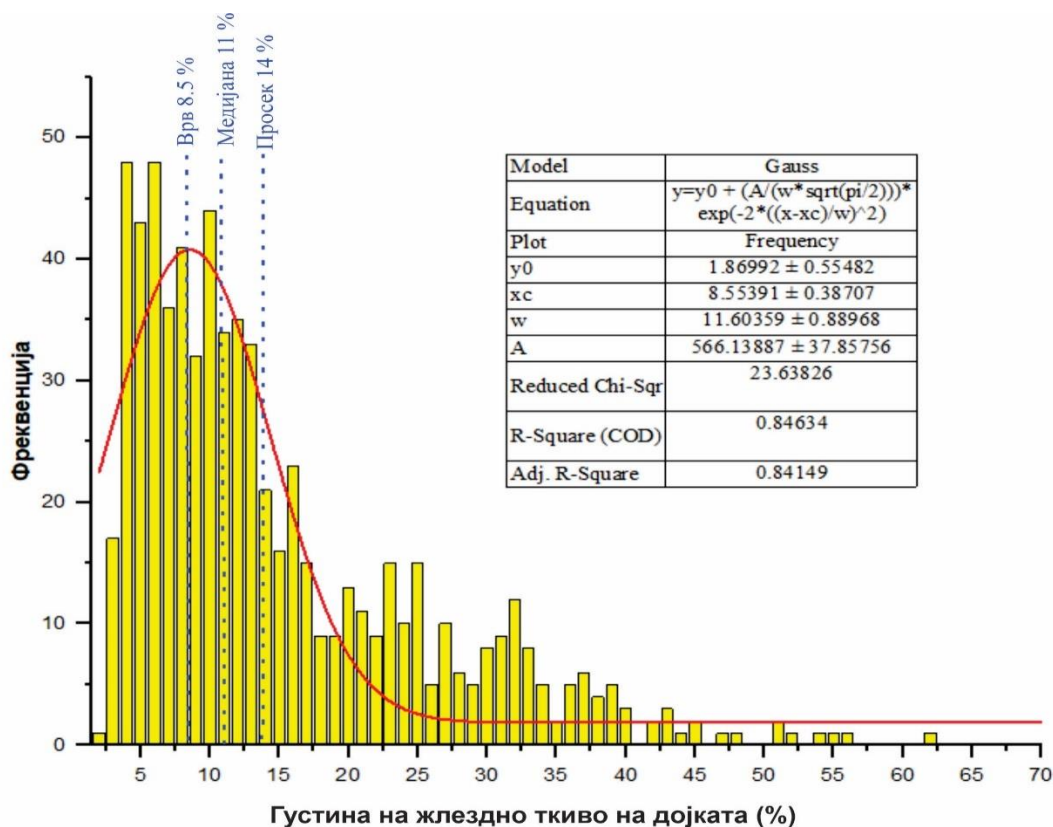
Полиномското фитување покажува дека гландуларноста во % се намалува со зголемување на CBT, следејќи полиномната функција од втор ред.

$$Glandularity (\%) = 0,3389 \cdot (CBT)^2 - 7,2063 \cdot (CBT) + 39,492$$

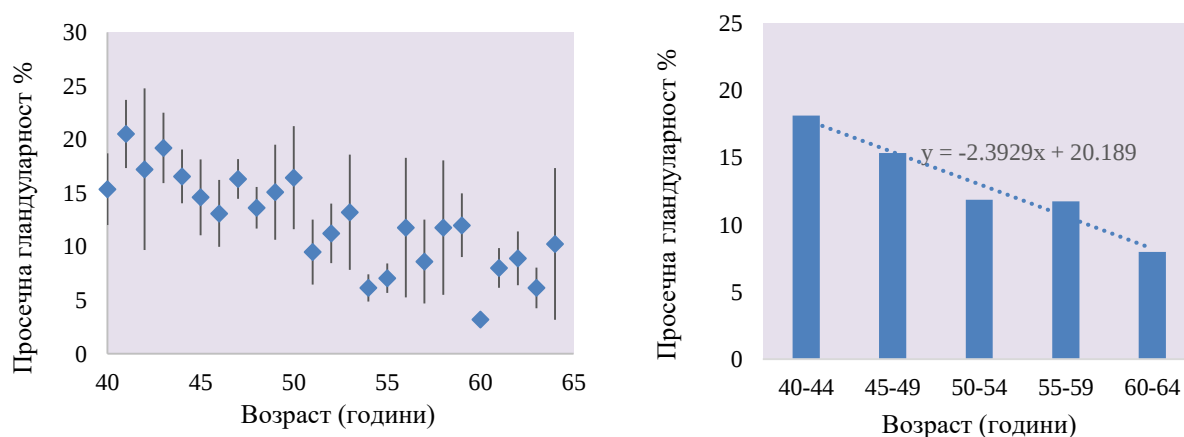


Слика 4.30: Просечна гландуларност во однос на дебелината на компресираната града, добиена од 688 мамограми. Жлездноста беше проценета со помош на LIBRA [8] за две возрасни групи (40 – 49) и (50 – 64), како и за сите возрасти заедно

На сликата 4.31 е прикажана лево наклонетата распределба на фреквенцијата на појава на одредена мамографска густина на дојка (глануларност со чекор од 1 %). Се гледа дека пикот на Гаусијанот на фитирање се јавува при жлездност од 8,5 %. Пресметувањата покажаа дека медијаната и средната вредност на густината на дојката во испитаната популација од 172 жени (688 слики) беа 11 % и 14 %, соодветно.



Слика 4.31: Фреквенција на појава на одредена жлездност за вкупно 688 мамографски слики од 172 жени (лево искосена распределба)



Слика 4.32: Распределба на просечната густина на ткиво на дојка, утврдена од мамографија (MBD), во зависност од возраста во интервали од: (лево) 1 година; (десно) во интервали од 5 години. Лентите на грешката (Error bars) ги прикажуваат 95% интервалите на доверба

Понатаму, од севкупноста на податоците беше направена старосната дистрибуција на густината на дојката во %. На сликата 4.32 е прикажана распределбата на средната гландуларност изразена во % во зависност од возраста, во интервали од 1 година (лево) и во интервали од 5 години (десно). Очигледно е дека просечната гландуларност во % е силно корелирана со возраста ($R^2 = 0,95$). Оваа распределба укажува дека густината на дојката опаѓа со стареењето на жената, што доведува до намалување на процентуалниот дел на жлездно ткиво и релативно зголемување на процентот на масно ткиво на дојката. Додека просечната густина кај жените на возраст од 40 до 44 години изнесува околу 20%, таа постепено се намалува до околу 8% кај жените на возраст од 60 до 64 години. Од распределбата, исто така, е очигледно дека резултатите за последната возрасна група покажуваат многу висока грешка (широки интервали на доверба – confidence intervals). Овие резултати се блиски со претходно објавените вредности од други автори за истата старосна група (8% – 13%) [14].

4.7. УТОЧНУВАЊЕ НА ПРЕСМЕТКИТЕ НА СРЕДНА ЖЛЕЗДЕНА ДОЗА (MGD) СО ЗЕМАЊЕ ПРЕДВИД НА ГЛАНДУЛАРНОСТА

Во табелата 4.22 е дадена дескриптивната статистика на податочниот сет, вклучувајќи ја минималната и максималната вредност, првиот и третиот квантил, медијаната, средната вредност и стандардната девијација за дебелината на компресираната дојка (CBT), возраста, густина на ткивото на дојката при мамографски преглед – гландуларноста (Mammographic Breast Density MBD) и трите пресметани (екстрахирани) вредности за средната жлездна доза (MGD):

(I) MGD според моделот на Dance;

(II) MGD добиена преку Dance-моделот, користејќи ги вредностите од автоматска проценка на густината на дојката со пакетот LIBRA;

(III) Прикажана (Displayed) MGD-, како што беше претходно дефинирано. Овие вредности се пресметани од самиот софтвер на секој од мамографските машини.

Табела 4.22: Статистички опис на вклучениот податочен сет и трите вредности на средната жлездна доза (MGD) пресметани од 688 мамограми

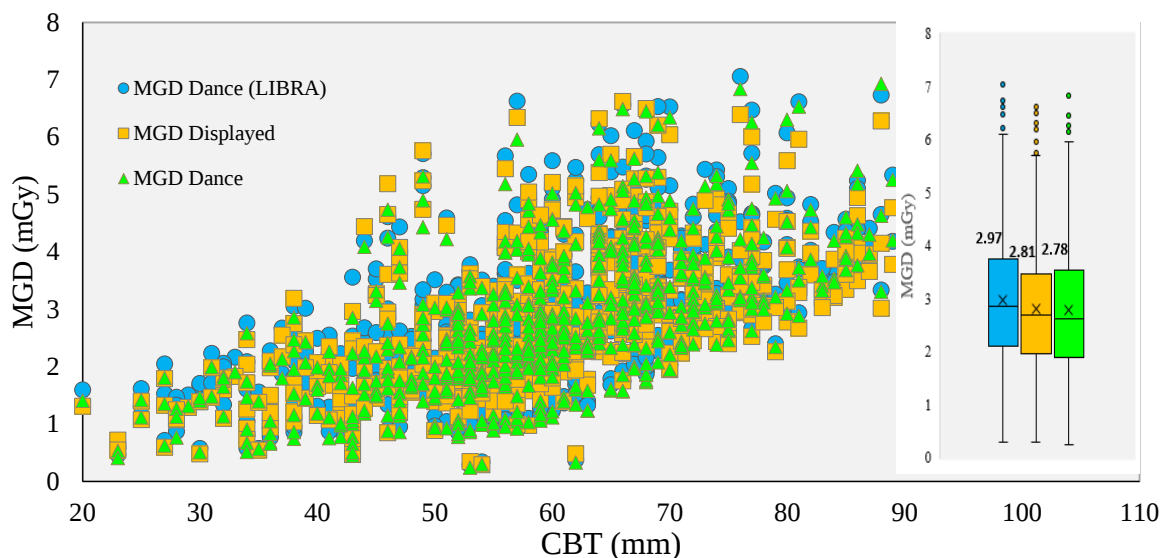
Статистика	CBT (mm)	Возраст (години)	MBD Гланду, (%)	MGD Displayed (mGy)	MGD Dance (mGy)	MGD Dance (LIBRA) (mGy)
Минимум	20,00	40	1,60	0,29	0,24	0,29
Максимум	104,00	64	61,90	6,62	6,92	7,06
Прв квантил	52,00	45	6,49	1,98	1,90	2,10
Медијана	60,00	47	11,01	2,70	2,62	2,86
Средна вредност	59,73	48,7	14,38	2,81	2,78	2,97
Трет квантил	68,00	52	19,89	3,46	3,54	3,74
ST	4,95	1,4	10,60	1,13	1,23	1,24

ST = Стандардна девијација (Standard deviation); CBT = Дебелина на компресираната дојка (Compressed Breast Thickness); MBD = Густина на ткиво на дојката при мамографија — гландуларноста (Mammographic Breast Density); MGD — Средна жлездна доза (Mean Glandular Dose)

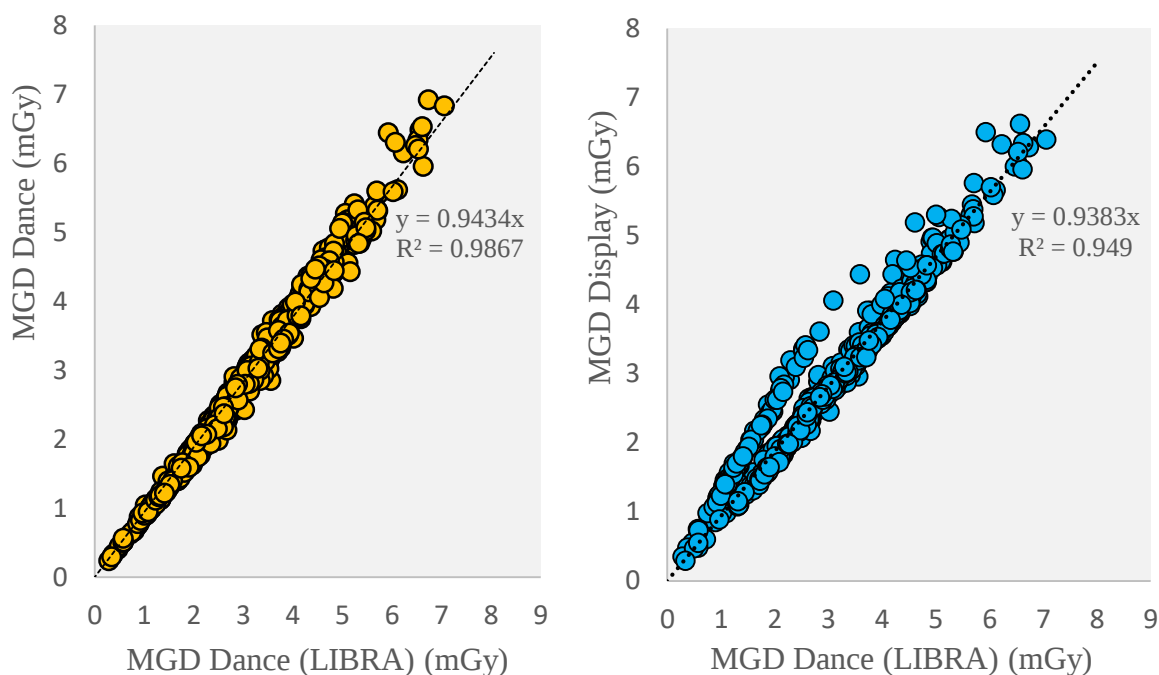
Сликата 4.33 прикажува споредбен дијаграм на вредностите за средната жлездна доза (MGD), добиени според трите различни методи: MGD Dance (LIBRA) – означени со сини симболи, MGD Displayed – со портокалови симболи и MGD Dance – со зелени симболи, во зависност од дебелината на компресираната дојка (CBT). Анализата е направена врз основа на сите 688 мамографски слики. Како што може да се забележи, вредностите MGD Dance (LIBRA) го следат сличниот тренд како и MGD Displayed (се поклопуваат). Бокс-плотовите прикажани на десната страна од сликата 4.33 ги прикажуваат минималната и максималната доза (во mGy), медијаната, како и 25-тиот и 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD).

Од бокс-дијаграмите може да се види дека, како и просечните вредности на дозата (MGD) така и медијаната, се малку повисоки во случајот кога дозата е пресметана со Dance (LIBRA)-алгоритмот.

Овие наоди укажуваат дека и прикажаната MGD-вредност од DICOM-системот (MGD Displayed), како и MGD пресметана според стандардниот Dance-модел (MGD Dance), имаат тенденција да ја потценат реалната доза апсорбирана од жлездното ткиво на дојката за време на мамографскиот преглед.



Слика 4.33: (Scatter plot) Расеан дијаграм на зависноста на MGD Dance (LIBRA), MGD Displayed и MGD Dance од дебелината на компресираната града (CBT)



Слика 4.34: Линеарна регресија за меѓусебната зависност на средната жлездна доза (MGD) добиена според два различни метода: MGD Dance од MGD Dance (LIBRA) (лево), MGD Displayed од MGD Dance (десно)

Сликата 4.34 ја прикажува линеарната регресија помеѓу MGD Dance (LIBRA) и MGD Dance (лево), како и помеѓу MGD Dance (LIBRA) и MGD Display (десно), со што се гледа висока корелација помеѓу нив ($R^2 = 0,99$), што значи дека околу 99% од варијацијата во

пресметаната MGD може да се објасни со сите модели. Нагибот во двата графика изнесува приближно 0,94, што укажува дека вредностите на MGD, пресметани со методологијата Dance (LIBRA), се за околу 6% повисоки во споредба со другите два метода. Како што може да се забележи од двете слики 4.34, линеарната регресија покажува отстапување (дивергенција или поточно бифуркација) при повисоки вредности на MGD-дозата.

Од статистичкиот график даден на сликата 4.34 (десно) се гледаат мали разлики помеѓу просечните вредности на: (1) пресметаната MGD Dance (LIBRA) (2,97 mGy), (2) екстрахираната MGD Displayed (2,81 mGy) и (3) пресметаната MGD Dance (2,78 mGy).

Понатаму, резултатите од корелацијата помеѓу трите сетови на MGD-податоци се претставени преку Пирсонова корелација, која укажува на значајна и голема позитивна врска помеѓу MGD Dance (LIBRA) и MGD Displayed ($r = 0,975$, $p < 0,001$). Исто така, резултатите од Пирсоновата корелација покажуваат значајна и голема позитивна врска помеѓу MGD Dance (LIBRA) и MGD Dance ($r = 0,994$, $p < 0,001$), како и помеѓу MGD Dance и MGD Displayed ($r = 0,978$, $p < 0,001$).

Добрата усогласеност помеѓу MGD Dance (LIBRA) и MGD Displayed од нашата работа е во согласност со претходните наоди на Борзи и соработниците [15], кои покажаа дека вредностите на MGD прикажани од самите мамографски системи генерално се согласуваат со оние пресметани со методата на Dance, каде што густина на ткиво на дојката (гландуларноста во %) се проценува преку алгоритмот LIBRA.

Сепак, користењето на подобрената метода на Dance со следниве усовршувања:

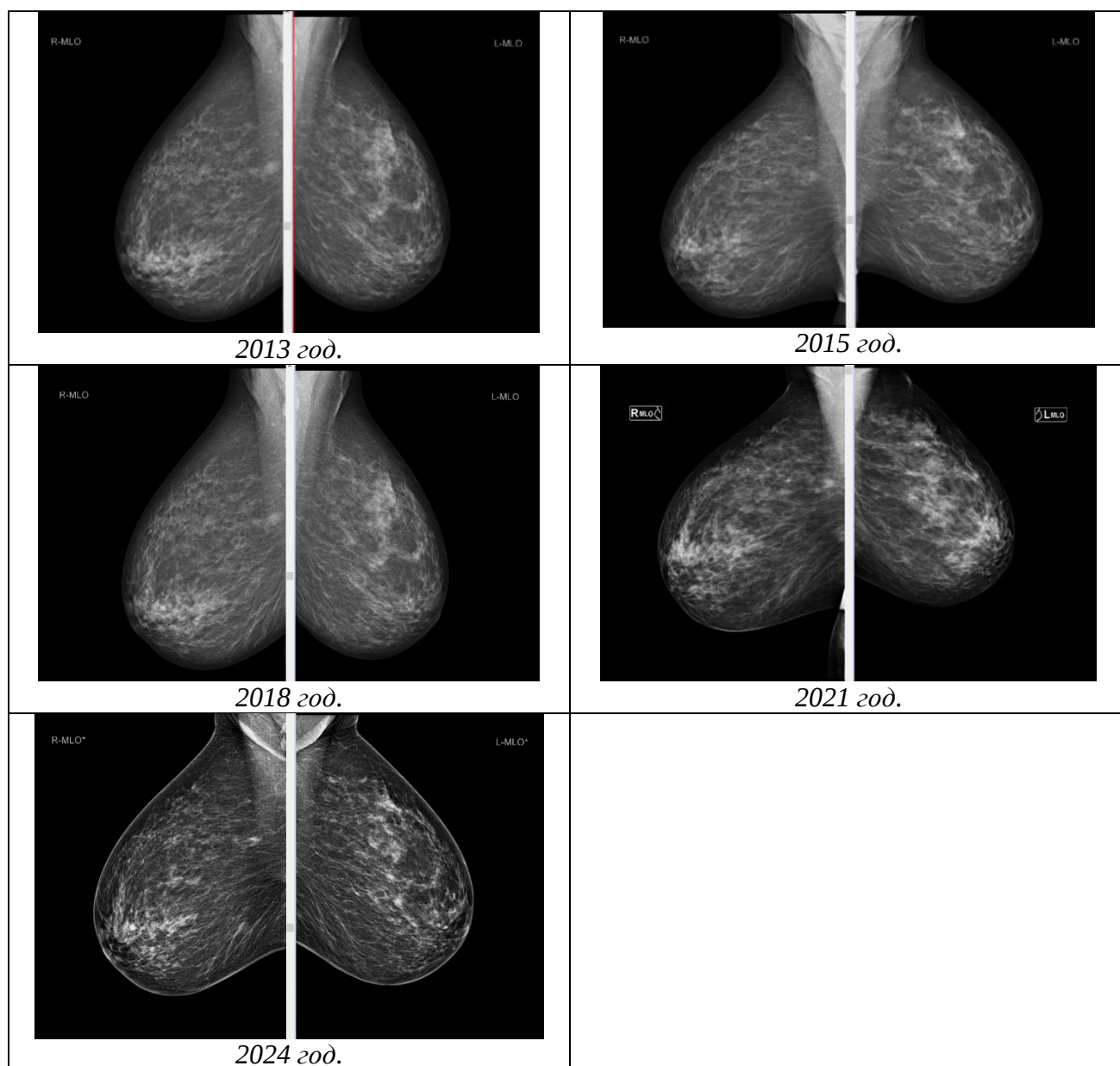
- (а) оригиналниот коефициент c беше заменет со оној што е проценет преку мултиваријабилна интерполација на HVL, CBT и
- (б) густината на ткивото на дојката (%) проценета со алгоритмот LIBRA, доведе до повисоки вредности на дозата (MGD).

Затоа, повисоките вредности на дозата добиени со MGD Dance (LIBRA) и нивната примена во пресметката на средната жлездна доза, претставуваат напредок кон подобрување на индивидуалната пресметка на дозата, давајќи повисоки, но и поточни резултати во споредба со другите два метода (MGD Dance и MGD Displayed).

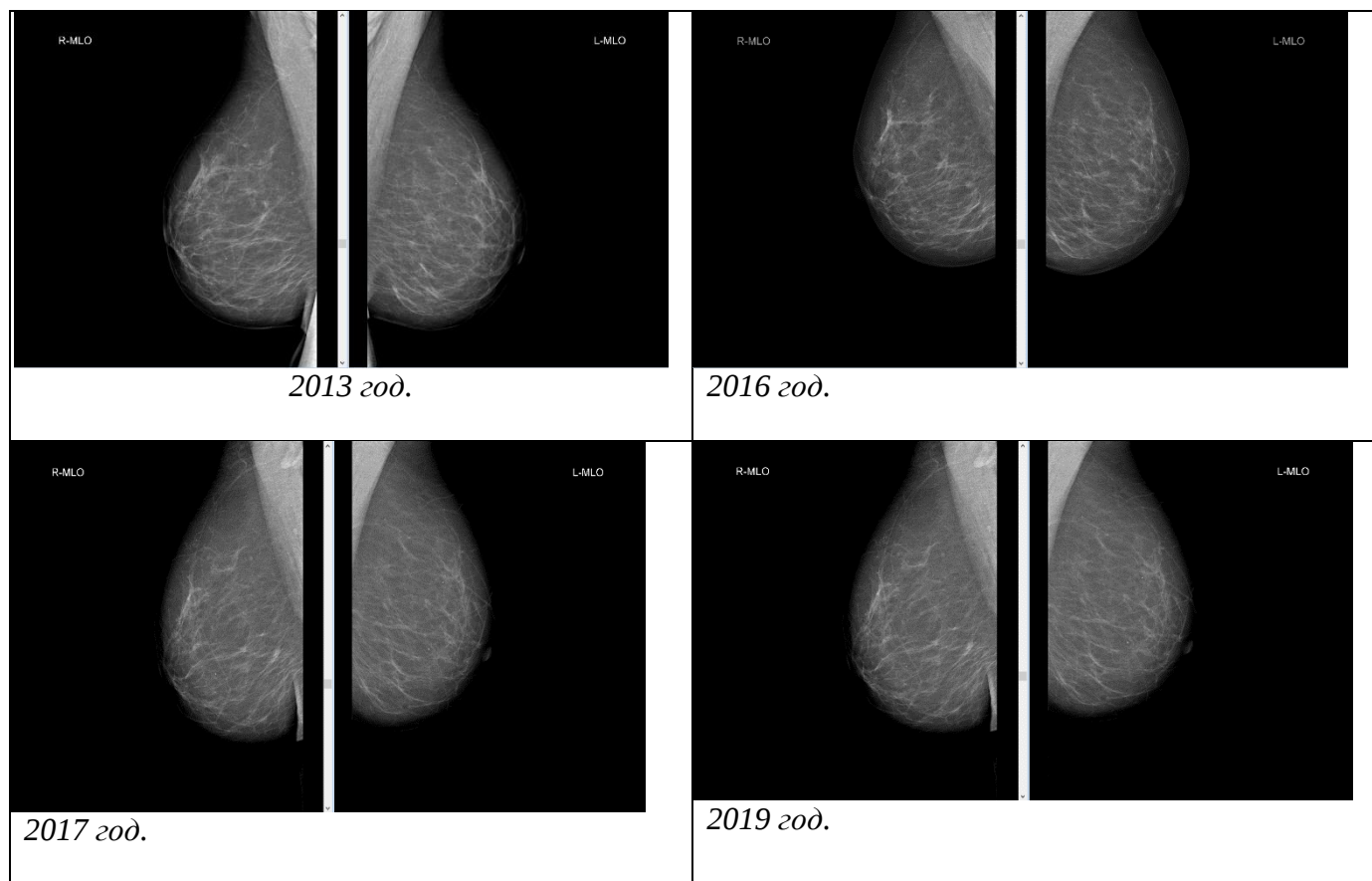
Очигледно е дека овие два метода малку ја потценуваат доставената доза до жлездното ткиво за околу 6 %, во споредба со методот Dance (LIBRA).

4.8. ИНДИВИДУАЛНИ ПРОМЕНИ КАЈ ГУСТИНАТА НА ЖЛЕЗДНОТО ТКИВО СО СТАРОСТА НА ПАЦИЕНТКА

Благодарение на мамографиите од скрининг-процедурите што ги правеле две женски индивидуи во период од околу 10 години, со помош на LIBRA-алгоритмот беа одредени густините на дојките (гландуларноста изразена во %). На сликите 4.38 и 4.39 се дадени мамографските снимки од скринингот во соодветните години за „жена 1“ и „жена 2“, соодветно.

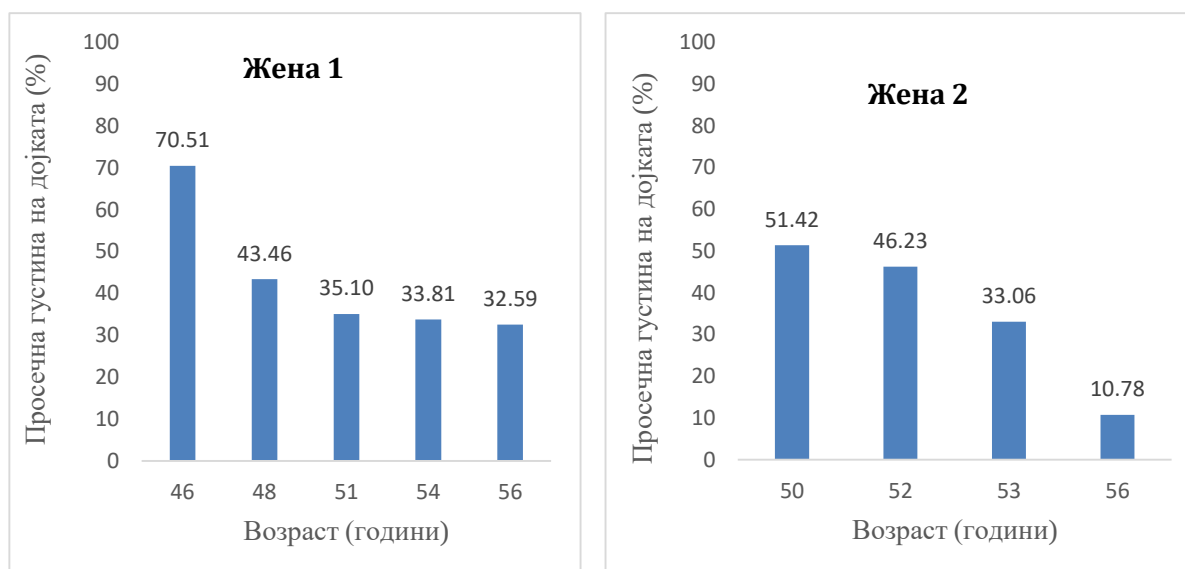


Слика 4.35: DICOM-мамографски слики од MLO-проекција низ годините 2013 — 2024 од „жена 1“



Слика 4.36: DICOM-мамографски слики од MLO-проекција низ годините 2013 — 2019 од „жена 2“

Дијаграмот на распределбата на густина на жлездното ткиво на дојката во % во зависност од возраста е прикажана на сликата 4.40. Највисока густина на жлездното ткиво на дојката беше забележан во возрасна група 46 години за „жена 1“ со 70,51 %. Просечната густина на жлездното ткиво на дојката во % опаѓаше со зголемување на возраста.



Слика 4.37: Густина на жлездното ткиво во % во споредба со возраста: Жена 1 во временски интервал од десет години (лево). Жена 2 во интервал од шест години (десно)

4.9. СПОРЕДБА НА „ДРВ“ ЗА МАКЕДОНИЈА СО ДРУГИ ЗЕМЈИ И ЕВРОПСКИТЕ СТАНДАРДИ

За споредба на дозните референтни вредности ДРВ на Република Македонија со меѓународните ДРВ и со национални ДРВ (или MGD) во земјите каде што има организиран мамографски скрининг по сите пропишани стандарди и критериуми за квалитет, направени се следниве систематски истражувања.

Предложената стратегија за пребарување публикации идентификуваше вкупно 352 цитати: 210 од Google Scholar, 79 од PubMed, 34 од ResearchGate и 29 од Academia. По почетното рачно прегледување и примена на PRISMA-стратегииите за селекција, 209 трудови беа отстранети од понатамошно разгледување поради јазични ограничувања, дупликати и неможност за пристап до полниот текст. По спроведувањето на овие процедури, 143 трудови беа селектирани за преглед врз основа на наслов и апстракт; 104 трудови беа исклучени, а 39 трудови беа идентификувани како достапни со целосен текст. По детална анализа на целосниот текст, 20 трудови беа исклучени затоа што не воспоставуваа дијагностички референтни вредности (DRL) за дигитална мамографија или не содржеа клинички податоци (слика 3.2). Една студија од Швајцарија беше

исклучена поради ограничена покриеност (резултати добиени само од една мамографска единица). Крајниот број на трудови вклучени во систематскиот преглед изнесува 18.

Главните точки од секоја студија се сумирани во табелата 4.23, вклучувајќи ја земјата на потекло на студијата, дали станува збор за студија врз пациенти и/или фантоми, бројот на пациенти, бројот на проекции користени за утврдување на дијагностичките референтни вредности (DRL), како и изворот од литературата. Како што е очигледно од табелата 4.23, четири од вкупно 18 студии опфатија исклучиво податоци добиени од фантоми.

Резултатите за дозите од студиите што содржат податоци базирани на пациенти се сумирани во табела 4.24, а резултатите што содржат податоци врз основа на пациенти се вклучени и во табела 4.25. Седум студии се фокусираат исклучиво на дигитални радиографски мамографи (DR). Останатите опфаќаат поширок спектар, вклучувајќи дигитална мамографија (DR) и компјутеризирана радиографија (CR), како и традиционални филм-екран техники (SFM).

Табела 4.23: Сумирани детали за 18-те литературни извори вклучени во студијата

Земја	Број на случаи	Број на проекции	DR или и DR,	Пациенти или фантом	Број на апарати	Автор и година
Грција				Пациенти		[
Турција			DR, CR, и SFM	Пациенти		)] [17]
Србија			DR, CR, и	Фантом	148 (16 DR, 72 CR, и 60	
						tion, and eight categories of CBT ranging from 20 mm to 100 mm in 10 mm intervals. A total of 24 762
						[
Швајцарија				Пациенти		1 9]
Финска			Both DR и CR	Пациенти/Фантом	66 (16 DR и	5
Португалија			Both DR и CR	Пациенти/Фантом	38(25CR и 13	[21]
Норвешка				Пациенти/Фантом		[22]
Белгија	~400		Both DR и CR	Пациенти/Фантом	8 (4 DR и 4	[
Шпанија			Both DR и SFM	Пациенти	(1 DR и 1	[
Полска			DR, CR, и	Фантом	(9 DR, 12 CR, и 26 SF)	Ślusarczyk-1", "source": "Pub Med", "title": "Eval
Обединето Кралство	.			Пациенти / Фантом		[26]
Македонија	.	.		Пациенти		[
Бугарија			CR и SFM	Фантом	33(2 CR и 31	[28]
Малта		.	DR, CR, и	Пациенти / Фантом	(2 DR, 6 CR, и 1 SF)	[
Ирска	.	.		Пациенти		[
Хрватска				Фантом		[
Италија	.	.		Пациенти		[
Босна и Херцеговина				Пациенти		[33]

— дигитална радиографија (digital radiography); CR — компјутеризирана радиографија (computed radiography); SFM — мамографија со филм-екран (screen-film mammography).

Како што е може да се забележи од табелата 4.23, некои извештаи даваат резултати за средната жлездна доза (MGD) добиени или од студии врз пациенти или од студии

базирани на мамографски фантоми. Дополнително, неколку студии обезбедуваат проценки за MGD за двата типа на податоци.

Дијагностички референтни вредности (DRL) добиени од податоци базирани на фантоми

Како што е прикажано во табелата 4.24, шесте студии што известуваат за ДРВ-вредности базирани на фантоми, користеле различни фантоми со различни димензии и типови: четири студии користеле фантоми според Европскиот протокол (EP) и полиметилметакрилат фантоми – PMMA [18], [20], [25], [31] додека две студии користеле протокол на IAEA и PMMA-фантоми [21], [28].

Табелата 3.24, исто така, покажува дека овие студии се разликуваат според типот на фантом, протоколот користен при мерењата, факторите на конверзија користени за пресметка на MGD, како и перцентилите користени за пријавување на ДРВ-вредностите. На пример, четири студии го следеле Европскиот протокол за мерење [11] и ги користеле факторите за конверзија на MGD според Dance, додека две студии го следеле протоколот на IAEA [34], [35], исто така, користејќи ги факторите за конверзија според Dance [36].

Понатаму, беа забележани разлики во пријавените MGD-вредности и покрај тоа што истите студии користеле идентични мамофантоми, протоколи и конверзиски фактори. На пример, две студии со EP-PMMA фантом (45 mm/53 mm/50%) пријавиле 75-тиот перцентил вредности од 2,0 mGy во Србија [18] и 1,3 mGy во Финска [20] (разлика од 0,7 mGy), иако бил користен ист стандардизиран фантом и исти конверзиски фактори за проценка на средната MGD. Оваа разлика најверојатно се должи на користење различни технички параметри и/или различни производители/технологии.

Понатаму, студијата со PMMA-фантом, која го следи европскиот протокол (EU), пријавила просечна MGD-вредност за различни мамографски технологии: DR (дигитална радиографија): 1,3 mGy, CR (компјутеризирана радиографија): 1,79 mGy, и SFM (екран-филм мамографија): 1,27 mGy [25].

Студија со PMMA-фантом, која го следи IAEA протоколот, пријавила MGD-вредност од 2,3 mGy за 75-тиот перцентил [28] и средна вредност од 1,35 mGy [21].

Табела 4.24: Резиме на студиите за средната жлездна доза (MGD) базирани на податоци од фантоми

Земја	Автори (година)	Метод на собирање податоци	Протокол/ Конверзиски фактори	Тип на фантом (дебелина /Е-	Средна
Србија	[18]		[36]		
Полска	Ślusarczyk [25]		[36]		
Португалија	[21]		[3]		
Финска	[20]		[36]		
Бугарија	[28]		[3]		
Хрватска	[31]		[11] [36]		

ESAK: доза на воздух на влезната површина (Entrance Surface Air Kerma); IAK: доза на воздух на инцидентната површина (Incident Air Kerma); E-BCT: еквивалентна дебелина на компресираната града (Equivalent Breast Compressed Thickness); G %: процент на жлездно ткиво (глануларитет); PMMA: полиметилметакрилат (Polymethyl-methacrylate); EP: Европски протокол (European Protocol); IAEA: Меѓународна агенција за атомска енергија (International Atomic Energy Agency); SFM: мамографија со филм и екран (Screen-Film Mammography); DR: дигитална радиографија (Digital Radiography); FFDM: дигитална мамографија со цело поле (Full-Field Digital Mammography); CR: компјутеризирана радиографија (Computed Radiography); MGD: средна жлездна доза (Mean Glandular Dose); DRLs: дијагностички референтни вредности (Diagnostic Reference Levels).

Дијагностички референтни вредности (DRL) добиени од податоци од пациенти

Студиите за дијагностичките референтни вредности направени од мамографски снимки од пациенти имаат предност во однос на студиите со фантоми, затоа што нудат пореална и покомплетна проценка на дозите што им се испорачуваат на пациентите во целиот спектар на димензии на дојките, морфологија и состав на ткиво. Во рамките на оваа дисертација беа разгледани тринаесет студии базирани на пациенти кои ја истражуваат средната жлездна доза (MGD) и дијагностичките референтни вредности (DRL).

Резултатите се прикажани во табелата 4.25, каде што повторно се очигледни различните техники за собирање податоци и параметри на пациентите. Се пријавени средни вредности за возраста (во години), дебелината на компресираната дојка (CBT),

техничките параметри на напонот на цевката (kVp), просечната средна жлездна доза (MGD), како и дијагностичките референтни вредности (просек, 75-ти перцентил и 95-ти перцентил на MGD). Овие различни методологии се покажаа како предизвик за директна споредба на резултатите од MGD.

Табела 4.25: Резимирачка табела за MGD (DRL) со податоци за пациентите и технички параметри

Земја	Возраст (год.)	Дебелина на компресирана та дојка (mm)	Напон на цевката	Средна	Вкупна средна MGD (пресметана за оваа студија)	Дијагностички референтни вредности
Грција	—80)	—99)	—35)			
Турција	—49) —64)	—104)	—45)			
Швајцарија		—100)				
Португалија	—69)	—105)	—38)			
Норвешка		—65)	—30)			
Белгија		—58)				
Шпанија	—91)		—34)			
Велика Британија		—60)				
Македонија	—89)	—120)	—37)			
Малта		—70)	—29)			
Ирска						
Италија	—49) —64)					

DR – дигитална радиографија (Digital Radiography); CR – компјутеризирана радиографија (Computed Radiography); SFM – мамографија со филм и екран (Screen-Film Mammography); Overall Average – пресметана средна вредност од проекциите CC (краниокаудална) и MLO (медиолатерална коса); Корекции на DRL (прикажани со црвена боја во табелата): Турција – корекција од +20 %, бидејќи DRL е пријавен за CBT опсег 40 – 49,9 mm, наместо за стандардниот 50 – 59,9 mm; Ирска – корекција од –20 %, бидејќи DRL е пријавен за CBT опсег 60 – 69 mm, наместо за 50 – 59,9 mm; Швајцарија – корекција од –20 % за добивање просечна MGD од пријавениот 75-ти перцентил.

Од прикажаното од сумираната табела 4.25 е јасно дека студијата од Турција пријавила MGD-вредности само во опсегот на дебелина на компресираната дојка (CBT) од 40 – 49,9 mm [17], додека студијата од Ирска пријавила MGD во истиот опсег на CBT 40 – 49,9 mm [32].

Студијата од Турција воспоставила дијагностички референтни вредности (DRLs) за две возрасни групи, 40 — 49,9 и 50 — 64 години, врз основа на вкупно 25.624 проекции од 6.309 пациенти [17]. Пресметаната средна MGD од пријавените вредности за проекциите CC (1,6 mGy) и MLO (1,9 mGy) изнесува 1,75 mGy. Коригираната средна MGD е зголемена за 20 %, па достигнува 2,1 mGy.

Италија пријавила просечна CBT од 48 mm за GE Senographe DS системите, со MGD од 1,1 mGy и 75-ти перцентил MGD од 1,2 mGy [32].

Девет студии пријавиле ДРВ во најчестиот опсег на CBT од 50 – 59 mm: Грција [16], Швајцарија [19], Норвешка [22], Шпанија [24], Северна Македонија [27], Малта [29], Белгија [23], Италија [32] и Босна и Херцеговина [33].

Грција пријавила 75-ти перцентил од 1.51 mGy и 95-ти перцентил од 1,86 mGy за 300 жени на возраст од 40 до 80 години [16].

Швајцарија пријавила 75-ти перцентил MGD од 1,29 mGy за CC и 1,42 mGy за MLO, а 95-ти перцентил од 1,55 mGy за CC и 1,8 mGy за MLO, базирано на 24.762 проекции од 36 мамографски единици од шест производители [19]. Вкупниот 75-ти перцентил изнесува 1,35 mGy (CC: 1,29 mGy, MLO: 1,42 mGy). Коригираната средна вредност на MGD е пресметана како 20 % помалку од вкупниот 75-ти перцентил, односно 1,08 mGy.

Во студијата спроведена во Норвешка, врз основа на податоци од 26 дигитални мамографски единици, 75-тиот и 95-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD) изнесувал соодветно 1,4 и 2,0 mGy [22].

Шпанија пријавила податоци за 5.034 пациенти (вкупно 20.137 мамографски снимки), со просечна возраст од 56,11 години и просечна дебелина на компресираната дојка (CBT) од 52,13 mm [24]. Средната вредност на MGD изнесувала 1,9 mGy, додека 75-тиот перцентил бил 2,1 mGy за MLO-проекцијата, 2,0 mGy за CC-проекцијата и 2,1 mGy вкупно.

За Република Македонија, просечната CBT е 54,4 mm (опсег 7 до 120 mm) врз основа на 31.040 дигитални мамографски слики [27]. 75-тиот перцентил на средната жлездна доза (MGD) е 1,68 mGy, со вредности што варираше од 0,94 до 3,67 mGy за CC-проекциите и од 0,44 до 4,91 mGy за MLO-проекциите. Вкупната средна MGD пресметана од двете проекции изнесува 1,47 mGy.

Малта пријавила национално ДРВ од 1,87 mGy, пресметан од 759 пациенти [29].

Белгија пријавила 95-ти перцентил на MGD од 2,37 mGy, додека средната доза од осум центри изнесувала 1,69 mGy [23].

Италија пријавила просечна CBT од 56,5 mm само за GE Essential-системи, со просечна MGD од 1,3 mGy и 75-ти перцентил од 1,4 mGy [32].

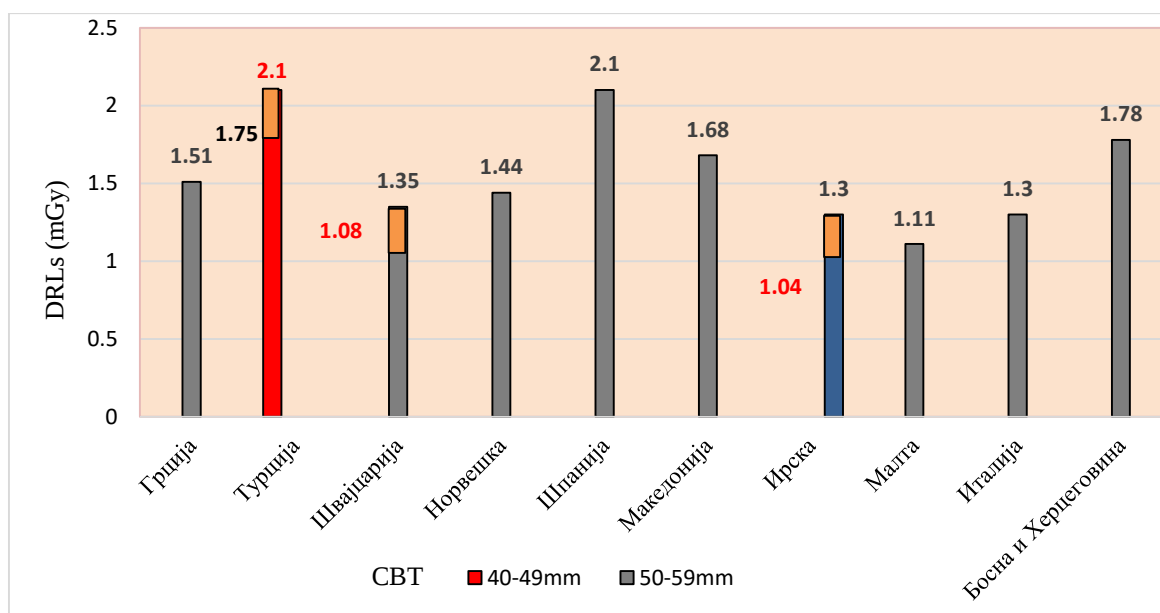
Босна и Херцеговина пријавила просечна CBT од 52,8 mm, MGD од 1,55 mGy и 75-ти перцентил од 1,9 mGy [33].

Ирска пријавила просечна CBT од 61,4 mm, со 95-ти перцентил од 1,75 mGy. Просечните ДРВ за CC и MLO-проекции биле 1,27 mGy и 1,34 mGy, со вкупен аритметички просек од 1,30 mGy [30]. За пресметување на MGD во најчесто пријавениот опсег на CBT од 50 до 59,9 mm, беше применето намалување од 20 %, па коригираниот просек на MGD изнесува 1,04 mGy.

За сумирање, просечната MGD за CC и MLO-проекции, во 18 европски земји, се движи од 1,06 до 1,8 mGy за MLO и од 1,07 до 1,95 mGy за CC, со тоа што вредностите за MLO-проекциите се секогаш повисоки од оние за CC-проекции. Ова може да се припише на разликите во дебелината на компресираната дојка (CBT), која е поврзана со самата анатомијата на дојката.

Од табелата 4.25 е јасно дека во истиот опсег на CBT пријавен од различни земји постојат значителни варијации во средните MGD-вредности. Ова укажува дека е тешко да се процени ДРВ со корелација само со еден параметар, како што е CBT, бидејќи MGD е мултипараметарска функција зависна од напонот на цевката (kVp), комбинацијата таргет/филтер, параметрот струја-време (mAs) и HVL.

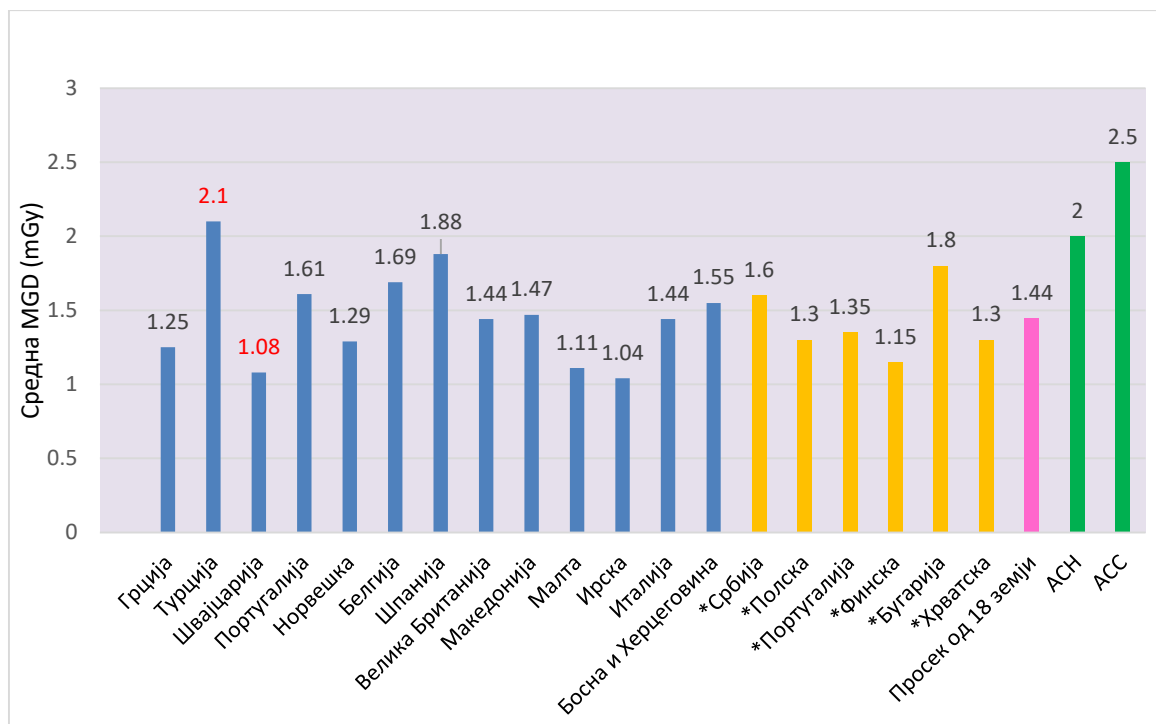
Земјите пријавиле 75-ти перцентил ДРВ-вредности што варираат од 1,11 до 2,6 mGy, а 95-ти перцентил ДРВ од 1,75 до 2,9 mGy, во зависност од опсегот на CBT. Вкупните просечни податоци за MGD од табелата 4.25 се категоризирани според пријавениот просечен опсег на CBT и се прикажани на сликата 4.38.



Корекциите на дијагностичките референтни вредности (DRL) (обележани со црвено) се следниве: Турција: корекција од +20 %, бидејќи DRL е пријавен за опсег на дебелина на компресираната града (CBT) од 40 до 49,9 mm, наместо за опсегот 50 — 59,9 mm. Ирска: корекција од —20 %, бидејќи DRL е пријавен за опсег на CBT од 60 до 69,9 mm, наместо за опсегот 50 — 59,9 mm. Швајцарија: корекција од —20 % за пресметување на просечната MGD од пријавениот 75-ти перцентил.

Слика 4.38: Просечни вредности на средната жлездна доза (MGD) од студиите врз пациенти и корекции направени за Турција, Швајцарија и Ирска

И покрај големата варијација во пријавените вредности на дебелината на компресираната града (CBT), во прегледаните европски студии, опсегот од 50 до 59,9 mm се покажа како најчест во повеќето извештаи. Токму овој опсег на CBT беше избран за да се обезбеди конзистентност при споредбата на просечната средна жлездна доза (MGD во mGy) помеѓу земјите вклучени во анализата (слика 4.39).



*Податоци базирани на фантоми (портокалови столбови); Корекции: за Србија и за Швајцарија беше применета корекција од —20 % на 75-тиот перцентил на MGD за да се процени просечната MGD. Оваа корекција е утврдена врз основа на податоци од Бугарија и од Финска, кои пријавуваат и 75-ти перцентил и просечна MGD. Просечната MGD за Португалија, Норвешка, Ирска и Италија е пресметана како аритметичка средина од двете проекции (MLO и CC). Просек 18: просечна MGD пресметана од MGD-вредностите на сите 18 земји.

Слика 4.39: Средните вредности на средната жлездна доза (MGD) во mGy за 18 европски земји, пријавени или коригирани за да се однесуваат на опсегот на дебелина на компресираната дојка (CBT) од 50 до 59,9 mm (по применетата хармонизација на податоците)

Сликата 4.40 ја прикажува европската мапа на средната вредност на жлездната доза (MGD) или воспоставените дијагностички референтни вредности (DRLs) меѓу европските земји, споредено со европските ДРВ во однос на прифатливите (ACC) и препорачаните (ACH) дозни вредности [10]. Можеби постојат и други земји што ги имаат воспоставено ДРВ преку своите здравствени власти, но нивните извештаи не се достапни на англиски јазик и од тие причини не се вклучени во PRISMA метаанализата.

На мапата, земјите што официјално ги имаат воспоставено ДРВ се симболично означени со розова лента. Земјите обоени со сина боја пријавиле ДРВ /MGD-вредности под европските препорачани дозни вредности (ACH), додека портокаловите земји (Турција по корекциите за опсегот на дебелина на компресираната дојка) покажуваат просечни MGD-вредности повисоки од европски препорачани дозни вредности (ACH), но пониски од европски прифатливи дозни вредности (ACC).



Слика 4.40: Типични средни вредности на средна жлездна доза (MGD, mGy) споредени со европските дијагностички референтни вредности (DRLs, MGD во mGy).

Земјите обоени со портокалова боја имаат MGD-вредности под европските препорачани (ACH) вредности. Само Турција, означена со портокалова боја, пријави типична MGD-вредност [17], која се наоѓа помеѓу европските препорачани (ACH) и прифатливи (ACC) дозни вредности. Со розовата лента се означени земјите што ги имаат воспоставено ДРВ (DRL) преку своите здравствени власти

4.10. ЛИТЕРАТУРА

- [1] M. Mediji-Arifi and M. Ristova, 'Establishing Diagnostic Reference Levels in Digital Mammography from Eight Mammography Units Using over 30,000 Images', *Diagnostics (Basel)*, vol. 15, no. 6, p. 682, Mar. 2025, doi: 10.3390/diagnostics15060682.
- [2] M. E. Suleiman, M. F. McEntee, L. Cartwright, J. Diffey, and P. C. Brennan, 'Diagnostic reference levels for digital mammography in New South Wales', *J Med Imaging Radiat Oncol*, vol. 61, no. 1, pp. 48–57, Feb. 2017, doi: 10.1111/1754-9485.12540.
- [3] E. Dzidzornu, S. K. Angmorterh, B. B. Ofori-Manteaw, S. Aboagye, K. Dzefi-Tetty, and E. K. Ofori, 'Mammography Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Ghana', *Radiography (Lond)*, vol. 27, no. 2, pp. 611–616, May 2021, doi: 10.1016/j.radi.2020.11.022.
- [4] N. Mohd Norsuddin, S. Segar, R. Ravintaran, N. Mohd Zain, and M. K. Abdul Karim, 'Local Diagnostic Reference Levels for Full-Field Digital Mammography and Digital Breast Tomosynthesis in a Tertiary Hospital in Malaysia', *Healthcare (Basel)*, vol. 10, no. 10, p. 1917, Sept. 2022, doi: 10.3390/healthcare10101917.
- [5] I. Suliman *et al.*, *Analysis of Average Glandular Dose (AGD) and Associated Parameters for Conventional and Digital X-Ray Mammography*. 2021. doi: 10.21203/rs.3.rs-799884/v1.
- [6] R. Karsh, 'Baseline Assessment of Diagnostic Reference Level for Full Digital Mammography in Al Remal Martyrs Clinic. Al-Azhar University: Gaza, Palestine', 2020.
- [7] M. Talbi, M. E. Mansouri, O. Nhila, Z. Tahiri, K. Eddaoui, and M. Khalis, 'Local diagnostic reference levels (LDRLs) for full-field digital mammography (FFDM) and digital breast tomosynthesis (DBT) procedures in Morocco', *J Med Imaging Radiat Sci*, vol. 53, no. 2, pp. 242–247, June 2022, doi: 10.1016/j.jmir.2022.03.008.
- [8] E. Z. Dalah, M. K. Alkaabi, H. M. Al-Awadhi, and N. A. Antony, 'Screening Mammography Diagnostic Reference Level System According to Compressed Breast Thickness: Dubai Health', *J Imaging*, vol. 10, no. 8, p. 188, Aug. 2024, doi: 10.3390/jimaging10080188.
- [9] K. A. M. Noor, N. M. Norsuddin, M. K. A. Karim, I. N. C. Isa, and V. Ulaganathan, 'Evaluating Factors Affecting Mean Glandular Dose in Mammography: Insights from a Retrospective Study in Dubai', *Diagnostics (Basel)*, vol. 14, no. 22, p. 2568, Nov. 2024, doi: 10.3390/diagnostics14222568.
- [10] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, and European Commission, Eds, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, Fourth edition. Luxembourg: Publications Office, 2006.
- [11] Directorate-General for Health and Consumers (European Commission) Now known as... *et al.*, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th edition, supplements*. Publications Office of the European Union, 2013. Accessed: Jan. 28, 2025. [Online]. Available: <https://data.europa.eu/doi/10.2772/13196>
- [12] 'European protocol on dosimetry in mammography - Publications Office of the EU'. Accessed: July 15, 2025. [Online]. Available: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/5e1690b1-75bf-4e4a-b8fb-0987f74d687a/language-en>
- [13] van Engen R, van Woudenberg S, Bosmans H, Young K, Thijssen M., 'European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of mammography Screening', in *EUREF office*, 4th edn, 2003. [Online]. Available: EUREF office

- [14] M. E. Suleiman, P. C. Brennan, E. Ekpo, P. Kench, and M. F. McEntee, 'Integrating mammographic breast density in glandular dose calculation', *Br J Radiol*, vol. 91, no. 1085, p. 20180032, May 2018, doi: 10.1259/bjr.20180032.
- [15] G. R. Borzì *et al.*, 'Assessment of a Patient Dose Monitoring System for Average Glandular Dose (AGD) Estimate in Mammography', *Applied Sciences*, vol. 15, no. 6, Art. no. 6, Jan. 2025, doi: 10.3390/app15063338.
- [16] A. Lekatou, V. Metaxas, G. Messaris, P. Antzele, G. Tzavellas, and G. Panayiotakis, 'INSTITUTIONAL BREAST DOSES IN DIGITAL MAMMOGRAPHY', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 185, no. 2, pp. 239–251, Dec. 2019, doi: 10.1093/rpd/ncz005.
- [17] A. Parmaksız, G. K. Ataç, E. Bulur, T. İnal, and A. Alhan, 'AVERAGE GLANDULAR DOSES AND NATIONAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MAMMOGRAPHY EXAMINATIONS IN TURKEY', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 190, no. 1, pp. 100–107, Aug. 2020, doi: 10.1093/rpd/ncaa080.
- [18] S. Rafajlovic, O. Ciraj-Bjelac, and P. Bozovic, 'Towards National Diagnostic Reference Levels for Mammography in Serbia', *Radiat Prot Dosimetry*, p. ncaa173, Nov. 2020, doi: 10.1093/rpd/ncaa173.
- [19] L. Dupont *et al.*, 'Proposed DRLs for mammography in Switzerland', *J Radiol Prot*, vol. 44, no. 2, May 2024, doi: 10.1088/1361-6498/ad37c8.
- [20] A. Kelaranta, P. Toroi, M. Timonen, S. Komssi, and M. Kortensniemi, 'Conformance of mean glandular dose from phantom and patient data in mammography', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 164, no. 3, pp. 342–353, Apr. 2015, doi: 10.1093/rpd/ncu261.
- [21] C. Sá dos Reis, M. J. Fartaria, J. H. Garcia Alves, and A. Pascoal, 'PORTUGUESE STUDY OF MEAN GLANDULAR DOSE IN MAMMOGRAPHY AND COMPARISON WITH EUROPEAN REFERENCES', *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 179, no. 4, pp. 391–399, Jan. 2018, doi: 10.1093/rpd/ncx300.
- [22] I. H. R. Hauge, K. Bredholt, and H. M. Olerud, 'New diagnostic reference level for full-field digital mammography units', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 157, no. 2, pp. 181–192, Dec. 2013, doi: 10.1093/rpd/nct136.
- [23] K. Michielsen *et al.*, 'Results of a European dose survey for mammography', *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 129, no. 1–3, pp. 199–203, Apr. 2008, doi: 10.1093/rpd/ncn152.
- [24] M. Chevalier, P. Morán, J. I. Ten, J. M. Fernández Soto, T. Cepeda, and E. Vañó, 'Patient dose in digital mammography', *Med Phys*, vol. 31, no. 9, pp. 2471–2479, Sept. 2004, doi: 10.1118/1.1784591.
- [25] W. Ślusarczyk-Kacprzyk, W. Skrzyński, and E. Fabiszewska, 'Evaluation of Doses and Image Quality in Mammography with Screen-Film, CR, and DR Detectors - Application of the ACR Phantom', *Pol J Radiol*, vol. 81, pp. 386–391, 2016, doi: 10.12659/PJR.897304.
- [26] J. Loveland, K. C. Young, J. M. Oduko, and A. Mackenzie, 'Radiation doses in the United Kingdom breast screening programmes 2016-2019', *Br J Radiol*, vol. 95, no. 1135, p. 20211400, July 2022, doi: 10.1259/bjr.20211400.
- [27] M. Mediji-Arifi and M. Ristova, 'Establishing Diagnostic Reference Levels in Digital Mammography from Eight Mammography Units Using over 30,000 Images', *Diagnostics*, vol. 15, no. 6, Art. no. 6, Jan. 2025, doi: 10.3390/diagnostics15060682.
- [28] S. Avramova-Cholakova and J. Vassileva, 'A survey of the state of mammography practice in Bulgaria', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 147, no. 1–2, pp. 184–186, Sept. 2011, doi: 10.1093/rpd/ncr320.
- [29] M. Borg, I. Badr, and G. J. Royle, 'Mammography equipment performance, image quality and mean glandular dose in Malta', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 156, no. 2, pp. 168–183, Sept. 2013, doi: 10.1093/rpd/nct051.

- [30] P. Baldelli, J. McCullagh, N. Phelan, and F. Flanagan, 'Comprehensive dose survey of breast screening in Ireland', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 145, no. 1, pp. 52–60, Apr. 2011, doi: 10.1093/rpd/ncq375.
- [31] D. Faj *et al.*, 'Survey of mammography practice in Croatia: equipment performance, image quality and dose', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 131, no. 4, pp. 535–540, 2008, doi: 10.1093/rpd/ncn283.
- [32] C. Ghetti, O. Ortenzia, F. Palleri, and M. Sireus, 'Definition of Local Diagnostic Reference Levels in a Radiology Department Using a Dose Tracking Software', *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 175, no. 1, pp. 38–45, June 2017, doi: 10.1093/rpd/ncw264.
- [33] S. Kunosic, 'Determination of mean glandular dose from routine mammography for two age groups of patients', *HealthMED*, Accessed: Apr. 08, 2025. [Online]. Available: https://www.academia.edu/34275954/Determination_of_mean_glandular_dose_from_routine_mammography_for_two_age_groups_of_patients
- [34] Internationale Atomenergie-Organisation, Ed., *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. in Technical reports series, no. 457. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
- [35] I. A. E. Agency, 'Quality Assurance Programme for Digital Mammography', International Atomic Energy Agency, Text, 2011. Accessed: Jan. 03, 2025. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/publications/8560/quality-assurance-programme-for-digital-mammography>
- [36] D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett, and C. J. Kotre, 'Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol', *Phys Med Biol*, vol. 45, no. 11, pp. 3225–3240, Nov. 2000, doi: 10.1088/0031-9155/45/11/308.

5. ЗАКЛУЧОК И ПРЕПОРАКИ

Референтните вредности на дозата беа оценети од приближно 30.000 дигитални мамографски слики од над 8000 дијагностички и скрининг-случаи. Податоците беа собрани помеѓу 2020 и 2024 година од осум мамографски единици во Македонија.

Нашата анализа покажа дека средната жлездна доза (MGD) од сите испитувања вклучени во оваа студија, добиена од проекциите CC и MLO на двете дојки, изнесуваше 1,34 mGy и 1,61 mGy, соодветно. Пресметаната медијана на MGD изнесуваше 1,15 mGy, со минимална вредност од 0,1 mGy и максимална од 9,93 mGy.

75-тиот перцентил на MGD за CC-проекциите растат од 0,94 mGy на 3,67 mGy, со порастот на дебелината на компресираната дојка (CBT) во опсегот од 7 до 120 mm. На сличен начин и 75-тиот перцентил на MGD за MLO-проекциите растат од 0,44 mGy на 4,91 mGy, со зголемувањето на CBT. Предложените дијагностички референтни вредности (DRLs), дефинирани на 75-тиот перцентил за сите 31.040 мамографски слики изнесуваат 1,68 mGy. Оваа вредност е добиена како медијана на средната жлездна доза (MGD), пресметана од податоците собрани од сите мамографски единици за компресирана дебелина на дојката (CBT) во распонот на вредности од 50 до 59 mm, што претставува најчесто застапен интервал во примерокот (со просечна дебелина од 54 mm).

Се покажа дека вредностите на MGD за Република Македонија, кај седум од вкупно осум анализирани мамографски единици (од вкупно 25), беа пониски од европските препорачани дозни вредности (ACH), прифатливи дозни вредности (ACC), како и од белгиските дијагностички референтни вредности [1]. Сепак, резултатите од единицата Н покажаа малку повисоки вредности од европските прифатливи дозни нивоа (ACC). Овие повисоки дози може да се должат на разликите во технологијата и малите варијации во дебелината на компресираната дојка. Овие наоди укажуваат на потреба од оптимизација на практиките во сите единици.

Споредбената анализа на дијагностичките референтни вредности (DRL) во мамографијата помеѓу Република Македонија и други земји/региони открива значителни разлики во практиките и протоколите за изложеност на зрачење. Нашето истражување покажува дека ДРВ-вредностите во Македонија може да се разликуваат од меѓународните реперни вредности поради фактори како што се демографските карактеристики на пациентките, разликите во скрининг и дијагностичките практики, но и поради варијации во технологијата и опремата.

Дополнително, покажавме дека разликите во параметрите на мамографското снимање, вклучувајќи ја силата на компресија (CF) и поставките за експозиција, исто така, придонесуваат за забележаните варијации во дозите на ДРВ.

Како заклучок, оваа студија воведува дијагностички референтни вредности (DRL) според дебелината на компресираната дојка (CBT) кај пациентките во Република Македонија. Воспоставувањето на овие вредности дава важни сознанија за дозата од зрачењето поврзана со скрининг и со дијагностичка мамографија, поддржувајќи ги напорите за споредба со референтни вредности и оптимизација, а со цел зголемување на безбедноста на пациентките и подобрување на квалитетот на снимањето во земјата.

Во врска со определувањето на просечната густина на жлездното ткиво на дојката, анализата се базира на мамографски слики добиени само од еден производител на мамографски апарат и 688 слики од 172 жени. Од резултатите беа изведени следниве заклучоци: Со зголемување на дебелината на компресираната дојка (CBT), се намалува уделот на жлездното ткиво во однос на масното ткиво во дојката. Со други зборови, колку што дојката е подебела, толку помал е процентот на жлездното ткиво што го содржи. Исто така, се покажа дека дистрибуцијата на glandularноста (%) кај испитуваната популација следи Гаусова шема, пик на 8.5 %. Медијаната и средната вредност на густината на дојките кај 172-те жени (вкупно 688 слики) изнесуваат 11 % и 14 %, соодветно. Овие вредности значително се разликуваат од стандардната претпоставена жлездна густина од 50 %, која се користи во пресметките на средната жлездна доза (MGD), според методот на Dance [2], [3].

Разликите помеѓу просечните вредности на средната жлездна доза (MGD) добиени со следниве методи:

- MGD пресметана според методот на Dance со употреба на glandularноста добиена преку LIBRA – 2,97 mGy;
- MGD прикажана од самиот мамографски систем – 2,81 mGy;
- MGD пресметана според стандардниот метод на Dance (без податоци од LIBRA) – 2,78 mGy.

Незначително повисоките вредности на дозата добиени со методот на Dance (со податоци од LIBRA) укажуваат на подобрена прецизност во проценката на дозата, давајќи резултати кои најверојатно попрецизно ја отсликуваат реалната ситуација со апсорбираната доза од жлездното ткиво. За разлика од тоа, стандардниот метод на Dance

и вредностите прикажани од системот ја потценуваат вистинската доза што се доставува до жлездното ткиво за приближно 6 %.

Процесот на пресметка на MGD според формулата на Dance, кога се користат вредности на glandуларноста добиени преку апликацијата LIBRA, резултира со повисоки и попрецизни проценки на дозата. Овој пристап обезбедува подобрен метод за точна проценка на индивидуалната радијациска доза доставена до жлездното ткиво во мамографските прегледи.

Оваа студија претставува почетен чекор кон развој на стандардизиран начин на систем за објавување на средната жлездна доза (MGD) и дијагностичките референтни вредности (DRL) во дигиталната мамографија. Системот треба да ги вклучува најмалку следниве три параметри: (a) просечна MGD, (b) 75-ти перцентил и (c) 95-ти перцентил, категоризирани според различни распони на дебелина на компресираната дојка (CBT), за двете проекции CC и MLO, со цел да се овозможи споредбена анализа помеѓу земјите.

Воспоставувањето дијагностички референтни вредности (DRL) за дигиталната мамографија станува клучен елемент од контролата на квалитетот во мамографските единици ширум светот. Најчесто користениот пристап се базира на студии врз пациентки, спроведени според постојните европски протоколи, често во комбинација со факторите за конверзија на средната жлездна доза (MGD) предложени од Dance.

Пријавените дијагностички референтни вредности (DRL) за различните опсези на дебелина на компресираната дојка (CBT) покажуваат варијабилност помеѓу земјите, при што вредностите на 75-тиот перцентил се движат од 1,1 до 2,6 mGy, со просек од 1,44 mGy, што е пониско од европското достигнуто ниво (2 mGy). Вредностите на 95-тиот перцентил варираат од 1,55 mGy (Швајцарија) до 2,9 mGy (Турција).

Просечните вредности на средната жлездна доза (MGD) за 18 земји, проценети од краниокаудалните (CC) и медиолатералните коси (MLO) проекции, се движат од 1,06 до 1,8 mGy, односно од 1,07 до 1,95 mGy, соодветно.

По примената на воведната методологија за корекција, просечната MGD за 18-те земји опфатени во оваа студија варираше во интервалот од 1,04 mGy (Ирска) до 2,1 mGy (Турција). Сите земји вклучени во овој преглед пријавија MGD-вредности под европското достигнуто ниво на доза (ACH), освен Турција, чија просечна MGD по примената на методолошките корекции за хармонизација на податоците за опсезите на

дебелина на компресираната дојка (CBT) го надмина прагот на АСН, но сепак остана под европски прифатливи дозни вредности (АСС).

За ефективна заштита на женската популација од изложеност на зрачење при мамографски скрининг, од клучно значење е секоја европска земја да воспостави национални дијагностички референтни вредности (DRL) и да ги следи критериумите за европските препорачани дозни вредности (АСН) и за прифатливите дозни вредности (АСС) [1].

5.1. ЛИТЕРАТУРА

- [1] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, and European Commission, Eds., *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, Fourth edition. Luxembourg: Publications Office, 2006.
- [2] D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett, and C. J. Kotre, 'Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol', *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, no. 11, pp. 3225–3240, Nov. 2000, doi: 10.1088/0031-9155/45/11/308.
- [3] D. R. Dance, 'Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose', *Phys. Med. Biol.*, vol. 35, no. 9, pp. 1211–1219, Sep. 1990, doi: 10.1088/0031-9155/35/9/002.

АНЕКС

НАУЧНИ ТРУДОВИ ОБЈАВЕНИ ВО СПИСАНИЈА

- I. Наслов на трудот: ‘ANALYSIS OF MEAN GLANDULAR DOSE IN ONE DIGITAL MAMMOGRAPHY UNIT IN NORTH MACEDONIA ‘, автор-и: „ М. Mediji Arifi, M. Ristova, V. Gershan “, објавен: JNSM Journal of Natural Sciences and Mathematics of UT, 9 (17-18). (2024) pp. 510-515. ISSN 2671-3039.
- II. Наслов на трудот: ‘ESTABLISHING DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN DIGITAL MAMMOGRAPHY FROM EIGHT MAMMOGRAPHY UNITS USING OVER 30,000 IMAGES’, автор-и: „ М. Mediji Arifi, M. Ristova, “, објавен: Diagnostics 2025, 15(6), 682; <https://doi.org/10.3390/diagnostics15060682>.
- III. Наслов на трудот: ‘DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS (DRLs) IN DIGITAL MAMMOGRAPHY IN THE EUROPEAN CONTEXT – A SYSTEMATIC REVIEW‘, автор-и: „
- IV. Наслов на трудот: ‘BREAST GLANDULARITY DISTRIBUTION AND REFINING THE MEAN GLANDULAR DOSE ESTIMATES IN DIGITAL MAMMOGRAPHY‘, автор-и: „ М. Mediji Arifi, M. Ristova, “, Journal of Medical Physics, accepted in November 13, 2025, published in December 2025.

d
i
j
i

A
r
i
f
i
,

M
.

R
i
s
t
o
v
a
,

“

o
b
j
a