



glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije

NADZOR KAKOVOSTI MAMOGRAFSKIH SLIK V DRŽAVNEM PRESEJALNEM PROGRAMU DORA

PRIMERJAVA MED NAVIDEZNM IN EKSPONENCIALNIM NAVIDEZNM DIFUZIJSKIM KOEFICIENTOM PRI MEHKOTKIVNIH ORGANIH NA 3T MAGNETNI REZONANCI

PRIMERJAVA DOZNE OBREMENITVE PACIENTK PRI DIGITALNI MAMOGRAFIJI V PRIMERJAVI Z DIGITALNO TOMOSINTEZO DOJK

VPLIV INDEKSA TELESNE MASE NA OBSEVANOST PACIENTOV PRI SLIKANJU MEDENICE

letnik
34
številka
1
leto
2017

bilten

ISSN 1855-5136

Bilten: glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije
Bulletin: Newsletter of the Slovenian Society of Radiographers

Izdajatelj / Publisher:

Društvo radioloških inženirjev Slovenije
Slovenian Society of Radiographers

Urednik / Editor:

Nejc Mekiš
nejc.mekis@zf.uni-lj.si

Uredniški odbor / Editorial board:

Dejan Hribar
Aleksandra Oklješa Lukič
Barbara Petrinjak
Gašper Podobnik
Janez Podobnik
Sebastijan Rep
Tina Starc
Valerija Žager Marciuš

Naslov uredništva / Editorial office:

Zdravstvena pot 5
1000 Ljubljana
Slovenia
Tel.: 01/300-11-51
Fax: 01/300-11-19
E-mail: nejc.mekis@zf.uni-lj.si

Lektorica slovenskega jezika / Proofreader of Slovenian version:

Veronika Lipovec

Prevajalka in lektorica angleškega jezika / Translator and proofreader of English version:

Janja Gaborovič in Tina Levec

**Članki so recenzirani z zunanjo recenzijo / The articles are reviewed by external review
Recenzije so anonimne / Reviews are anonymous**

Naklada / Number of copies:

500 izvodov / 500 copies

Oblikovanje naslovnice/Cover design:

Ana Marija Štimulak

Grafično oblikovanje in tisk / Graphic design and print:

Tisk 24 d.o.o., 1000 Ljubljana, Slovenia

Revija izhaja dvakrat letno / The journal is published twice a year

Revijo indeksira / Indexed and abstracted by:

CINAHL (Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature), COBIS.SI (Vzajemna bibliografsko-kataloška baza podatkov) in dLib (Digitalna knjižnica Slovenije)

Avtorji so odgovorni za vse navedbe v svojih člankih / The authors are responsible for all statements in their papers.

Revija je natisnjena na brez kislini papir / This journal is printed on acid-free paper

Bilten je uradna revija Društva radioloških inženirjev Slovenije, z zunanjimi Recenzijami. Bilten je namenjen objavi člankov z vseh področij diagnostičnega slikanja (diagnostična radiološka tehnologija, CT, MR, UZ in nuklearna medicina) ter terapevtske radiološke tehnologije in onkologije. Članki so strokovni in znanstveni: rezultati raziskovalnega dela, tehnološke ocene, opisi primerov itd. V Biltenu objavljamo tudi sindikalne novice ter informacije o izobraževanju, hkrati pa omogoča tudi izmenjavo informacij in mnenj radioloških inženirjev.

The Bulletin is an official journal of the Society of Radiographers of Slovenia with external reviews. The purpose of the Bulletin is to publish articles from all areas of diagnostic imaging (diagnostic radiologic technology, CT, MR, US and nuclear medicine), therapeutic radiologic technology and oncology. The articles are professional and scientific: results of research, technological assessments, descriptions of cases, etc. The Bulletin also contains trade union news and information about education and training, in addition to offering the opportunity to radiographers to exchange information and opinions.

Spoštovane kolegice, spoštovani kolegi!

V prvi letošnji številki Biltena si lahko preberete 4 zanimive članke iz področja diagnostične radiološke tehnologije.

18 let smo izdajali revijo skupaj z Zbornico radioloških inženirjev Slovenije, ki nas je julija letos obvestila, da na bo več sodelovala. Tako je to prva številka, ki jo po dolgih letih spet ureja in izdaja samo Društvo radioloških inženirjev Slovenije. Kljub prenehanju sodelovanja pri Biltenu, DRI z zbornico še vedno zelo dobro sodeluje, prav tako tudi z obema drugima stanovskima organizacijama, Radiološkim društvom dr. Mile Kovač in Sindikatom sevalcev Slovenije ter Zdravstveno fakulteto v Ljubljani.

Predsedstvo DRI je odločilo, da bo Bilten še naprej nemoteno izhajal dvakrat letno, prejemale pa ga bodo vsi člani društva, ostali pa si ga lahko ogledate v elektronski obliki na spletu.

Lep pozdrav,

*urednik Biltena
Nejc Mekiš*

diagnostična radiološka tehnologija**4***Veronika Kutnar***NADZOR KAKOVOSTI MAMOGRAFSKIH SLIK V DRŽAVNEM PRESEJALNEM PROGRAMU DORA***QUALITY CONTROL OF MAMMOGRAPHIC IMAGES IN THE NATIONAL BREAST CANCER SCREENING PROGRAMME - NP DORA***diagnostična radiološka tehnologija****11***Robert Pintarič***PRIMERJAVA MED NAVIDEZNI IN EKSPONENCIALNI NAVIDEZNI DIFUZIJSKI KOEFICIENTOM PRI MEHKOTKIVNIH ORGANIH NA 3T MAGNETNI REZONANCI***COMPARISON BETWEEN APPARENT AND EXPONENTIAL APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT IN SOFT TISSUE ORGANS ON 3T MAGNETIC RESONANCE***diagnostična radiološka tehnologija****16***Maja Žinkovič, Marija Šantl Letonja, Egon Prelec***PRIMERJAVA DOZNE OBREMENITVE PACIENTK PRI DIGITALNI MAMOGRAFIJI V PRIMERJAVI Z DIGITALNO TOMOSINTEZO DOJK***RADIATION DOSES RECEIVED BY PATIENTS IN DIGITAL MAMMOGRAPHY IN COMPARISON WITH DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS***diagnostična radiološka tehnologija****21***Nejc Mekiš***VPLIV INDEKSA TELESNE MASE NA OBSEVANOST PACIENTOV PRI SLIKANJU MEDENICE***THE INFLUENCE OF BODY MASS INDEX ON RADIATION DOSE IN PELVIC RADIOGRAPHY*

NADZOR KAKOVOSTI MAMOGRAFSKIH SLIK V DRŽAVNEM PRESEJALNEM PROGRAMU DORA

QUALITY CONTROL OF MAMMOGRAPHIC IMAGES IN THE NATIONAL BREAST CANCER SCREENING PROGRAMME - NP DORA

Veronika Kutnar

Onkološki Inštitut Ljubljana, Državni presejalni program DORA, Zaloška cesta 2, 1000 Ljubljana

Korespondenca: Veronika Kutnar, dipl.inž.rad.; e-mail: vkutnar@onko-i.si

Prejeto/Recived: 21.12.2015

Sprejeto/Accepted: 10.2.2016

POVZETEK

Uvod: Za zagotavljanje kakovosti mamografskih slik v programu DORA enkrat do dvakrat na leto ocenimo mamograme vseh radioloških inženirjev, pri tem pa mora vsak doseči vsaj 75% slik stopnje 1 in največ 3% slik stopnje 3 za vsako posamezno projekcijo.

Namen: Predstaviti nadzor kakovosti mamografskih slik pri radioloških inženirjih, ki delajo v programu DORA in raziskati ali se zaradi nadzora kakovost mamografskih slik izboljšuje?

Metode dela: V Sloveniji uporabljamo obrazec ocenjevanja, ki je kombinacija meril PGMI (Perfect, Good, Moderate, Inadequate) in Dokustufen, dodali pa smo tudi naše večletne izkušnje. Za vsakega posameznega radiološkega inženirja se na Onkološkem inštitutu v Ljubljani v računalniški aplikaciji Dora diagnosis naključno izbere in oceni 30 mamografij. Prikazani rezultati so za obdobje dveh let (od septembra 2013 do septembra 2015) ki smo ju razdelili na štiri statistična obdobja.

Rezultati: V prvem statističnem obdobju 10 od 23 radioloških inženirjev (43%) ni doseglo cilja kakovosti, v drugem 5 od 23 (21,74%), v tretjem 2 od 11 (18,18%), v zadnjem pa 7 od 24 (29,16%).

Razprava: Cilj kakovosti je, da vsak radiološki inženir naredi 97% slik, ki so diagnostično uporabne, dopustna je ponovitev 3% slik. To, da jih kar 43% ni doseglo cilja kakovosti v prvem ocenjevalnem obdobju, lahko povezujemo tudi z novim, bolj objektivnim načinom ocenjevanja, ki smo ga takrat začeli uporabljati. Po dveh letih ocenjevanja so vsi radiološki inženirji presegli mejo kakovosti 75% slik stopnje 1 (povprečje 85,5%). Lahko potrdimo, da nadzor kakovosti pozitivno vpliva na kakovost mamografskih slik.

Zaključek: S sprotnim izobraževanjem in rednim nadziranjem kakovosti dela radioloških inženirjev je mogoče zagotoviti visoko kakovost mamografskih slik. Z rednim nadzorom lahko spremljamo ali se kakovost slikanja veča ali manjša in ob zmanjšanju lahko pravočasno ukrepamo.

Ključne besede: mamografija, kriterij ocenjevanja mamogramov, nadzor kakovosti, PGMI

ABSTRACT

Introduction: In order to ensure the quality of mammograms in the DORA programme, the mammograms of all radiographers are assessed once or twice a year. Each radiographer must achieve level 1 in at least 75% of the images and level 3 in no more than 3% of the images for each projection.

Purpose: To present the quality control of mammographic images for radiographers who work in the DORA programme and to investigate whether the quality control brings improvement of mammographic images.

Methods: In Slovenia, an image assessment form is used, which is a combination of PGMI criteria (Perfect, Good, Moderate, Inadequate) and Dokustufen, in addition to the experience we acquired over the years. For each radiographer, 30 mammograms are randomly selected and assessed in the computer application Dora diagnosis at the Institute of Oncology in Ljubljana. The results are shown for the period of two years (from September 2013 to September 2015), divided into four statistical periods.

Results: In the first statistical period, 10 of 23 radiographers (43 %) failed to achieve the quality objective. In the second statistical period, 5 of 23 radiographers (21.74 %), in the third period, 2 of 11 DRI (18.18 %), and in the last statistical period, 7 of 24 radiographers (29.16 %) failed to achieve the quality objective.

Discussion: The quality objective to be achieved by each radiographer is 97 % of the images acceptable for diagnostics and no more than 3 % of the repeated images. The fact that 43 % of the radiographers failed to achieve the quality objective in the first assessment period can be associated with the new, more objective image assessment method. The results show that after the two-year assessment period, all radiographers exceeded the quality limit of 75 % with the 1st level images (85.5 % average). We can therefore confirm that the quality control has a positive impact on the quality of mammographic images.

Conclusion: With the on-going education and regular monitoring of the quality of the radiographers' work, high-quality mammograms can be provided. Regular supervision helps us monitor the potential increase or decrease in the imaging quality, so that we can take the appropriate measures if the image quality is decreasing.

Keywords: mammography, image assessment criteria, quality control, PGMI

UVOD

DORA (DOjka RAK) je državni program presejanja za raka dojke, ki ga organizira Onkološki inštitut v sodelovanju z Ministrstvom za zdravje in Zavodom za zdravstveno zavarovanje Slovenije za ženske med 50. in 69. letom starosti, in sicer pregled z mamografijo (http://dora.onko-i.si/domov/index.html?no_cache=1).

Mamografija je rentgensko slikanje dojke in je metoda izbora za zgodnje odkrivanje raka dojke, zato je treba imeti v mamografskem timu strokovno izobraženo osebje. Udeležiti se mora izobraževanja v priznanem izobraževalnem centru (Krajc in sod., 2006). Mamografsko slikanje izvajajo izkušeni radiološki inženirji (RI), ki so opravili vsa potrebna (začetna in obnovitvena) izobraževanja in za to prejeli certifikate v referenčnem presejalnem centru na treh različnih tečajih: multidisciplinarni tečaj, tečaj pozicioniranja in praktični del, ki traja 14 dni.

Radiološki inženir (RI) ima osrednjo vlogo pri obravnavi ženske in izdelavi visoko kakovostnih mamografskih slik. Prav dobra izkušnja pri presejanju pomeni večjo verjetnosti, da se bo ženska presejanja ponovno udeležila (Krajc in sod., 2006). Prav tako je v programu DORA pomembna dobra in natančna anamneza, ki jo vpišemo v računalniško aplikacijo. Tako z dobrim pozicioniranjem, dobro anamnezo in primerno komunikacijo v programu DORA, ne prispevamo le k zgodnejšemu odkrivanju raka dojke, ampak tudi k manjšemu številu dodatnih slikanj, manj strahu preiskovanke in k ponovni udeležbi ženske čez 2 leti.

Pozicioniranje in kontrola kakovosti mamografskih slik temeljita na osnovi evropskih smernic za zagotavljanje kakovosti mamografskih slik in naših izkušenj. Preiskovanka mora biti seznanjena s potekom mamografije, s koristmi in tveganji presejanja. Za doseg celostno kakovostne preiskave so potrebni dobra priprava preiskovanke, visoko kakovostno pozicioniranje in redna kontrola kakovosti slik (Perry et al., 2006).

Za zagotavljanje kakovosti mamografskih slik 1 do 2-krat letno ocenjujemo mamograme vseh RI, ki delajo v programu DORA. Vsi ocenjeni mamogrami so naključno izbrani. Pri tistih, ki se uvajajo, oziroma tistih, ki so dlje časa odsotni (npr.: porodniške, bolniške), se ocenjujejo vsi mamogrami v obravnavanem časovnem obdobju. S takim načinom dela sproti odkrivamo značilne napake in jih lahko sproti odpravljamo (Nemanič, 2014).

Merila za ocenjevanje mamografskih slik

Poznamo več meril za ocenjevanje slik, najbolj znani pa so:

- PGMI (Perfect, Good, Moderate, Inadequate): uporaba v Angliji,
- EAR (Exellent, Acceptable, Repeat): uporaba v Avstraliji,
- Dokustufen 1, 2, 3 (stopnje 1, 2, 3): uporaba v Nemčiji.

Moreira in sodelavci (2005) so primerjali PGMI in EAR. Ugotovili so, da so nekateri kriteriji pomanjkljivo opredeljeni. Obe metodi sta zaradi nenatančno razčlenjenih/razloženih

napak manj zanesljivi, vendar je zanesljivost PGMI nekoliko večja (Moreira et al., 2005).

NAMEN

Namen članka je raziskati ali izvajanje nadzora kakovosti mamografskih slik izboljšuje pozicioniranje in kakovost mamogramov pri RI, ki so zaposleni na Onkološkem inštitutu Ljubljana v državnem presejalnem programu DORA.

METODE DELA

V Sloveniji imamo obrazec za ocenjevanje, ki je kombinacija PGMI-ja, Dokustufna in naših večletnih izkušenj, saj v posameznih izmed zgoraj naštetih meril nekateri kriteriji niso dovolj natančno opredeljeni. Obrazec smo dopolnili in izpopolnili predvsem zato, da so določena merila postala merljiva in s tem bolj objektivna. Tako lahko posamezne karakteristike slik izmerimo bodisi v kotnih stopinjah ali v centimetrih oz. milimetrih. Merila tudi dopolnjujemo.

Pri nadzoru kakovosti dela vseh RI v programu DORA smo v računalniški aplikaciji Dora Diagnosis za vsakega naključno izbrali 30 mamografij oz. manj v primeru daljše odsotnosti. Identifikacijska številka mamografije in ocena mamografske slike se nato vpiše na ocenjevalni list. Ne ocenjujemo tistih mamografij, pri katerih RI zapiše objektivni razlog za slabšo sliko (npr. poškodba rame, hrbtnice, slikanje na vozičku ...). Skupna povprečna ocena pozicioniranja mamografskih slik mora biti nad 75% stopnje 1, do 25% stopnje 2 in največ 3% slik stopnje 3, kar je tudi cilj kakovosti. Po naših izkušnjah smo dodali pogoj, da mora imeti vsak RI nad 75% primernega pozicioniranja tudi pri vsaki projekciji posamezno (kranio kavalna – CC in polstranska mediolateralna – MLO), kajti velikokrat se je zgodilo, da so bili odstotki pri MLO projekcijah bistveno nižji kot pri CC, vendar do tega ne sme prihajati, kajti obe projekciji sta enako pomembni (Kutnar, 2015). Rezultate iz ocenjevalnega lista smo na koncu vnesli še v program Microsoft Exel, v katerem smo poleg tabel naredili tudi grafe.

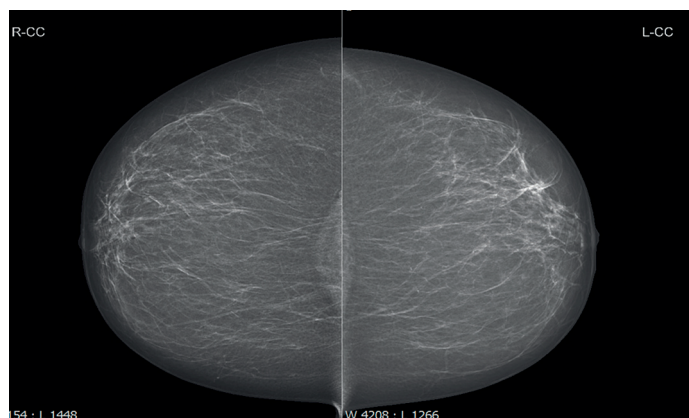
Merila za ocenjevanje mamografskih slik na Onkološkem inštitutu v Ljubljani

Obrazec za ocenjevanje je razdeljen v 3 stopnje, stopnja 1, 2, in 3 za CC in MLO projekcijo posebej.

Cranio - caudalna (CC) projekcija

Stopnja 1 pomeni odlične in dobre slike:

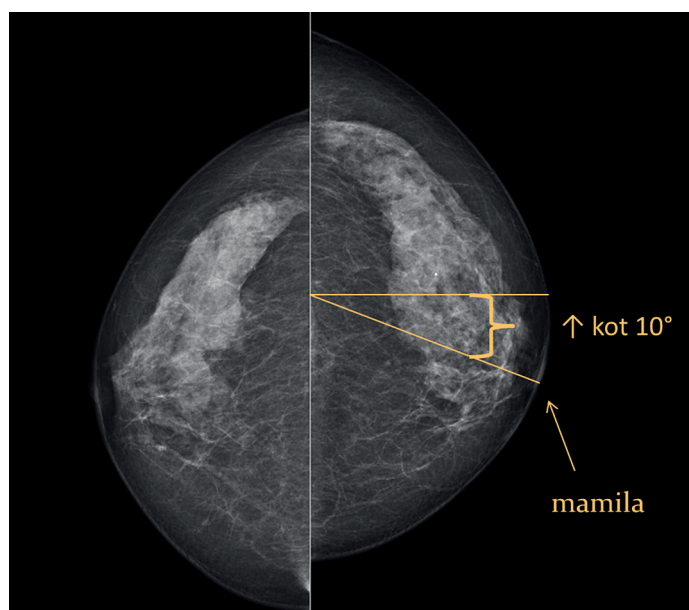
- razdalja od prsne mišice do mamile (PNL) do 1,5cm,
- mamila je v profilu,
- lahko so prikazane manjše kožne gube, ki ne zakrivajo diagnostično pomembnega dela in niso izrazite,
- viden medialni del parenhima ter delno ali v celoti viden lateralni del: dojko z navidezno črto razdelimo na polovico, pri tem pa mamila ne sme odstopati od nje za več kot 10°,
- manjši artefakti, ki ne zakrivajo dojke,
- dobra kompresija (ostre konture, razprt parenhim).



Slika 1: Odličen CC posnetek, stopnja 1

Stopnja 2 pomeni zmerne slike:

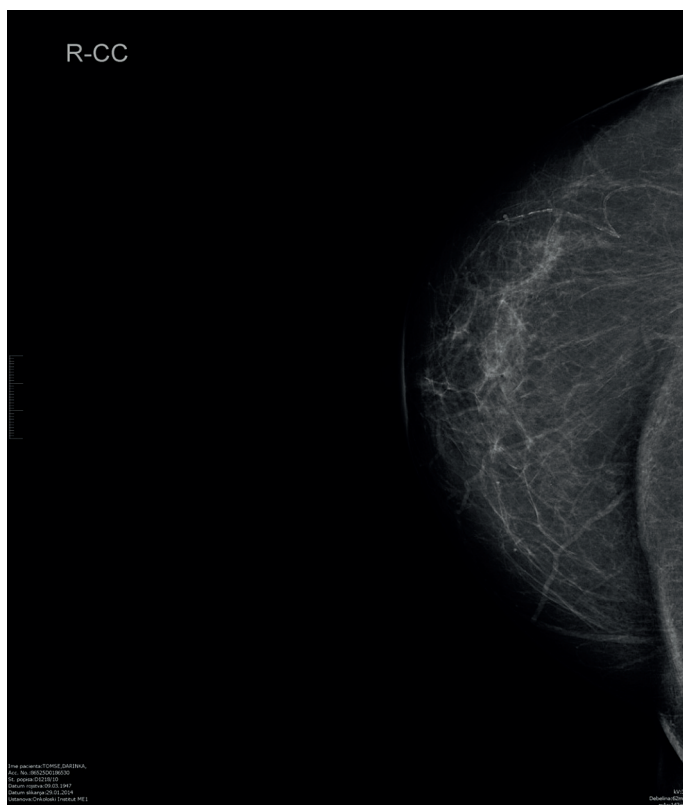
- nezadosten PNL, ki je večji od 1,5 cm, a manjši od 3 cm,
- mamila ni v profilu,
- izrazite kožne gube, ki ne zakrivajo diagnostično pomembnega dela,
- izrazita asimetrija (1–4 cm),
- manjši del medialnega/lateralnega parenhima manjka: dojko z navidezno črto razdelimo na polovico, pri tem mamila odstopa od navidezne črte od 10 do 20°.



Slika 2: Meritev medialnega dela dojke

Stopnja 3 pomeni neustrezne slike, ki diagnostično niso uporabne:

- mamila izrazito v parenhimu,
- nezadosten PNL, ki je večji od 3 cm,
- nezadostna dolžina pektoralne mišice za izmero PNL-ja,
- izrazite kožne gube, ki segajo v parenhim dojke,
- izrazita asimetrija, ki je večja od 4 cm,
- večji del medialnega/lateralnega parenhima manjka: dojko z navidezno črto razdelimo na polovico, pri tem mamila odstopa od navidezne črte za več kot 20°,
- slaba kompresija in s tem prisotni gibalni artefakti.

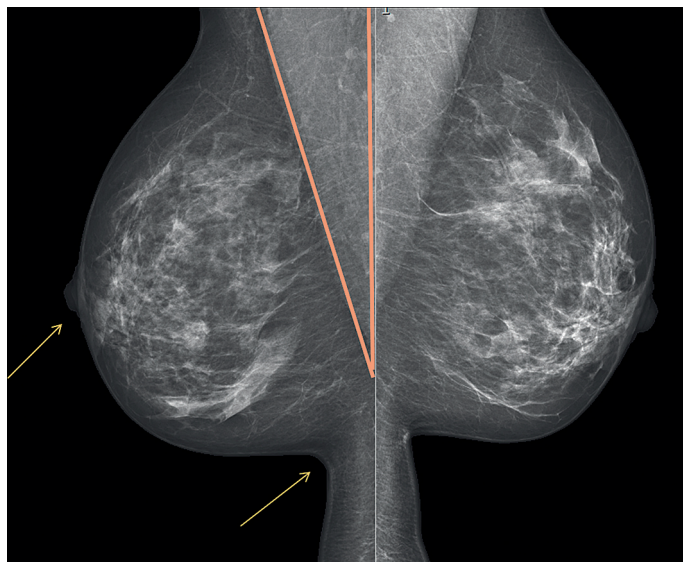


Slika 3: Primer 3. stopnje - izrazita guba

Medio – lateralna projekcija (MLO)

Stopnja 1 pomeni odlične in dobre slike:

- dolžina pektoralne mišice je do mamile oz. je daljša od pravokotne črte, ki povezuje pektoralno mišico in mamilo,
- kot pektoralne mišice je 20°, v primeru anatomskih vzrokov lahko tudi manj,
- mamila je v profilu,
- inframamarna guba je razpeta,
- lahko so manjše kožne gube, ki ne zakrivajo diagnostično pomembnega dela in niso izrazite,
- manjši artefakti, ki ne zakrivajo dojke,
- dobra kompresija – ostre konture, razprt parenhim,
- manjša asimetrija do 1cm.



Slika 4: Odličen MLO posnetek, stopnja 1

Stopnja 2 pomeni zmerne slike:

- dolžina pektoralne mišice ni do mamile oz. je v bližini pravokotne črte, ki povezuje pektoralno mišico in mamilo, prikazane je manj kot 2/3 dolžine pektoralne mišice,
- kot pektoralne mišice je manjši od 20°,
- mamila ni v profilu,
- inframamarna guba ni razpeta in se le nakazuje,
- izrazite kožne gube, ki ne zakrivajo diagnostično pomembnega dela,
- izrazita asimetrija (1–4 cm).

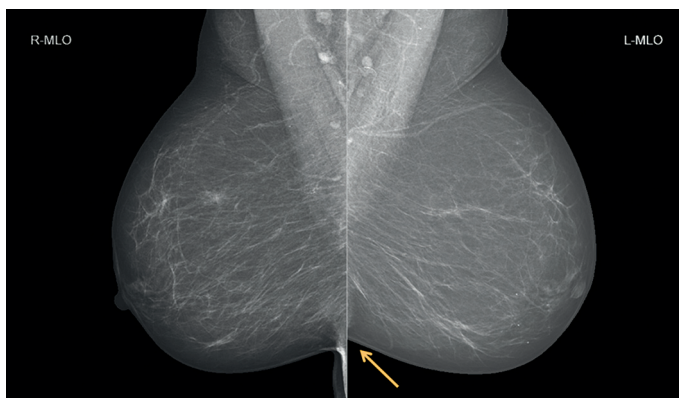


Slika 5: Primer 2. stopnje - bradavica ni v profilu

Stopnja 3 pomeni neustrezne slike, ki diagnostično niso uporabne, in sicer:

- mamila izrazito v parenhimu,
- kot pektoralne mišice le robno prikazan,

- prikazane je manj kot 1/3 dolžine pektoralne mišice in s tem tudi nezmožnost izmere PNL-ja,
- izrazite kožne gube, ki segajo v parenhim dojke,
- izrazite asimetrija, ki je večja od 4 cm,
- slaba kompresija in s tem prisotni gibalni artefakti.



Slika 6: Primer 3. stopnje - IMF predel ni prikazan

Prikazani rezultati so za obdobje dveh let (od septembra 2013 do septembra 2015), obravnavani so samo RI, ki so zaposleni na Onkološkem inštitutu v Ljubljani, čeprav se nadzor enako izvaja tudi za tiste RI, ki delajo v programu DORA v zunanjih enotah. V tem času so bili narejeni štiri statistični pregledi: za obdobje od septembra 2013 do marca 2014, od aprila do septembra 2014, od septembra 2014 do marca 2015 (vključeni samo tisti DRI, ki so imeli rezultate prejšnjih dveh pregledov pod 85%, za vsako projekcijo posebej) od oktobra 2014 do septembra 2015.

Tabela 1: Ocenjevanje RI od septembra 2013 do marca 2014

	št. slik	CC	MLO	1. stopnja	2. stopnja	3. stopnja
Radiološki inženir	CC/MLO	%	%	75%	do 25%	max 3%
1	37 (74)	83,70%	63,50%	73,60%	23,70%	2,70%
2	10 (20)	75%	85%	80%	18%	2,50%
3	30 (60)	93%	95%	94,16%	5,84%	0%
4	30 (60)	91,60%	61,60%	76,60%	21,80%	1,60%
5	12 (24)	75%	62,50%	68,75%	20,84%	10,41%
6	6 (12)	83,30%	75%	79,10%	20,90%	0%
7	30 (60)	83,30%	91,60%	87,50%	11,67%	0,83%
8	25 (50)	92%	78%	85%	14%	1%
9	30 (60)	81,60%	75%	78,30%	18,40%	3,30%
10	20 (40)	100%	75%	87,50%	11,25%	1,25%
11	25 (50)	90%	78%	84%	14%	2%
12	30 (60)	95%	80%	87,50%	12,50%	0%
13	30 (60)	91,60%	81,60%	86,60%	13,40%	0%
14	26 (52)	98%	94%	96,10%	3,90%	0%
15	30 (60)	98,30%	78,30%	88,30%	10,10%	1,60%
16	27 (54)	94,40%	90,70%	92,60%	7,40%	0%
17	30 (60)	96,60%	73,30%	85%	13,40%	1,60%
18	30 (60)	95%	85%	90%	7,50%	2,50%
19	20 (40)	92,50%	87,50%	90%	10%	0%
20	30 (60)	90%	80%	85%	15%	0%
21	30(60)	88,30%	73,30%	80,80%	16,70%	2,50%
22	30 (60)	93,30%	75%	84,20%	15,80%	0%
23	30(60)	93,30%	76,60%	85,00%	15,00%	0%
POVPREČJE:		90,21%	78,93%	84,59%		

Od leta 2014 naprej smo zaradi vse večje količine pregledanih slik spremenili časovna obdobja. Tiste RI, ki imajo odstotke povprečne ocene pri obeh projekcijah nad 85% v dveh zaporednih pregledih, ocenimo za obdobje enega leta, za tiste, pri katerih je bil odstotek pod 85%, pa smo ohranili nadzor na pol leta.

REZULTATI

Tabela 1 prikazuje rezultate ocenjevanja 23 RI od septembra 2013 do marca 2014. 9 jih ne dosega 75% slik stopnje 1 pri MLO, 2 pa pri CC projekciji. 43% jih ni doseglo cilja kakovosti stopnje 1. 2 nista dosegla 75% slik stopnje 1 pri obeh projekcijah skupaj, eden pa ni dosegel cilja pri nobeni projekciji. V povprečju so boljši rezultati pri CC projekciji. Pri RI št. 5 je velik odstotek slik stopnje 3 (10,41%), vendar takrat še nismo imeli dodelanega načrta, kaj narediti v takem primeru, razen pogovora. Sedaj RI s takšnim odstotkom stopnje 3 ne dela več v programu DORA.

Vsi ocenjeni RI dobijo in pregledajo svoje rezultate skupaj z RI, odgovornim za nadzor kakovosti. Vsi, ki niso dosegli cilja kakovosti v tem obdobju, so bili dodatno ocenjeni, pri tem samo eden RI (št. 5) ponovno ni dosegel cilja.

Tabela 2 prikazuje rezultate za 2. ocenjevalno obdobje. Rezultati so boljši, saj samo 5 od 23 RI ni doseglo 75% slik stopnje 1 pri MLO projekciji, 5 oz. 21,74% jih ni doseglo cilja kakovosti. Isti RI kot v prejšnjem obdobju ni dosegel niti

75% skupnih rezultatov. Vsi so dosegali cilj kakovosti pri CC projekciji, nihče pa ni presejal 3% slik stopnje 3.

Po pregledu rezultatov smo uvedli novost, vsak RI, ki ni dosegel rezultatov stopnje 1, je dobil pomoč, da je v praksi odpravil tipične napake. Po ponovni oceni so 4 dosegli cilj, eden, isti kot v prejšnjem obdobju pa ne, zato ne dela več v programu DORA.

Tretji pregled je za obdobje od oktobra 2014 do marca 2015. Ocenjeni so bili tisti, katerih rezultati so bili v prejšnjih dveh ocenjevalnih pod 85%, pri vsaki projekciji posebej. Ocenjenih je bilo 11 RI, 2 (18,18%) nista dosegla cilja kakovosti pri MLO projekciji, pri ponovnem ocenjevanju pa sta ga.

Za zadnji statistični pregled so bili RI razdeljeni na dve skupini z različnima ocenjevalnima obdobjema:

- 1) od oktobra 2014 do septembra 2015 za tiste, ki v tretjem statističnem pregledu niso bili vključeni,
- 2) od aprila 2015 do septembra 2015 za tiste, ki so bili vključeni v prejšnjem obdobju

Skupaj je bilo ocenjenih 24 RI. 7 (29,16 %) jih ni doseglo 75% slik stopnje 1 oz. cilja kakovosti pri MLO projekciji. V povprečju so dosegli bistveno boljše rezultate pri CC projekciji. Posebej izstopajo inženirji št. 7, 8, 16 in 19. Spet se je povečal odstotek slik stopnje 3, kar je posledica ponavljanja mamografskih slik. En RI ni dosegel cilja kakovosti. Dodatno ocenjevanje je uspešno opravilo 5 RI, 2 pa zaradi reorganizacije oddelka dodatnega ocenjevanja še nista uspela opraviti.

Tabela 2: Ocenjevanje RI od aprila do septembra 2014

Radiološki inženir	št. slik	CC %	MLO	1. stopnja	2. stopnja	3. stopnja
	CC/MLO		%	75 %	do 25%	max 3%
1	30(60)	90,00%	88,30%	89,1%	10,9%	0,0%
2	30(60)	96,60%	78,30%	87,5%	10,9%	1,6%
3	22(44)	93,10%	77,20%	85,2%	14,8%	0,0%
4	30(60)	90,00%	85,00%	87,5%	12,5%	0,0%
5	5(10)	100,00%	40,00%	70,0%	29,5%	0,5%
6	30 (60)	91,60%	91,60%	91,6%	8,4%	0,0%
7	30 (60)	95,00%	86,60%	90,8%	8,4%	0,8%
8	30(60)	93,30%	80,00%	86,6%	11,7%	1,7%
9	30(60)	91,60%	73,30%	82,5%	15,0%	2,5%
10	15 (30)	96,60%	83,30%	90,0%	10,0%	0,0%
11	16(32)	93,70%	71,80%	82,8%	15,6%	1,6%
12	30(60)	91,6%	86,60%	89,1%	10,1%	0,8%
13	30(60)	93,30%	75,00%	84,1%	14,2%	1,7%
14	30(60)	98,30%	93,30%	95,8%	4,2%	0,0%
15	30(60)	96,60%	85,00%	90,8%	9,2%	0,0%
16	30(60)	91,6%	86,60%	90,0%	9,2%	0,8%
17	30(60)	93,3%	85,00%	89,1%	9,2%	1,7%
18	30(60)	90,00%	83,30%	86,7%	12,5%	0,8%
19	21(42)	90,40%	85,70%	85,7%	14,3%	0,0%
20	20(40)	90,00%	85,00%	87,5%	12,5%	0,0%
21	30(60)	83,30%	85,00%	84,2%	15,8%	0,0%
22	30(60)	91,60%	90,00%	90,8%	9,2%	0,0%
23	30(60)	83,3%	73,30%	78,3%	20,8%	0,8%
	POVPREČJE:	92,89%	80,84%	86,8%		

Tabela 3: Ocenjevanje RI od oktobra 2014 do marca 2015

	št. slik	CC	MLO	1. stopnja	2. stopnja	3. stopnja
Radiološki inženir	CC/MLO	%	%	75%	do 25%	max 3%
1	30(60)	81,70%	86,70%	84,2%	14,2%	1,6%
2	30(60)	91,70%	90,00%	90,9%	9,1%	0,0%
3	30(60)	86,70%	83,30%	85,0%	14,2%	0,8%
4	6(12)	91,70%	75,00%	83,3%	16,7%	0,0%
5	25(50)	96,00%	88,00%	92,0%	6,4%	1,6%
6	30(60)	91,70%	81,70%	86,7%	11,6%	1,7%
7	25(50)	84,00%	72,00%	78,0%	22,0%	0,0%
8	30(60)	93,30%	88,30%	90,8%	9,2%	0,0%
9	30(60)	90,00%	90,00%	90,0%	9,2%	0,8%
10	30(60)	93,30%	86,70%	90,0%	7,5%	2,5%
11	30(60)	91,70%	78,30%	85,0%	15,0%	0,0%
POVPREČJE:		90,16%	83,64%	86,9%		

Tabela 4: Ocenjevanje RI za obdobje od oktobra 2014 do septembra 2015

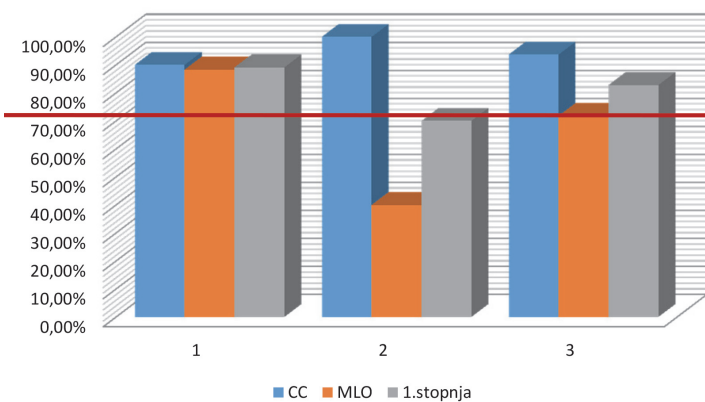
	št. slik	CC	MLO	1. stopnja	2. stopnja	3. stopnja
Radiološki inženir	CC/MLO	%	%	75%	do 25%	max 3%
1	30 (60)	83,00%	73,00%	78,0%	20,0%	2,0%
2	25 (50)	96,00%	76,00%	86,0%	14,0%	0,0%
3	25 (50)	90,00%	92,00%	91,0%	9,0%	0,0%
4	30 (60)	85,00%	81,60%	83,0%	15,0%	2,0%
5	30 (60)	83,30%	86,60%	80,0%	19,0%	1,0%
6	30 (60)	93,30%	78,30%	86,0%	14,0%	0,0%
7	20 (40)	90,00%	75,00%	83,0%	13,0%	4,0%
8	30 (60)	90,00%	68,30%	79,0%	19,0%	2,0%
9	5 (10)	100,00%	80,00%	90,0%	10,0%	0,0%
10	30 (60)	86,60%	75,00%	81,0%	19,0%	0,0%
11	30 (60)	96,60%	88,30%	93,0%	7,0%	0,0%
12	30 (60)	93,30%	95,00%	94,0%	6,0%	0,0%
13	30 (60)	80,00%	82,00%	81,0%	16,0%	3,0%
14	30 (60)	91,60%	90,00%	91,0%	9,0%	0,0%
15	30 (60)	98,00%	76,60%	88,0%	12,0%	0,0%
16	30 (60)	91,60%	68,30%	80,0%	17,0%	3,0%
17	25 (50)	94,00%	82,00%	88,0%	12,0%	0,0%
18	30 (60)	81,60%	71,60%	77,0%	23,0%	0,0%
19	10 (20)	95,00%	70,00%	83,0%	17,0%	0,0%
20	30 (60)	98,30%	88,30%	93,0%	7,0%	0,0%
21	25 (50)	94,00%	84,00%	89,0%	11,0%	0,0%
22	30 (60)	91,60%	86,70%	89,0%	11,0%	0,0%
23	30 (60)	86,60%	90,00%	88,0%	9,0%	2,5%
24	30 (60)	93,30%	80,00%	87,0%	12,0%	1,0%
POVPREČJE:		90,95%	80,78%	85,8%		

RAZPRAVA

Nadzor kakovosti, kot ga je določila Svetovna zdravstvena organizacija je niz operacij, namenjenih ohranjanju ali izboljšanju (Perry et al., 2006).

Cilj kakovosti je, da DRI naredi 97% slik, ki so diagnostično uporabne, in da maksimalno 3% slik ponovi (Moreira et al., 2005). Z nadzorom kakovosti sproti odkrivamo tipične napake in jih sproti odpravimo.

V DORA programu smo leta 2013 dopolnili in izpopolnili obrazec ocenjevanja, ker nekatera merila, ki se uporabljajo v Evropi in po svetu, temeljijo na subjektivnih merilih. Po pregledani literaturi smo do sedaj edini uvedli ločeno ocenjevanje posameznih projekcij. Drugod ocenjujejo vsako projekcijo posamezno, nato pa oceni obeh združijo v skupno oceno pozicioniranja. Na grafu 1 so prikazani trije tipi rezultatov ocen. Prvi tip je tisti, katerega si želimo in za katerim stremimo v programu DORA, torej, da sta obe projekciji enako diagnostično uporabni. Tip dva in tri pa sta tista, zaradi katerih smo se odločili spremeniti način ocenjevanja. Pozicioniranje CC projekcije je bistveno lažje, pri MLO projekciji mora biti RI pozoren na več ključnih točk, bistveno večjo vlogo pa igra anatomija preiskovanke. Eklund in Cardenosa (1992) pravita, da je mamografija znanost in umetnost pozicioniranja, ki pa je odvisna tako od opreme in anatomije preiskovanke kot od tehničnega in strokovnega znanja.



Graf 1: Trije tipi rezultatov ocenjevanja

V tabeli 1 vidimo, da kar 43% DRI ne dosega cilja kakovosti. Vzrok lahko povežemo tudi z novim, bolj natančnim ocenjevanjem. Z nadzorom odkrivamo tipične napake, zato se o njih pogovorimo, pomagamo z nasveti, kako jih odpraviti, kar nam pomaga, da se izboljšamo. To tudi dokazujejo rezultati, ker so se skoraj vsi RI, ki so v prvem krogu ocenjevanja imeli rezultate pod 75% za posamezno projekcijo, po pogovoru v naslednjem dodatnem ocenjevalnem obdobju izboljšali.

Povprečje obeh projekcij se izboljšuje. Skupni rezultati (CC + MLO projekcija) niso več pod 75% slik stopnje 1 za vsakega RI posamezno. Odstotek RI, ki ne dosega cilja kakovosti, se je z vsakim ocenjevanjem občutno zmanjšal.

Torej nadzor pozitivno vpliva na kakovost mamografskih slik, saj kvaliteta mamogramov raste in s tem je tudi cilj kakovosti dosežen.

ZAKLJUČEK

V Sloveniji imamo od leta 2013 svoj sistem za ocenjevanje mamografskih slik, ki združuje merila PGMI in Dokustufen. Na podlagi naših večletnih izkušenj smo sistem dopolnili.

V članku smo pregledali statistične podatke o kakovosti mamogramov za obdobje zadnjih dveh let (4 statistična obdobja), vključeni so bili RI, ki so zaposleni na Onkološkem inštitutu v programu DORA. Rezultati potrjujejo, da je s sprotim izobraževanjem in rednim nadziranjem kakovosti dela RI mogoče zagotoviti visoko kakovost mamografskih slik, s tem pa tudi boljšo obravnavo preiskovank.

Vendar se mi porajata vprašanji: ali ne bi bilo potrebno vnesti nadzora mamografij tudi izven DORE? Ali nismo preiskovankam, ki so slikane v centrih za bolezni dojke dolžni nuditi najboljšo kakovost? S tem ne mislim, da je kakovost izven DORE slaba, bi jo bilo pa v prihodnosti dobrodošlo raziskati. Nikoli ni tako dobro, da nebi moglo biti še bolje.

LITERATURA

DORA: http://dora.onko-i.si/domov/index.html?no_cache=1 <10. 11. 2015

Krajnc M, Primic Žakelj M, Maučec Zakotnik J (2005). Povzetek evropskih smernic za zagotavljanje kakovosti presejanja in diagnostike raka dojke. *ISIS* 15 (6), 48–54.

Kutnar V. Nadzor kakovosti dela radioloških inženirjev v procesu presejanja v DORA. V: Urška I, Primic Žakelj M, ur.: 6. izobraževalni dan programa ZORA, zbornik predavanj, Brdo pri Kranju, 6. november 2015. Ljubljana: Onkološki inštitut, 86–93.

Moreira C, Svoboda K, Poulos A, Taylor R, Page A, Rickard M (2005). Comparison of the validity and reliability of two image classification systems for the assessment of mammogram quality. *J Med Screen* 12 (1): 38–42.

Nemanič P (2014). Mamografija: Pozicioniranje in kontrola kakovosti mamografskih slik. V: Završnik J., ur.: Simpozij bolezni dojke, Maribor 2014. Maribor: Zdravstveni dom dr. Adolfa Drolca: 141–150.

Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (2006). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities: 167–80; 188–89.

Radiopedia. <http://radiopaedia.org/articles/pgmi-evaluation-system> <17. 02. 2016>

Eklund GW, Cardenosa G (1992). The art of mammographic positioning. *Rad Clin North Am* 30 (1): 21–53.

PRIMERJAVA MED NAVIDEZNM IN EKSPONENCIALNIM NAVIDEZNM DIFUZIJSKIM KOEFICIENTOM PRI MEHKOTKIVNIH ORGANIH NA 3T MAGNETNI REZONANCI

TCOMPARISON BETWEEN APPARENT AND EXPONENTIAL APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT IN SOFT TISSUE ORGANS ON 3T MAGNETIC RESONANCE

Robert Pintarič

Univerzitetni klinični center Maribor, Radiološki oddelek, Ljubljanska c. 5, 2000 Maribor

Korespondenca/Correspondence: Asist. Robert Pintarič, mag. inž. rad. tehnol. spec., E-mail: robert.pintaric@gmail.com

Prejeto/Recived: 21.12.2015

Sprejeto/Accepted: 9.2.2016

IZVLEČEK

Uvod: Difuzijsko slikanje (Diffusion Weighted Imaging – DWI) z magnetno resonanco je neinvazivna preiskava, s katero v zelo kratkem času prikažemo informacije o določenih strukturah v tkivih. DWI lahko uporabljamo v različnih tehnikah obdelave podatkov in je izhodišče za difuzijski tenzor (Diffusion Tensor Imaging – DTI). Omenjena magnetno resonančna pulzna zaporedja uporabljamo pri magnetnoresonančni diagnostiki v vseh tkivih.

Namen: Namen članka je prikazati načine in uporabnost DWI map na različnih tkivih. Prikazati primerjavo med navideznim in eksponencialnim navideznim difuzijskim koeficientom (ADC – Apparent Diffusion Coefficient, EADC – Exponential Apparent Diffusion Coefficient) in pomembnost dnevni testov kakovosti (QA) in kontrole (QC) na fantomu za DWI.

Metode: Pregled literature in primerjava različnih pulzних zaporedij na določenih tkivih. Primerjavo smo naredil na magnetno resonančnem tomografu 3.0 T Signa HDxT General Electrics, na Radiološkem oddelku v UKC Maribor. Uporabil smo fantom za DWI, ki smo ga sestavili v UKC Maribor. Z meritvami, ki smo jih opravili, smo dobili izhodišče za nadaljnje meritve z DWI.

Rezultati in razprava: Prikazali smo razliko med ADC in EADC z različnimi tehniko obdelave surovih podatkov. Uporabili smo določene metode DWI v različnih tkivih, s katerimi si lahko pomagamo pri nadaljnji obdelavi. Ključnega pomena je tudi dnevni test kakovosti in kontrole (QA, QC) za DWI.

Zaključki: Metoda izbora obdelave DWI je v nekaterih primerih pomembna pri klinični diagnozi. Kakovostno opravljena DWI je osnova analize difuzijskih map, s katerimi dobimo pomembne diagnostične podatke pri magnetno resonančnih preiskavah.

Ključne besede: DWI, ADC, EADC, QA DWI, QC DWI difuzijske mape.

ABSTRACT

Introduction: Diffusion magnetic resonance imaging (Diffusion Weighted Imaging – DWI) is a non-invasive examination, which displays the information on specific structures in the tissue in a very short time. DWI can be used in various techniques of data processing and is the basis of diffusion tensor (Diffusion Tensor Imaging – DTI). DWI pulse sequence is used in the MRI diagnosis in all tissues.

Aim: The purpose of this article is to show the ways and usefulness of DWI maps in different tissues; to show the comparison between an apparent diffusion coefficient (ADC) and an exponential apparent diffusion coefficient (EADC), as well as the importance of daily quality assurance (QA) test and quality control (QC) on a DWI phantom.

Methods: Literature review and comparison of different pulse sequences in certain tissues. The comparison was made on a 3.0 T MRI Signa HDxT General Electrics at the Radiology Department of the University Medical Centre Maribor. We used a DWI phantom built at the University Medical Centre Maribor. The conducted measurements provide a starting point for further measurements with DWI.

Results and discussion: We showed the difference between ADC and EADC by using different raw data processing techniques. Specific methods of DWI were used in different tissues which can help us in further processing. Daily quality assessment (QA) and quality control (QC) is also essential for DWI

Conclusion: In some cases, the method of selection of DWI processing is important in clinical diagnosis. High-quality performance of DWI is the basis of analysis of diffusion maps which provide us with important diagnostic data in magnetic resonance examinations.

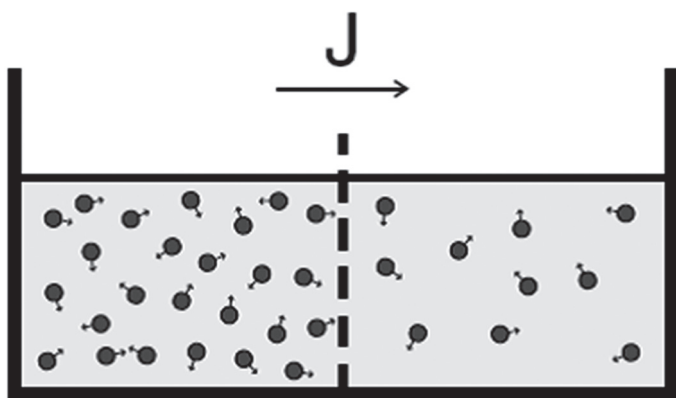
Key words: DWI, ADC, EADC, QA DWI, QC DWI diffusion maps.

UVOD

Difuzija je spontano razširjanje snovi, toplote ali gibalne količine zaradi prostorske nehomogenosti odgovarjajočih fizikalnih količin. Je relativno hitra v plinih, počasnejša v tekočinah in zelo počasna v trdnih snoveh (Berg, 1983). Z difuzijo je definirano premikanje iz področja z večjo koncentracijo na nižjo, kar definira prvi Fickov zakon (slika 1):

$$J = CxD,$$

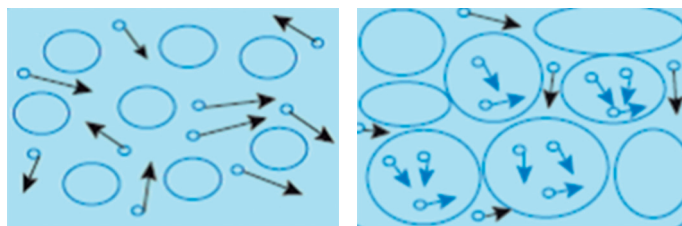
pri čemer je C koncentracija delcev, D sorazmerna koncentracija, J vektor pretoka delcev.



Slika 1: Prikaz prehajanja molekul vode iz višje koncentracije na nižjo

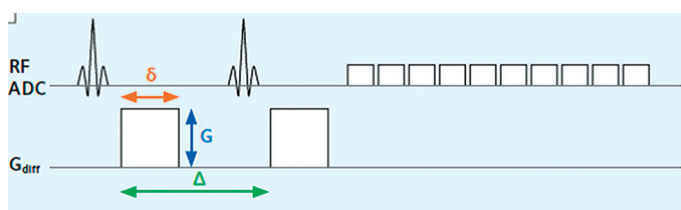
Prvi Fickov zakon pravi, da delci s strani, kjer je večja koncentracija, prehajajo na stran, kjer je koncentracija manjša, kar je prikazano na sliki 1. V našem primeru difuzije je razmerje pretoka sorazmerno s koncentracijo gradienta in z difuzijskim koeficientom. Fizikalne lastnosti medija (temperatura, mikrostruktura, gostota) vplivajo tudi na koncentracijo in pretok delcev. DWI (magnetno resonančna difuzija, Diffusion Weighted Imaging – DWI) je preiskava, opravljena z magnetnoresonančno (MR) metodo, ki tvori slike biološkega tkiva, obtežene z lokalno mikrostrukturno karakteristiko vodne difuzije (Bammer et al., 2001; Marks et al., 2008). DWI slikanje opravljamo redno pri 60% diagnostičnih preiskav z magnetno resonanco. Pri tem slikanju uporabljamo tridimenzionalne slikovne elemente, ki imajo slikovno intenziteto, ki oddaja posamezno najboljše meritev povprečja vodne difuzije na obravnavanem področju. Takšna meritev je bolj občutljiva na zgodnje spremembe po možganski kapi kot konvencionalno pulzno zaporedje s T_1 in T_2 relaksacijskimi časi. DWI metoda je najbolj uporabna, če je tkivo, ki ga preiskujemo dominantno s premikom molekule vode po fizikalnih lastnostih (Marks et al., 2008).

Nevtralna difuzija je nenehno naključno premikanje vodnih molekul brez vplivanja na tkivo. Premik je omejen, preprečujejo ga celične membrane, citoskelet in makromolekule (Marks et al., 2008). Torej je premik difuzije med celicami in v celicah omejen, kar je prikazano na sliki 2.



Slika 2: Prikaz omejenega in medceličnega premika vodnih molekul

DWI slikanje se najpogosteje uporablja v diagnostiki centralnega živčnega sistema pri diagnosticiranju možganske ishemije in svežih krvavitev. V možganovini merimo navidezno difuznost, ki je neodvisna od tkivne orientacije in velikosti skale prostorninskega elementa pri obdelavi slike. Difuzno karakteristiko opisujemo z enim samim (skalarnim) navideznim difuzijskim koeficientom (Apparent Diffusion Coefficient – ADC). Pri tem je pomembno, da je merjena difuzija na takšen način odvisna od orientacije v tkivu. Samo en izmerjen ADC ni zadosti prepričljiv, da bi lahko ovrednotili orientacijo odvisno od mobilnosti vodne molekule. Molekula vode prehaja hitreje v smeri notranjih struktur tkiva in počasneje v smeri, v katerih naj bi po fizikalnih lastnostih. Torej to pomeni, da se meritev difuzije spremeni glede na smer, iz katere opazovalec gleda proces. ADC mapa prikazuje povprečno difuzijo v izbranem prostorninskem elementu v izbrani matrični rezini. Rezultat je odštevanje informacije iz T2 obtežene in DWI slike (Marks et al., 2008).



Slika 3: EPI (Echo planar imaging) DWI pulzno zaporedje, kjer je γ giromagnetno razmerje, δ čas vklopljenega gradienta, Δ čas med dvema difuzijskima gradientoma

Klasično pri DWI delamo preiskavo v treh gradientnih smereh (slika 3). Bolj natančen je difuzijski tenzor (Diffusion Tensor Imaging – DTI), ki ga delamo v šestih in več smereh pri katerem uporabljamo 3D multidimenzionalni vektor, ki bazira na algoritmu.

Z magnetno resonanco lahko določimo vrednosti in lastnosti difuzijskega procesa. Difuzijski procesi so odvisni od gradientne moči in smeri. Za DW-MRI lahko izberemo difuzijsko smer. Izberemo lahko vse smeri, premik L (left) – R (right), A (anterior) – P (posterior) ali S (superior) – I (inferior). Ravnine so pravokotne ena na drugo. Slike difuzije odražajo gibanje vodnih molekul v izbrani smeri difuzije.

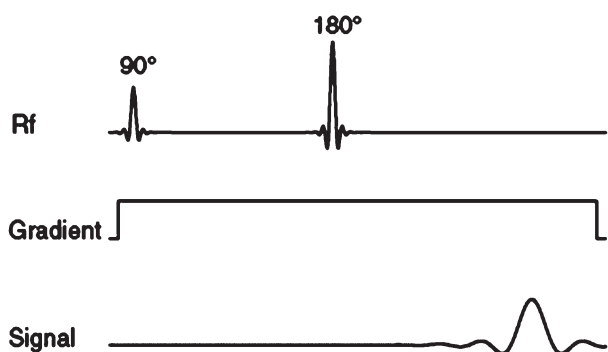
Tipičen začetek sekvence magnetne resonance se začne z 90° radiofrekvenčnim pulzom, ki nagne magnetizacijo vektorjev v smeri magnetnega polja. Spini se začnejo vrteti okoli magnetnega polja (Larmorjeva precesija). Kotna frekvenca precesije je podana z enačbo:

$$\omega = \gamma B,$$

v kateri je B magnetno polje, v katerem so omenjeni spini, in γ giromagnetno razmerje, ki je konstantno specifično z jedri vodikovega atoma (Abragam, 1961).

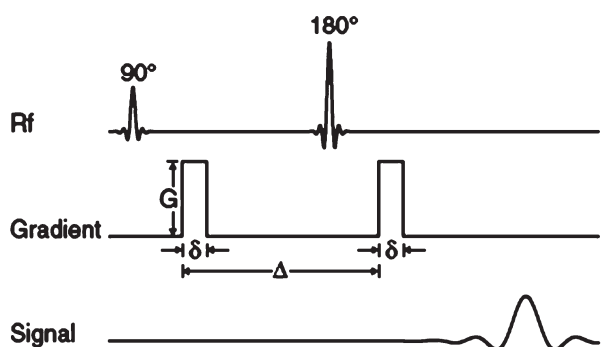
Občutljivost spin-echo MR signala pri uporabi molekularne difuzije je prvi odkril Hahn (1950). Poročal je o zmanjšanju signala spin-echo in razložil terminologijo na primerih nehomogenosti magnetnega polja. Nekaj let po odkritju sta Carr in Purcell leta 1954 uporabila kompletno matematično in fizično izdelavo sekvence.

Ideja, katero sta unovčila, ni nič drugačna od ostalih uporabljenih metod pri difuzijskem slikanju. Na različnih lokacijah magnetnega polja je njegova gostota različna, zato spini procesirajo z različno kotno frekvenco. Po določenem času, spini pridobijo različne faze zamika, odvisno od njihove lokacije. Močnejši gradienti vodijo do natančnejših sprememb faz. V večini določenih kliničnih aplikacij se število imenuje b vrednost, ki je sorazmerna s kvadratom moči gradienta (slika 4) in je uporabljena za karakterizacijo nivoja občutljivosti difuzije (Carr in Purcell, 1954). b vrednost označuje moč in občutljivost gibanja pod vplivom gradientov. S povečanjem b vrednosti, se kontrast med lezijami in normalnim tkivom poveča. b vrednosti, ki jih običajno uporabljamo, se gibljejo med 500 in 1000 s/mm².



Slika 4: Prva sestavljena sekvenca za difuzijo v MRI diagnostiki (Carr in Purcell, 1954)

Deset let kasneje sta Stejskal in Tanner (1965) naredila moderne difuzijske meritve. V obstoječi sekvenci sta zamenjala kratki gradientni pulz (slika 5) s pulzno gradient spin-echo sekvenco. To omogoča prikaz razlike med trajanjem pulza (δ) in difuzijskim časom med dvema pulzoma.



Slika 5: Prenovljena pulzno zaporedje za DWI (Stejskal in Tanner, 1965)

Pri določanju parametrov so sestavili kvantiteto:

$$q = \gamma \delta G,$$

δ je trajanje in G magnituda oz. jakost gradientnega pulza, γ pa giromagnetna jakost. Tako sestavljeno DW-MRI pulzno zaporedje uporabljamo še danes.

ADC vrednosti lahko izračunamo po Stejskal-Tannerjevi enačbi (Stejskal et al., 1965), kjer je D difuzijski koeficient, S_0 intenziteta signala brez vrednosti b faktorja in S signalna intenziteta slik, narejenih z uporabljenimi različnimi b vrednostmi. b vrednost je difuzijski utežnostni faktor podan z:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right),$$

γ je giromagnetno razmerje, G vrednost amplitude dveh gradientov, δ čas vklopljenega gradienta in Δ čas med dvema difuzijskima gradientoma.

Signal DW-MRI je definiran kot:

$$\frac{S}{S_0} = e^{-\gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right)} = e^{-bD},$$

D je difuzijski koeficient, S_0 je intenziteta signala brez b faktorja, S je signalna intenziteta slik, narejenih z različnimi b vrednostmi, γ giromagnetno razmerje, G je vrednost amplitude dveh gradientov, δ čas vklopljenega gradienta, Δ pa čas med dvema difuzijskima gradientoma.

Zaradi anizotropije imamo možnost uporabe orientacijskega in omejenega gibanja. Zaradi anizotropije je difuzijski koeficient D definiran kot:

$$D = \frac{D_{yy} + D_{xx} + D_{zz}}{3}$$

Zato namesto D uporabljamo kar:

$$ADC = \frac{D_{yy} + D_{xx} + D_{zz}}{3}$$

ADC lahko izračunamo tudi po naslednji metodi:

$$ADC = \frac{-1}{b_1 - b_2} \ln \left(\frac{S_2}{S_1} \right),$$

pri čemer je $b_2 > b_1$, S_1 in S_2 predstavljata intenziteto signala določene mape, ki zajema T_1 in T_2 značaj jakosti signala.

EADC (Exponential Apparent Diffusion Coefficient, eksponencialni navidezni difuzijski koeficient) lahko izračunamo iz podanih koeficientov:

$$EADC = e^{-bxADC},$$

b je vrednost uporabljenega koeficienta in ADC vrednost izmerjenega področja v difuzijski mapi.

NAMEN

Namen članka je predstaviti DWI kot analitsko metodo, s katero lahko natančno določimo lastnosti tkiva in primerjavo med ADC in EADC. Z izmerjenimi vrednostmi pri dnevnem testu QA na fantomu za DWI lahko dnevno napovemo pričakovana odstopanja pri DWI meritvah.

METODE DELA

MR preiskave so odvisne od procesov, ki se odvijajo med tem, ko dobimo sliko na monitor. Visoka gostota magnetnega polja 3T povzroča težave pri stabiliziranju vseh teh procesov. Vsakodnevno preverjanje kontrole (Quality Control – QC) in zagotavljanje kakovosti (Quality assurance – QA) pomagata pri analizi sprejemno oddajnih tuljav in samega sistema. S tem kronološko spremljamo, kako delujeta MR naprava in sistem, saj primerjamo dnevne rezultate z izhodiščnimi. Pri analiziranju meritev se osredotočimo na natančnost in točnost. Natančnost meritev definiramo kot odstopanja od referenčnih vrednosti. Na natančnost vpliva natančnosti zaradi sistemskih in sistematičnih napak. Točnost je definirana kot ponovljivost in odvisnost od naključne napake in jo lahko izmerimo. Natančnost in točnost določata minimum zaznavnih sprememb pri kliničnih meritvah in doprineseta k moči kliničnih raziskovalnih študij opravljenih z magnetno resonanco. Zato povečana in usmerjena pozornost na kakovost povečata uspešnost postavitve diagnoze in raziskav.

Poznamo nekaj načinov zagotavljanja kakovosti. Prva in najbolj uporabna je s fantomi oz. testnimi objekti, katere nam zagotovi proizvajalec ob dobavi opreme magnetno resonančne naprave. Druga metoda je z zdravimi prostovoljci. Fantome lahko izpostavimo elektromagnetnemu polju dalj časa in tako dobimo točno določene vrednosti elementov snovi, ki sestavljajo fantom. Fantomov za difuzijsko zagotavljanje kakovosti proizvajalci ne dostavljajo in jih tudi ni na tržišču. Razlog je v tem, da je potrebno specifično določiti, katero je težavnostno področje, ki ga bomo kronološko spremljali in analizirali s fantomom. Fantome za DWI si v večjih centrih naredijo sami, glede na strategijo QA in QC.

Pri procesu difuzije smo izpostavljeni nekaterim dodatnim fizikalnim lastnostim in zakonitostim, ki jih ne moremo predvideti in so pomembne ter pri vsakem posamezniku drugačne. Na difuzijske vrednosti tkiv vpliva več dejavnikov, kot so npr.: agregatno stanje, temperatura tkiva, jakost gradientnega polja in radiofrekvenčnega pulza, s katerim obremenimo preiskovalni predel telesa.

S pomočjo fantoma za difuzijo lahko spremljamo dnevna odstopanja od referenčnih vrednosti, ki jih poznamo in se glede na kemijsko sestavo ne spreminjajo.

V UKC Maribor smo se odločili, da na 3T MR tomografu sestavimo fantom z alkani. Glede na določene vrednosti alkanov, pridobljenih iz literature, nam dnevne meritve in analize difuzijskih vrednosti pomagajo pri natančnosti meritev na diagnostičnih slikah. Pri difuzijskih vrednostih analiziramo premik molekule vode v sekundi na površini 1 mm^2 v tkivu. V našem primeru smo za sestavo fantoma uporabili alkane tekočih ogljikovodikov dekana ($\text{C}_{10}\text{H}_{22}$), dodekana ($\text{C}_{12}\text{H}_{26}$) in tetradekana ($\text{C}_{14}\text{H}_{30}$).

Po vsakodnevnom testu analiziramo slike DWI. DWI pulzno zaporedje analiziramo radiološki inženirji po opravljeni preiskavi na delovni postaji. Najpogosteje uporabljamo DWI pri preiskavi možganov, prostate, jeter, male medenice in hrbtenice. Vrednosti izmerjenega ADC koeficienta lahko interpretiramo na več načinov. Po navadi naredimo primerjavo ADC in EADC. Vrednost EADC je dosti bolj primerna za oceno mikro gibanja in je v večji meri odvisna od artefaktov, ki nam na 3T MR povzročajo težave.

Difuzijsko slikanje opravljamo s pulznim zaporedjem, ki je specifično za to metodo slikanja. Izberemo debelino reza in prostor med rezi. Difuzijo merimo v debelini reza, ki jo izberemo glede na vrsto tkiva (debelina reza: možgani 3 mm, jetra 6–8mm, prostata 3 mm), v vseh smereh (ali pa v točno določeni smeri glede na koordinatni sistem in predviden vektorski premik molekule vode). Uporabljamo Single-Shot Echo Planar Imaging (SS-EPI) pulzno zaporedje, kar pomeni da je zajem slike v enem času ponovitve z metodo planarnega odmeva. V izotropnem okolju (mediju) je difuzija enaka v vseh smereh. Med pulznim zaporedjem dobimo enako število slik vrednosti b_0 in vrednosti b $500 \text{ mm}^2/\text{s}$, ki nam služijo za razliko pri programski obdelavi podatkov difuzijskih koeficientov. Ne glede na vrsto tkiva uporabljamo vrednosti B_0 in jakost gradienta od $b_{10} - b$ $10000 \text{ mm}^2/\text{s}$, glede na značilnost tkiva in strategijo izbiramo b vrednosti za določeno preiskavo. Novejše aparature imajo programsko opremo, s katero lahko izberemo do štirideset različnih B vrednosti (ki jih lahko ponovimo za vsaki izbrani rez pri pulznem zaporedju) in jih pri obdelavi lahko združimo v eno mapo. Takšno skupno mapo imenujemo ADC mapo oz. povprečni difuzijski koeficient, s katerim določimo barvno skalo glede na vektorski premik molekule vode.

V primerjavi med EADC in ADC je v dosedanjih raziskavah potrjeno, da je med njima signifikantna razlika in jo uporabljajo kot učinkovito slikovno metodo pri tumorski diagnozi.

DWI slike smo obdelali v programu in izmerili vrednosti normalnih tkiv. Izbrali smo interesno področje (ROI - Region Of Interest) velikosti 60 mm^2 . Vpliv postavitve in velikosti ROI se izkaže za pomembnega, če očrtamo celotno področje, ki nas zanima. Pri različnih ROI so vrednosti različne.

Pri preiskavi prostate, jeter in ledvic smo na magnetni resonanci 3.0 T Signa HDxt General electric's uporabili 8 US TORSOPA magnetno resonančno tuljavo. Uporabili smo standardne protokole, pri katerih delamo tudi DWI pulzna zaporedja. DWI pulzno zaporedje je sestavljeno iz SS-EPI z b vrednostjo gradienta 0 in $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$, TR/TE 4000/71,9 ms, FOV (Field Of View) $260 \times 260 \text{ mm}$, NEX 2, z matriko 128×128 , 5 mm, debelino reza 3 mm in 1 mm razmaka med rezi. Uporabili smo tudi funkcijo ASSET (Array Spatial Sensitivity Encoding Technique), ki omogoči paralelno zajemanje podatkov.

Pri preiskavi možganov smo uporabili 8-kanalno tuljavo, ki jo uporabljamo pri nevroloških preiskavah. DWI pulzno zaporedje je sestavljeno iz SS-EPI z b vrednostjo gradienta 0 in $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$, TR/TE 4000/71,9 ms, FOV $260 \times 260 \text{ mm}$, NEX 2, z matriko 256×128 , 3,5 mm debelino reza in 0,7 mm razmaka med rezi. Uporabili smo tudi funkcijo ASSET.

Zaradi zagotavljanja kakovosti dnevne QA in natančnosti preiskave z DWI smo izdelali fantom za QA DWI.

Vrednosti, ki so podane v tabeli 2, so izmerjene s pomočjo fantoma za DWI v difuzijskih mapah ADC in EADC na 3.0 T Signa Excite HDxt GE. Uporabili smo 8-kanalno tuljavo, ki jo uporabljamo pri nevroloških preiskavah. DWI pulzno zaporedje je sestavljeno iz SS-EPI z b vrednostjo gradienta 0 in 1000 s/mm², TR/TE 4000/71,9 ms, FOV 260 × 260 mm, NEX 2, z matriko 256 × 128, 5 mm debelino reza in 1 mm razmaka med rezi. Uporabili smo tudi funkcijo ASSET.

REZULTATI IN RAZPRAVA

V tabeli 1 so predstavljene vrednosti ADC in EADC, izmerjene na 3.0 T Signa excite HDxt GE v primerjavi z vrednostmi iz literature (Taouli et al., 2009), (Goshima et al., 2008).

Tabela 1: Primerjava izmerjenih vrednosti ADC in EADC z vrednostmi v literaturi

B = 1000	Vrednosti, izmerjene na 3T napravi UKC Maribor		Vrednosti v literaturi (Taouli et al., 2009), (Goshima et al., 2008)	
	ADC 10 ⁻³ mm ² /s	EADC 10 ⁻³ mm ² /s	ADC 10 ⁻³ mm ² /s	EADC 10 ⁻³ mm ² /s
Možgani	1,10	0,824	1,0 ± 0,1	0,71 ± 0,22
Jetra	1,41	0,794	1,18 ± 0,12	0,102 ± 0,12
Prostata	1,06	0,600	1,62 ± 0,12	0,7 ± 0,22
Ledvica	2,14	0,158	2,32 ± 0,153	0,15 ± 0,06

Vrednosti v tabeli 2 so meritve, ki jih spremljamo dnevno.

Tabela 2: Vrednosti alkanov, izmerjenih v fantomu, v primerjavi s podano literaturo

B = 1000	Vrednosti izmerjene na 3T napravi UKC Maribor		Vrednosti v literaturi (Dowel in Tofts, 2008), (Tofts et al., 2000)	
	ADC 10 ⁻³ mm ² /s	EADC 10 ⁻³ mm ² /s	ADC 10 ⁻³ mm ² /s	EADC 10 ⁻³ mm ² /s
dekan	0,833	13,247	0,9 ± 0,1	13,32 ± 0,1
dodekan	0,766	0,4675	0,82 ± 0,12	0,462 ± 0,12
tetradekan	0,8535	0,510	0,51 ± 0,22	0,7 ± 0,22
H₂O	0,209	2,377	0,3 ± 0,153	2,4 ± 0,06

Pri nadaljnji obdelavi podatkov na delovni postaji ADW 4.4 smo predstavili izmerjene parametre za obravnavana tkiva in vrednosti, izmerjene na fantomu. Iz primerjave rezultatov ne moremo zagotoviti vrednosti, ki jih lahko najdemo v literaturi. Razlog je v različni računalniški in programski opremi, ki jo imamo na razpolago. Programska oprema, ki je namenjena samo za raziskave, je v nekaterih zdravstvenih ustanovah v Sloveniji nedostopna.

Če primerjamo vektorski premik molekule vode in dnevno odstopanje pri testih s fantomom za DWI, pridemo do zaključka, da je dnevno odstopanje 10%. Meritve, ki jih opravimo z DWI fantomom služijo kot osnova, s katero lahko primerjamo dnevna odstopanja. Bolj kot je dovoljeno v literaturi, odstopajo tudi vrednosti, izmerjene v tkivih med preiskavo. Odstopanja so normalna, zato moramo izključiti vse nepravilnosti, povezane z rutino dela, pacientom in magnetnoresonančnim tomografom.

DWI metoda pripomore k natančni analizi tkiva pri preiskavah na MRI. Prikazal smo primerjavo med EADC in ADC, s katero smo ugotovil da EADC izniči oz. premosti T₂ efekt in ohranja karakterističen difuzni signal. Zato sestavni del tumorja kaže visoko intenziteto signala, ki zasveti v obliki lezije bolj zaznavno in je lažje ocenjevati tkivo v okolici lezije. EADC mapa se je izkazala za uporabno tudi po oceni klinikov, ki so na ta način pridobili kvantitativne podatke.

ZAKLJUČEK

V raziskavi smo predstavil možnost uporabe EADC in ADC analize DWI. Iz rezultatov lahko ugotovimo, da izmerjeni podatki, če jih primerjamo s tistimi iz literature, odstopajo le v obsegu 10%. Razlike v rezultatih nastanejo zaradi načina merjenja in interpretacije podatkov, različnih tuljav in namena uporabe magnetnih tomografov, na katerih so delali meritve, objavljene v literaturi (raziskovalni nameni). Vrednosti, izmerjene s pomočjo fantoma za DWI, so izhodišče za meritve, ki jih opravljamo dnevno na MRI diagnostiki. Na difuzijske vrednosti tkiv vpliva več dejavnikov, kot so npr.: agregatno stanje, temperatura tkiva, jakost gradientnega polja in radio frekvenčnega impulza, ki ga damo v preiskovalni predel telesa. Nadaljnja možnost raziskave je v optimizaciji omenjenih dejavnikov.

LITERATURA

- Abraham A (1961). The Principles of Nuclear Magnetism. Oxford: Clarendon.
- Bammer R, Keeling SL, Augustin M et al. (2001). Improved diffusion-weighted single-shot echo-planar imaging (EPI) in stroke using sensitivity encoding (SENSE). Magn Reson Med 46 (3): 548–554.
- Berg HC (1983). Random Walks in Biology. New Jersey: Princeton University Press.
- Carr HY, Purcell EM (1954). Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. Phys Rev 94 (3): 630–638.
- Goshima S, Kanematsu M, Kondo H, Yokoyama R, Kajita K, Tsuge Y, Watanabe H, Shiratori Y, Onozuka M, Moriyama N (2008). Diffusion-weighted imaging of the liver: optimizing b value for the detection and characterization of benign and malignant hepatic lesions. J Magn Reson Imag 28 (3):691–697.
- Hahn EL (1950). Spin echoes. Phys Rev 80 (4): 580–594.
- Marks MP, Olivot JM, Kemp S et al. (2008). Patients with acute stroke treated with intravenous tPA 3–6 hours after stroke onset: correlations between MR angiography findings and perfusion- and diffusion-weighted imaging in the DEFUSE study. Radiology 249 (2):614–623.
- Stejskal EO, Tanner J E (1965). Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. J Chem Phys 42 (1): 288–29.
- Taouli B, Sandberg A, Stemmer A, Parikh T, Wong S, Xu J, Lee VS (2009). Diffusion-weighted imaging of the liver: comparison of navigator triggered and breathhold acquisitions. J Magn Reson Imag 30 (3):561–568.
- Tofts PS, Lloyd D, Clark CA, Barker GJ, Parker GJM, McConville P, Baldock C, Pope JM (2000). Test Liquids for quantitative MRI measurements of self diffusion coefficient in vivo. Magn Reson Med 43 (3):368–374.

PRIMERJAVA DOZNE OBREMENITVE PACIENTK PRI DIGITALNI MAMOGRFIJI V PRIMERJAVI Z DIGITALNO TOMOSINTEZO DOJK

RADIATION DOSES RECEIVED BY PATIENTS IN DIGITAL MAMMOGRAPHY IN COMPARISON WITH DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS

Maja Žinkovič, Marija Šantl Letonja, Egon Prelec

Splošna bolnišnica Murska Sobota, Oddelek za radiologijo, Ulica dr. Vrbnjaka 6, 9000 Murska Sobota

Korespondenca: maja.zinkovic@gmail.com

Prejeto/Recived: 21.12.2015

Sprejeto/Accepted: 2.2.2016

POVZETEK

Uvod: Digitalna mamografija je osnovna slikovna diagnostična metoda za prikaz bolezenskih sprememb v dojkah. Digitalna tomosinteza dojk je nova slikovna tehnika, ki nadgradi mamografijo in prikaže dojko v treh ravninah. Obe sta rentgenski slikovni metodi, kar pomeni, da je predvsem žlezno tkivo dojke izpostavljeno rentgenskemu sevanju. V mamografiji dozno obremenitev izražamo s povprečno žlezno dozo.

Namen: Namen raziskave je bil izračunati, kakšna je povprečna žlezna dozna obremenitev pri posamezni projekciji pri digitalni mamografiji in pri digitalni tomosintezi dojk. Namen je bil tudi primerjanje rezultatov, da bi ugotovili, pri kateri metodi slikanja je dojka manj obremenjena z ionizirajočim sevanjem.

Metode dela: Retrospektivno smo pregledali podatke o ženskah, ki so opravile mamografijo v mamografski ambulanti Splošne bolnišnice Murska Sobota. V študijo smo vključili 9 žensk, pri katerih sta bili opravljeni digitalna mamografija in digitalna tomosinteza na aparatu Siemens Mammomat Inspiration. Izračunali smo povprečno žlezno dozo pri obeh slikovnih tehnikah. Raziskava je trajala od septembra 2014 do novembra 2014.

Rezultati in razprava: Digitalna mamografija in tomosinteza dojk sta bili opravljena pri 9 ženskah. Povprečna žlezna doza pri digitalni mamografiji je bila 1,443 mGy, pri tomosintezi pa 2,206 mGy. Doza, prejeta pri tomosintezi, je večja za 35%.

Zaključek: Glede na rezultate je pri tomosintezi dojk prejeta žlezna doza večja kot pri digitalni mamografiji. Vzorec v raziskavi je bil majhen, zato so potrebne nadaljnje študije, ki bodo definirale mesto tomosinteze v diagnostični obdelavi bolezni dojk.

Ključne besede: povprečna žlezna doza, digitalna mamografija, tomosinteza

ABSTRACT

Introduction: Digital mammography is a basic imaging modality for breast cancer. Digital breast tomosynthesis is a new imaging modality, which reconstructs imaging from 2D to 3D. Digital mammography and digital breast tomosynthesis are x-ray imaging modalities, which means that the glandular tissue is exposed to x-rays. The dose in mammography is expressed as a mean glandular dose (MGD).

Purpose: The purpose of the research was to determine the average mean glandular dose for each projection in digital mammography and in digital breast tomosynthesis. The results were compared in order to determine which breast imaging technique causes lower dose of ionising radiation to the breast.

Methods: We retrospectively reviewed the data on women who underwent a mammography examination at the Mammography Clinic of the Murska Sobota General Hospital. This study included 9 women who were scanned by a digital mammography and by a digital breast tomosynthesis with Siemens Mammomat Inspiration. The mean glandular dose was calculated for both imaging techniques. The research period was September 2014 – November 2014.

Results and discussion: 9 female patients underwent digital mammography and tomosynthesis. In digital mammography, the mean glandular dose was 1.443 mGy, whereas in tomosynthesis, it was 2.206 mGy. In tomosynthesis, MGD is higher by 35%.

Conclusion: The results show that MGD is higher in tomosynthesis than in digital mammography. Since the sample included in the study was small, further research is needed to define the position of tomosynthesis in the diagnostic treatment of breast disease.

Key words: mean glandular dose, digital mammography, tomosynthesis

UVOD

Rak dojke je najpogostejša maligna bolezen žensk, ki je v stalnem porastu. Pogosteje zbolijo ženske v industrializiranih in visoko razvitih deželah, v primerjavi s tistimi iz slabše razvitih in iz nižjih socialno-ekonomskih slojev (Takač in sod., 1995). Stadij raka ob diagnosticiranju vpliva na preživetje ženske, saj je prognoza zdravljenja slabša in umrljivost obolelih večja, če odkrijemo bolezen v poznem stadiju.

Rak dojke najpogosteje nastane v občutljivem žlezem tkivu dojke. Vsebnost žleznega tkiva v dojki je nepredvidljiva in je pri različnih dojkah zelo različna, spreminja pa se tudi s starostjo. Dojke pri mlajših osebah, ki vsebujejo veliko žleznega tkiva in le malo maščevja, dajejo značilno sliko gostega, dokaj homogenega tkiva, v katerem ni mogoče razlikovati normalnih struktur od bolezenskih sprememb. S starostjo se pojavlja vedno več maščobnega tkiva, zato dobimo precej jasnejše slike. V menopavzi in po njej, ko v dojki prevladuje maščevje, je mamogram dokaj jasen in lahko na njem vidimo spremembe, manjše od petih milimetrov (Jančar, 2001).

Mamografija je temeljna slikovna metoda za zgodnje odkrivanje raka na dojki (American College of Radiology, 2014). Dojko slikamo v dveh projekcijah: kranio-kavdalni (CC) in v polstranski medio-lateralni projekciji (MLO). Največjo težavo mamografije predstavljajo zelo goste žlezne dojke (Krajc in Žakelj, 2007; Chan et al., 2005). V maščobno performiranih dojkah je lažje in zanesljiveje diagnosticirati rak dojke, v mamografsko gostih dojkah pa z mamografijo odkrijemo le polovico rakov. Zaradi tega se je pojavila potreba po tridimenzionalnem (3D), visoko resolucijskem in relativno nizko-doznem slikanju dojk. Vse te zahteve izpolnjuje digitalna tomosinteza dojk, ki dovoljuje boljšo vizualizacijo in opredelitev tudi tistih lezij, ki niso kalcificirane (Andersson et al., 2008).

Leta 2011 je ameriška Uprava za hrano in zdravila (FDA) odobrila podjetju Hologic Inc. (Bedford, MA) Selenia Dimensions 3D System, 3-dimenzionalni sistem, ki je bil prvi odobreni sistem za tomosintezo dojk. Ta sistem ustvari prečne nizko-dozne slike dojk. Kot pravi FDA, 3D slike priskrbijo dodatne informacije, ki pomagajo zdravnikom zaznati in diagnosticirati raka na dojkah (Shah, 2014).

Tehnični princip tomosinteze je znan že dolgo. Z vrtenjem rentgenske cevi omogoča tomosintezni sistem izdelavo posnetkov dojk po plasteh in s tem v veliki meri zmanjša omejitve zaradi prekrivanja (Dobbis, James, 2009; Helvie, 2010). S tomosintezo pridobimo projekcijske slike (okrog 15 slik) z uporabo ozkega kota gibanja. Pri slikanju pacientke opravimo tako kranio-kavdalno kot medio-lateralno projekcijo. Med preiskavo se rentgenski vir premika na isti ravnini v loku okrog slikanih dojk. Dobljene projekcijske slike nato rekonstruiramo v 1 mm debele slike za pregled. Filtrirana povratna projekcija je najpogosteje uporabljena metoda rekonstrukcije (Shah, 2014).

Zdravstvena zavarovalnica Splošni bolnišnici (SB) Murska Sobota trenutno ne krije stroškov tega najnovejšega pregleda dojk. Metodo mora najprej ovrednotiti Zdravstveni svet, da jo lahko Zavod za zdravstveno zavarovanje Slovenije

vkluči v obračun zdravstvenih storitev v breme obveznega zdravstvenega zavarovanja.

Uporaba ionizirajočega sevanja v medicini je upravičena samo, če skupna korist, ki jo pričakujemo od uporabe, presega škodo, ki jo s tem povzročimo. Zato je zelo pomembno, da je mamogram narejen ob čim manjši dozi sevanja, ki jo med preiskavo prejme pacientka (Jančar in Kocijančič, 2001). Pri mamografiji je tkivo dojke izpostavljeno ionizirajočem sevanju, s čimer tvegamo nastanek radiogenega raka v tem tkivu. Kolikšno je to tveganje, je mogoče oceniti le s pomočjo modelov, ki opisujejo odvisnost učinkov sevanja od prejete doze in drugih parametrov, kot so starost pri prejeti dozi, latentne doze in podobno (Zdešar, 2000). Kljub vrsti mehanizmov, ki popravljajo nastalo škodo v celici, vsaj teoretično ni varne doze oziroma praga, pod katerim bi radiogeni rak lahko popolnoma izključili. Tveganje je pri sodobni mamografski tehniki majhno, vendar načela varstva pred sevanjem zahtevajo, naj bo kvečjemu tolikšno, kot je nujno za doseganje ustrezne diagnostične kakovosti slik. Pravilno izvajanje mamografije pomeni visoko kakovost slik ob nizki dozi sevanja in neoporečno tolmačenje posnetkov (Župančič, 1993).

Spekter rentgenskih žarkov, ki jih uporabljamo pri mamografiji, je nizkih energij, kar omogoča večjo kontrastnost slik. Zaradi nizke prodornosti doza z globino v tkivu dojke hitro pada. Prejeta doza je neenakomerno razporejena v žlezem tkivu, zato ocenimo dozo na dojko s povprečno žlezno dozo (AGD, Average Glandular Dose ali MGD, Mean Glandular Dose) (Dance et al., 2000). MGD je uveljavljena količina za določitev obsevanosti pri mamografiji.

Na dozo vplivata velikost in struktura dojke (Zdešar, 2000). Za določitev povprečne žlezne doze se pri vsakem posnetku zabeležijo debelina (mm) stisnjene dojke in ekspozicijski parametri: izbrani anodni material in filter, vrednost anodne napetosti (kV) in tokovni sunek (mAs).

MGD se izračuna z naslednjo formulo (Dance et al., 2000):

$$MGD = KA \times g \times c \times s$$

- KA je kerma (absorbirana doza v zraku), na mestu vstopa sevanja v dojko,
- g je faktor, ki dozo v zraku pretvori v žlezno dozo za »standardno« dojko,
- c je popravek, ki upošteva pravo debelino in sestavo dojke,
- s je popravek glede na uporabljeni spekter sevanja (anoda/filter).

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 $g = KG/KA$ dobimo žlezno dozo za dojko z izbrano sestavo (delež maščobnega in žleznega tkiva) pri določenem spektru sevanja (kV in HVL). Osnova za izračun MGD je vrednost absorbirane doze v zraku na mestu, kjer sevanje vstopa v objekt (KA). Dobimo jo iz izmerjene specifične vrednosti kerme v zraku ($Y = Ka/It$) z upoštevanjem vrednosti tokovnega sunka (It). Vrednosti Y so izmerjene za posamezne spektre sevanja oziroma anodne napetosti. 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. Vrednosti faktorja g nam povedo, kakšen delež doze, ki vstopi v dojko, se absorbira v žlezem tkivu in tako povzroči žlezno dozo. S popravkoma c in s upoštevamo še razliko v sestavi dojke in uporabljeni spekter sevanja. Faktor c je popravek, s katerim popravimo razliko med dojko, sestavljeno iz 50% žleznega in 50% maščobnega tkiva in obravnavano dojko. Faktor s je popravek, ki upošteva spekter oziroma kombinacijo anodnega materiala in filtra, ki smo jih uporabili pri slikanju (Dance et al., 2000).

NAMEN

Namen raziskave je izračunati, kakšna je povprečna žlezna dozna obremenitev posamezne projekcije pri digitalni mamografiji in pri digitalni tomosintezi dojk ter primerjava rezultatov, saj želimo prikazati, pri kateri metodi slikanja je dojka manj obremenjena z ionizirajočim sevanjem.

METODE DELA

Retrospektivno smo pregledali podatke pri pacientkah, ki so opravile mamografijo v mamografski ambulanti SB Murska Sobota v obdobju med septembrom 2014 in novembrom 2014. Slikane so bile na aparatu Siemens Mammomat Inspiration. V študijo smo vključili 9 pacientk v starosti od 52 do 75 let, pri katerih sta bili opravljeni digitalna mamografija in tomosinteza. Izračunali smo povprečno žlezno dozo pri obeh dojkah, enkrat smo obravnavali levo, drugič desno dojko. Pacientke smo poimenovali s številkami od 1 do 9.

Slikanja so bila narejena z avtomatsko izbiro tehnike slikanja in avtomatskim nadzorom ekspozicije. Aparat v tem primeru sam izbere spekter sevanja (kombinacijo anode in filtra; volfram/rodij, W/Rh ter anodno napetost) in vrednost tokovnega sunka.

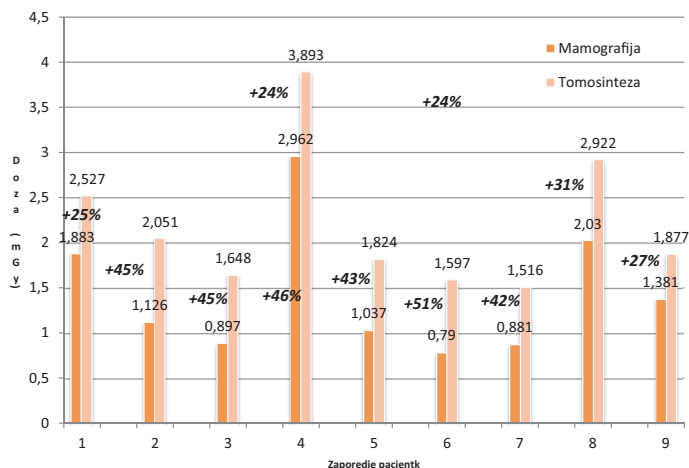
Izračun povprečne žlezne doze smo naredili z uporabo pretvornih faktorjev in popravkov, v programu Excel. V izračunu smo uporabili vrednostni anodne napetosti (kV), tokovnega sunka (mAs) in debeline dojke (mm), ki se zapišejo v DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) glavo vsakega mamograma. Zabeležili smo tudi dozimetrične parametre (specifične vrednosti kerme v zraku), izhodnega snopa rentgenske cevi ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) iz meritev, opravljenih ob pregledu rentgenskega aparata, ki ga opravi medicinski fizik.

Povprečno žlezno dozo smo izračunali posebej za CC in posebej za MLO projekcijo. Iz povprečja obeh projekcij smo izračunali povprečno žlezno dozo na pacientko, ki jo prejme pri digitalni mamografiji dojk. Vrednosti smo primerjali z izračunanimi vrednostmi povprečne žlezne doze, ki jo prejme pacientka pri digitalni tomosintezi dojk.

Za izvedbo raziskave smo pridobili dovoljenje Komisije Republike Slovenije za medicinsko etiko.

REZULTATI IN RAZPRAVA

MGD smo izračunali posebej za CC in posebej za MLO projekcije, tako pri mamografiji kot pri tomosintezi dojk. Izračunane vrednosti smo med seboj primerjali in so prikazane v grafični obliki po številčnem zaporedju pacientk (graf 1).

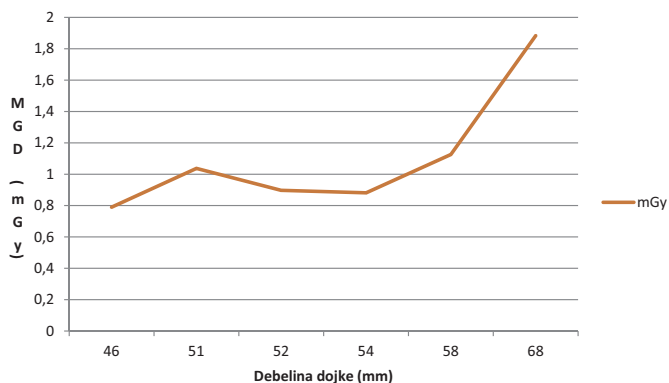


Graf 1: Primerjava povprečne žlezne doze med mamografijo in tomosintezo

Graf 1 prikazuje izračunane vrednosti povprečnih žleznih doz za slikanja dojk v CC in MLO projekciji pri mamografiji in pri tomosintezi.

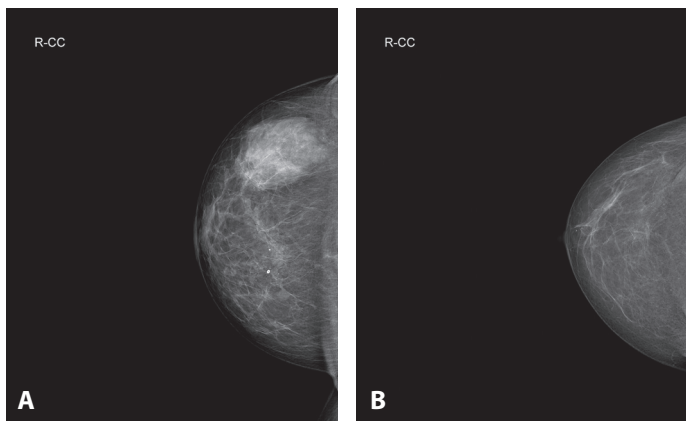
Pri slikanju D dojke v CC projekciji z mamografijo je prejela pacientka št. 1 1,883 mGy, s tomosintezo 2,527 mGy. Pri rentgenskem pregledu L dojke z mamografijo v MLO projekciji je prejela pacientka št. 2 1,126 mGy, s tomosintezo pa 2,051 mGy. Pri tomosintezi je bila MGD za 45% večja kot pri mamografiji. Pacientka št. 3 je pri slikanju L dojke v CC projekciji pri mamografiji prejela dozo 0,897 mGy, pri tomosintezi 1,648 mGy, kar je za 46% večja MGD kot pri mamografiji. Pri mamografskem slikanju D dojke v CC projekciji je pacientka št. 4 prejela 2,962 mGy, pri tomosintezi pa 3,893 mGy, kar pomeni, da je pri tomosintezi prejela za 24% večjo MGD kot z mamografijo. MGD pri CC projekciji D dojke pacientke št. 5 je pri mamografiji znašala 1,037 mGy, medtem ko je bila pri tomosintezi 1,824 mGy, kar je za 43% večja MGD. Iz grafa je razvidno, da je pacientka št. 6 s tomosinteznim pregledom L dojke v CC projekciji prejela za 51% MGD kot z mamografijo. MGD L dojke v CC projekciji pri pacientki št. 7 je pri mamografiji znašala 0,881 mGy, pri tomosintezi 1,516 mGy, kar je za 42% večja MGD. Pacientka št. 8 je pri tomosinteznem pregledu L dojke v CC projekciji prejela 2,922 mGy, pri mamografskem pregledu pa 2,030 mGy. Z mamografsko preiskavo L dojke v CC projekciji je pacientka št. 9 prejela dozo 1,381 mGy, s tomosintezo pa 1,877 mGy, kar predstavlja za 27% večjo povprečno žlezno dozo.

V raziskavi nas je zanimalo tudi, kako se spreminja MGD glede na debelino dojke.



Graf2: Povečanje vrednosti MGD glede na debelino dojke

Graf 2 prikazuje povečanje vrednosti MGD glede na debelino dojke. Kot je bilo pričakovati, s povečanjem debeline narašča tudi MGD.



Slika 1: Primerjava pretežno »žlezne« dojke (slika A) in pretežno »maščobne« dojke (slika B)

Slika 1 prikazuje dobro vidno razliko v pretežno »žlezni« dojki in pretežno »maščobni« dojki. Povprečna »žlezna« dojka je bila debela 77 mm, povprečna žlezna dozna obremenitev pacientke je bila 2,962 mGy, medtem ko je bila debelina povprečne »maščobne« dojke 47 mm in dozna obremenitev 0,790 mGy.

Rezultati so pokazali, da so debelejšje dojke bolj dozno obremenjene od tanjših. Graf (grafu 2) dozno obremenitve je do debeline 54 mm kaže skoraj linearen, nato se s spreminjanjem debeline dojke eksponentno dvigne. MGD je odvisna od sestave in debeline dojke ter od ekspozicijskih parametrov.

Iz izračunanih vrednosti lahko opazimo veliko razliko v MGD pri posameznih projekcijah pri mamografiji in tomosintezi. Kot primer izračunane vrednosti predstavimo slikanje L dojke v MLO projekciji (pacientka št. 2), kjer je pacientka pri tomosintezi izpostavljena 45% večji MGD; pri mamografiji je bila povprečna žlezna doza 1,126 mGy, pri tomosintezi pa 2,051 mGy. Najmanjšo razliko MGD med mamografijo in tomosintezo smo izračunali pri pacientki št. 4, in sicer 24%. Pri slikanju L dojke v CC projekciji (pacientka št. 6) smo izračunali največjo razliko MGD, pri tomosintezi je bila izpostavljenost sevanju za 51% večja kot pri mamografiji.

Na splošno se domneva, da je povprečna žlezna doza pri digitalni tomosintezi dojk približno enaka tisti pri digitalni mamografiji, ki v skladu z evropskimi smernicami za zagotavljanje kakovosti pri odkrivanju raka dojk znaša 2,0 mGy, pri povprečni debelini prsi 4,5 cm.

Baptista et al. (2015) so na fantomu, ki je vseboval 50% žleznega tkiva in je v debelino meril 4 cm (kar predstavlja povprečno dojko), dobili v CC projekciji vrednosti MGD od 0,6 do 2,71 mGy pri digitalni mamografiji in 0,8 do 2,60 mGy pri tomosintezi.

Iz naših rezultatov je razvidno, da je MGD pri tomosintezi dojk v primerjavi z digitalno mamografijo v povprečju višja za 35%. Na splošno smo v raziskavi ugotovili, da je pri digitalni tomosintezi dojk prejeta žlezna doza večja kot pri digitalni mamografiji. Če primerjamo MGD pri tomosintezi dojk in digitalni mamografiji, je ta v CC projekciji višja za 38%, medtem ko je v MLO projekciji ta odstotek 23.

Na splošno je v MLO projekciji večja doza kot v CC projekciji (tako pri mamografiji kot pri tomosintezi), zaradi strukture in kompresije, ki je pri MLO ponavadi manjša. Mi smo dokazali ravno obratno, razlog za takšno ugotovitev lahko iščemo v tem, da smo od devetih pacientk, dozo v CC projekciji primerjali le pri dveh, ostalih sedem pacientk je imelo mamografijo in tomosintezo v MLO projekciji.

Tingberg (2010) je ugotovil, da je MGD pri tomosintezi v CC ali MLO projekciji na splošno primerljiva z dozo pri običajni digitalni mamografiji v dveh projekcijah. Nadaljnje raziskave bodo pokazale ali je možno zmanjšati dozo pri tomosintezi, ne da bi izgubili pomembne diagnostične informacije. Če bi se tomosinteza dojk v prihodnosti uporabljala za presejanje, bi morda lahko vsaj eno projekcijo nadomestili s tomosintezo. Za posamezno žensko to pomeni večjo dozo (glede na naše rezultate). Če bo lahko tomosinteza v eni projekciji nadomestila obe presejalni projekciji, bo doza primerljiva, saj z diagnostičnega stališča danes zadošča tomosinteza z eno projekcijo. Pri nadaljnjih kliničnih preiskavah bo tomosinteza nadomestila vsaj eno, morda tudi vse dodatne projekcije. Pri celotni populaciji bi morala tomosinteza, če bi jo uporabljali pri presejanju, voditi k nižji prejeti dozi, ker bi se izognili mnogim ponovitvam in nadaljnjim mamografskih preiskavam. Na splošno velja, da digitalna tomosinteza dojk kot dodatek digitalni mamografiji zmanjša stopnjo ponavljanja pri digitalnih mamografijah, oziroma delež žensk, ki jih je potrebno zaradi nejasnosti na slikah poklicati na dodatne preiskave (angl. recall rate).

McDonald et al., 2015 navajajo, da je stopnja ponovnih pregledov pri digitalni mamografiji bistveno višja. Digitalna tomosinteza dojk zmanjšuje stopnjo ponovnih pregledov. Povečanje učinka digitalne tomosinteze dojk v presejalnem programu dojk je za ženske ključnega pomena. Študija predlaga uvajanje digitalne tomosinteze dojk kot dodatek k digitalni mamografiji dojk v osnovni presejalni program. Ocenjujejo tudi, da za ženske, mlajše od 50 let, ki so vključene v presejalni program brez predhodne digitalne mamografije, digitalna tomosinteza dojk predstavlja večjo korist kot digitalna mamografija.

Digitalna tomosinteza dojk kot dopolnitev k digitalni mamografiji se je doslej izkazala kot inovativna tehnologija v naboru diagnostičnih radioloških postopkov na področju zgodnjega odkrivanja raka na dojkah. Povečala je stopnjo zaznavnosti raka, hkrati pa zmanjšala stopnjo ponovljenih pregledov (za 30% ali več).

Danes naj bi bila tomosinteza prihranjena za dodatne klinične preiskave po ponovljenih slikanjih, in sicer za ženske z ugotovljenimi simptomi in tiste z visokim tveganjem za raka dojk, ter diagnostiko pri mlajših ženskah in tistih z gostimi dojkami.

Evropske smernice za tomosintezo dojk in definiranje dozimetrije ter vpliv doze na ostale organe, še niso določeni. Skupina strokovnjakov pripravlja smernice, ki temeljijo na velikih populacijskih študijah (Baptista, 2015).

ZAKLJUČEK

Ugotovili smo, da prejme pri tomosintezi ženska za dobro tretjino večjo dozo kot pri mamografiji. Povečanje doze je še sprejemljivo, saj omogoča višjo stopnjo zaznavnosti raka, zmanjšuje število dodatnih slikanj, zmanjša delež pacientk, ki morajo priti na dodatne preiskave. Rezultati pa so pokazal tudi, da se s spreminjanjem debeline dojke spreminja povprečna žlezna doza.

Naš vzorec je majhen, zato priporočamo nadaljnje raziskave z večjim vzorcem preiskovank. Preiskave z uporabo tomosinteze smo izvajali v sklopu svoje raziskave.

Prihajajoči preizkusi slikanja v programu presejanja velikega obsega bodo razjasnili ali je možno dati digitalni tomosintezi dojk vlogo enega od pregledovalnih postopkov, bodisi samostojnega ali v kombinaciji z digitalno mamografijo dojk. Ali bodo radiologi dajali prednost tako kranio-kavdalnem kot medio-lateralnemu tomosinteznemu zajemu? Morda medio-lateralnemu ali latero-medialnemu zajemu? Morda enemu zajemu? Odgovore bo prinesel nadaljnji razvoj tehnologije.

Nadaljnje študije bodo pokazale ali je smiselno uporabljati tomosintezo dojk kot redno slikanje v presejalnih programih. Seveda pod pogojem, da bi bili dozi primerljivi (mamografija/tomosinteza) ali bi bila morda pri tomosintezi celo manjša. Misel ni zanemarljiva, saj tomosinteza zmanjša število dodatnih slikanj in posledično privede do manj strahu pri preiskovankah, manj dodatnega dela, manj stroškov, itd.

LITERATURA

- American College of Radiology (2014). ACR practice parameter for the performance of screening and diagnostic mammography. Amended 2014. <http://www.acr.org/Quality-Safety/Resources/Breast-Imaging-Resources>. Accessed December 9, 2014.
- Andersson, I., Ikeda, D. M., Zackrisson, S., Ruschin, M., Svahn, T., Timberg, P., & Tingberg, A. (2008). Breast tomosynthesis and digital mammography: a comparison of breast cancer with subtle mammographic findings. *Eur Radiol* 18 (12): 2817–25.
- Arko D, Borko E, Breznik R, in sod. (2006). *Ginekologija*. Maribor: Visoka zdravstvena šola, 294–06.
- Baptista M, Di Maria S, Barros S, Figueira C, Sarmiento M, Orvalho L, Vaz P. (2015). Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurement and Monte carlo simulations using voxel phantoms. *Med Phys* 42 (7): 3788–800.
- Chan H P, Wei J, Sahiner B, Rafferty E A et al. (2005). Computer-aided detection system for breast masses on digital tomosynthesis mammograms: preliminary experience. *Radiology* 237 (3): 1075–80.
- 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 (11): 3225–40.
- Dobbis JT 3rd, James T (2009). Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads. *Med Phys* 36 (6): 1956–67.
- Helvie MA (2010). Digital Mammography Imaging Breast Tomosynthesis and Advanced Application. *Radiol Clin North Am* 48 (5): 917–29.
- Jančar B (2001). Mamografija: Metoda za zgodnje odkrivanje raka dojk. Ljubljana: Društvo onkoloških bolnikov, 22–6.
- Jančar B, Kocijančič I (2001). Najpogostejše bolezni dojk in njihove mamografske značilnosti. *Radiol Oncol* 35 (Suppl. 1): 560–7.
- Krajc M, Žakelj M (2007). Priprave na državni program presejanja raka dojk (DORA). *Onkologija* 11(1): 4–9.
- McDonald ES et al. (2015). Baseline Screening Mammography: Performance of Full-Field Digital Mammography Versus Digital Breast Tomosynthesis. *AJR* 205 (5): 1143–8.
- Shah N, Ng TW, de Paredes E S (2014). Basics of digital breast tomosynthesis. *Appl Radiol* 43 (3): 17–20.
- Takač T, Arko D, Gorišek B (1995). Rak dojk: značilnosti in metode odkrivanja. *Med Razgl* 34 (3): 367–76.
- Tingberg A (2010). X-ray tomosynthesis: A review of its use for breast and chest imaging. *Radiat Prot Dosim* 139 (1–3): 100–7.
- Zdešar, U (2000). Vpliv doz ionizirajočega sevanja na žlezno tkivo dojke in kakovost rentgenskih slik pri mamografiji. Ljubljana: Biotehniška fakulteta, 1–18.
- Župančič AO (1993). Iz varstva pred ionizirajočim sevanjem v Sloveniji. Ljubljana: Slovenska akademija znanosti in umetnosti, 212–68.

VPLIV INDEKSA TELESNE MASE NA OBSEVANOST PACIENTOV PRI SLIKANJU MEDENICE

THE INFLUENCE OF BODY MASS INDEX ON RADIATION DOSE IN PELVIC RADIOGRAPHY

Nejc Mekiš

Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

Korespondenca/Correspondence: viš. pred. dr. Nejc Mekiš, E-mail: nejc.mekis@zf.uni-lj.si

Prejeto/Received: 13.3.2017

Sprejeto/Accepted: 21.3.2017

IZVLEČEK

Uvod: Debelost se je v zadnjih tridesetih letih, po podatkih WHO, v svetu podvojila. V Sloveniji je imelo leta 2007 več kot 55% oseb, starejših od 15 let, prekomerno telesno maso. Na podlagi teorije pa je znano, da se doza ionizirajočega sevanja, ki jo prejmejo pacienti, povečuje z višanjem telesne mase posameznika.

Namen: Namen raziskave je bil ugotoviti, kakšen vpliv ima povišanje indeksa telesne mase (ITM) pri slikanju medenice v splošni radiografiji, in sicer kako vpliva na produkt doze in površine (dose ared product – DAP), efektivno dozo (E) in dozo na izbrane organe.

Metode: V raziskavo je bilo zajetih 110 pacientov, ki so bili napoteni na rentgensko slikanje medenice. Pri pacientih sem poleg ekspozicijskih pogojev zajel tudi podatka o telesni masi in višini, iz katerih sem izračunal ITM. Paciente sem glede na ITM razdelil v tri skupine, in sicer v skupino z normalno telesno maso, skupino s prekomerno telesno maso in skupino debelih pacientov. Pri teh treh skupinah sem med seboj primerjal vrednosti DAP, efektivne doze in doze na izbrane organe. Zadnji dve vrednosti sem izračunal s pomočjo PCXMC programa. Za izvedbo raziskave sem pridobil dovoljenje ustanove in dovoljenje Komisije RS za medicinsko etiko.

Rezultati in razprava: Ugotovil sem, da se DAP pri pacientih s prekomerno telesno maso v povprečju poveča za 75% pri debelih pacientih pa kar za 176%. Povečanje efektivne doze je bilo za 55 oz. 122%. Podobno kot efektivna doza se je povečala tudi doza na izbrane organe. Vsi parametri so bili na podlagi Kruskal-Wallis testa statistično značilno različni.

Zaključek: Na podlagi rezultatov lahko zaključim, da ITM močno vpliva na dozo, ki jo prejmejo pacienti pri slikanju medenice v splošni radiografiji.

Gljučne besede: indeks telesne mase, debelost, ionizirajoče sevanje, povečanje dozne obremenitve

ABSTRACT

Introduction: According to the WHO evidence, obesity worldwide has more than doubled in the last thirty years. In Slovenia, for example, more than 55 % of the population aged 15 and over was overweight in the year 2007. It has been established that patients with higher body weight need higher exposure parameters and are therefore significantly more exposed to higher doses of ionizing radiation.

Aim: The present study was designed to determine the effect of higher body mass index (BMI) on radiation dose received by the patients during pelvic radiography, e.g. the effect of higher BMI on dose area product (DAP), effective dose (E) and dose to selected internal organs.

Methods: The study sample consisted of 110 patients referred to the pelvic radiography. The data about the exposure parameters and the patients' BMI were taken into consideration. The study participants were divided into three groups according to their BMI: normal weight, overweight and obese. The DAP, effective dose, and dose to selected internal organs were compared across the three groups. The last two parameters were calculated using the PCXMC programme. Prior to the study, the National medical ethics committee approval was obtained.

Results and discussion: The DAP value in the overweight patients was 75 % higher than in the group with normal weight. The DAP value in the group of obese patients was 176% higher than in the group with normal weight. The increase of the effective dose was 55% and 112%. The average increase of the dose to organs was similar to the results of the effective dose. The Kruskal-Wallis test determined the statistically significant difference of all parameters..

Conclusion: The results of the current study confirm that the BMI has a significant effect on the radiation dose received by the patients in pelvic radiography.

Key words: body mass index, obesity, ionizing radiation, higher radiation dose

UVOD

Glede na poročilo Svetovne zdravstvene organizacije (2016) se je debelost na svetu od leta 1980 podvojila, pri čemer je prekomerno težkih že več kot 600 milijonov odraslih oseb, starejših od 18 let (WHO a, 2017). Podatki za Slovenijo iz leta 2007 kažejo, da ima več kot 55% oseb, starejših od 15 let, prekomerno telesno težo (Statistični urad RS, 2009). Za določanje prekomerne teže se uporablja indeks telesne mase (ITM), ki se izračuna po formuli: $ITM = (\text{masa v kilogramih}) / (\text{višina v metrih})^2$. Glede na klasifikacijo WHO ločimo ITM na štiri glavne skupine in več podskupin. Celotna razporeditev je predstavljena v tabeli 1 (WHO b, 2017).

Tabela 1: Razvrstitve vrednosti ITM po definiciji Svetovne zdravstvene organizacije (WHO b, 2017)

Kategorija	ITM	Razvrstitev glede na ITM
huda podhranjenost	< 16,0	podhranjenost/suhost
zmerna podhranjenost	16,0 – 16,99	
blaga podhranjenost	17,0 – 18,49	
normalna telesna masa	18,5 – 24,99	normalna telesna masa
prekomerna telesna masa	25,0 – 29,99	prekomerna telesna masa
debelost 1. stopnje	30,0 – 34,99	debelost
debelost 2. stopnje	35,0 – 39,99	
debelost 3. stopnje	> 40	

V splošni radiografiji je rentgensko slikanje medenice ena izmed petih najbolj dozno obremenjujočih preiskav. Glede na zadnjo vseevropsko raziskavo sta povprečna učinkovita doza pri slikanju medenice od 3,5 do 10 mGy, povprečni produkt doze in površine (DAP) pa od 150 do 700 $\mu\text{Gy m}^2$ (European Union, 2014).

Že v preteklih raziskavah (Ector et al., 2007; Yanch et al., 2009; Majewska et al., 2011; Vargas et al., 2012; Hsi et al., 2013; Smuck et al., 2013; Wang et al., 2013; Cushman et al., 2016; Ladia et al., 2016) so ugotovili, da ima velik vpliv na dozo, ki jo prejmejo pacienti tudi ITM oz. previsoka teža pacientov. Ector et al. (2007) opisujejo, da je bila zaradi previsokega ITM DAP vrednost pri debelih pacientih, ki so imeli radiofektivno ablacijo, trikrat višja, kot pri tistih z normalno telesno maso. Wang et al. (2013) so zaključili, da je učinkovita doza pri računalniški tomografiji urotakta pri debelih pacientih kar trikrat večja, kot pri pacientih z normalno telesno maso. Da debelost ne vpliva samo na dozo pri odraslih pacientih, so v svoji raziskavi ugotovili Ladia et al. (2016), ki so ugotavljali, kako povečan ITM vpliva na dozo otrok pri slikanju abdomna in prsnih organov. Primerjali so doze pri otrocih, starih od 5 do 6,5 let in ugotovili, da je bila vstopna kožna doza (VKD) pri otrocih s povečanim ITM pri slikanju prsnih organov za 13,6% višja, učinkovita doza (E) pa za 18,9%; pri slikanju abdomna je bila VKD večja za 15%, E pa za 21,8%.

NAMEN

Namen raziskave je prikazati, kakšen vpliv ima ITM na DAP, učinkovito dozo in dozo na organe, pri katerih je doza presegala 0,1 mGy, pri preglednem slikanju medenice. Na podlagi pregleda literature sem si zastavil naslednja raziskovalna vprašanja:

V1: Ali povečanje ITM vpliva na povečanje dozne obremenitve za paciente pri slikanju medenice?

V2: Ali obstaja povezava med ITM in DAP ter med ITM in učinkovito dozo?

V3: Kakšna je obsevanost izbranih organov pri slikanju medenice in kako se le-ta povečuje zaradi večjega indeksa telesne mase.

MATERIALI IN METODE

Izvedel sem presečno študijo z eksperimentalno metodo. V raziskavo je bilo vključenih 110 pacientov, ki so bili napoteni na rentgensko slikanje medenice. Za izvedbo raziskave sem pridobili dovoljenje Komisije RS za medicinsko etiko.

Vse radiološke posege sem opravil na rentgenskem aparatu Axiom Aristos FX Plus proizvajalca Siemens (Siemens AG, Germany), ki ima možnost izbire gorišč velikosti 0,6 ali 1,0 mm. Lastna filtracija koristnega snopa je 2,5 mm aluminija. Možna je uporaba dodatne filtracije od 0 do 0,3 mm bakra, ki se lahko dodaja po 0,1 mm. Razpon anodne napetosti rentgenske cevi je od 40 do 150 kV. Uporabljena je bila radiografska rešetka z razmerjem 15 : 1, število lamel na cm je bilo 80, optimalna razdalja gorišče–slikovni sprejemnik (RGS) pa 150 cm. Za zajem slike se uporablja digitalni detektorski sistem proizvajalca Trixell Pixium (4600) iz amorfnega silicija, velikosti 43 × 43 cm (Siemens, Germany).

Osnovni protokol slikanja medenice na omenjeni diagnostiki je: veliko gorišče (1 mm), RGS 150 cm, napetost 81 kV in avtomatski nadzor ekspozicije z izbiro obeh stranskih ionizacijskih celic.

Pri raziskavi sem zajel podatke o anodni napetosti (kV), tokovnem sunku (mAs), RGS, velikosti slikovnega polja, produktu doze in površine (DAP) ter podatke o višini in masi pacientov. Na podlagi izmerjene višine in mase sem izračunal ITM.

Za izračun učinkovite doze in doze na posamezne organe sem uporabil program PCXMC 2.0, ki uporablja simulacijsko metodo Monte Carlo in pri izračunu poda poleg učinkovite doze tudi dozo na 29 organov (Servomaa, Tapiovaara, 1998). Izračun dozne obremenitve je bil narejen za vsakega pacienta posebej, glede na ekspozicijske pogoje, njegovo telesno višino in maso ter velikost polja in DAP. V rezultatih bom predstavil dozo na izbrane organe, na katerih je absorbirana doza presegala 0,1 mGy. Tako so bili v raziskavo zajeti debelo in tanko črevo, jajčniki, maternica, mehur, testisi in prostata.

Za prikaz rezultatov na podlagi ITM sem se odločil, da bom prikazal rezultate v treh skupinah in sicer ITM < 24,99, kar pomeni normalno telesno maso, ITM med 25,0 in 29,99 – prekomerna telesna masa in ITM > 30 – debelost.

Statistično analizo sem naredil v programu IBM SPSS statistics 23. Za obdelavo rezultatov sem uporabil osnovne statistične teste (izračun povprečja, mediane, standardnega odklona, minimuma in maksimuma), za ugotavljanje normalne porazdelitve vzorca sem uporabil Shapiro Wilkov test. Ker podatki niso bili normalno porazdeljeni, sem za izračun razlik med različnimi dozami uporabil Kruskal-Wallisov test. Za izračun

korelacije med ITM in DAP ter med ITM in efektivno dozo pa sem uporabil Spearmanov korelacijski koeficient. Pri preverjanju domnev je bila uporabljena običajna stopnja tveganja, 5%.

REZULTATI IN RAZPRAVA

V skupini z normalno tesno maso je bilo 43 pacientov, v skupini s prekomerno telesno maso 47 in v skupini debelih 20. Povprečen ITM je bil pri vseh treh skupinah 26,7, kar pomeni, da so imeli pacienti, zajeti v raziskavo, v povprečju prekomerno telesno maso. Povprečne vrednosti ITM v posameznih treh skupinah so predstavljene v tabeli 2.

Tabela 2: Vrednosti ITM v vseh treh skupinah

Normalna telesna masa (povprečje ± std. odklon)	Prekomerna telesna masa (povprečje ± std. odklon)	Debelost (povprečje ± std. odklon)
22,8 ± 1,7	27,4 ± 1,4	33,3 ± 2,3

V tabeli 3 so navedene povprečne vrednosti DAP pri posameznih skupinah. Ugotovil sem, da je se povprečna vrednost DAP-a pri pacientih s prekomerno telesno maso, v primerjavi s pacienti z normalno telesno maso, povečala za 75%. Doza pri debelih pacientih pa je kar za 176% višja od tiste pri pacientih z normalno telesno maso.

Tabela 3: Vrednosti DAP v vseh treh skupinah

ITM	Število pacientov	Povprečje ± std. odklon ($\mu\text{Gy m}^2$)	Minimum ($\mu\text{Gy m}^2$)	Maksimum ($\mu\text{Gy m}^2$)
normalna telesna masa	43	51,0 ± 18,0	20,1	121,6
prekomerna telesna masa	47	89,5 ± 29,9	56,5	190
debelost	20	140,8 ± 62,2	49,5	366

Na podlagi Kruskal-Wallis testa sem ugotovil, da obstajajo statistično značilne razlike med vrednostmi DAP-a med vsemi tremi skupinami ($p < 10^{-3}$).

Rezultati moje raziskave se delno ujemajo z rezultati raziskave Ector et al. (2007), le da je v moji zvišanje DAP-a za 75 oz. in 176%, pri omenjeni raziskavi pa 111 oz. 270%. Vzrok za to je verjetno uporaba različne tehnologije slikanja.

Podobne rezultate kot pri DAP vrednostih sem dobil tudi pri primerjavi efektivnih vrednosti doz. Efektivna doza se je pri pacientih s prekomerno težo v primerjavi s pacienti z normalno težo povečala za 55%, pri debelih pacientih pa je bila višja za 122%. Podrobnejši rezultati so predstavljeni v tabeli 4.

Tabela 4: Vrednosti efektivne doze v vseh treh skupinah

ITM	Število pacientov	Povprečje ± std. odklon (mSv)	Minimum (mSv)	Maksimum (mSv)
normalna telesna masa	43	0,09 ± 0,03	0,03	0,17
prekomerna telesna masa	47	0,14 ± 0,04	0,09	0,28
debelost	20	0,20 ± 0,08	0,06	0,48

S Kruskal-Wallis testom sem ugotovil, da obstajajo statistično značilne razlike med vrednostmi efektivne doze med vsemi tremi skupinami ($p < 10^{-3}$).

Rezultati zvišanja efektivne doze v moji raziskavi se ujemajo s tistimi, ki jih navajajo Ector et al. (2007), ki so uporabili enak program za izračun efektivne doze kot v jaz (PCXMC). Ugotovili so, da se efektivna doza pri prekomerno težkih pacientih zviša za 75% pri debelih pa za 156%.

Kot je bilo navedeno v metodologiji, so bili v raziskavo zajeti samo organi, katerih doza je presegala 0,01 mGy. Največjo dozo pri slikanju medenice so prejeli testisi, kar je bilo pričakovano, saj ležijo izven telesa in rentgensko sevanje predhodno ne oslabi v tkivih, ki ležijo nad njimi. Najnižjo dozo smo izmerili na debelo in tanko črevo ter jajčnike, pri katerih je bila povprečna doza v vseh treh skupinah skoraj enaka.

Tabela 5: Vrednosti doze na izbrane organe v vseh treh skupinah

Organ	ITM	Povprečje ± std. odklon (mGy)	Zvišanje doze (%)
debelo črevo	normalna telesna masa	0,18 ± 0,05	
	prekomerna telesna masa	0,27 ± 0,09	50
	debelost	0,38 ± 0,14	111
tanko črevo	normalna telesna masa	0,17 ± 0,05	
	prekomerna telesna masa	0,26 ± 0,09	53
	debelost	0,37 ± 0,14	118
jajčniki	normalna telesna masa	0,19 ± 0,06	
	prekomerna telesna masa	0,29 ± 0,09	53
	debelost	0,38 ± 0,14	100
maternica	normalna telesna masa	0,25 ± 0,08	
	prekomerna telesna masa	0,39 ± 0,12	56
	debelost	0,53 ± 0,21	112
mehur	normalna telesna masa	0,43 ± 0,14	
	prekomerna telesna masa	0,71 ± 0,23	65
	debelost	1,03 ± 0,43	140
testisi	normalna telesna masa	0,67 ± 0,21	
	prekomerna telesna masa	1,15 ± 0,37	72
	debelost	1,76 ± 0,75	163
prostata	normalna telesna masa	0,32 ± 0,06	
	prekomerna telesna masa	0,50 ± 0,16	56
	debelost	0,70 ± 0,28	119

Doza na vse organe se je pri pacientih s prekomerno težo v primerjavi s tistimi z normalno telesno težo povprečno

povečala za 58%. Največje povečanje doze je bilo pri testisih, najmanjše pa pri debelem črevesu. Povprečno zvišanje doze pri debelih pacientih pa je bilo za 123%. Največje zvišanje doze je bilo tudi v tej skupini izmerjeno pri testisih, najmanjše pa pri jajčnikih. Natančnejši rezultati doz na posamezne organe so predstavljeni v tabeli 5.

Za vsak organ posebej sem opravil še statistično analizo s Kruskal-Wallis testom, pri čemer sem ugotavljal ali se doze v treh skupinah statistično razlikujejo. Na podlagi tega testa sem ugotovil, da pri vseh organih obstaja statistično značilna razlika ($p < 10^{-3}$) med vsem tremi skupinami ITM.

Moji rezultati se ne ujemajo z rezultati raziskave Ladia et al. (2016), v kateri so ugotovili, da se doza na organe med normalno težkimi in debelimi pediatričnimi pacienti zviša povprečno za 19%. V svoji raziskavi sem ugotovil povprečno zvišanje doz za 58 oz. 123%. To pripisujem temu, da sem obravnaval odrasle paciente ter da sem paciente glede na ITM razporedil v tri in ne v dve skupini, kot Ladia et al. (2016).

Omeniti je potrebno, da je bila anodna napetost pri vseh pacientih enaka (81 kV), ker protokola slikanja nisem spreminjal. Anodna napetost je usklajena s smernicami za digitalno radiografijo, kjer je navedeno, da je primerna anodna napetost za rentgensko slikanje medenice med 75 in 90 kV. Če bi pri močnejših pacientih zvišal anodno napetost bi se verjetno zmanjšala obsevanost pacientov in posameznih organov (Busch et al. 2004).

Povezavo med ITM in DAP sem izvedel s pomočjo Spearmanovega korelacijskega koeficienta in ugotovil, da obstaja med njima močna povezava ($r = 0,841$). Prav tako sem močno povezavo ugotovil tudi med ITM in E ($r = 0,797$).

ZAKLJUČEK

Na podlagi pridobljenih rezultatov sem ugotovil, da ITM pri slikanju medenice vpliva na DAP, efektivno dozo in dozo na izbrane organe. Vrednosti DAP so se pri pacientih s prekomerno telesno maso in pri tistih, ki so bili uvrščeni v skupino debelih pacientov, v primerjavi s pacienti z normalno telesno maso, povišale za 75 oz. 176%. Odstotek zvišanja efektivne doze je znašal 55 oz. 122%, zvišanje doze na izbrane organe pa je bilo zelo podobna zvišanju efektivne doze, in sicer 58 oz. 123%. Ugotovil sem tudi, da sta DAP in efektivna doza močno povezana z ITM. Kot je bilo pričakovano, ima ITM zelo velik vpliv na dozo, ki jo prejmejo pacienti pri rentgenskem slikanju, zato je potrebno pri preverjanju le-te upoštevati tudi njihov ITM, saj so doze pri močnejših pacientih lahko do nekajkrat višje kot pri tistih z normalno telesno maso.

LITERATURA

- Busch HP, Decker MD, Schilz C, Jockenhöfer A, Busch MD, Anschütz M (2004) Image Quality and Dose Management For Digital Radiography. *Qual Assur* 24–51.
- Cushman D, Flis A, Jensen B, McCormick Z (2016). The Effect of Body Mass Index on Fluoroscopic Time and Radiation Dose During Sacroiliac Joint Injections. *PM R* 8(8): 767–772.
- Ector J, Dragusin O, Adriaenssens B et al. (2007). Obesity Is a Major Determinant of Radiation Dose in Patients Undergoing Pulmonary Vein Isolation for Atrial Fibrillation. *J Am Coll Cardiol* 50(3): 234–242.
- European Union (2014) Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries. Part 2/2. *Radiat Prot* N° 180 1–73.
- Hsi RS, Zamora DA, Kanal KM, Harper JD (2013). Severe obesity is associated with 3-fold higher radiation dose rate during ureteroscopy. *Urology* 82(4): 780–785.
- Ladia AP, Skiadopoulou SG, Karahaliou A, Messaris GAT, Delis HB, Panayiotakis GS (2016). The effect of increased body mass index on patient dose in paediatric radiography. *Eur J Radiol* 85(10): 1689–1694.
- Majewska N, Stanisic MG, Blaszk MA et al. (2011). Clinical factors increasing radiation doses to patients undergoing long-lasting procedures: abdominal stent-graft implantation. *Med Sci Monit* 17(11): MT97-103.
- Servomaa A, Tapiovaara M (1998). Organ Dose Calculation in Medical X Ray Examinations by the Program PCXMC. *Radiat Prot Dosimetry* 80: 213–219.
- Smuck M, Zheng P, Chong T, Kao MC, Geisser ME (2013). Duration of Fluoroscopic-Guided Spine Interventions and Radiation Exposure Is Increased in Overweight Patients. *PM R* 5(4): 291–296.
- Statistični urad Republike Slovenije, 2009. Zdravje in zdravstveno varstvo v Sloveniji. http://www.nijz.si/sites/www.nijz.si/files/uploaded/pub_ehis_zdravje_in_zdravstveno_varstvo_v_sloveniji.pdf. <18.3.0217>
- Vargas FG, Silva BS da, Cardoso C de O et al. (2012). Impact of body weight on radiation exposure during invasive cardiac procedures. *Rev Bras Cardiol Invasiva* 20: 63–68.
- Wang AJ, Goldsmith ZG, Wang C et al. (2013). Obesity triples the radiation dose of stone protocol computerized tomography. *J Urol* 189(6): 2142–2146.
- WHO a (2017). Obesity and overweight. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/>. <18.3.2017>
- WHO b (2017). BMI classification. http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html. <18.3.2017>
- Yanch JC, Behrman RH, Hendricks MJ, McCall JH (2009). Increased Radiation Dose to Overweight and Obese Patients from Radiographic Examinations. *Radiology* 252(1): 128–139.

STROKOVNA ESKURZIJA DRUŠTVA RADIOLOŠKIH INŽENIRJEV V PODJETJE PHILIPS IN BELGIJSKI MUZEJ RADIOLOGIJE

V aprilu 2017 je Sekcija za CT in MR Društva radioloških inženirjev organizirala strokovno ekskurzijo v podjetje Philips in belgijski muzej radiologije. Društvo je članom društva pokrilo stroške avtobusnega prevoza.

Po celodnevni vožnji z avtobusom do mesta Eindhoven na Nizozemskem je sledila namestitev v hotelu, možnost ogleda prijetnega mesteca in nočitev. Po zajtrku se je skupina 42 udeležencev ekskurzije odpravila na voden ogled tovarne Philips v Bestu. Po uvodnem pozdravu gospe Van Der Graaf so se udeleženci razdelili v dve skupini, in sicer v skupino MR (magnetna resonanca) in skupino CT (računalniška tomografija), glede na področje, ki jih je bolj zanimalo oziroma s katerim se ukvarjajo. Obe skupini so predstavniki podjetja seznanili z novostmi na področju obeh tehnologij ter izvajanjem najnovejših preiskav. Udeleženci so si ogledali tudi razstveni prostor z novimi MR in CT aparaturnami. Po prijetni pogostitvi je sledil še ogled proizvodnje.

Zelo zanimivemu dnevu, polnem novih vtisov in spoznanstev, je sledila vožnja do barvitega mesta kanalov, koles in cvetja

– Amsterdama. Po vodenemu večernemu ogledu zelo živahnega mesta tisočernih mostičkov je bilo organizirano druženje s prijatelji.

Po poznem zajtrku smo si ogledali Bruselj, evropsko in belgijsko prestolnico ter belgijski muzej radiologije, ki je bil ustanovljen leta 1990 v prostorih vojaške bolnišnice in se ponaša z bogato zbirko opreme s področja radiologije in pregledom njenega razvoja od samega začetka.

Posebna zahvala gre Društvu radioloških inženirjev, ki je delno financiralo stroške strokovne ekskurzije, direktorju programa medicinske opreme podjetja Gorenje GTI d.o.o., gospodu Tomiju Pesjaku, pomočnici direktorja programa podjetja Gorenje GTI d.o.o., gospe Mii Osti ter gospodoma Robertu Ivanjku in Ivici Batkoviču iz istega podjetja, za pomoč pri organizaciji in vodenju ogleda tovarne Philips v Bestu.

*Tina Robida
tajnica Sekcije za CT in MR*



KONGRES ZDRUŽENJA INŽENIRJEV MEDICINSKE RADIOLOGIJE FEDERACIJE BOSNE IN HERCEGOVINE Z MEDNARODNO UDELEŽBO, FOJNICA, 5. DO 7. MAJ 2017

Prvi večer je bila slavnostna otvoritev, na kateri je predsednik Zdrženja Bosne in Hercegovine vse udeležence toplo pozdravil, zahvalil se je za množično udeležbo ter na vsem zaželel prijetno bivanje. Na otvoritvi so kongres pozdravili domala skoraj vsi predsedniki druženj iz držav nekdanje Jugoslavije. Sledili so pozdravi predstojnikov, sponzorjev in donatorjev.

Tema strokovnega dela kongresa je bila Sodobni diagnostični in terapevtski postopki v radiološki diagnostiki, radioterapiji, nuklearni medicini in radiološki zaščiti. Radiološki inženirji iz Slovenije smo sodelovali z enim predavanjem in več plakati.

Vse prisotne sem tudi povabil, da se udeležijo našega kongresa, ki bo od 25. do 26. maja 2018 v Zrečah. Kolegi so pokazali

veliko zanimanja za povabilo, tako da lahko naslednje leto pričakujemo udeležbo iz več držav. Če želimo, da se sodelovanje in povezovanje s kolegi iz držav nekdanje Jugoslavije nadaljuje, se bomo morali večkrat odzvati na vabila na njihova strokovna srečanja. Žal za tovrstne aktivnosti prevečkrat zmanjka časa in prav vesel sem, da nam je tokrat uspelo.

Slovenijo smo na kongresu Zdrženja inženirjev medicinske radiologije federacije Bosne in Hercegovine letos zastopali: Aleš Kukovič, Simona Naumovski, Maja Oset, Boris Slanc, Simona Klampfer in Uroš Gačnik.

*Predsednik DRI:
Uroš Gačnik*





Clear Direction. > Boost Your Image.



Brizge za večkratno uporabo:
3 varnostni mehanizmi
za 12-urno brezskrbnost



DualFlow izboljša
kakovost slike pri CTA in
CT protokolih srca^{1,2}



Kakovostne brizge
iz biokompatibilnih
materialov

1 Kerl JM, Ravenel JG, Nguyen SA, et al. "Right heart: split-bolus injection of diluted contrast medium for visualization at coronary CT angiography". Radiology. 2008;247:356-364.

2 Jensen, CT. "Dual Flow Contrast Injection for Coronary CTA Improves Visualization of the Right Heart". NASCI Abstract # 05-A-69-NASCI.

Certegra™ P3T™
2.0 Software

Izboljšano upravljanje in
optimizacija protokolov
za posameznika

VirtualCare™
Remote Support

Oddaljen dostop in
prilagodljivi servisni
programi

Radimetrics™
Enterprise Platform

Inteligentna povezava
podatkov o injiciranju
kontrasta in CT slikanja

medrad® Stellant
CT Injection System

Now's our time to
inspire the future
of healthcare together

Engineering success.
Pioneering healthcare.





ORIANA
medical

»For patients. For life.«



Vascular Intervention. Accessories. Ultrasound.

ORIANA, d.o.o., Rogatec
podjetje za trgovino uvoz in izvoz
Slomškova ul. 02
SI-3252 Rogatec - Slovenija

Phone +386 (0) 3 818 61 06
Fax +386 (0) 3 818 61 15
info@oriana-medical.com
www.oriana-medical.com



LIFE FROM INSIDE



FOCUS DWI

Naj vam ne pokvari slike tisto, kar je izven vašega interesa



GE Healthcare



**4. KONGRES
DRUŠTVA RADIOLOŠKIH
INŽENIRJEV SLOVENIJE**

ZREČE

25. in 26. maj 2018



