

## Strokovni članek

# IZRAČUN POVPREČNE ŽLEZNE DOZE PACIENTK PRI MAMOGRAFIJI

## Professional Article

### CALCULATION OF MEAN GLANDULAR DOSE RECEIVED IN MAMMOGRAPHY

asist. Anamarija Kostiov, dipl.inž.rad.

anamarija.kostiov@zf.uni-lj.si

Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

asist. mag. Urban Zdešar univ.dipl.fiz.

urban.zdesar@zvd.si

ZVD, Chengdujska cesta 25, 1000 Ljubljana,

## IZVLEČEK

**Uvod:** V Sloveniji od 21. 4. 2008 na Onkološkem inštitutu v Ljubljani deluje presejalni program za odkrivanje raka dojk, imenovan DORA. V presejalnih programih so pod drobnogledom dozne obremenitve »zdravih« pacientk. Merjenje povprečne dozne obremenitve v programu DORA se izvaja avtomatsko na rentgenskem aparatu. Izračun povprečne žlezne doze pa se lahko izvede tudi ročno, če poznamo faktorje, uporabljene pri preračunavanju. Namen: Prikazati način izračuna povprečnih doznih obremenitev, povprečno dozno obremenitev pacientk in primerjavo naše povprečne žlezne doze z povprečno žlezno dozo v britanskem presejalnem programu za odkrivanje raka dojk (Young et al., 2005). Ugotoviti kako debelina dojke vpliva na povprečno žlezno dozo.

**Metode dela:** Izračun povprečnih žleznih doz je bil narejen na podlagi Monte Carlo izračunov (Dance et al., 2000) na aparatu Siemens Novation DR. V izračunu sva uporabila vrednosti tokovnega sunka (mAs), anodne napetosti (kV), debeline dojke (mm) in faktor doze izhodnega snopa rentgenske cevi ( $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ ). V tej raziskavi sva obdelala 1784 projekcij, ki so shranjeni v sistemu arhiviranja slik (PACS). V tem sistemu so shranjene različni podatki, od katerih sva nekatere uporabili za naše izračune. Naši izračuni doz so bili narejeni s pomočjo programa Excel.

**Rezultati in razprava:** Povprečna žlezna dozna obremenitev pacientke pri posameznih projekcijah pri mamografiji je bila sledeča. Pri slikanju dojk v caudo-cranialni (CC) projekciji je bila povprečna žlezna doza 1,46 mGy, pri slikanju dojk v medio-lateral polstranski (MLO) projekciji pa 1,63 mGy. Rezultati so pokazali, da so debelejšje dojke bolj dozno obremenjene od tanjših. Dozna obremenitev se spreminja linearno s spreminjanjem debeline dojke. Primerjava z britanskim presejalnim programom je pokazala, da so naše povprečne dozne obremenitve nižje od doz v Veliki Britaniji. Pri caudo-cranialni projekciji (CC) je bila razlika 0,5 mGy v medio-lateral oblique (MLO) polstranski projekciji pa 0,6 mGy.

**Sklep:** Pomembno je, da radiološki inženirji pomagamo medicinskim fizikom, ki opravljajo letne oziroma polletne teste na mamografskih aparatih. S poznavanjem izračuna lahko radiološki inženirji bolje sodelujemo v procesu optimizacije protokolov slikanja. Povečanje debeline dojke poveča tudi dozno obremenitev pacientke, kar nam pove, da je primerna kompresija ob slikanju zelo pomembna.

**Gljučne besede:** Mamografija, MGD, program DORA, merjenje

in računanje dozne obremenitve, povezava med debelino dojke in dozno obremenitvijo pacientke.

## ABSTRACT

**Introduction** In Slovenia, from 21.04.2008 Institute of Oncology in Ljubljana operates screening program for breast cancer, called DORA. Doses in the screening programs are under supervision, because women screened are asymptomatic. Dose measurement of the average glandular dose in DORA is fully automatic x-ray apparatus. The calculation of average glandular dose can be carried out manually, if there are factors used in calculations. Purpose Demonstrate the method of calculating the average glandular doses, the average glandular dose and compare our average glandular dose to the average glandular dose in the UK screening program for breast cancer (Young et al., 2005).

### Methods

The calculations of average glandular dose were made on x-ray apparatus Siemens NOVATION DR, based on Monte Carlo calculations (Dance et al., 2000). For calculations following I have used in the calculation of beam currents (mAs), the anode voltage (kV), breast thickness (mm) and a factor of dose beam of X-ray tube output ( $\mu\text{Gy} / \text{MAS}$ ). The study was the 1748 projections, with the help of archival images (PACS). In this system, data used in the calculation are stored. Dose calculations were made using Microsoft Excel.

### Results and discussion

Average glandular dose in CC projection in Slovenian screening programme is 1,46 mGy in MLO projection average glandular dose is 1,63 mGy. Thicker breasts have higher doses than thinner ones. Doses change linear with thickness. Comparison with British screening programme has shown us, that our glandular doses are in average lower for 0,5 mGy in CC projection and for 0,6 mGy in MLO projection.

### Conclusion

It is important that the radiological engineers help medical physicists, to know what are the doses and if they can be optimised. With knowledge of the calculation, radiological engineers can better collaborate in the process of optimizing imaging protocols. Increasing the thickness of the breast also increases the doses on the breast, which tells us that an appropriate compression of the painting is very important.

**Key words:** mammography, MGD, breast screening programme, dose measurements

## UVOD

Po podatkih registra raka za Slovenijo je rak dojke pri ženski populaciji že leta na prvem mestu. Ocena incidence iz leta 2007 za leto 2010 znaša 109 – 127 na 100.000 žensk (Letno poročilo registra raka za Slovenijo, 2008). Za uspešnost zdravljenja raka dojke je pomembno da se bolezen odkrije v zgodnji stopnji, ko je še zelo velika verjetnost popolne ozdravitve oziroma regresije obolenja (Jančar, 2001). V Sloveniji v ta namen od 21. 4. 2008 na Onkološkem inštitutu v Ljubljani poteka presejalni program za odkrivanje raka dojk, imenovan DORA.

Kot vsak radiološki poseg, tudi rentgensko slikanje dojk pacientke dozno obremenjuje. Uveljavljena količina za določitev obsevanosti pri mamografiji je povprečna žlezna doza (AGD, Average Glandular Dose ali MGD, Mean Glandular Dose), ki pove, kolikšno dozo ionizirajočega sevanja prejme žlezno tkivo dojke. Doza na žlezno tkivo nas zanima zato, ker je prav žlezno tkivo v dojki tisto, v katerem sevanje lahko povzroči začetek kancerogeneze.

Pri osnovnem slikanju se dojko slika v dveh projekcijah. Osnovni projekciji sta CC (cranio-caudal) (dojka je stisnjena z vrha, centralni žarek poteka v kranio-kavdalni smeri) in MLO (medio-lateral oblique) projekcija (dojka je stisnjena v 45 stopinjskem polstranskem položaju, centralni žarek poteka polstransko medio-lateralno).

Ker gre pri preventivni mamografiji za slikanje zdravih žensk, brez kliničnih znakov bolezni, je obsevanost še toliko bolj pomembna in je tako tudi pomemben kazalnik kakovosti preiskave. Pri diagnostični uporabi sevanja se kot orodje v procesu optimizacije pogosto uporabljajo diagnostične referenčne ravni. Diagnostične referenčne ravni so vrednosti doz ionizirajočega sevanja pri diagnostičnih radioloških posegih, za katere pričakujemo, da pri optimiziranih posegih niso presežene (ZVISJV, [http://zakonodaja.gov.si/rpsi/r04/predpis\\_ZAKO1544.html](http://zakonodaja.gov.si/rpsi/r04/predpis_ZAKO1544.html)). Gre za nekakšno mejo med optimizirano in neoptimizirano radiološko prakso.

Povprečna žlezna doza se izmeri v okviru letnih (oziroma v presejalnih programih polletnih) testov mamografskih rentgenskih aparatov, ki jih izvede medicinski fizik. Metoda določanja je povzeta po evropskem protokolu (EC, 1996a). Osnova za izračun MGD je absorbirana doza v zraku (KA) na mestu, kjer sevanje vstopa v dojko. Izmerjeno vrednost KA s pomočjo pretvornih faktorjev pretvorimo v povprečno žlezno dozo.

Povprečna žlezna doza je pri različnih mamografskih sistemih različna, prav tako je različna kakovost mamogramov. Kot navajajo Thiersen et al., (2007) naj bi bila razlika v dozni obremenitvi med klasičnimi in digitalnimi sistemi 30% v korist digitalnega sistema. Digitalni sistemi omogočajo boljše kontrastno ločljivost mamograma, kasnejša obdelava slik (postprocesing) pa omogoča tudi spreminjanje parametrov njegove kontrastnosti.

## NAMEN

V članku bom predstavila računanje povprečne žlezne doze (MGD). Poleg tega, bom predstavila povprečne vrednosti MGD v presejalnem programu DORA ter prikazala povezavo med debelino dojke in povprečno žlezno dozo. Rezultate v programu DORA bom primerjala s podobno raziskavo opravljeno v Veliki Britaniji (Young et al., 2005).

## MATERIALI IN METODE

V izračunih so bile zajete pacientke, slikane v presejalnem programu DORA na aparatu Siemens Novation DR, na katerem od leta 2008 ta program poteka. Obdelali smo slike 437 pacientk, ki so se udeležile preiskave med 1.1.2010 in 1.2.2010. Slikanja so bila narejena z avtomatsko izbiro tehnike slikanja in avtomatskim nadzorom ekspozicije. Aparat sam izbere spekter sevanja (kombinacijo anode in filtra ter anodno napetost) in vrednost tokovnega sunka. Ta rentgenski aparat je nastavljen tako, da je kombinacija anodnega materiala in filtra v vseh projekcijah enaka, in sicer volfram–rodij (W/Rh).



*Slika 1: Digitalni mamografski rentgenski aparat (Siemens Novation DR) na Onkološkem inštitutu, uporabljen v programu DORA (levo) in stikalna plošča aparata (desno)*

Izračun sem naredila z uporabo pretvornih faktorjev in popravkov, v programu Excel. V izračunu so uporabljene vrednosti anodne napetosti (kV), tokovnega sunka (mAs) in debeline dojke (mm), ki se zapišejo v DICOM glavo vsakega mamograma ter dozimetrični parametri (specifična vrednost kerme v zraku) izhodnega snopa rentgenske cevi ( $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ ) iz meritev opravljenih ob pregledu rentgenskega aparata. Način izračuna je opisan v nadaljevanju.

MGD sem izračunala posebej za CC in posebej za MLO projekcije ter za skupine dojk različnih debelin. Izračune vrednosti sem primerjala z raziskavo opravljeno v Veliki Britaniji v letih 2001 in 2002 (Young et al., 2005). Razlika med raziskavama je, da so bila slikanja v britanski študiji opravljena na klasičnih mamografskih aparatih (aparati, ki kot slikovni sprejemnik uporabljajo sistem film-ojačevalna folija), medtem ko je bil v programu DORA uporabljen digitalni mamografski aparat.

## Izračun MGD

Izračun povprečne žlezne doze (MGD) poteka po spodaj zapisani formuli.

$$\text{MGD} = \text{KA} * \text{g} * \text{c} * \text{s} \text{ [mGy]}$$

Izhajamo iz absorbirane doze (kerme) v zraku KA na mestu, kjer sevanje vstopa v dojko (KG = doza v tkivu dojke). S pomočjo pretvornega faktorja med žlezno dozo in absorbirano dozo  $g = \text{KG}/\text{KA}$  (dobimo žlezno dozo za dojko z izbrano sestavo (deležem maščobnega in žleznega tkiva) in pri določenem spektru sevanja (kV in HVL – glej pojasnilo k tabeli 2). S popravkom c in s pa upoštevamo še razliko v sestavi dojke in uporabljeni spekter sevanja. Pretvorni faktorji in popravki so bili izračunani s pomočjo simulacij oziroma meritev v fantomih in jih najdemo v tabelah - Dance (2000).

## Spekter sevanja

Osnova za izračun MGD je vrednost absorbirne doze v zraku na mestu, kjer sevanje vstopa v objekt (KA). Dobimo jo iz izmerjene specifične vrednosti kerme v zraku ( $Y = \text{Ka}/\text{It}$ ) z upoštevanjem vrednosti tokovnega sunka (It). Vrednosti Y so izmerjene za posamezne spektre oziroma anodne napetosti.

**Tabela 1: Specifične vrednosti kerme v zraku (Y) za mamografske spektre volframove anode in rodijevega filtra (W/Rh) pri različnih anodnih napetostih (Dance et al., 2000)**

Napetost (kV)	Y ( $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ )
25	9,71
27	12,48
28	13,81
32	19,11

Vsi faktorji oziroma popravki so vezani na uporabljeni spekter sevanja, tega pa lahko opišemo z razpolovno debelino (HVL). Razpolovna debelina je debelina izbrane snovi (najpogosteje aluminija), ki razpolovi začetno intenziteto sevanja (Terry et al., 1999). Razpolovno debelino lahko merimo, običajno pa se uporabljajo tabelirane vrednosti (tabela 2).

**Tabela 2: Vrednosti razpolovne debeline (HVL) pri različnih anodnih napetostih za mamografske spektre volframove anode in rodijevega filtra (W/Rh) (Dance et al., 2000)**

Napetost (kV)	HVL (mm Al)
24	0,48
25	0,49
26	0,51
27	0,52
28	0,53
29	0,54
30	0,55
31	0,56
32	0,56

Ko razberemo vrednost HVL, lahko pretvorne faktorje in popravke poiščemo v tabelah.

## Faktor g

Faktor g je pretvorni faktor, ki KA pretvori v žlezno dozo. Pri tem je privzeta sestava dojke in sicer, 50% žleznega in 50% maščobnega tkiva (Dance et.al, 2000). Faktor g je odvisen od prodornosti sevanja, zato je tabeliran v odvisnosti od razpolovne debeline (HVL). Vrednosti faktorja g nam povedo, kakšen delež doze, ki vstopi v dojko, se absorbira v žlezem tkivu in tako povzroči žlezno dozo.

**Tabela 3 : Faktorji g v odvisnosti od debeline dojke in razpolovne debeline (HVL) (Dance et.al,2000)**

debelina HVL	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
2 cm	0,39	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
3 cm	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
4 cm	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
4,5 cm	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
5 cm	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,31
6 cm	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
7 cm	0,114	0,13	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
8 cm	0,098	0,112	0,126	0,14	0,154	0,175	0,195
9 cm	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723
10 cm	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,154
11 cm	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,124	0,1385

Primer izračuna faktorja g: V sistemu PACS dobimo podatek, da je bila slikana dojka debela 4 cm, vrednost anodne napetosti v cevi pri mamografiji pa je bila 27 kV. HVL za 27 kV znaša 0,52 (tabela 2). Če je dojka debela 4 cm je vrednost HVL med 0,5 in 0,55. Natančno vrednost g pri 0,52 določimo z linearno interpolacijo med vrednostima 0,50 in 0,55. Vrednost faktorja g je pri HVL 0,52 0,329. Vrednost g v izbranem primeru nam pove, da se v žlezem tkivu dojke absorbira nekaj manj kot 33% doze, ki vstopi v dojko. Na enak način določimo tudi faktor c.

## Faktor c

Faktor c je popravek, s katerim popravimo razliko med dojko, sestavljeno iz 50% žleznega in 50% maščobnega tkiva in obravnavano dojko (Dance et.al. 2000). Tudi faktor c je tabeliran v odvisnosti od debeline slikane dojke in HVL (tabela 4).

**Tabela 4: Faktorji C v odvisnosti od debeline dojke in razpolovne debeline (HVL) (Dance et.al,2000)**

debelina HVL	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
2 cm	0,885	0,891	0,9	0,905	0,91	0,914	0,919
3 cm	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,94	0,941
4 cm	1	1	1	1	1	1	1
5 cm	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069
6 cm	1,164	1,16	1,151	1,15	1,144	1,139	1,134
7 cm	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188
8 cm	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227
9 cm	1,299	1,292	1,282	1,275	1,27	1,26	1,249
10 cm	1,307	1,298	1,29	1,286	1,283	1,272	1,261
11 cm	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266

## Faktor s

Faktor s je popravek, ki upošteva spekter oziroma kombinacijo anodnega materiala in filtra, ki smo jih uporabili pri slikanju (Dance et.al 2000). Pri mamografskih aparatih, ki kot slikovni sprejemnik uporabljajo rentgenski film, se najpogosteje uporablja kombinacija molibden/molibden (Mo/Mo), pri digitalnih mamografih pa se uporabljajo tudi druge kombinacije na primer rodij/rodij (Rh/Rh), volfram/rodij (W/Rh) volfram/srebro (W/Ag) in druge.

**Tabela 5 :Popravki zaradi spektra sevanja s pri različnih kombinacijah anode in filtra (Dance et.al , 2000)**

Spekter	S
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Al	1,05

## Vzorec pacientk

Raziskava je bila narejena na vzorcu 1748 projekcij (437 pacientk), narejenih med 1.1.2010 in 1.2.2010. Podatke sva zbirala retrospektivno iz sistema DORA PACS (Picture Archiving and Communication System presejevalnega

programa DORA). V sistemu PACS se poleg posameznih slik shranjujejo tudi različni drugi podatki, ki so bili uporabljeni pri slikanju, kot so na primer ekspozicijski pogoji, debelina dojke, sistem anoda filter, pacientovi podatki, podatki o napravi na kateri smo slikali, čas in datum opravljanja ekspozicije, inicialki radiološkega inženirja, ki je slikanje opravil in drugi.

## REZULTATI IN RAZPRAVA

V rezultatih predstavljam izračune MGD na zgoraj opisanem vzorcu ter razlike v vrednostih MGD med presejalnima programoma v Sloveniji in Veliki Britaniji. Razlike so prikazane tudi z odstotki, ker sem želela ugotoviti ali se naša izračunana razlika ujema s tisto, ki je opisana v članku Young et al. (2005)

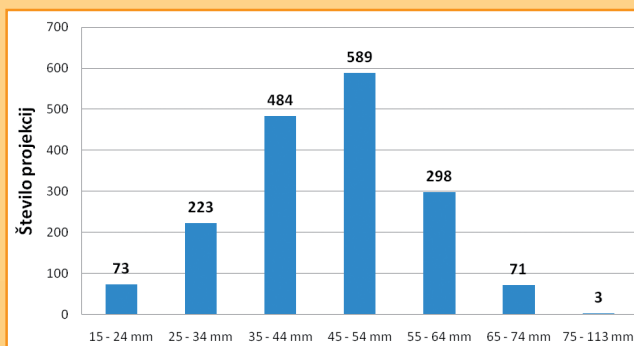
### Raziskava Young et. al. (2005)

Raziskavo so opravljali od maja 2001 do decembra 2002, z namenom ugotoviti ali se dozna obremenitev pacientk v presejalnem programu z leti spreminja (primerjava z meritvami iz let 1997 in 1998). Za primerjavo sem uporabila le meritve narejene leta 2001 in 2002. Meritve so bile narejene na 16505 ženskah, vključenih je bilo 20 radioloških oddelkov, 250 klasičnih mamografskih aparatov in 74 mamografskih centrov. MGD je bil izračunan po metodi Monte Carlo (Dance et al., 2000).

### Izračun MGD v programu DORA

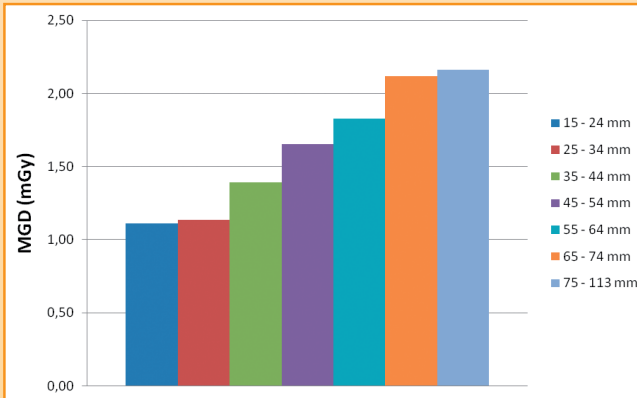
Povprečna žlezna doza je odvisna od sestave in debeline dojke ter od ekspozicijskih parametrov. Podatke iz PACS sistema programa DORA sva najprej razdelila v skupine glede na projekcijo, nato pa še glede na debelino komprimirane dojke. Podatke o debelini dojk sva združila v enake skupine, kot so tiste, v tabelah za g in c faktorje. Izračune povprečnih žleznih doz sva opravljala s pomočjo programa Microsoft Excel.

Dojke sva glede na debelino komprimirane dojke razdelila v 7 skupin. Porazdelitev števila projekcij po posameznih skupinah je na grafu 1. Najpogostejša debelina dojke je bila v skupini od 45 do 54 mm.



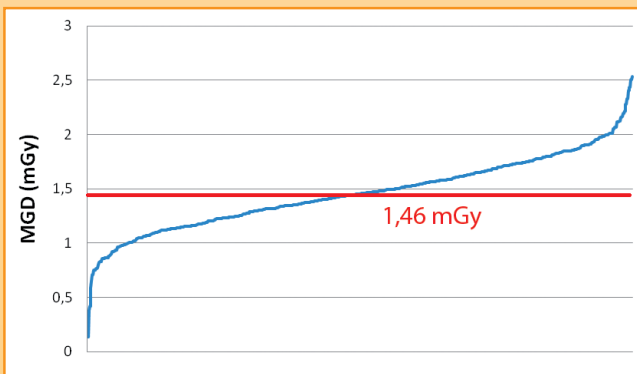
**Graf 1: Porazdelitev števila projekcij po posameznih debelinah komprimiranih dojk**

Povprečne vrednosti MGD za dojke, razvrščene v skupine po debelini, so prikazane na grafu 2. Kot je bilo pričakovati, s povečevanjem debeline, narašča tudi MGD.

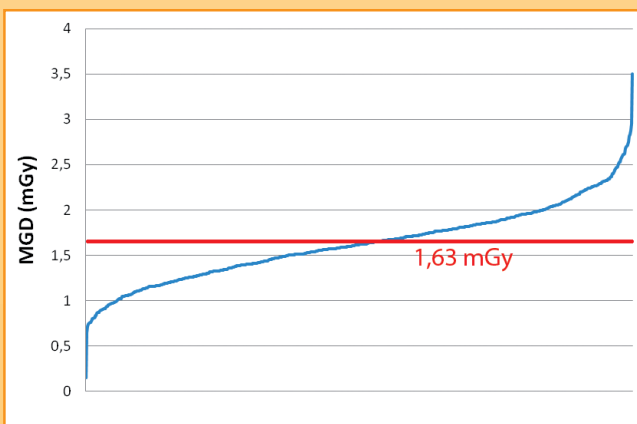


**Graf 2:** Povprečne vrednosti MGD v posameh skupinah po debelini dojk

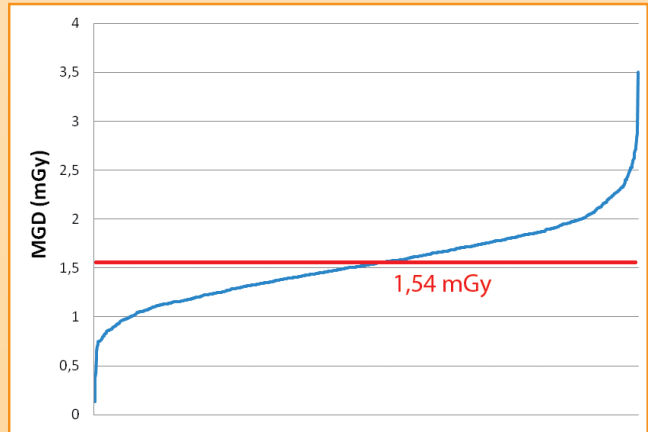
Grafa 3 in 4 prikazujeta izračunane vrednosti MGD za slikanja v CC (874 projekcij) in MLO (874 projekcij) projekciji, na grafu 12 pa so podatki za obe projekciji združeni. Povprečna MGD je pri CC projekciji znašala 1,46 mGy in pri MLO projekciji 1,63 mGy, povprečje obeh projekcij znaša 1,54 mGy. Najnižja vrednost MGD je bila 0,13 mGy, največja vrednost pa 3,5 mGy. Z rdečo črto je na grafih 3, 4 in 5 označena povprečna vrednost.



**Graf 3:** Vrednosti MGD pri CC projekcijah in povprečna vrednost 874 projekcij



**Graf 4:** Vrednosti MGD pri MLO projekcijah in povprečna vrednost 874 projekcij



**Graf 5:** Vrednosti MGD pri obeh projekcijah in povprečna vrednost vseh 1748 projekcij

## Primerjava vrednosti MGD v programu DORA z britanskim presejalnim programom

Vrednosti MGD v programu DORA sva primerjala z raziskavo Young et al. (2005). V tej raziskavi je bila povprečna vrednost MGD v CC projekciji 1,96 mGy, v MLO projekciji pa 2,23 mGy. Primerjava med britanskim presejalnim programom (klasični sistemi) in slovenskim presejalnim programom (digitalni sistemi) je prikazana v tabeli 6. V CC projekciji je bila razlika v MGD 0,5 mGy ali 26,3%. V MLO projekciji pa je bila razlika 0,6 mGy ali 26,9%.

	Povprečna MGD CC projekcija (mGy)	Povprečna MGD MLO projekcija (mGy)	Razlika MGD med programoma (mGy)	Razlika MGD med programoma (%)
<b>Presejalni program DORA DIGITALNI SISTEM</b>	1,46	1,96	0,5	26,3 %
<b>Britanski presejalni programi (Young et al., 2005) KLASIČNI SISTEM</b>	1,63	2,23	0,6	26,9 %

**Tabela 6:** Primerjava v povprečnih MGD programa DORA in britanskih presejalnih programov (Young et al., 2005)

Rezultati so pokazali, da je povprečna vrednost MGD v presejalnem programu DORA nižja kot je bila leta 2001 v britanskem presejalnem programu. Razliko lahko vsaj deloma pripišemo različnim mamografskim aparatom in slikovnim sprejemnikom, ki so bili uporabljeni v naši in britanski raziskavi. Thierens et al. (2009) navajajo, da naj bi uvedba digitalnih mamografskih rentgenskih aparatov znižala dozo

obremenitev pacientk (MGD) za 30%. Kot kažejo rezultati, je razlika med izračuni MGD v presejalnem programu DORA in tistimi v britanskem presejalnem programu, zelo blizu ugotovitvam v omenjenem članku.

## ZAKLJUČEK

Z izračuni povprečne žlezne doze sva prikazala povprečno obremenitev pacientk na enem od mamografskih rentgenskih aparatov, ki se uporablja v presejalnem programu DORA.

Rezultati so pokazali, da se linearno s spreminjanjem debeline dojke spreminja tudi povprečna žlezna doza. Zato lahko z uporabo močnejše kompresije zmanjšano povprečno žlezno dozo.

Z znanjem izračuna dozne obremenitve radiološki inženir preveri ali so dozne obremenitve primerne, medicinskemu fiziku pa lahko v nadaljevanju pomaga optimizirati protokole. Prav v presejalnih programih je še posebej pomembno, da je dozna obremenitev najmanjša, saj prihajajo v program zdrave pacientke oz. pacientke brez simptomov bolezni. Na ta način je naše delo lahko kvalitetnejše.

Primerjava povprečnih vrednosti MGD v presejalnem programu DORA in britanskem presejalnem programu v letih 2001/2002 je pokazala, da so vrednosti MGD v programu DORA nekaj manj kot tretjino nižje. To vsaj deloma lahko pripišemo uporabi digitalnega diagnostičnega sistema. Podobno zmanjšanje so predvidevali Thierens et al. (2009). Večina presejalnih programov dandanes temelji na digitalnih sistemih zaradi manjše dozne obremenitve asimptomatskih pacientk in boljše kvalitete mamogramov (Thierens et al., 2009).

## LITERATURA

Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ (2000). Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, *Phys. Med. Biol.*, 45, 3225-3240.

Incidenca raka v Sloveniji (2005) Ljubljana: Onkološki inštitut Ljubljana, Register raka za Slovenijo.

Jančar B (2001). Mamografija. Ljubljana: Društvo onkoloških bolnikov Slovenije, 22-6.

Perry N, Broeders M, De Wolf C, Törnberg S, Holland R, Von Karsa L(ed.), (2006): European guidelines for quality assurance in breast screening and diagnosis, fourth edition, European Communities

Terry JA, Waggner RG, Miller Blough MA (1999) Half-value layer and intensity variations as a function of position in the radiation field for film screen mammography. *Med. Phys.* 26, 259-266

Thierens H, Bosmans H, Bols N, et al., (2009): Typetesting of physical characteristics of digital mammography system, *European Journal of Radiology* 70, Issue 3, 539-548

Young KC, Ramsdale ML, Rust A (1998). Auditing mammographic dose and image quality in the uk breast screening programme, *Radiat. Prot. Dosim.*, 80, 291-294

Young KC, Burch A, Oduko (2005): Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 2001 and 2002, *The British Journal of Radiology*, 78, 207-218

Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrsko varnostjo [http://zakonodaja.gov.si/rpsi/r04/predpis\\_ZAKO1544.html](http://zakonodaja.gov.si/rpsi/r04/predpis_ZAKO1544.html) <13.6.2011>