



glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije



in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije

**PROTOKOL PREVERJANJA KAKOVOSTI ZA MAGNETNO RESONANČNI
TOMOGRF**

**ZMANJŠANJE PREJETE DOZE NA PODROČJE GLAVE NADLAHTNICE PRI
OBSEVANJU LEVE IN DESNE DOJKE**

AVTOMATIČNA DETEKCIJA ARTEFAKTOV NA MAMOGRAFSKIH SLIKAH

letnik
33
številka
2
leto
2016

bilten

ISSN 1855-5136

Bilten: glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije
Bulletin: Newsletter of the Slovenian Society of Radiographers & of the Chamber of Radiographers of Slovenia

Izdajatelj / Publisher:

Društvo radioloških inženirjev Slovenije in Zbornica radioloških inženirjev Slovenije
Slovenian Society of Radiographers & Chamber of Radiographers of Slovenia

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:

550 izvodov / 550 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

Revija 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 in Zbornice 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 and Chamber 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 tej številki so objavljeni trije izvirni znanstveni članki, od tega dva iz področja diagnostične radiološke tehnologije in eden iz področja radioterapevtske tehnologije.

Veseli me, da z zbiranjem prispevkov za objavo v reviji nimamo težav, saj imamo za naslednje leto prijavljenih člankov skoraj dovolj. Vendar vas kljub temu vabim, da nam pošljete vaše prispevke, da bo vaše delo predstavljeno strokovni javnosti.

Dovolite mi, da vam ob koncu koledarskega leta zaželim vesele praznike ter srečno in uspešno leto 2017.

*Lep pozdrav,
Nejc Mekiš*

diagnostična radiološka tehnologija

4

Nina Djurić, Janez Podobnik, Dejan Žontar

PROTOKOL PREVERJANJA KAKOVOSTI ZA MAGNETNO REZONANČNI TOMOGRAF
QUALITY CONTROL PROTOCOL FOR A MAGNETIC RESONANCE IMAGE SCANNER

radioterapevtska tehnologija

14

Uroš Gačnik, Primož Peterlin, Daša Grabec

**ZMANJŠANJE PREJETE DOZE NA PODROČJE GLAVE NADLAHTNICE PRI OBSEVANJU
LEVE IN DESNE DOJKE**

DOSE REDUCTION TO HUMERAL HEAD IN LEFT AND RIGHT BREAST RADIOTHERAPY

diagnostična radiološka tehnologija

21

Nejc Mekiš, Urban Zdešar, Anja Golja, Aljaž Iskra, Janez Žibert

AVTOMATIČNA DETEKCIJA ARTEFAKTOV NA MAMOGRAFSKIH SLIKAH
AUTOMATIC DETECTION OF ARTIFACTS ON MAMMOGRAPHIC IMAGES

PROTOKOL PREVERJANJA KAKOVOSTI ZA MAGNETNO RESONANČNI TOMOGRAF

QUALITY CONTROL PROTOCOL FOR A MAGNETIC RESONANCE IMAGE SCANNER

Nina Djurić¹, Janez Podobnik¹, Dejan Žontar²

¹ Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška c. 7, 1000 Ljubljana

² Department for Experimental Particle Physics, Inštitut Jožef Steafana, Jamova 39, 1000 Ljubljana

Korespondenca/Correspondence: Nina Djurić, mag. inž. rad. tehnol., E-mail: nina.djuric@gmail.com

Prejeto/Received: 15. 11. 2015

Sprejeto/Accepted: 28. 1. 2016

IZVLEČEK

Uvod: Magnetno resonančno slikanje omogoča zajem visoko kakovostnih slik in diagnosticiranje različnih bolezenskih sprememb brez izpostavitve preiskovanca ionizirajočemu sevanju. Za zagotovitev varnega in natančnega delovanja magnetno resonančnega (MR) tomografa je potrebno vzpostaviti in izvajati reden program preverjanja kakovosti.

Namen: Namen raziskave je bil oblikovati protokol preverjanja kakovosti za MR tomograf Philips Achieva 1.5 T, ki se uporablja v klinične namene na Nevroradiološkem oddelku Kliničnega inštituta za radiologijo Univerzitetnega kliničnega centra Ljubljana. V okviru raziskave smo določili vsebino in pogostost preverjanja kakovosti, ki jo lahko izvajajo radiološki inženirji, ter referenčne ravni in nivoje ukrepanja za posamezne parametre.

Metode dela: Raziskava je potekala na MR tomografu Philips Achieva 1.5 T, na katerem so bile v obdobju šestih mesecev opravljene meritve resonančne frekvence, ocene geometrične natančnosti, ocene popačenj na slikah, meritve integralne uniformnosti slike, odstotka signala senčenja in razmerja signal šum, meritve količine helija in vizualni pregled. V raziskavo so bile vključene tuljava za slikanje glave, tuljava za slikanje glave in vratu ter tuljava za slikanje hrbtenice. Uporabljeni so bili različni fantomi in pulzna zaporedja proizvajalca Philips.

Rezultati in razprava: Oblikovani so bili protokoli za merjenje vseh prej navedenih parametrov. Za vsakega izmed parametrov smo določili njegovo referenčno vrednost kot njegovo povprečno vrednost v času trajanja raziskave, nivo sprejemljivega odstopanja pa smo določili kot ± 2 standardna odklona. Rezultate vseh preučevanih parametrov preverjanja kakovosti smo primerjali tudi z normativom priporočil ACR (2015) in AAPM (2010) in ugotovili, da so bili vsi rezultati v okviru sprejemljivih odstopanj od referenčnih vrednosti.

Zaključek: Na podlagi pregleda literature s poudarkom na priporočilih ACR (2015) in AAPM (2010) ter razpoložljive opreme smo oblikovali protokol za interno preverjanje kakovosti. Predlagamo redno tedensko preverjanje kakovosti posameznih parametrov, saj je le to pomembno za zagotovitev enakomernega delovanja MR tomografa skozi daljše časovno obdobje.

Ključne besede: MR tomograf, preverjanje kakovosti, protokol, referenčne ravni, ACR.

ABSTRACT

Introduction: Magnetic resonance (MR) imaging is a modern modality that provides high-quality images, enabling diagnosis of a variety of pathological changes without exposing the patient to ionizing radiation. To ensure safe and accurate operation of a MR scanner, it is necessary to establish and implement a regular quality control program.

Aim: The aim of the research was to develop a quality control protocol for the clinical MR scanner Philips Achieva 1.5 T which is used in regular clinical practice at the Neuroradiological department of the Clinical Institute of Radiology of the University Medical Centre Ljubljana. Within the scope of the research we defined the content and frequency of the quality control tests that can be performed by the radiographers, as well as the reference levels and action limits for individual parameters of the quality control.

Methods: The study was performed on the MR scanner Philips Achieva 1.5 T. During a period of six months, we performed measurements of central frequency, geometric accuracy measurements, artefact evaluation, percent image uniformity (PIU), percent signal ghosting (PSG), signal to noise ratio, helium levels and visual checks. Three different coils, i.e. head coil, neurovascular coil and spine coil, were included in the study. Different phantoms and pulse sequences, manufactured by Philips, were used.

Results and discussion: Protocols for measuring of all the above listed parameters were defined. For each of the parameters we determined its reference value as the average value during the period of the study. The range of acceptable values was defined as ± 2 standard deviations from the average. We also compared the results of all evaluated parameters with the standards recommended by ACR (2015) and AAPM (2010). We found that all the results were within the acceptable reference levels.

Conclusion: An internal quality control protocol was formulated based on the literature review with a focus on recommendations of the ACR (2015) and AAPM (2010) and available equipment. We recommend introduction of a regular weekly quality control of the individual parameters as a key to a long-term steady performance of the magnetic resonance scanner.

Key words: MR scanner, quality control, protocol, reference levels, ACR.

UVOD

Magnetno resonančno (MR) slikanje sodi zaradi odlične kontrastne ločljivosti med različnimi mehкими tkivi in neinvazivnosti v sam vrh diagnostičnih radioloških preiskav (Serša, 2014). Na podlagi raziskav o MR slikanju, samo slikanje ne predstavlja tveganja za zdravje preiskovanca (FDA, 2014; Zamanian in Hardiman, 2005; Hartwig et al., 2009; Chakeres, 2005). Zaradi različnih dejavnikov kot so staranje ali okvare opreme in nadgradnja ali sprememba programske opreme (Lauzin et al., 2012) ter številnih dejavnikov, na katerih temelji sam proces slikanja, pa so lahko pridobljene slike slabše ali neustrezne kakovosti (Davids et al., 2014). Zato je potrebno vzpostaviti in izvajati red in ustrezen program preverjanja kakovosti, ki zagotavlja varno in natančno delovanje MR tomografa (Vermiglio et al., 2011) ter omogoča zgodnje odkrivanje napak v delovanju sistema, še preden bi lahko le te vplivale na kakovost zajetih slik (Firbank et al., 2000).

V program zagotavljanja in preverjanja kakovosti so vključene študije o učinkovitosti delovanja opreme, neprestano izobraževanje osebja, preverjanje kakovosti ter preventivno vzdrževanje in umerjanje opreme (ACR, 2004). Le ustreza kombinacija vseh teh vidikov vodi do visoko kakovostnih diagnostičnih slik (Colombo et al., 2004). Program preverjanja kakovosti pri MR slikanju ni opredeljen z mednarodnimi standardi ali nacionalno zakonodajo, vendar obstajajo nekatere smernice, ki določajo niz ustreznih testov za preverjanje kakovosti in njihovo izvedbo (Koller et al., 2006). Tako so številne strokovne skupine (¹AAPM, ²NEMA, ³COMAC-BME, ⁴ACR in ⁵IPEM) oblikovale protokole zagotavljanja kakovosti pri MR slikanju, po katerih se lahko ravnajo izvajalci le tega (Di Nallo et al., 2006; McRobbie and Quest, 2002). Med temi skupinami sta najnovejša priporočila oblikovali skupini ACR (2015) in AAPM (2010). Priporočila ACR (2015) natančno opisujejo vsebino in postopke preverjanja kakovosti, potrebno opremo in priporočeno pogostost izvajanja ter referenčne ravni za posamezne parametre preverjanja kakovosti. Poleg omenjenih priporočil obstaja tedensko preverjanje kakovosti, oblikovano s strani proizvajalcev MR tomografov, ki pa je na žalost pogosto avtomatsko in tako podatki niso dostopni uporabniku (ACR, 2004).

Preverjanje kakovosti MR tomografa se začne s testi sprejemljivosti, ki jih je potrebno izvesti pred klinično uporabo MR tomografa in omogočajo presojo o tem, ali oprema ustreza specifikacijam proizvajalca, ter hkrati zagotavljajo izhodiščne podatke za nadaljnje preverjanje kakovosti (Koller, 2006). Testom sprejemljivosti sledi periodično testiranje, ki vključuje letne teste, katere naj bi po priporočilih ACR-AAPM (2014) izvajal medicinski fizik, in tedenske teste, ki so v domeni radioloških inženirjev. Za preverjanje različnih parametrov kakovosti MR tomografa potrebujemo namenske fantome, ki so lahko različnih oblik, saj ponazarjajo geometrijo preiskovanega dela telesa. Običajno so napolnjeni s tekočino, ki ima podobne lastnosti kot človeško tkivo (primerno gostoto protonov ter primeren T1 in T2 relaksacijski čas) (ACR, 2004).

- 1 AAPM – American Association of Physicists in medicine
- 2 NEMA – The Association of Electrical Equipment and Medical Imaging Manufacturers
- 3 COMAC-BME - Commission of the European Communities - Biomedical Engineering
- 4 ACR – American College of Radiology
- 5 IPEM – Institute of Physics and Engineering in Medicine

NAMEN

Namen raziskave je bil oblikovati protokol preverjanja kakovosti za MR tomograf Philips Achieva 1.5 T, ki se uporablja v klinične namene na Nevroradiološkem oddelku Kliničnega inštituta za radiologijo Univerzitetnega kliničnega centra Ljubljana (KIR UKC LJ). V okviru raziskave smo določili vsebino in pogostost preverjanja kakovosti, ki jo izvajajo radiološki inženirji. Z raziskavo smo želeli opredeliti postopke preverjanja kakovosti in potrebno opremo, način analize, interpretacije in shranjevanja rezultatov ter referenčne ravni in nivoje ukrepanja za posamezne parametre.

METODE DELA

Raziskavo smo opravili na Nevroradiološkem oddelku KIR UKC LJ na MR tomografu Philips Achieva 1.5 T, v obdobju od novembra 2014 do maja 2015. V raziskavo smo vključili tri različne fazno-nanizane površinske sprejemne tuljave, ki se uporabljajo pri kliničnem delu: tuljavo za slikanje glave (slika 1), tuljavo za slikanje glave in vratu (slika 2) ter tuljavo za slikanje hrbtenice (slika 3), pri katerih smo preverili parameter razmerje signal-šum (RSŠ), ki velja za najpogostejšo izmed meritev parametrov kakovosti pri ocenjevanju zanesljivosti



Slika 1: Tuljava za slikanje glave



Slika 2: Tuljava za slikanje glave in vratu

delovanja MR tomografa. Z avtomatskim preverjanjem kakovosti smo na površinski sprejemni tuljavi za slikanje glave preverili še vrednost resonančne frekvence, oceno geometrične natančnosti in popačenj na slikah, integralno uniformnost slike in odstotek signala senčenja. Izvedene so bile tudi meritve količine helija in vizualni pregled MR tomografa, prostora, v katerem se le ta nahaja, ter nadzornega prostora.



Slika 3: Tuljava za slikanje hrbtenice

Kot izhodišče za pripravo programa preverjanja kakovosti, ki ga izvajajo radiološki inženirji, smo uporabili priporočila ACR (2015). Vendar je bil program prilagojen razpoložljivim fantomom, prikazanim na slikah 4, 5 in 6, tuljavam, ki so klinično v uporabi, in priporočenim pulznim zaporedjem proizvajalca MR tomografa Philips, zapisanim v tabelah 1 in 2. Z avtomatskim preverjanjem kakovosti, ki se izvaja le na površinski sprejemni tuljavi za slikanje glave, smo pridobili rezultate meritev vrednosti



Slika 4: Fantom za izvajanje meritev avtomatskega preverjanja kakovosti in RSŠ pri tuljavi za slikanje glave ter tuljavi za slikanje glave in vratu in sicer za področje slikanja glave



Slika 5: Fantom za izvajanje meritev RSŠ pri tuljavi za slikanje hrbtenice



Slika 6: Fantom za izvajanje meritev RSŠ pri tuljavi za slikanje glave in vratu, in sicer za področje slikanja vratu

resonančne frekvence, ocene geometrijske natančnosti, ocene prisotnosti popačenj na slikah, izračuna integralne uniformnosti in odstotka signala senčenja. V okviru preverjanja kakovosti drugih tuljav smo izvedli le meritve RSŠ. V protokol preverjanja kakovosti smo vključili tudi vizualni pregled MR tomografa in prostora, v katerem se nahaja ter pregled nadzornega prostora in meritve količine helija.

Analiza slik

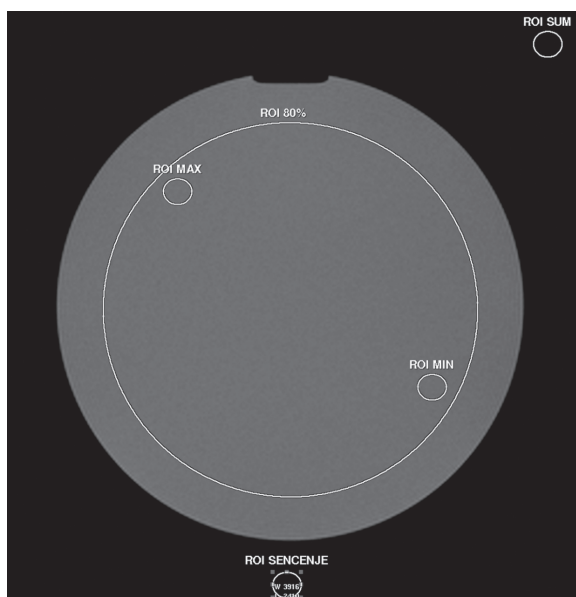
Po zajemu slik fantomov smo s pomočjo grafk (elips), ki jih omogoča programska oprema proizvajalca MR tomografa, izrisali in izmerili srednje vrednosti signala interesnih področij, ki jih potrebujemo za izračun posameznih parametrov preverjanja kakovosti (slika 7).

Tabela 1: Protokol slikanja pri avtomatskem preverjanju kakovosti

Parametri	Pulzno zaporedje topogramov		Pulzna zaporedja za izvedbo meritev parametrov kakovosti slike		
	sagitalna	transverzalna	transverzalna	transverzalna	transverzalna
ravnina	sagitalna	transverzalna	transverzalna	transverzalna	transverzalna
vrsta pulznega zaporedja	FFE	FFE	SE	FFE	SE
tuljava	za glavo	za glavo	za glavo	za glavo	Q-body
TR (ms)	30	30	1000	200	1000
TE (ms)	3,5	4,7	30/100	15	50/100/150
odklonski kot (FA)	30°	60°	90°	30°	90°
FOV (mm)	250	250	250	250	250
velikost matrike	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256
št. povprečenj (NSA)	1	4	1	2	1
debelina reza (mm)	24	7	5	5	10
razmik med rezinami (mm)	0	0	18	18	0
čas	00:07:08	00:30:08	04:19:00	01:43:00	04:18:00

Tabela 2: Parametri pulznega zaporedja pri preverjanju kakovosti tuljave za slikanje glave, tuljave za slikanje glave in vratu ter tuljave za slikanje hrbtenice

Parametri	Tuljava za slikanje glave	Tuljava za slikanje glave in vratu	Tuljava za slikanje hrbtenice
elementi	Sense Head 8	HNACPC	ABCDE
ravnina	transverzalna	transverzalna	transverzalna
vrsta pulznega zaporedja	SE	SE	SE
TR (ms)	1000	1000	250
TE (ms)	30	30	30
odklonski kot (FA)	90°	90°	90°
FOV (mm)	250	250	450
velikost matrike	256 × 256	256 × 256	512 × 512
št. povprečenj	1	1	1
debelina reza (mm)	3	3	5
razmik med rezinami (mm)	20	20	112,5
št. rezin	1	1	1
smer faznega kodiranja	RL	RL	RL
čas	04:18:00	04:18:00	01:05:00

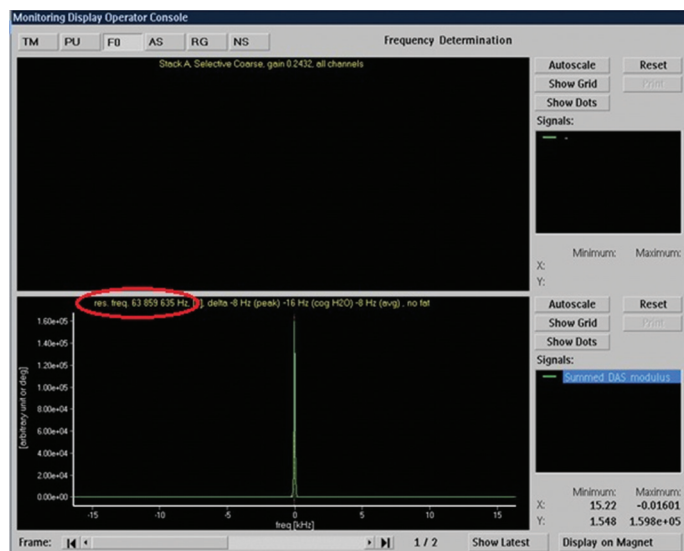


Slika 7: Prikaz postavitve interesnih področij za izračun posameznih parametrov preverjanja kakovosti

Parametri preverjanja kakovosti

Resonančna frekvenca

Resonančna frekvenca je definirana kot frekvenca precesije jeder (Larmorjeva frekvenca, f_0) in je premo sorazmerna z gostoto magnetnega polja (B_0): $f_0 = \gamma/(2\pi) B_0$, kjer γ predstavlja giromagnetno razmerje, ki je odvisno od vrste jeder. Zato lahko stabilnost magnetnega polja posredno merimo s spremljanjem sprememb v resonančni frekvenci (AAPM, 2010). Vrednost resonančne frekvence se je kot del avtomatskega preverjanja kakovosti izpisala v posebnem oknu, kot je prikazano na sliki 8.



Slika 8: Vrednost resonančne frekvence procesiranja protonov

Ocena geometrijske natančnosti

S testom geometrijske natančnosti se preveri, če se na slikah izmerjene dimenzije objekta ujemajo z dejanskimi dimenzijami slikanega objekta. Ta test sestavljajo meritve dimenzije objekta na slikah v treh različnih smereh in primerjava izmerjenih vrednosti z znanimi (ACR, 2005). Dolžino fantoma smo izmerili na sredini sagitalnega topograma fantoma, premer fantoma v vertikalni in horizontalni smeri pa na transverzalni sliki fantoma, in izračunali stopnjo geometrijskega popačenja po enačbi (ACR, 2015):

$$\%GD = 100 \times \frac{\text{resnična dimenzija} - \text{izmerjena dimenzija}}{\text{resnična dimenzija}}$$

(enačba 1)

Popačenja na slikah

Popačenja na slikah so lahko zgodnji pokazatelji upada delovanja MR sistema. Popačenja smo ocenjevali na podlagi trditve, povzetih po priporočilih ACR (2015), ki so zapisane v tabeli 3.

Tabela 3: Ocenjevanje popačenj na MR slikah fantoma

Ocenjevanje popačenj na slikah
Fantom je pravilne okrogle oblike in ne elipsaste ali kako drugače popačen.
Prisotnost senčenja slike fantoma v ozadje ali preslikav slik fantoma v sam fantom.
Prisotnost črt ali svetlih oz. temnih točk.
Prisotnost nenavadnih ali novih lastnosti.

Integralna uniformnost

Integralna uniformnost slike se nanaša na sposobnost MR sistema, da prikaže enotna področja fantoma z enako intenziteto signala. Integral odstotka uniformnosti (PIU) je določen kot (ACR, 2004):

$$PIU = 100 \times \left[1 - \frac{\text{sred. vrednost signala v ROI}_{max} - \text{sred. vrednost signala v ROI}_{min}}{\text{sred. vrednost signala v ROI}_{max} + \text{sred. vrednost signala v ROI}_{min}} \right]$$

(enačba 2), pri čemer vrednost signala v ROI_{max} in vrednost signala v ROI_{min} predstavljata najvišjo in najnižjo vrednost signala interesnih področja, ki se nahajata znotraj interesnega področja, ki je prekrivalo 80% celotne prečne površine slike fantoma.

Odstotek signala senčenja

Senčenje je običajno posledica nestabilnosti signala med zajemom le tega. Senčenje izražamo z odstotkom signala senčenja (PGS), ki je določen kot (ACR, 2004):

$$PGS = 100 \times \left[1 - \frac{\text{sred. vred. signala v ROI}_{\text{senčenje}} - \text{sred. vred. signala v ROI}_{\text{šum}}}{2 \times \text{srednja vrednost signala v ROI}_{80\%}} \right]$$

(enačba 3), kjer srednja vrednost signala v ROI_{senčenje} predstavlja izmerjeno vrednost signala v interesnem področju izven slike fantoma v smeri faznega kodiranja in srednja vrednost signala v ROI_{šum} predstavlja vrednost signala v ozadju slike fantoma (slika 7).

Razmerje signal šum (RSŠ)

Pri ocenjevanju zanesljivosti delovanja MR tomografa velja RSŠ za bistven in občutljiv, vendar zelo splošen parameter kontrole kakovosti. Enačba za izračun RSŠ je bila povzeta po ACR, 2004:

$$RS\dot{S} = \frac{\text{srednja vrednost signala v ROI } 80\%}{\text{standardni odklon šuma}}$$

(enačba 4)

Vizualni pregled

Vizualni pregled MR tomografa in prostora, v katerem se le ta nahaja, ter nadzornega prostora, je potreben za zagotavljanje varnosti tako preiskovancev kot osebja. V tabeli 4 je opisan obseg vizualnega pregleda.

Tabela 4: Vsebina vizualnega pregleda MR tomografa in prostora, v katerem se le ta nahaja ter nadzornega prostora

PREGLAD MR TOMOGRAFA IN PROSTORA, V KATEREM SE NAHAJA	premikanje preiskovalne mize
	osvetljava prostora in MR tomografa
	delovanje ventilacije znotraj MR tomografa
	delovanje laserskih označevalcev za nastavitvev preiskovanca
	delovanje slušalk za zaščito sluha preiskovanca
	delovanje signalne naprave za klic v sili
NADZORNI PROSTOR	delovanje aparatov za nadzor preiskovanca (pulzni oksimeter)
	delovanje upravljalne konzole (zvočnika in mikrofona za komunikacijo s preiskovancem)
	delovanje zaslonov
	ustreznost reanimacijskega seta
	prisotnost gasilnih aparatov

Preverjanje količine helija

Helij je potreben za hlajenje superprevodnega magneta, ki ustvarja stacionarno homogeno magnetno polje (van Dijk, 2013). Pri hlajenju helij izpareva, zato je pomembno, da redno preverjamo njegovo količino in pravočasno obvestimo serviserja, ko nivo helija doseže dogovorjeno spodnjo mejo (v našem primeru 50%).

Vse slike, pridobljene pri preverjanju kakovosti, smo sproti shranjevali na pomnilnik v računalniku za MR slikanje in arhivirali na DVD. Oblikovali smo Excelovo tabelo, v katero smo sproti beležili rezultate meritev posameznih parametrov kakovosti MR tomografa. Rezultate smo primerjali s priporočenimi vrednostmi, podanimi s strani ACR (2015) in AAPM (2010), ki so podane v tabeli 5.

Tabela 5: Priporočene vrednosti skupine ACR (2015) in AAPM (2010)

Parameter kakovosti	Priporočila ACR (2015)	Priporočila AAPM (2010)
resonančna frekvenca	nekaj ppm/teden	1 ppm/dan
ocena geometrijske natančnosti	< 1%	< %
integralna uniformnost	> 90%	> 90%
odstotek signala senčenja	< 2,5%	≤ 1%

V obdobju od novembra 2014 do maja 2015 smo izvedli meritve preverjanja kakovosti MR tomografa in količine helija 33-krat. Prve tri mesece so bile meritve izvedene bolj pogosto (večkrat na teden), saj smo želeli pridobiti čim večjo bazo podatkov in vpogled v trend dnevnega oz. nekaj dnevnega spreminjanja vrednosti posameznih parametrov. V drugem trimesečju smo kakovost delovanja MR tomografa preverjali enkrat tedensko.

REZULTATI IN RAZPRAVA

Resonančna frekvenca

Izračunana povprečna resonančna frekvenca za obravnavano obdobje je znašala 63858120,7 Hz (63,86 MHz). Resonančna frekvenca je s časom upadala za 21 Hz oz. 0,33 ppm/dan, kar je pričakovana posledica upadanja gostote magnetnega polja s časom. Rezultati naših meritev so znotraj dovoljenih odstopanj, ki so priporočena s strani AAMP (2010) (1 ppm/dan) in ACR (2015) (nekaj ppm/teden), saj je relativna vrednost resonančne frekvenca v okviru naše raziskave padla za 2,3 ppm na teden.

Ocena geometrijske natančnosti

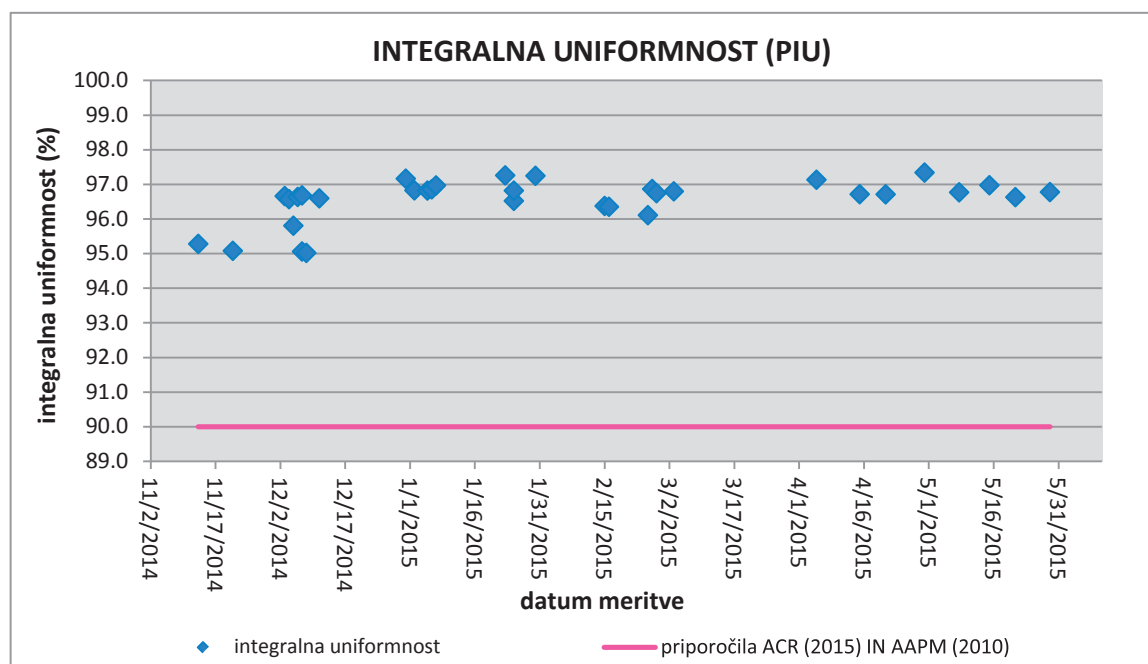
Stopnja geometrijskega popačenja pri meritvah dolžine fantoma je v povprečju znašala 0% (SD = 0,1), pri meritvah premera fantoma v obeh smereh pa 0,3% (SD = 0,1). Izmerjene dimenzije fantoma oz. stopnje geometrijskega popačenja pri nobeni od meritev ne presegajo 1% in tako dosegajo normative priporočil ACR (2015) (> 1%) in AAPM (2010) (> 2%).

Ocena popačenj

V šestmesečnem obdobju zbiranja podatkov na pridobljenih MR slikah fantoma nismo opazili kakršnihkoli popačenj. Fantom je bil na vseh slikah pravilne okrogle oblike, prav tako ni bilo prisotno senčenje slike fantoma v ozadje ali preslikave fantoma v sam fantom. Opazili nismo niti morebitnih črt ali svetlih oz. temnih točk.

Integralna uniformnost slike

V povprečju je integralna uniformnost znašala 96,6%. Iz porazdelitve integralne uniformnosti na sliki 9 je razvidno, da se vse meritve integralne uniformnosti nahajajo v razponu od 95% do 97,5%, torej nad črto, označeno pri 90%, ki po



Slika 9: Grafični prikaz rezultatov meritev integralne uniformnosti

priporočilih ACR (2015) in AAPM (2010) predstavlja nivo ukrepanja za MR tomografe z gostoto magnetnega polja do 2T.

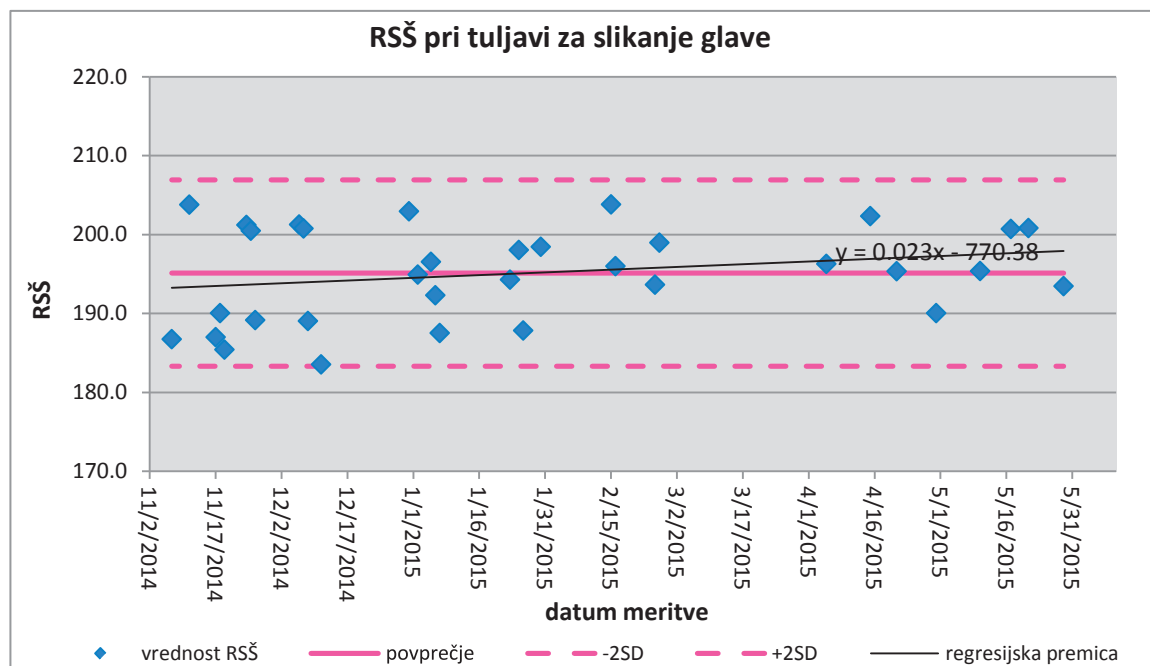
Odstotek signala senčenja

Odstotek signala senčenja se je gibal v razponu od 0 do 0,5%, v povprečju pa je znašal 0,2%. Po priporočilih ACR (2015) naj bi bil odstotek signala senčenja < 2,5%, po priporočilih AAPM (2010) pa ≤ 1%, tako da meji za sprejemljive vrednosti merjenega parametra v naši raziskavi nista bili preseženi.

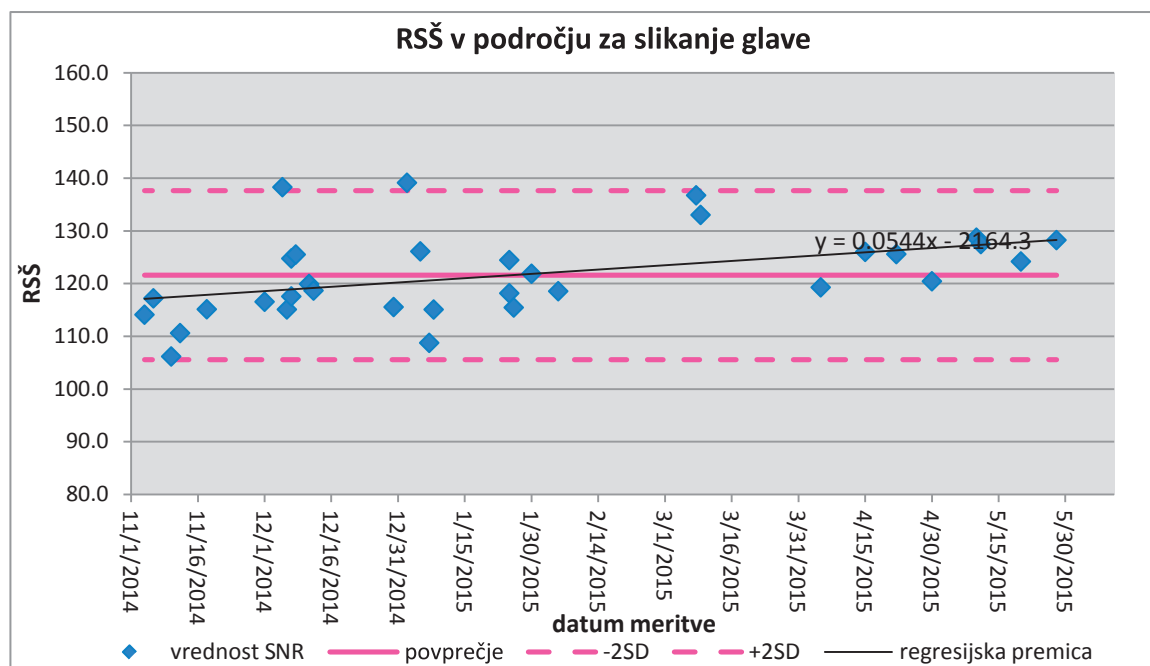
Rezultati meritev RSŠ pri posameznih tuljavah

Pri tuljavi, ki se uporablja za slikanje glave, je povprečna vrednost RSŠ vseh meritev znašala 195,1 (SD = 5,9), zgornja meja (+2SD) od povprečja je znašala 206,9, spodnja (-2SD) pa 183,3. Rezultati izračunanih vrednosti RSŠ so grafično prikazani na sliki 10, iz katere je razvidno, da RSŠ s časom nekoliko narašča. Domnevamo, da ne gre za statistično značilen pojav, kar bomo preverili s spremljanjem trenda v daljšem časovnem obdobju.

Izračunana povprečna vrednost RSŠ v področju za slikanje glave pri tuljavi za slikanje glave in vratu je znašala 121,6 (SD = 8,0), zgornja meja +2SD je znašala 137,6, spodnja pri -2SD pa 105,6, kar je prikazano na sliki 11. Opazimo lahko rahlo



Slika 10: Grafični prikaz rezultatov meritev vrednosti RSŠ pri tuljavi za slikanje glave



Slika 11: Grafični prikaz rezultatov meritev vrednosti RSŠ v področju za slikanje glave pri tuljavi za slikanje glave in vratu

naraščanje RSŠ s časom, a tudi v tem primeru domnevamo, da ne gre za statistično značilen pojav.

Izračunana povprečna vrednost RSŠ v področju za slikanje vratu pri tuljavi za slikanje glave in vratu je znašala 127,4 (SD = 5,3), zgornja meja pri +2 SD je znašala 138,1 spodnja pri -2 SD pa 116,8. Rezultati so prikazani na sliki 12, iz katere je razvidno, da je RSŠ v času konstantno.

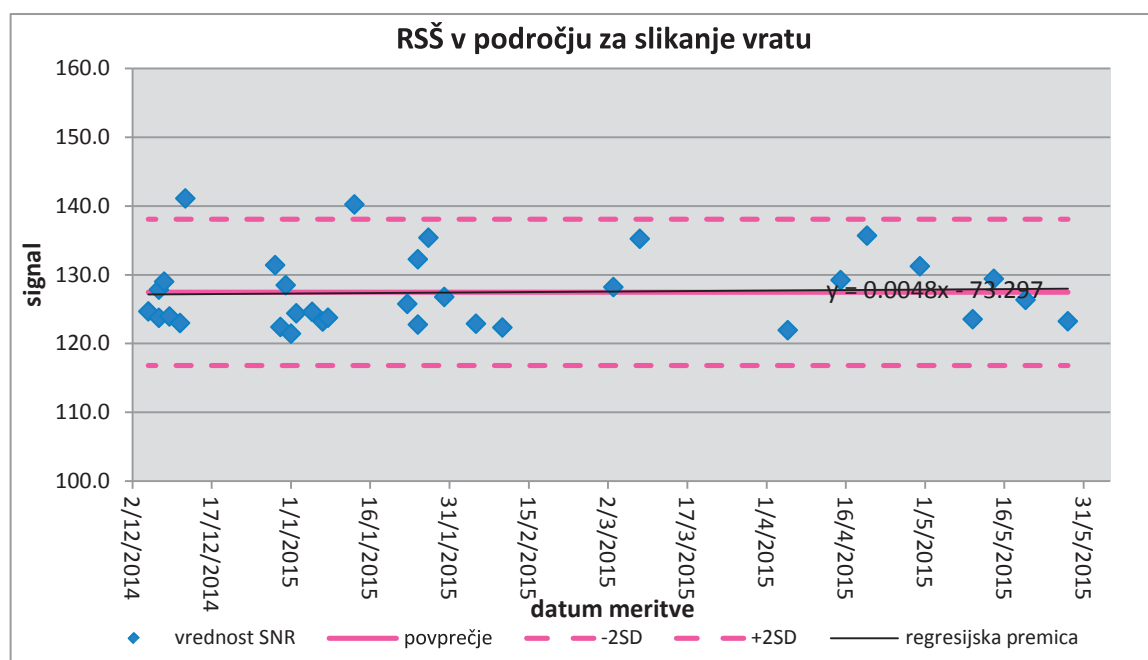
Povprečna vrednost RSŠ je pri tuljavi za slikanje hrbtenice znašala 111,9 (SD = 5,1). Zgornja meja (+2SD) je znašala 122,0, spodnja (-2SD) pa 101,7. Regresijska premica na sliki 13 ne kaže bistvenega odstopanja od časovno stabilne vrednosti RSŠ.

Vizualni pregled

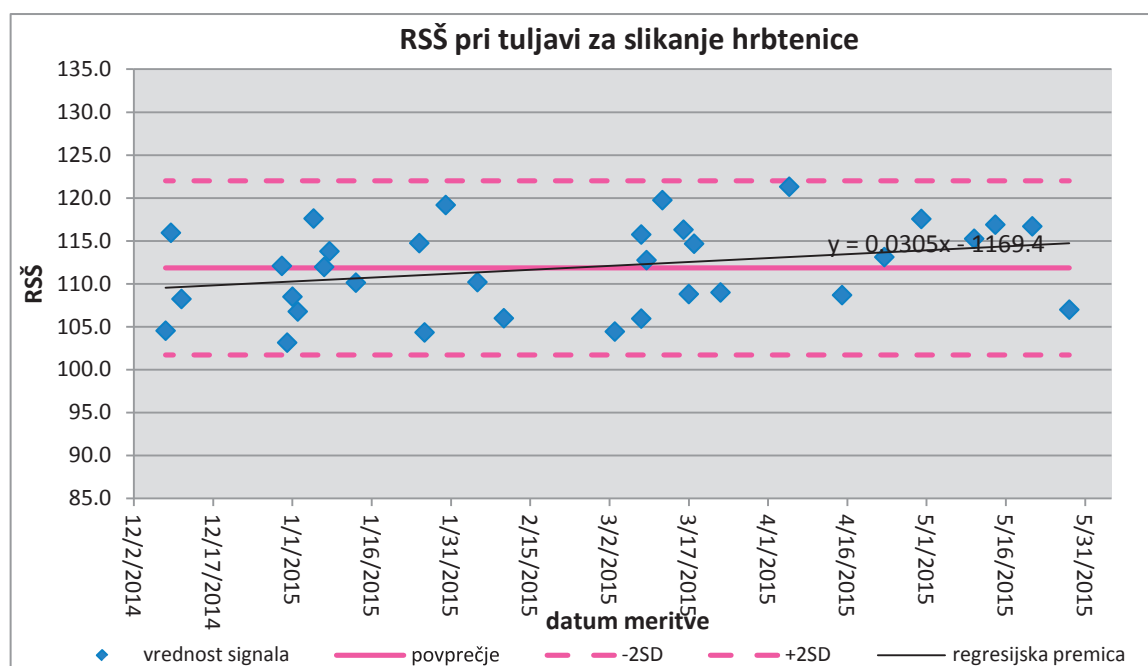
V času raziskave smo pri vizualnem pregledu odkrili tri nepravilnosti. Dne 16. 1. 2015 so se pojavile težave s premikom preiskovalne mize in prenehale so delovati luči, ki osvetljujejo tunel MR tomografa. O težavi je bil obveščen serviser, ki je ugotovil, da je potrebna zamenjava napajalnika. V času raziskave je bila potrebna še zamenjava štirih žarnic, ki osvetljujejo MR prostor.

Rezultati meritev količine helija

Gibanje količine helija v času raziskave je prikazano na sliki 14. Na začetku raziskave je količina helija znašala 60% in je v obdobju enega meseca počasi padla za 3%. V naslednjih treh tednih zaradi okvare gradientnega ojačevalnika in težav



Slika 12: Grafični prikaz rezultatov meritev vrednosti RSŠ v področju za slikanje glave pri tuljavi za slikanje glave in vratu



Slika 13: Grafični prikaz rezultatov meritev vrednosti RSŠ pri tuljavi za slikanje hrbtenice

s centralno klimo MR tomograf ni deloval. V tem obdobju je količina helija padla za kar 14%. Verjetno je razlog v izpadu električnega toka, ki so ga pri preverjanju delovanja centralne klime povzročili električarji, zaradi česar se je izklopil kompresor, ki potiska helij v sistem. Posledično je prišlo do naglih izgub helija, saj je količina helija znašala 43%. O napaki je bil obveščen serviser. V naslednjih štirih mesecih raziskave je količina helija padala konstantno (3% na mesec).

Glede na pridobljene rezultate menimo, da dnevno preverjanje vseh parametrov kakovosti MR tomografa ni potrebno in tudi ne bi bilo časovno izvedljivo, saj traja vsaj eno uro. Zato predlagamo, da se vsak delovnik pred začetkom delovnega procesa opravi del protokola preverjanja kakovosti. Razpored predlaganega tedenskega preverjanja kakovosti MR tomografa Philips Achieva 1.5 T na Nevroradiološkem oddelku KIR UKC Ljubljana je prikazan v tabeli 6.

Tabela 6: Tedenski razpored predlaganega preverjanja kakovosti MR tomografa Philips Achieva 1.5 T na Nevroradiološkem oddelku KIR UKC Ljubljana

Dan v tednu	Parameter preverjanja kakovosti
PONEDELJEK	Avtomatsko preverjanje kakovosti (PIQT), v okviru katerega se preveri vrednost resonančna frekvenca, homogenost slike, odstotek signala senčenja, ocena geometrične natančnosti in popačenj na slikah. Meritve količine helija. Meritve RSŠ pri tuljavi za slikanje glave (HC8).
TOREK	Meritve RSŠ v področju za slikanje glave pri tuljavi za slikanje glave in vratu (SENSE NV 16).
SREDA	Meritve RSŠ v področju za slikanje vratu pri tuljavi za slikanje glave in vratu (SENSE NV 16).
ČETRTEK	Meritve RSŠ pri tuljavi za slikanje hrbtenice (SENSE SPINE 15).
PETEK	Vizualni pregled.

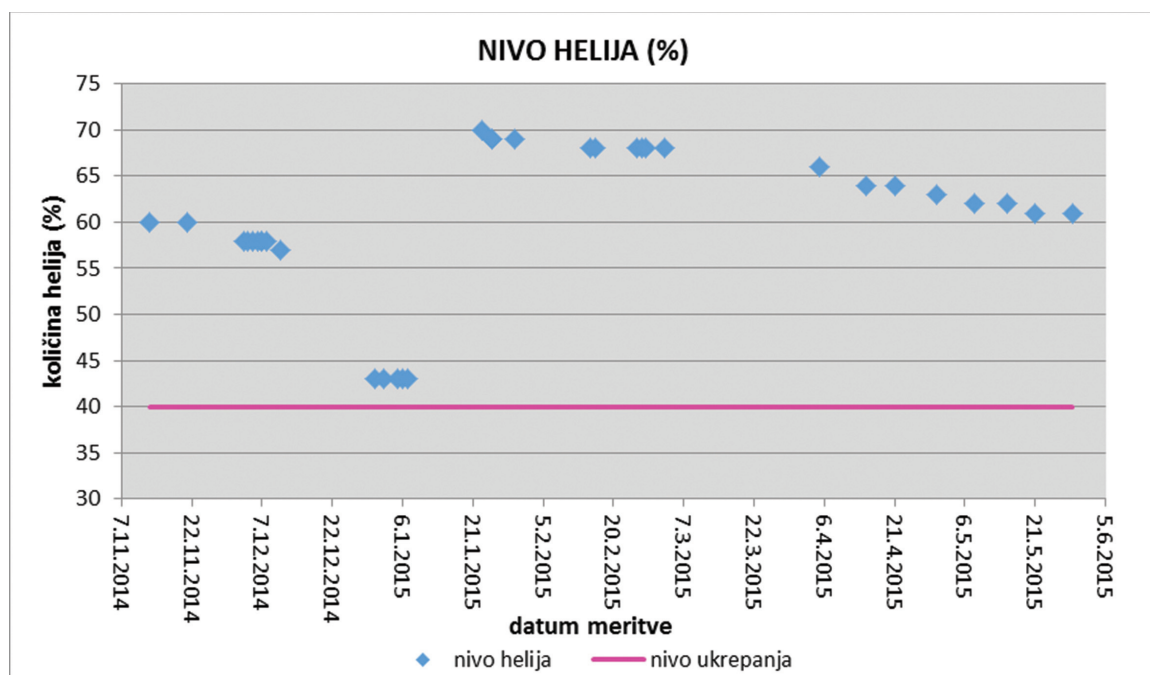
Z raziskavo nismo dokazali le ustreznega delovanja preučevanega MR tomografa temveč tudi smiselnost izvajanja rednega preverjanja kakovosti, saj lahko nepričakovani dogodki (npr. onesnaženje MR tomografa s človeškimi izločki) podajo lažno pozitivne spremembe na MR slikah v prid določne bolezni in s tem močno oškodujemo preiskovance. Tudi okvare tuljav v preteklosti bi z rednim izvajanjem preverjanja kakovosti verjetno odkrili že pri izvedbi meritev RSŠ, namesto da so bile naključno odkrite pri kliničnem slikanju. Preverjanje kakovosti pa je smiselno izvesti tudi po večjih intervencijah na MR tomografu.

ZAKLJUČEK

Na podlagi pregleda literature s poudarkom na priporočilih ACR (2015) in AAPM (2010) ter razpoložljive opreme, ki jo imamo na Nevroradiološkem oddelku KIR UKC Ljubljana, smo oblikovali protokole za interno preverjanje kakovosti, ki temeljijo na meritvah sedečih parametrov: resonančna frekvenca, ocena geometrične natančnosti, ocena popačenj na slikah, integralna uniformnost slike, odstotek signala senčenja in RSŠ vseh tuljav, ki se klinično uporabljajo za slikanje, meritve količine helija in vizualni pregled MR tomografa, prostora, v katerem se le ta nahaja, ter nadzornega prostora.

Za vsakega izmed merjenih parametrov smo določili njegovo referenčno vrednost kot povprečno vrednost v času trajanja raziskave, nivo sprejemljivega odstopanja pa kot ± 2 standardna odklona od referenčne vrednosti. Primerjava naših rezultatov z dovoljenimi odstopanji priporočil ACR (2015) in AAPM (2010) je pokazala, da vsi parametri preverjanja kakovosti, ki smo jih vključili v raziskavo, ustrezajo normativom omenjenih priporočil.

Z raziskavo smo ugotovili, da je smiselno tedensko preverjanje kakovosti MR tomografa, saj je redno in dosledno preverjanje kakovosti ključnega pomena za zagotovitev enakomernega delovanja MR tomografa skozi daljše časovno obdobje. Na



Slika 14: Grafični prikaz gibanja količine helija v času raziskave

podlagi opravljenega preverjanja kakovosti in pridobljenih rezultatov smo ugotovili, da je MR tomograf v času raziskave deloval stabilno, saj pri meritvah posameznih parametrov ni prišlo do večjih odstopanj.

LITERATURA

AAPM – American Association of Physicists in Medicine (2010). Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities. Report No. 100. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_100.pdf <7. 10. 2014>

ACR – American College of Radiology (2004). Magnetic resonance imaging: Quality Control Manual.

ACR-AAPM (2014). ACR-AAPM Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Magnetic Resonance Imaging (MRI) Equipment. <http://www.acr.org/~media/6D14C0958CD143DA9C3BFD8E545F06E6.pdf>. <10.10.2014>

Colombo P, Baldassarri A, Del Corona M, Mascaro L, Strocchi S (2004). Multicenter trial for the set-up of a MRI quality assurance programme. *Magn Reson Imag* 22 (1): 93–101.

Davids M, Zöllner FG, Ruttorf M, Nees F, Flor H, Schumann G, Schad LR (2014). Fully-automated quality assurance in multicenter studies using MRI phantom measurements. *Magn Reson Imag* 32 (6): 771–780.

Di Nallo AM, Ortenzi O, D'Arienzo M, Coniglio D, Benassi M (2006). MRI Quality Control Tools for Procedures and Analyses. *J. Eex. Clin. Cancer Res.* 25 (1): 121–7.

Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, Coulthard A (2000). Quality assurance for MRI: practical experience. *B J Radiol*, 73 (868): 376–83.

FDA – U.S. Food and Drug Administration. MRI (Magnetic Resonance Imaging). <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/ucm200086.htm>. <12. 4. 2015>

IPEM - Institute of Physics and Engineering in Medicine, The College of Radiographers and The National Radiological Protection Board (2005). Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2–6.

Koller CJ, Eatough JP, Mountford PJ, Frain G (2006). A survey of MRI quality assurance programmes. *B J Radiol*, 79 (943): 592–6.

McRobbie DW, Quest RA (2002). Effectiveness and relevance of MR acceptance testing: results of an 8 year audit. *B J of Radiol*, 75 (894): 523–531.

Serša I (2014). Magnetnoresonančne preiskave. V: Jevtič V, ur., Šurlan M. in Matela J., sour. Diagnostična in intervencijska radiologija. Maribor: Založba Pivec, 88.

van Dijk D (2013). Supervisory Control of a Philips MRI-scanner. Magistrsko delo. Eindhoven: Eindhoven University of Technology.

Vermiglio G, Aciri G, Testagrossa B, Causa F, Tripepi MG (2011). Procedures for Evaluation of Slice Thickness in Medical Imaging Systems. In: Eldin AB, eds. *Modern Approaches To Quality Control*. InTech: 384.

Zamanian A in Hardiman C (2005). Electromagnetic Radiation and Human Health: A Review of Sources and Effects. *High Frequency Electronics*, 16–26.

ZMANJŠANJE PREJETE DOZE NA PODROČJE GLAVE NADLAHTNICE PRI OBSEVANJU LEVE IN DESNE DOJKE

DOSE REDUCTION TO HUMERAL HEAD IN LEFT AND RIGHT BREAST RADIOTHERAPY

Uroš Gačnik, Primož Peterlin, Daša Grabec

Onkološki inštitut Ljubljana, Sektor radioterapije, Enota za radiofiziko. Zaloška 2, 1000 Ljubljana, Slovenija

Korespondenca/Correspondence: Uroš Gačnik, mag. inž. rad. tehnol., E-mail:ugacnik@onko-i.si

Prejeto/Recived: 25. 11. 2015

Sprejeto/Accepted: 10. 2. 2016

IZVLEČEK

Uvod: S podaljševanjem pričakovane življenjske dobe se pričakuje, da se bo pogostost pojava raka dojke še naprej povečevala. Tumorske celice lahko uničujemo z ionizirajočimi žarki. Za izvedbo obsevanja je potrebna predhodna priprava bolnika, pri kateri posnamemo načrtovalni CT (computed tomography), na katerega vrišemo tarčne volumne in ogrožene organe. Sledi izdelava obsevalnega načrta, ki vključuje tudi določitev izocentra nato pa še izvedba obsevanja.

Pri obsevanju dojke se lahko pojavijo zgodnji in/ali pozni stranski učinki, kot so bolečina, limfedem roke na strani obsevane dojke, hiperpigmentacija kože v obsevanem področju, ter sicer redek, a zelo hud zaplet, osteonekroza glave nadlahtnice. Da bi preprečili zaplete po obsevanju, je potrebno obsevanje načrtovati tako, da je ob primerni pokritosti tarčnega volumna doza na zdrava tkiva kar najnižja.

Namen: Namen raziskave je ovrednotiti dva načina obsevanja dojke, ki se razlikujeta le v postavitvi izocentra.

Hipoteza: Hipoteza je, da je s postavitvijo izocentra bližje glavi nadlahtnice za približno 10 cm ta boljše zaščiten, doza na tarčni volumen pa ostane nespremenjena.

Metode dela: Od aprila 2014 do vključno maja 2015 smo po zaključeni pilotni študiji, ki je zajela deset bolnic, zbrali skupno 30 bolnic, ki so imele planirani tarčni volumen vrisan tako, da se je le ta v pogledu skozi snop žarkov dotikal ali prekrival s področjem glave nadlahtnice. Za vsako bolnico smo z načrtovalnim sistemom XiO naredili dva obsevalna načrta. Prvega s centralno postavljenim izocentrom (načrt C) in drugega, pri katerem smo izocenter pomaknili za približno 10 cm kranialno proti glavi nadlahtnice (načrt H). Obsevalne načrte smo ovrednotili in primerjali pokritost tarčnih volumnov in dozo na ogrožene organe za oba načrta. Podatke smo statistično obdelali.

Rezultati in razprava: S postavitvijo izocentra približno 10 cm kranialno se je zaradi manjše divergence na robu obsevalnega snopa obsevalno področje na glavo nadlahtnice zmanjšalo, s čimer se je povprečna doza, ki jo prejme glava nadlahtnice, v povprečju zmanjšala za 45% ob standardnem odklonu 17%. Pomembno pri tem je, da se povprečni dozi, ki jo prejmeta klinični tarčni volumen in pljuča, nista bistveno spremenili, prva za 0,04%, druga za 1,7%. Prav tako rezultati niso potrdili razlik med zmanjšanjem doze na glavo nadlahtnice pri obsevanju leve in desne dojke.

Zaključek: Rezultati kažejo, da je v podobnih primerih smiselno uporabiti kranialno postavitev izocentra (H način), saj s tem ohranimo glavo nadlahtnice na nižji obsevalni dozi.

Ključne besede: obsevanje dojke, glava nadlahtnice, PTV, izocenter, ogroženi organi, obsevalna tehnika.

ABSTRACT

Introduction: As life expectancy is increasing, it can be expected that the incidence of breast cancer will continue to increase in the future. One of the options for breast cancer treatment is radiotherapy, where ionizing radiation produced by linear accelerators is used to destroy tumour cells. Patient preparation is needed before the radiography by making a planning CT (computed tomography), in which target volumes and organs at risk are delineated. After that, a treatment plan is made which includes determining an isocenter, and then the treatment is carried out.

During and after the breast radiotherapy, several possible early and late side effects can develop. Late side effects caused by irradiation of breast cancer include pain, lymphedema of the arm at the irradiated site, skin hyperpigmentation in the radiation field and a very rare but serious complication – osteonecrosis of the humeral head. To prevent possible post-irradiation complications, the treatment has to be planned in the way to provide an appropriate coverage of the target volume and reduce the dose received by the healthy tissue to a minimum.

Purpose: The purpose of the research was to evaluate two techniques of breast irradiation which only differ in the placement of isocenter.

Hypothesis: The hypothesis is that by placing the isocenter about 10 cm closer to the humeral head, the latter is better protected, while the dose to the target volume remains the same.

Methods: In the period from April 2014 to May 2015, after a pilot study which included ten patients was completed, thirty patients were selected and included in the trial. Each of them had the planning target volume (PTV) delineated in a way that it partially overlapped with the humeral head in the beam's eye view (BEV). For each patient two observational plans with planning system XiO were prepared, one with the isocenter placed centrally (C), with respect to PTV, and the other with the isocenter placed approximately ten centimetres cranially towards the humeral head (H). Finally, both plans for each patient were evaluated and compared. The coverage of target volumes and the dose on organs-at-risk (OAR) for both plans (C and H) were evaluated for all patients. The results were statistically evaluated.

Results and discussion: By placing the isocenter approximately ten centimetres cranially, irradiation volume of humeral head decreased due to smaller beam divergence at its cranial edge; the mean dose to the humeral head was on average reduced by 45 % at standard deviation (SD) 17 %. It is very important to emphasize that the mean doses to both, the clinical target volume (CTV) and to the lung did not change significantly (CTV: 0.04 %, lung: 1.7 %). The results did not confirm the difference in the dose reduction to the humeral head in the left and right breast irradiation.

Conclusions: There results of the study show that placing the isocenter cranially (H-technique) is superior in such cases, as it reduces the dose to the humeral head.

Keywords: Breast irradiation, humeral head, PTV, isocenter, OAR, irradiation technique.

UVOD IN NAMEN

Rak dojke je druga najpogostejša oblika raka na svetu ter istočasno najpogosteje diagnosticiran rak pri ženskah. V povprečju zbolijo letno za rakom dojke vsaka deveta ženska. Odkritje zatrdline v dojki, bolečina v dojki in izcedek so pogosti simptomi in znaki zaradi katerih ženske iščejo pomoč pri zdravniku (Dollinger et al., 1995).

Pri obsevanju dojke (Marinko in sod., 2011) so v obsevalno polje lahko vključeni organi, ki jih posebej pazimo: ipsilaterarno pljučno krilo, srce, venčne arterije, hrbtenjača, glava nadlahtnice, sklepi hrustanec, sapnik, požiralnik (Zadravec Zaletel in sod., 2013; Darby et al., 2013; Johansen et al., 2014; Perez et al., 2004; Hopwood et al., 2010). Med pozne učinke pri tem obsevanju lahko uvrstimo bolečino, limfedem, hiperpigmentacijo kože, osteonekrozo.

O mejnih dozah ki jih glava nadlahtnice brez posledic še prenese, ni veliko znanega. Otežena rotacija in gibanje pazduhe in ramenskega sklepa po operaciji in obsevanju je navedena v različnih raziskavah (Lee, et al., 2008; Hopwood et al.; 2010, Nesvold et al.; 2008 Nesvold et al., 2011; Montazeri, 2007). Raziskovali so odklone do popolne horizontalne odročitve in odklone od popolne rotacije (Lee, et al., 2008). Izsledki britanske raziskave, pri kateri so 5 let spremljali bolnice po obsevanju dojke in opazovali težave z rotacijo rame, so pokazali, da ima v povezavi z radioterapijo malo manj kot 40% bolnic težave z bolečinami v roki, pazduhi in rami (Hopwood et al., 2010).

Glavni namen raziskave je zmanjšati prejeto dozo na glavo nadlahtnice. Na podlagi tega smo si zadali naslednja vprašanja:

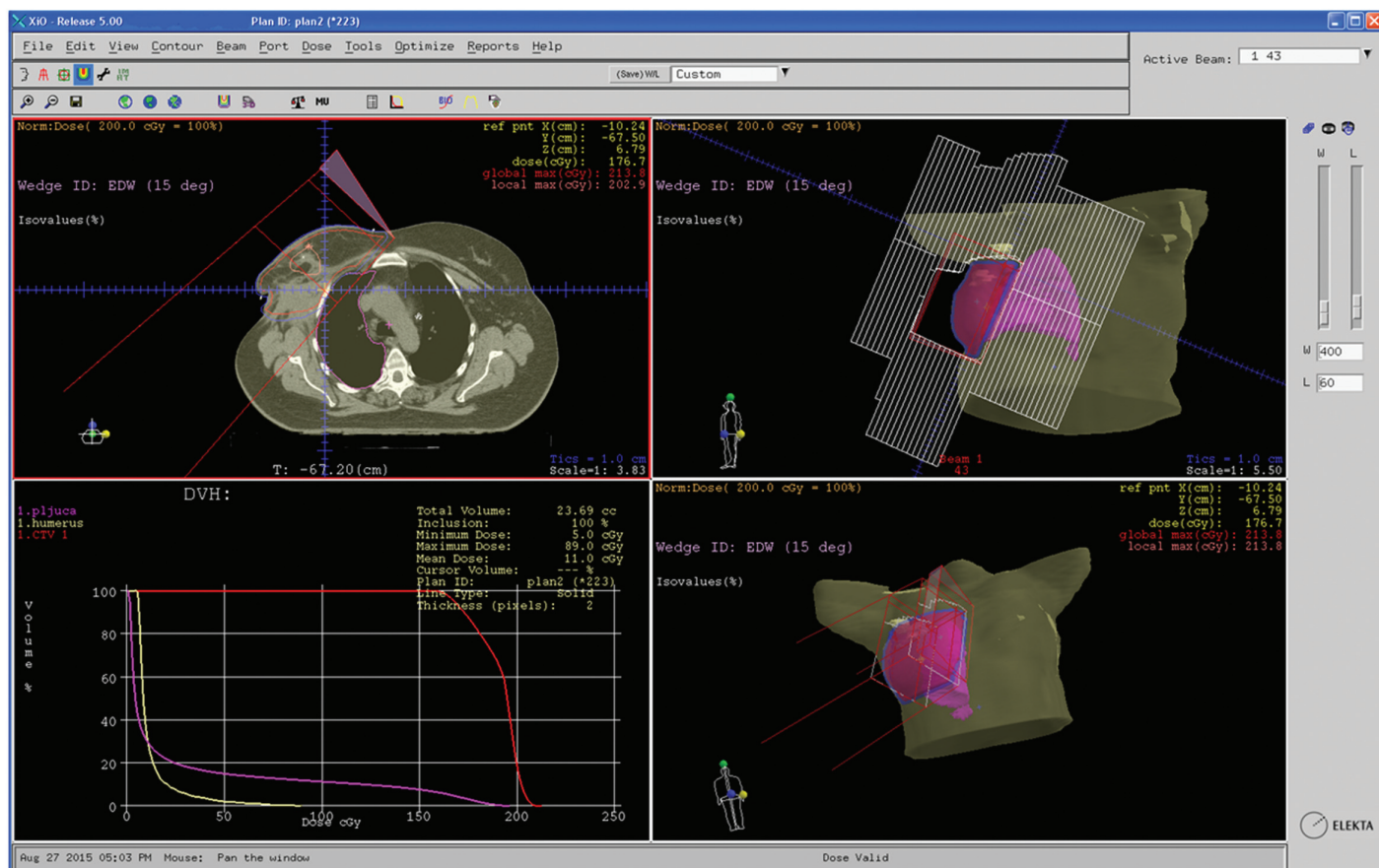
- Ali postavitev izocentra bližje glavi nadlahtnice pri obsevanju dojke vpliva na zmanjšanje doze, ki jo glava nadlahtnice prejme?
- Ali sprememba izocentra pri obsevanju dojke vpliva na dozo, ki jo prejmejo pljuča?
- Ali sprememba izocentra pri obsevanju dojke vpliva na dozo, ki jo prejme tarčni volumen (Clinical Target Volume, CTV)?

Cilj, ki smo si ga zadali je dokazati, da je v primeru, ko so obsevalni volumni vrisani v področje glave nadlahtnice, smotnejša izbira tehnike postavitve izocentra cca. 10 cm v kranialno smer.

METODE DELA

Za delo smo uporabljali sistem za načrtovanje obsevanja XiO CMS (Elekta, ZDA). XiO je načrtovalni sistem, ki združuje orodja in algoritme za izračun absorbirane doze v telesu bolnika.

V raziskavo smo zaradi smiselnosti prestavitve izocentra vključili 30 bolnic, ki smo jih zbirali leta 2014 in 2015. Bolnice, so imele diagnosticiran rak leve ali desne dojke v različnih stadijih (16 v levi in 14 desni dojki). Obsevalni načrti so zajemali le dojke, saj izbrane bolnice niso imele prizadetega podključničnega področja (subklavikularnega, SCL), pri tem pa je vrisani tumorski volumen kranialno segal preko meje stika dojke in glave nadlahtnice. Bolnice so se v večini obsevale na linearnih pospeševalnikih Elekta Synergy Platform, nekaj pa se jih je obsevalo tudi na linearnem pospeševalniku Varian 2100



Slika 1: Obsevalni načrt, izdelan s programom XiO

CD, ki pa je z vidika izbire klinov nekoliko bolj tog, saj dopušča izbiro le med 15, 30, 45, 60-stopinjskimi klini.

Za te bolnice smo izdelali dva obsevalna načrta. Enega z izocentrom postavljenim na sredino dojke (obsevalni načrt C) in drugega, pri katerem smo izocenter premaknil kranialno, kolikor le bilo mogoče (približno 10 cm) (obsevalni načrt H). Oba obsevalna načrta sledita istim navodilom za obsevanje (Onkološki Inštitut, 2008). Na koncu mora obsevalni načrt zadostiti zahtevam, da je CTV pokrit s 95 do 107% predpisane doze, ter da je dozna obremenitev zdravih organov pod dopustno mejo.

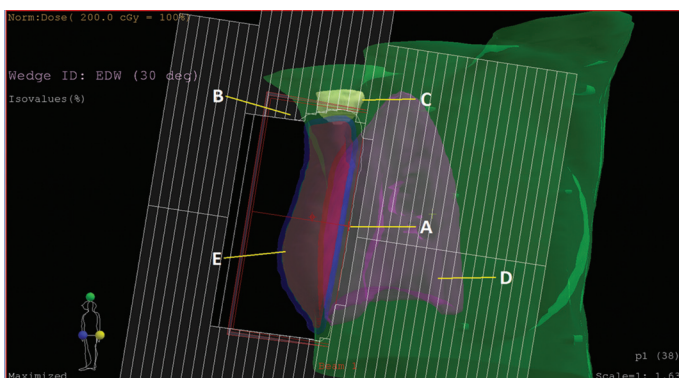
Pri obeh načrtovanjih smo uporabili isti nabor slik (CT-rezine z vrisanimi obsevanimi strukturami in ogroženimi organi). Rezultate obeh obsevalnih načrtov smo ovrednotili na podlagi dozno-volumskega histograma (DVH) za tarčni volumen in pomembne ogrožene organe. Rezultate smo statistično ovrednotili s statističnim programom GNU R.

Načrtovanje in primerjava dobljenih podatkov iz obsevalnih planov je bila izvedena v Sektorju radioterapije na Onkološkem Inštitutu v Ljubljani, Enota za radiofiziko.

V zgornjem levem oknu slike 1, se nahaja pogled na CT rez in postavitev obsevalnih polj. To okno nam nudi tudi pogled na dozo ter numerično prikazuje točko, kjer je doza na CT rezu najvišja. Spodaj levo je prikazan DVH, ki kaže koliko tkiva prejme določeno dozo. Zgoraj desno je okno, v katerem je pogled v smeri obsevalnega snopa, pogled BEV (Beam's Eye View): z vijolično barvo so označena pljuča, z rumeno glava nadlahtnice, modri rob predstavlja planirani tarčni volumen (Planned Target Volume, PTV). Spodaj desno je 3D prikaz anatomskih struktur in postavitev polj.

Sredinska postavitev izocentra (načrt C)

Izocenter smo postavili na sredino PTV pri tem, da je bilo v obsevalni snop vključenega čim manj pljučnega tkiva pod pogojem, da smo v obsevalni snop lahko zajeli PTV. Čeljusti



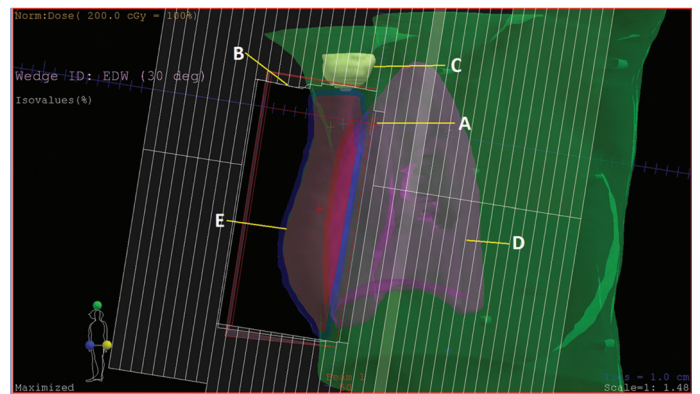
Slika 2: Pogled v smeri obsevalnega snopa – C način:

- A: Postavitev izocentra v C načinu: na sredini področja CTV (rdeče) in hkrati na sredini PTV (modro). Groba oblika obsevalnega snopa (polja) je označena z rdečim pravokotnikom.
- B: Več listna zaslonka – MLC, fino oblikuje obsevalni snop.
- C: Glava nadlahtnice je vrisana rumeno. Vse strukture so vrisane na podlagi načrtovalnega CT.
- D: Z vijolično barvo je vrisano priležno pljučno krilo.
- E: Z rdečo barvo je vrisan CTV1 in okoliški rob modre barve, ki označuje dodaten rob PTV.

in lističe (Multi Leaf Colimator, MLC), smo oblikovali tako, da so objemali PTV.

Postavitev izocentra kranialno (načrt H)

Izocenter lahko postavimo tudi kar se da kranialno proti glavi nadlahtnice. Premik je velikostnega reda približno 10 cm. S to postavitvijo izocentra (H) zmanjšamo divergenco obsevalnega snopa v smeri proti glavi nadlahtnice in s tem dosežemo zmanjšanje njenega volumna v obsevalnem polju. Razdalja, za katero lahko premaknemo izocenter kranialno, je odvisna od velikosti dojke oziroma velikosti obsevalnega polja. Tehnične karakteristike obsevalne naprave dovoljujejo maksimalno odprto polje v velikosti 20 cm od izocentra. Tako postavitev izocentra smo poimenovali način H in je prikazana na sliki 3 (Zlatič in sod., 2014).



Slika 3: Pogled v smeri obsevalnega snopa, postavitev izocentra kranialno (H):

- A: Postavitev izocentra kranialno. S tem na področju glave nadlahtnice zmanjšamo divergenco obsevalnega snopa. Posledica je ne-obsevanost glave nadlahtnice in s tem nižja obsevalna doza.
- B: MLC, ki je v obsevalnem snopu.
- C: Glava nadlahtnice.
- D: Priležno pljučno krilo.
- E: Z rdečo barvo je vrisan CTV1 in okoliški rob modre barve, ki označuje dodaten rob PTV1. Čeljusti (na sliki rdeč pravokotnik) in MLC oblikujemo enako kot v načinu C.

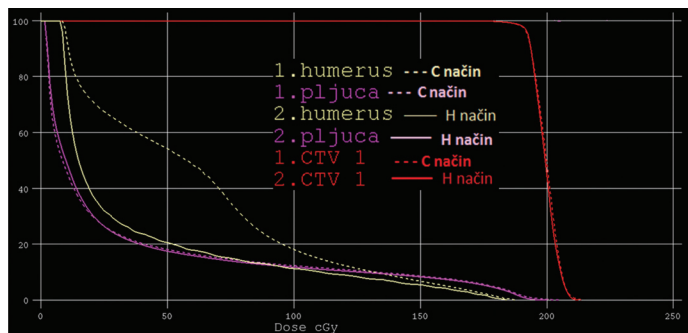
REZULTATI IN RAZPRAVA

Primerjava razporeditve doze v obsevalnih načinih C in H

V raziskavo smo vključili 14 bolnic z rakom na levi dojki in 16 bolnic z rakom na desni. Bile so obsevane med 3. in 6. tedni po operaciji. Režim obsevanja je bil različen, vendar primerljiv glede na stadij in klasifikacijo bolezni.

Obsevalne načrte smo analizirali v DVH. Primer take analize za obsevalna načrta ene izmed bolnic je na sliki 4.

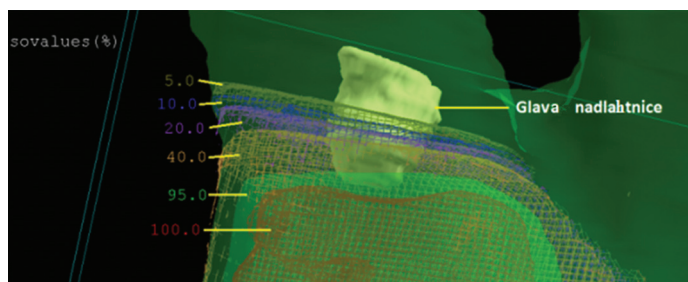
Črtkana krivulja predstavlja način planiranja C, polna pa način planiranja H. Iz histograma lahko razberemo, da je največja razlika med obema načinoma načrtovanja ravno v dozi na glavo nadlahtnice. Če izocenter premaknemo kranialno, se doza na glavo nadlahtnice zniža. Na sliki 4 je prikazana doza, ki jo prejme glava nadlahtnice z rumeno barvo v načinu C,



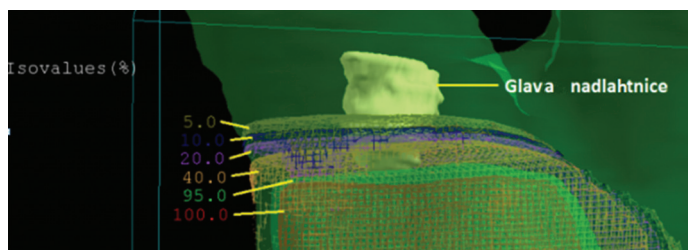
Slika 4: DVH, ki prikazuje razliko med načrtovalnim načinom H in C

črtkano in načinu H, polna črta. Prav tako je na DVH prikazana prejeta doza na pljuča, ki vizualno ne odstopa v načinu načrtovanja C, črtkano in H, polna črta. Enako velja za CTV, kjer so krivulje popolnoma priležne, torej je doza na tumorski volumen enaka.

Sliki 5 in 6 prikazujeta dozo na glavo nadlahtnice v načinih C in H. Izodoze so prikazane v odstotkih, nivojsko, v 3D pogledu. V načinu C slika 5 prikazuje 95%-dozo na del glave nadlahtnice, kar v načinu H ni vidno.



Slika 5: 3D prikaz padca izodoz na glavo nadlahtnice v načinu C



Slika 6: 3D prikaz padca izodoz na glavo nadlahtnice v načinu H

Tumorski volumni pri posameznih bolnicah so se razlikovali med seboj in so bili odvisni od velikosti dojke, lokacije, stadija in razširjenosti bolezni. Izbrane so bile bolnice brez indiciranih pozitivnih okoliških SCL bezgavk. Pri vseh je bila uporabljena tehnika postavitve osnovnih obsevalnih polj v tangencialni projekciji z dodajanjem malih polj. Osnovna polja so bila pri vseh obsevana z energijo linearnega pospeševalnika 6 MV, manjša polja pa v nekaterih primerih z energijo 15 MV. Za intenzitetno modulacijo osnovnih polj so se pri načrtovanju uporabili klini, katerih velikost je bila izbrana glede na velikost in obliko dojke (od 12 do 45 stopinj). Zaradi raznolikosti obsevalnega področja imajo obsevalni načrti različnih bolnic različna števila obsevalnih polj. Najmanjše število obsevalnih polj, pri katerem smo dobili zadovoljiv obsevalni načrt, je bil 3, največje pa 9.

Ker so posamezne obsevalne dnevne doze različne, smo analizirali relativne spremembe v celokupni dozi na glavo nadlahtnice. Iz obsevalnih načrtov in načinov C in H smo iz povprečnih dnevni doz izračunali povprečno celokupno dozo na glavo nadlahtnice. Relativno zmanjšanje povprečne celokupne doze na glavo nadlahtnice smo izračunali po formuli (formula 1):

$$\text{Relativno zmanjšanje} = \frac{(\text{doza C} - \text{doza H})}{(\text{doza C})}$$

Tabela 1: Prikaz števila bolnic, vključenih v raziskavo.

Zaporedna številka bolnice v raziskavi	Doza na glavo nadlahtnice (C) [Gy]	Doza na glavo nadlahtnice (H) [Gy]	Relativno zmanjšanje doze na glavo nadlahtnice [Gy]
1	6,72	2,24	0,67
2	15,25	8,75	0,43
3	5,6	3,36	0,4
4	4	2,4	0,4
5	7,75	3,75	0,52
6	2,5	1,75	0,3
7	9,12	2,72	0,7
8	6,75	4,5	0,34
9	1,8	0,9	0,5
10	2,25	2	0,1
11	4,25	4	0,06
12	4,25	3	0,29
13	1,92	1,28	0,34
14	4,75	2,5	0,47
15	2,72	0,96	0,65
16	3,25	1,75	0,46
17	3	1,75	0,42
18	2,5	1,25	0,5
19	2,24	1,92	0,14
20	5	2,5	0,5
21	7,2	4,16	0,42
22	4,48	1,76	0,61
23	4,32	2,08	0,52
24	5,6	1,8	0,68
25	5,76	1,92	0,67
26	3,04	2,08	0,32
27	4,96	2,56	0,48
28	3,25	1,75	0,46
29	7,25	3,25	0,55
30	5,75	1,5	0,74

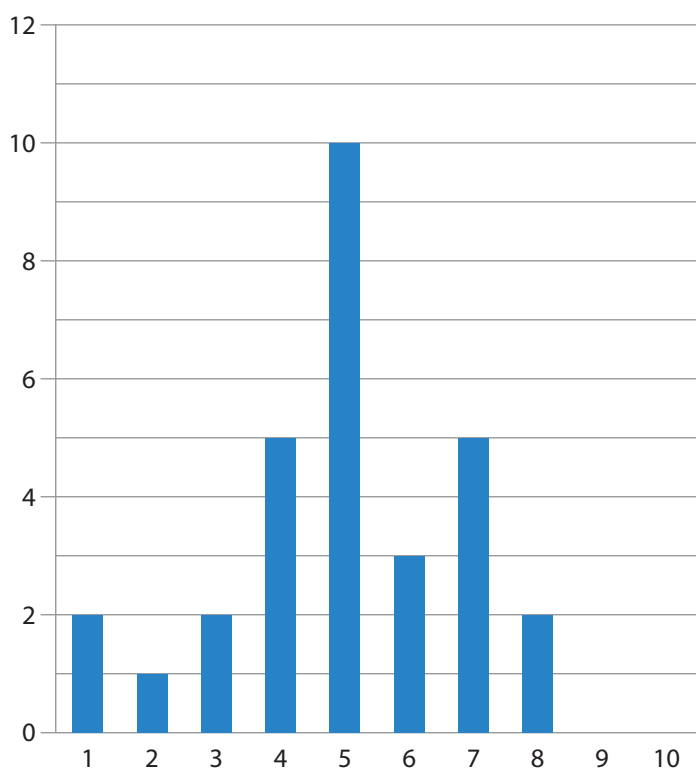
V tabeli so prikazane prejete doze na glavo nadlahtnice v načinih H in C ter relativno zmanjšanje doze na glavo nadlahtnice.

Iz tabele 1 smo izračunali povprečje vseh 30 bolnic in ugotovili 45%-no zmanjšanje doze na glavo nadlahtnic, s standardnim odklonom 17% pri načinu H.

Tabela 2: Relativno zmanjšanje prejete doze.

razred	$0 < \text{rel (relativno zmanjšanje doze na glavo nadlahtnice v načinu H glede na C)} \leq 0,1$
1. razred	$0,1 < \text{rel} \leq 0,2$
2. razred	$0,2 < \text{rel} \leq 0,3$
3. razred	$0,3 < \text{rel} \leq 0,4$
4. razred	$0,4 < \text{rel} \leq 0,5$
5. razred	$0,5 < \text{rel} \leq 0,6$
6. razred	$0,6 < \text{rel} \leq 0,7$
7. razred	$0,7 < \text{rel} \leq 0,8$
8. razred	$0,8 < \text{rel} \leq 0,9$
9. razred	$0,9 < \text{rel} \leq 1$

Tabela 2 prikazuje, relativno zmanjšanje doze na glavo nadlahtnice od 0 do 0,8. Glede na relativno zmanjšanje smo bolnice razdelili v 10 razredov prikazanih na sliki 7.



Slika 7: Grafični prikaz porazdelitve bolnic po razredih glede na relativno zmanjšanje doze na glavo nadlahtnice v načinu H v primerjavi z načinom C (po podatkih iz tabele 2)

Doza na rizične organe - pljuča

V interpretacijo rezultatov smo vključili tudi prikaz dozne porazdelitve obremenjenosti pljuč. Pri obsevanju dojke se vrisle le priležno pljučno krilo. V vseh 60 obsevalnih načrtih smo iz DVH odčitali povprečno dozno obremenitev pljuč. Podatke smo vnesli v tabelo ter za vseh 30 bolnic izračunali povprečno dozo v obeh načinih planiranja ter standardni odklon.

Ugotovitve: Relativno odstopanje v obremenjenosti pljučnega tkiva med obema načinoma obsevanja je zanemarljivo, saj je povprečje odstopanja 1,7% z velikim (10%) standardnim

odklonom. Rezultati so v tabeli 3. Izračunali smo tudi relativno zmanjšanje doze na pljuča, po formuli 1.

Tabela 3: Povprečna doza na priležno pljučno krilo v načinih C in H

Zaporedna številka bolnice v raziskavi	Povprečna doza na priležno pljučno krilo (C) [Gy]	Povprečna doza na priležno pljučno krilo (H) [Gy]	Relativno zmanjšanje doze na pljučno krilo [Gy]
1	0,8448	0,768	0,091
2	8	8	0
3	6,4	6,88	-0,075
4	6,4	6,4	0
5	6,75	7	-0,037
6	5,5	5,5	0
7	5,55	5,6	-0,008
8	8,75	9,5	-0,086
9	3	3,3	-0,1
10	6,25	5,5	0,12
11	11,5	7,75	0,326
12	10,25	9,75	0,049
13	5,92	5,76	0,027
14	10,75	10,25	0,047
15	5,92	5,28	0,108
16	7,25	8,75	-0,207
17	7,25	7	0,034
18	5	5,25	-0,05
19	3,68	3,84	-0,043
20	6,5	6	0,077
21	5,6	4,64	0,171
22	6,72	6,24	0,071
23	3,52	3,2	0,091
24	4,2	4	0,048
25	3,68	3,52	0,043
26	8,8	8,64	0,018
27	6,88	7,84	-0,140
28	6	6	0
29	6,25	7,25	-0,16
30	9	8,25	0,083

Povprečna doza na priležno pljučno krilo (C) [Gy] - stolpec C: vsebuje podatke povprečne doze na vrisana pljuča v celotnem raziskovalnem vzorcu bolnic.

Povprečna doza na priležno pljučno krilo (H) [Gy] - stolpec H: vsebuje podatke povprečne doze na vrisana pljuča v celotnem raziskovalnem vzorcu bolnic.

Relativno zmanjšanje doze na pljučno krilo [Gy] - stolpec rel: vsebuje izračunane podatke zmanjšanja ali povišanja prejete doze na pljuča v načinu H, relativno glede na klasično prejeto dozo na pljuča v načinu C. Iz tega stolpca lahko za vsak primer vidimo primerjavo prejete doze na pljuča.

Dozna pokritost tarčnega volumna

Iz DVH smo razbrali in v tabelo Excel vnesli podatke o povprečno prejeti dozi na področje tarčnega volumna. Dobljene podatke smo medsebojno primerjali. Ugotovili smo, da sta povprečno prejeti dozi na področje tarčnega volumna v načinu planiranja C in načinu planiranja H primerljivi in odstopata le za 0,0 %, ob standardnem odklonu $\pm 0,6\%$.

Tabela 4: Povprečna doza na tarčni volumen v načinih C in H ter relativno zmanjšanje doze na tarčni volumen.

Zaporedna številka bolnice v raziskavi	Povprečna doza na CTV1 (C) [Gy]	Povprečna doza na CTV1 (H) [Gy]	Relativno zmanjšanje doze na CTV1 [Gy]
1	43,68	43,2	0,011
2	49,75	49,75	0
3	42,56	42,72	-0,0038
4	43,36	43,36	0
5	50	50,25	-0,005
6	50,5	50,5	0
7	42,93	43,04	-0,0026
8	50,75	50,5	0,0049
9	44,55	44,4	0,0034
10	50,25	50,5	-0,005
11	50	50,25	-0,005
12	50,5	50,5	0
13	42,24	42,4	-0,0038
14	50,75	50,5	0,0049
15	42,72	43,04	-0,0075
16	50,25	50,25	0
17	50,75	50,5	0,0049
18	51,5	50,5	0,019
19	42,56	42,88	-0,0075
20	50	50,5	-0,01
21	42,88	43,04	-0,0037
22	42,88	43,04	-0,0037
23	42,56	42,88	-0,0075
24	51	51	0
25	43,2	43,04	0,0037
26	43,04	43,36	-0,0074
27	43,36	43,04	0,0074
28	50,75	50,75	0
29	50,5	50,75	-0,005
30	49	48,75	0,005

Povprečna doza na priležno pljučno krilo (C) [Gy] - stolpec C: vsebuje podatke povprečne doze na CTV1 v celotnem raziskovalnem vzorcu bolnic.

Povprečna doza na priležno pljučno krilo (H) [Gy] - stolpec H: vsebuje podatke povprečne doze na CTV1 v celotnem raziskovalnem vzorcu bolnic.

Relativno zmanjšanje doze na pljučno krilo [Gy] - stolpec relativno: Vsebuje izračunane podatke zmanjšanja ali povišanja prejete doze na CTV1 v načinu H, relativno glede na klasično prejeta dozo na CTV1 v načinu C. Iz tega stolpa lahko za vsak primer vidimo primerjavo prejete doze na CTV1. Največja razlika v dozi na CTV1 med obsevalnima načrtoma C in H je 1,9 %.

Primerjava doze na glavo nadlahtnice pri obsevalnih načrtih C in H

Porazdelitev razlik je asimetrična do te mere, da Shapiro-Wilkov test porazdelitve ne prizna kot normalne. Namesto t-testa za parne vzorce zato uporabimo Wilcoxonov test za parne vzorce, s katerim testiramo ali je medialna vrednost razlik enaka nič. Verjetnost za to je $p = 1,816 \cdot 10^{-6}$ ($p < 0,001$), s čimer ovržemo hipotezo, da imata porazdelitvi isto medialno vrednost in je dobljena porazdelitev zgolj posledica naključnih odstopanj.

Primerjava doze na pljuča

Tudi pri primerjavi doze na pljuča Shapiro-Wilkov test pokaže, da porazdelitev ni normalna (graf Q-Q pokaže, da je moteča pravzaprav samo ena točka), zato smo tudi tu namesto t-testa za parne vzorce uporabili Wilcoxonov test za parne vzorce. Verjetnost za veljavnost ničelne hipoteze (medialna vrednost razlik je nič) je tu $p = 0,347$, kar pomeni, da te hipoteze ne moremo zavreči s 95%-no gotovostjo. Doza na pljuča se pri obsevalnih načrtih načina C in H ne razlikuje statistično značilno.

Povprečna doza na CTV pri obsevalnih načrtih C in H

Pri primerjavi povprečne doze na CTV pri obsevalnih načrtih tipa C in H, Shapiro-Wilkovega testa nismo delali, ker smo vnaprej vedeli, da je porazdelitev bimodalna z vrhoma okoli 50 Gy in 43 Gy. Wilcoxonov test za parne vzorce je tu za veljavnost ničelne hipoteze (medialna vrednost razlik je nič) pokazal verjetnost $p = 0,530$, kar pomeni, da se razlika med povprečno vrednostjo doze na CTV med planoma C in H ne razlikuje statistično značilno. Histogram porazdelitve volumnov CTV je lepo normalen, kar pokaže tudi Shapiro-Wilkov test.

ZAKLJUČEK

Iz dobljenih rezultatov lahko sklepamo, da anatomsko stran obsevane dojke (L ali D) posledično ne vpliva na dozo, ki jo prejeme glava nadlahtnice.

Zmanjšanje povprečne doze, s katero je obsevana glava nadlahtnice je statistično značilno manjše pri obsevalnih načrtih H, kjer se je doza v primerjavi z načrti C zmanjšala iz 5 na 2 Gy celokupne doze gledano celotno glavo nadlahtnice. Že iz vidika ALARE (As Low As Reasonably Achievable) je smiselno uporabljati način planiranja H.

Če pa se omejimo na posamezen del glave nadlahtnice, iz izdodskih krivulj vidimo, da le ta v načinu C prejme dozo, ki lahko trajno okvari delček glave.

Pri povprečni dozi, ki jo prejmejo pljuča in CTV1, ni statistično značilnih razlik.

Rezultati, ki smo jih dobili, so potrdili našo hipotezo, da je pri obsevalnem načinu H doza na vse proučevane organe manjša kot pri načinu C. Izsledke raziskave je smiselno vključiti v navodila za obsevanje dojke, ki se uporabljajo pri načrtovanju obsevalnih načrtov.

LITERATURA

- Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom-Goldman U, Brønnum D, et al. (2013). Risk of Ischemic Heart Disease in Women after Radiotherapy for Breast Cancer. *N Engl J Med* 368 (11): 987–998.
- Dollinger M, Rosenbaum EH, Cable G (1995). Življenje z rakom, odkrivanje zdravljenje nega. Ljubljana: Tehniška založba Slovenije, 48–54.
- Hopwood P, Haviland JS, Sumo G, et al. (2010). Comparison of patient-reported breast, arm, and shoulder symptoms and body image after radiotherapy for early breast cancer: 5-year follow-up in the randomised Standardisation of Breast Radiotherapy (START) trials. *Lancet Oncol* 11 (3): 231–40.
- Johansen S, Fosså K, Nesvold IL, Malinen E, Fosså SD (2014). Arm and shoulder morbidity following surgery and radiotherapy for breast cancer. *Acta Oncol* 53 (4): 521–529.
- Lee TS, Kilbreath SL, Refshauge KM, Herbert RD, Beith JM (2008). Prognosis of the upper limb following surgery and radiation for breast cancer. *Breast Cancer Rs Treat* 110 (1): 19–37.
- Marinko T, Majdič E, Paulin Košir MS, in sod. (2011). Protokol za obsevanje dojke s supraklavikularno ložo ver. 1.63. Ljubljana: Onkološki inštitut, 2–14.
- Montazeri A, (2007). Health-related quality of life in breast cancer patients: A bibliographic review of the literature from 1974 to 2007. *J Expl Clin Cancer Reas* 27(1): 1–32
- Nesvold IL, Dahl AA, Lokkevik E, Mengshoel AM, Defossa S, (2008). Arm and shoulder morbidity in breast cancer patients after breast-conserving therapy versus mastectomy. *Acta Oncol* 47 (5): 835–842.
- Nesvold IL, Reinertsen KV, Fossa SD, Dahl AA (2011). The relation between arm/shoulder problems and quality of life in breast cancer survivors: a cross-sectional and longitudinal study. *J Cancer Surviv* 5 (1): 62–72.
- Onkološki inštitut Ljubljana (2008). Obsevanje pri karcinomu dojke. Interna navodila – protokol, 2–6.
- Perez C, Halperin E, Luther B, Schmidt-Urlich R (2004). Principles and Practice of Radiation Oncology. 4th ed. Philadelphia: Lippincott.
- Zadravec Zaletel L, Osolnik K, Jereb B (2013). Prizadetost pljuč in srca po obsevanju in kemoterapiji Hodgkinove bolezni. *Onkologija* 17 (1): 70–72.
- Zlatic J, Kolar M, Prek E, Gačnik U, Verk T, Grabec D (2014). Reducing the dose to humerus in breast irradiation. V: Scientific programme and abstract book. Alpe-Adria Medical Physics Meeting, Budapest, Hungary, May 29-31, 2014. Budapest: Hungarian Society of Medical Physicists, 70.

AVTOMATIČNA DETEKCIJA ARTEFAKTOV NA MAMOGRAFSKIH SLIKAH

AUTOMATIC DETECTION OF ARTIFACTS ON MAMMOGRAPHIC IMAGES

Nejc Mekiš¹, Urban Zdešar², Anja Golja³, Aljaž Iskra³, Janez Žibert¹

¹ Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

² Zavod za varstvo pri delu, Center za fizikalne meritve, Chengdujska cesta 25, 1260 Ljubljana-Polje

³ Študent/ka študijskega programa Radiološka tehnologija 1. stopnja, Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

Korespondenca/Correspondence: izr. prof. Janez Žibert, E-mail: janez.zibert@zf.uni-lj.si

Prejeto/Received: 16. 11. 2015

Sprejeto/Accepted: 1. 2. 2016

IZVLEČEK

Uvod: Tako kot na drugih diagnostikah se tudi na mamografski izvajajo dnevni testi kontrole kakovosti (KK), ki jih opravljajo radiološki inženirji z namenom, da bi ugotovili in preprečili popačenja in druge nepravilnosti na rentgenogramih.

Namen: Namen raziskave je bil oblikovati/razviti popolno avtomatizacijo procesov obdelave in analize homogenih rentgenskih slik za samodejno, objektivno in sprotno preverjanje tehnične kakovosti mamografskih slikovnih sistemov.

Materiali in metode: V prvem delu smo določili enotne dnevne protokole zajema slik, potrebnih za KK na sedmih različnih mamografskih aparatih, ki so vključeni v presejalni program DORA. Za zajem slik smo uporabili fantome, ki so jih za dnevne teste KK določili proizvajalci. Slike smo pregledali z lastnim programom, ki je namenjen za iskanje in označevanje popačenj na slikah (nehomogenost, mrtvi slikovni elementi, linije, obrisi predhodnih slik – ghost in ostalo). Zbirka homogenih mamografskih slik z zgoraj naštetimi popačenji je bila osnova za izgradnjo sistema za samodejno detekcijo popačenj in drugih nepravilnosti na slikah. Modeliranje je bilo izvedeno na podlagi različnih teksturnih značilk s postopki strojnega učenja z metodo podpornih vektorjev. Ocena uspešnosti detekcije je bila narejena z ROC (Receiver Operating Characteristics – karakteristike delovanja sprejemnika) analizo, kjer smo rezultate uspešnosti merili z izračunom ploščine pod ROC krivuljo.

Rezultati in razprava: Skupno smo zajeli 548 mamografskih slik. Od tega sta bili 102 slike nehomogeni, 66 jih je imelo viden obris prejšnje slike, v 8 primerih smo našli mrtve slikovne elemente (piksle), v 56 pa je bilo vidno linijsko popačenje. S sistemom za samodejno detekcijo smo uspeli zelo dobro zaznati nepravilnosti ghost-a z uspešnostjo 90%, splošnih popačenj z uspešnostjo 95% in nehomogenega kontrasta z uspešnostjo 79%.

Zaključek: Učinkovitost delovanja prototipnega sistema za samodejno detekcijo tehnične kakovosti mamografskih slik omogoča avtomatizacijo celotnega procesa kontrole kakovosti mamografskih sistemov in tako olajša delo radioloških inženirjev.

Ključne besede: mamografija, avtomatizacija, kontrola kakovosti

ABSTRACT

Introduction: In mammography, just like in the other modalities, daily quality control (QC) tests are performed by radiographers to prevent artifacts and other irregularities on radiographic images.

Aim: To design/develop fully automated post-processing and analysis of homogeneous mammographic images for automatic, objective and regular technical quality control of mammography imaging systems.

Materials and methods: In the first part of the study the protocols for image acquisition for daily quality control tests were established. The image acquisition was performed on seven mammographic modalities that are operating in the DORA screening process. Phantoms that were used for image acquisition were selected for daily QC by the manufacturers. The images were then evaluated by a programme we developed which is used for marking the artifacts (non-uniformity, dead pixels, line artifacts, ghost image, etc.). This collection of marked mammographic images was then used to develop a system for automatic detection of artifacts on mammographic images. The modelling was performed on the basis of various texture features with the machine learning process by using the support vector method. The success rate was evaluated by the use of ROC (Receiver Operating Characteristics) analysis, where the results were measured by the calculation of the area under the curve (AUC).

Results and discussion: There were 548 mammographic images in total. We detected 102 images with non-uniformity artifacts, 66 images with ghost images, 8 images with dead pixels and 56 images with line artifacts. By using the automatic detection system, the detection rate of ghost images and of other artifacts was very high, i.e. 90% and 95%, respectively. However, the detection rate of non-uniformity was moderate (79%).

Conclusion: An effective prototype system for automatic detection of technical quality in mammographic images provides automation of the entire quality control process in mammography and therefore facilitates the radiographers' work.

Key words: mammography, automation, quality control

UVOD

Kontrola kakovosti (KK) v mamografski diagnostiki se deli na dnevne, tedenske, mesečne, polletne in letne teste (Perry et al., 2006). Radiološki inženirji izvajajo dnevne, tedenske, mesečne in nekatere polletne teste. Dnevni testi zajemajo pregled diagnostičnih monitorjev, pregled opreme mamografskega aparata in tiskalnika, dnevno sliko fantoma (pregled za popačenja in kontrolo brisanja plošč pri sistemih za računalniško radiografijo) (IAEA, 2011).

Tako kot pri ostalih rentgenskih slikanjih se tudi pri mamografskem rentgenskem slikanju pojavijo popačenja, ki so posledica različnih faktorjev. Najpogostejša popačenja, ki se pojavljajo na rentgenogramih so popačenja, povezana s pacienti, z napravo, s procesiranjem, s shranjevanjem in z detektorjem. Nekaj teh popačenj je bilo vidnih tudi v preteklosti na filmu, večina pa jih je značilnih le za digitalni sistem (Ayyala et al., 2008; Geiser et al., 2011). Popačenja poslabšajo kvaliteto mamogramov, ker lahko ponazarjajo ali prikrivajo patologijo in s tem povzročijo napako v interpretaciji slik. Zato je pomembno, da jih prepoznamo, pravočasno odstranimo in v prihodnje preprečimo (Geiser et al., 2011).

Četudi uporabljamo detektorje z enako strojno opremo, lahko razlika v kalibraciji ali procesiranju slike povzroči različne rezultate ali nevarnost za nastanek popačenj (Walz-Flannigan et al., 2012). Najpomembnejša za našo raziskavo pa so popačenja, povezana z detektorjem. Le-te razdelimo v manjše skupine:

- Ghosting (obris predhodnega objekta) – nastane, kadar se latentna slika iz predhodnega obsevanja detektorja superponira na novo pridobljeno sliko. Vzrok je v spremembi občutljivosti zaradi podaljšanega ali prekomernega obsevanja določenega dela detektorja (Ayyala et al., 2008; Walz-Flannigan et al., 2012).
- Gouging – se pojavi, kadar kompresijski lopar po nesreči pade na nezaščiten, mehak detektor. To je na sliki opazno kot okroglo popačenje (Ayyala et al., 2008).
- Horizontalne linije – te so značilne pri okvarjeni liniji slikovnih elementov ali pri nepravilnem branju podatkov. Lahko se pojavijo kot horizontalne linije ali pa kot robna bela proga (Ayyala et al., 2008).
- Posamezni mrtvi slikovni elementi ali skupine mrtvih slikovnih elementov – na sliki jih lahko zamenjamo za skupek mikrokalcifikacij (Geiser et al., 2011).
- Neuniformnost – do tega pride na tistih mestih, kjer so rentgenski fotoni izločeni pod koti, ki so vzporedni z anodo (Cowen et al., 1993).

Pomembno je, da čim prej odkrijemo popačenja, ki bi lahko pokvarila sliko in jo naredila diagnostično neuporabno. Dnevni testi nam omogočajo odkritje in opazovanje različnih neželenih popačenj.

V evropskih smernicah za izvajanje dnevnega testa je zapisano, da je testni objekt potrebno postaviti na podporo za dojko, ga centrirati lateralno in ga nekoliko potegniti čez rob digitalnega slikovnega sprejemnika, ki simulira prsno steno. Kompresijsko ploščo spustimo do objekta in ga stisnemo s silo, ki jo tudi sicer uporabljamo v klinični praksi (npr. 80 N). Temu sledi zajem slike testnega objekta s standardnimi kliničnimi nastavitvami.

Za ta test se uporabi DICOM verzija predstavitve slike. Sliko je potrebno pregledati na delovni postaji. Uporabiti je potrebno določeno širino in raven okna, ki ju določi medicinski fizik. Pri ocenjevanju slike morajo biti pogoji vedno enaki, torej enaka širina in raven okna ($\pm 10\%$). Ustrezna širina okna pripomore k najdbi popačenj. Pri širini okna moramo biti pozorni na to, da je primerna ali tipična za slike z dojkami oz. za fantome z značilnostmi dojke. Z uporabo enake širine in ravni okna, kot je opisano zgoraj, je potrebno pregledati splošni izgled slike in prisotnost popačenj. Na celotni sliki je potrebno preveriti prisotnost grobih (neuniformnost, lise in proge) in podrobnih popačenj (črni ali beli slikovni elementi, skupek slikovnih elementov, linije in madeži). Groba popačenja najdemo, če gledamo sliko kot celoto, ne po posameznih delih. Podrobna popačenja pa najdemo pri najboljši prostorski ločljivosti ali celo pri povečavi. Najdena popačenja je potrebno spremljati in zapisovati v poseben, za to namenjen, dokument (IAEA, 2011).

Za preventivni program DORA (v katerem smo izvajali raziskavo) v Sloveniji je značilno, da radiološki inženir preprečuje nastanek popačenj s primernim izvajanjem KK testov, t.j. v skladu s protokoli. Podatke meritev vpiše v aplikacijo MaTKA, s pomočjo katere merimo kakovost mamografskih aparatov. Z njeno pomočjo ugotovimo, če posamezni parametri odstopajo od normalnih vrednosti. V tem primeru moramo prenehati s slikanjem in o tem obvestiti ZVD (Krajc in sod., 2011).

NAMEN

Namen raziskave je bil razviti sistem za avtomatizacijo procesa kontrole kakovosti, kjer bomo s pomočjo postopkov obdelave slik in strojnega učenja zgradili sistem za avtomatsko detekcijo popačenj v mamografiji. Tako bi lahko nadgradili aplikacijo MaTKA, ki se že uporablja v okviru programa zagotavljanja tehnične kakovosti presejalnega programa DORA.

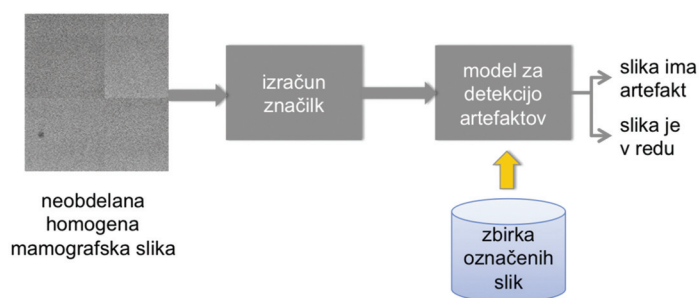
V ta namen je potrebno:

- določiti protokole za zajem mamografskih slik in nato pridobiti bazo neobdelanih mamografskih slik z ustrezno označenimi popačenji (če so le-ta prisotna);
- razviti postopke obdelave slik za določanje popačenj in drugih nepravilnosti na slikah;
- s pomočjo postopkov strojnega učenja izgraditi sistem za avtomatično detekcijo popačenj v mamografiji.

METODE IN MATERIALI

Postopek sistema za avtomatično detekcijo popačenj v mamografiji, ki smo ga razvili v okviru raziskave, je prikazan na sliki 1.

Sistem za avtomatično detekcijo popačenj avtomatično odloči, ali je na mamografski sliki prisotno popačenje ali ne. V postopku detekcije obdelujemo homogeno mamografsko sliko, iz katere s postopki obdelave slik najprej določimo ustrezne parametre – značilke, ki merijo prisotnost določenega popačenja na sliki, nato pa s postopki strojnega učenja odločimo ali je popačenje na sliki prisotno ali ne. Vhodna slika v takem sistemu mora biti neobdelana homogena slika, ki je pridobljena po vnaprej določenem protokolu zajemanja mamografskih slik. Pri izračunu značilk uporabljamo postopke obdelave medicinskih slik, s



Slika 1: Sistem za avtomatično detekcijo popačenj v mamografiji

katerimi določimo tiste mere kakovosti slik, ki merijo prisotnost določenega popačenja na sliki. Pri izgradnji statističnega modela za detekcijo popačenj na slikah pa moramo s postopki strojnega učenja zgraditi model, ki bo z določeno mero zanesljivosti odločal o prisotnosti popačenj na sliki. Pri tem moramo pridobiti ustrezno zbirko označenih slik, na podlagi katere naučimo model pravilnega odločanja. V nadaljevanju bodo predstavljeni vsi ključni deli izvedbe takega sistema.

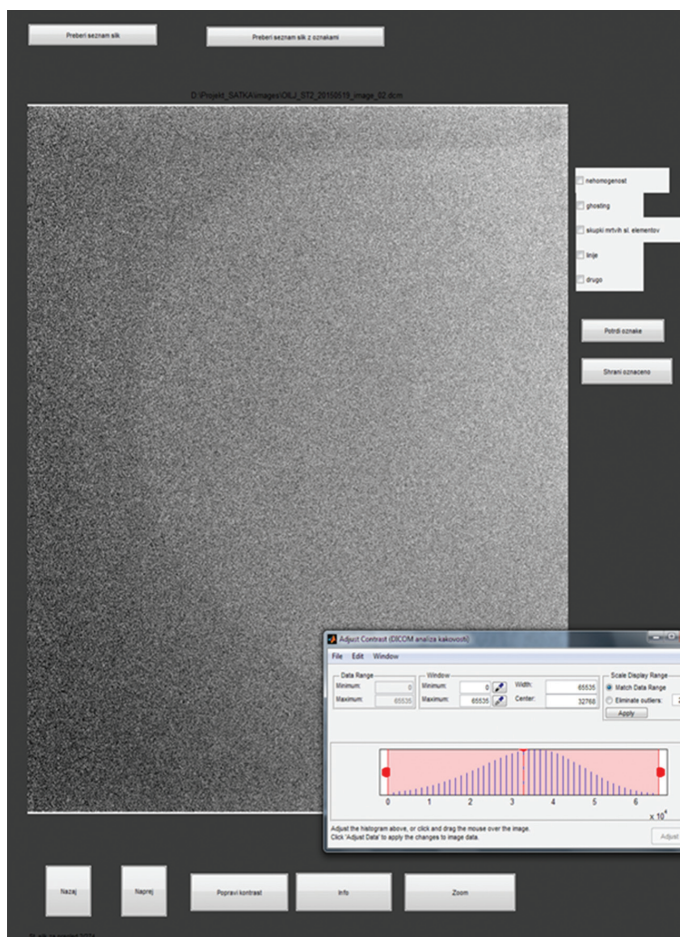
Zbirka mamografskih slik

Zbirka mamografskih slik je potrebna za izgradnjo in evalvacijo statističnega modela in je zato ključno, da v njej zberemo takšne slike in na takšen način, kot jih bomo uporabljali pri uporabi sistema. Zato smo se pri pridobivanju zbirke ukvarjali s protokolom pridobivanja nehomogenih mamografskih slik in označevanjem popačenj na takih slikah.

Protokol zajemanja slik je bil določen za sedem različnih DR mamografskih enot, proizvajalcev Siemens in Hologic, ki so v uporabi v DORI. Pet od teh enot je bilo stacionarnih in dve sta bili mobilni. Protokol zajemanja slik je bil določen vnaprej, zajemanje slik pa je potekalo na Onkološkem inštitutu Ljubljana in v Zdravstvenem domu Ljubljana in sicer vsak dan približno 2 meseca, z izjemo vikendov in praznikov. Slike so bile zajete z uporabo enakih ekspozicijskih pogojev, kot se uporabljajo pri vsakodnevni testih KK v mamografiji, z avtomatskim nadzorom ekspozicije (z izbrano anodno napetostjo 28 kV). Uporabljali smo standardni fantom za dnevne teste KK, ki je bil za posamezen aparat priskrbljen s strani proizvajalca. Sestavljen je iz pleksi stekla, njegova debelina meri 4 cm. Slike so bile potem prenesene iz mamografskih enot na skupni strežnik, kjer so se zbirali vsi podatki. Slike smo shranjevali po posebnem vrstnem redu (ime zdravstvenega zavoda_ime mamografske enote_datum zajete slike_slika_vrstni red slike.dcm), zato da je bila baza pregledna in urejena.

Ustvarjeno bazo zajetih slik smo potem pregledali z orodjem, ki smo ga razvili oz. s programom za določitev prisotnosti ali odsotnosti popačenj na sliki, ki je prikazan na sliki 2.

S programskim orodjem za označevanje slik je bilo možno označiti naslednje vrste popačenj: nehomogenost, mrtve slikovne elemente, linije, ghost-e in ostala popačenja (tista, ki ne sodijo v nobeno od omenjenih kategorij). Program je omogočal označevanje tudi več popačenj hkrati in prilagoditve kontrasta s tehniko normalizacije histograma, kar je omogočalo boljše zaznavanje popačenj. Označbe slik so se shranjevale v posebno datoteko, ki smo jo potem uporabili za postopke učenja statističnih modelov v nadaljevanju.

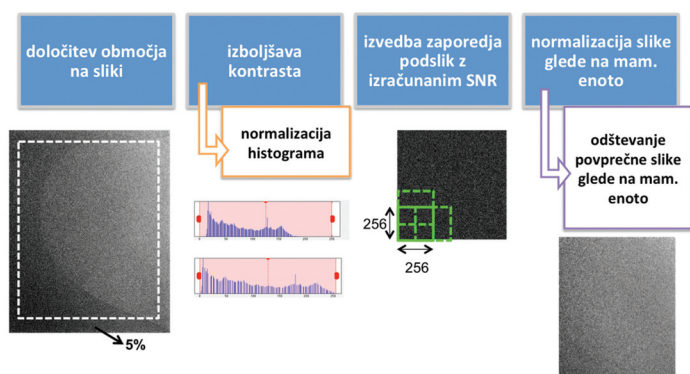


Slika 2: Program za določitev prisotnosti popačenj na sliki

Ključno pri taki zbirki so pravilno označene slike. Zato smo posebno pozornost posvetili postopku označevanja popačenj. Označevanje slik je potekalo v dveh fazah. V prvi fazi smo zbirko slik razdelili na dve skupini slik. Vsako skupino sta ločeno označevala dva označevalca, radiološka inženirja z ustreznim ekspertnim znanjem. Merili smo strinjanje med označevalci. Problem neujemanja označevalcev smo rešili z uvedbo tretjega označevalca, ki je dodatno ocenil slike, o katerih se predhodno označevalca nista strinjala. Po tretji oceni smo končno oznako napake izbrali po večinski odločitvi, npr. če je prvi ocenjevalec sliko označil z linijami, drugi z ghost-om in tretji z linijami, je bil končni rezultat slika z linijami. V zelo redkih primerih so vsi trije označevalci označili sliko različno, v tem primeru je bil končni rezultat slika brez prisotnega popačenja, saj brez večinskega strinjanja označevalcev ni bilo možno določiti drugačnega končnega rezultata. S takim sistemom smo pridobili bazo enotno označenih mamografskih slik.

Določitev značil za detekcijo popačenj iz mamografskih slik

Naslednji korak pri izgradnji sistema za avtomatično detekcijo je bil pridobitev ustreznih mer kakovosti slik, na podlagi katerih se sistem lahko samodejno odloči ali so popačenja na sliki prisotna ali ne. V ta namen smo razvili postopek obdelave mamografskih slik za pridobivanje značil, prikazan na sliki 3.



Slika 3: Postopek obdelave mamografske slike za pridobivanje značilk

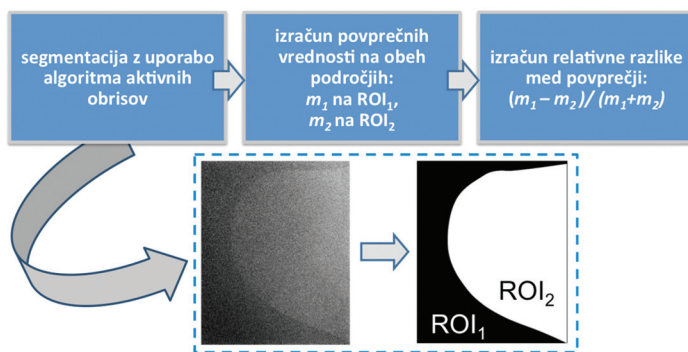
V postopku pridobivanja značilk najprej izrežemo rob homogene mamografske slike, ki predstavlja 5% širine in višine slike. Na ta način za nadaljnjo obdelavo izberemo samo središčno območje slike. Nato izvedemo prilagoditev kontrasta s postopkom normalizacije histograma, da prestavimo območje sivin slike na področje, kjer bomo izvajali obdelavo. Naslednji korak predstavlja izračun razmerja signal-šum (SNR, Signal Noise Ratio) na podslikah osnovne slike. Podslike dimenzije 256×256 slikovnih elementov tvorimo tako, da začnemo v zgornjem levem kotu na osnovni sliki in premikamo izračun podslike za 128 slikovnih elementov v desno oziroma navzdol. Tako s podslikami pokrijemo celotno območje na osnovni sliki. Na vsaki podsliki izračunamo SNR. Vrednosti teh izračunov zapišemo v matriko glede na položaj slike v osnovni sliki. Tako dobimo manjšo sliko, sestavljeno iz vrednosti SNR. Če bi bila slika homogena, bi morale biti vrednosti SNR na vseh podslikah enake, če pa so na njej nepravilnosti, pa ni tako. To je bila tudi naša osnovna ideja, ko smo se odločili za tvorjenje podslik. V zadnjem koraku sliko, sestavljeno iz vrednosti SNR še dodatno normaliziramo. To izvedemo tako, da izračunamo povprečno sliko, sestavljeno iz vrednosti SNR iz vseh slik v naši zbirki, ki so narejene na enem mamografskem sistemu, in to povprečno sliko odštejemo od slike, ki jo obdelujemo. Ta korak smo naredili zato, da smo zmanjšali vpliv nehomogenega kontrasta, ki je značilen za mamografske sisteme zaradi postavitve vira rentgenskega sevanja in senzorja. Na ta način z odštevanjem povprečne slike kontrastno homogeniziramo sliko.

Vsi postopki na sliki 3 se izvajajo avtomatsko, kar je bila osnovna zahteva pri izgradnji sistema za detekcijo popačenj.

Na tako pridobljeni sliki SNR smo nato izračunali značilke za detekcijo popačenj. Odločili smo se za teksturne značilke, ki se pridobijo po metodi GLCM (The MathWorks, 2015). Te značilke so namenjene razlikovanju med področji z različnimi teksturami. Ker smo pričakovali, da se popačenja na slikah SNR obnašajo kot različne teksture, smo v ta namen izpeljali iz matrike GLCM značilke, ki merijo energijo, kontrast in homogenost v vertikalni in horizontalni smeri (The MathWorks, 2015). Tako smo pridobili 6 značilk.

Dodatno značilko smo izpeljali za merjenje popačenj z nehomogenim kontrastom in ghost-a. V tem primeru smo pričakovali eno področje, ki se po vrednostih razlikuje od drugega na isti sliki. Zato smo to značilko izpeljali na

podlagi segmentacije slike, ki smo jo izvedli po postopku segmentacije aktivnih obrisov (Chan in Vese, 2001), kjer smo avtomatično detektirali dve interesni področji na sliki. Na vsakem interesnem področju smo nato izračunali povprečno vrednost SNR in obe primerjali med seboj. Večja kot je bila razlika v povprečjih, večja je bila verjetnost, da se področji razlikujeta, kar je posledica bodisi nehomogenega kontrasta ali pa ghost-a. Postopek pridobivanja 7. značilke je prikazan na sliki 4.

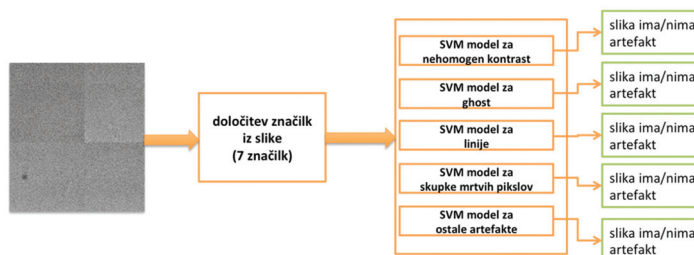


Slika 4: Postopek izračuna značilke za merjenje homogenosti kontrasta na sliki

Vsi postopki izračunov značilk so bili izvedeni s programskim paketom MATLAB (Mathworks Inc.).

Sistem za detekcijo popačenj na mamografskih slikah

Iz vsake mamografske slike smo tako pridobili 7 značilk, ki merijo prisotnost popačenj na sliki. Z njihovo pomočjo je bilo potrebno za vsako sliko določiti ali je na sliki prisotno popačenje ali ni. Odločili smo se modelirati naslednja popačenja: nehomogeni kontrast, ghost, linije in skupke mrtvih slikovnih elementov ter popačenj zaradi težav pri slikanju (ostala popačenja). Sistem za detekcijo popačenj smo zgradili po principu verifikacije. Tako smo zgradili modele za posamično odločanje o popačenjih na sliki, kar je pomenilo, da smo za vsak tip popačenja zgradili en model, pri detekciji pa smo se odločali ali je ta tip popačenja prisoten na sliki ali ne. Tako smo problem detekcije popačenj spremenili v več binarnih klasifikacijskih problemov, kjer je pozitiven razred predstavljal popačenje, negativen razred pa vse ostalo. Diagram sistema za detekcijo popačenj je prikazan na sliki 5.



Slika 5: Diagram sistema za detekcijo popačenj po principu verifikacije

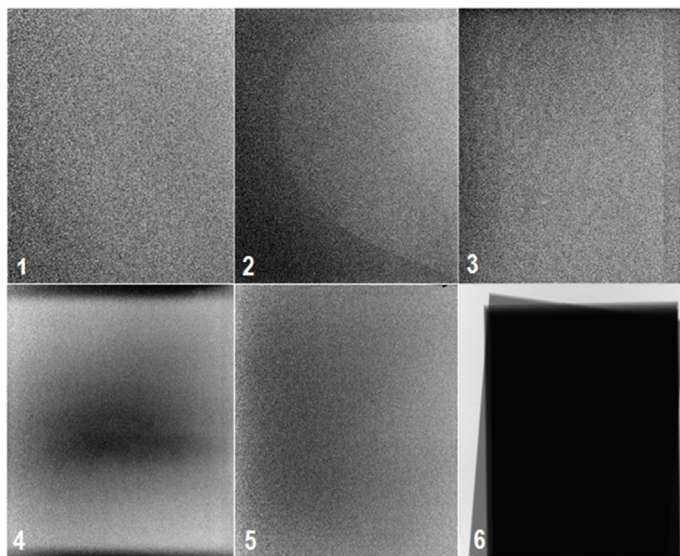
Modeli za binarno klasifikacijo so bili izvedeni za vsako popačenje posebej, po metodi podpornih vektorjev (SVM)

z uporabo jeder RBF (Radial Basis Function) z optimizacijo odprtih parametrov (Christianini in Shawe-Taylor, 2000). Tako smo zgradili 5 SVM modelov za vsako popačenje posebej.

Modeli SVM so bili določeni iz primerov slik popačenj iz naše zbirke slik in sicer po principu navzkrižne validacije z izločanjem enega vzorca iz zbirke (leave one out cross validation, Moskowitz in Pepe, 2004). Tako smo za vsako popačenje naučili toliko modelov SVM, kolikor je slik v zbirki, pri čemer smo v vsakem primeru izločili eno sliko iz učenja in nato na tej sliki testirali naš model. Na ta način smo za vsako sliko pridobili verjetnost, ali je določeno popačenje na sliki. V primeru visoke verjetnosti lahko sklepamo na prisotnost popačenja na sliki, v primeru nizke verjetnosti pa ne. Vrednotenje zanesljivosti detekcije naših modelov smo lahko izvedli z ROC krivuljami, kjer smo za končno mero zanesljivosti delovanja detekcije računali površino pod ROC krivuljo ali AUC (ang. area under curve, Moskowitz in Pepe, 2004). To je običajna metoda za objektivno testiranje zanesljivosti binarnih klasifikacijskih problemov.

REZULTATI IN RAZPRAVA

Našo bazo je sestavljalo 548 surovih mamografskih slik. Označevalci so med temi slikami našli 102 primera nehomogenosti, 66 primerov ghost-ov, 56 primerov linij, 8 primerov mrtvih slikovnih elementov in 18 primerov ostalih popačenj. Ostala popačenja so se pojavila zaradi nenatančnosti pri upoštevanju protokola slikanja s strani radioloških inženirjev. To pa ni negativno vplivalo na našo zbirko slik, saj smo te slike uporabili kot dodatno kategorijo popačenj. Prikaz tipičnih primerov popačenj iz naše zbirke je na sliki 6.



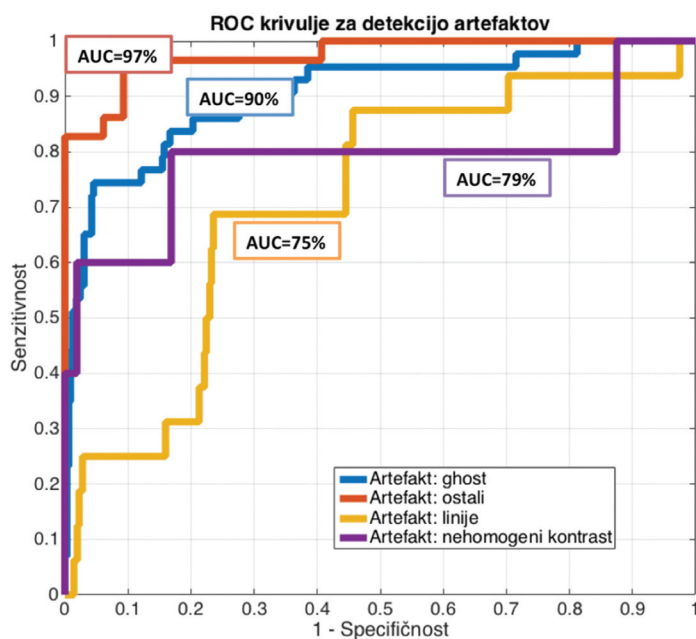
Slika 6: Tipični primeri popačenj iz naše zbirke: 1 – slika brez popačenj, 2 – ghosting, 3 – linija, 4 – nehomogenost, 5 – skupek mrtvih slikovnih elementov, 6 – popačenje zaradi napačnega slikanja.

Strinjanje med označevalci smo merili z ujemanjem oznak med slikami. Ujemanje med ocenjevalcema, ki sta ocenjevala prvo skupino slik je bilo 87%, ujemanje med ocenjevalcema, ki sta ocenjevala drugo skupino slik pa 72%. Največ nestrinjanj med označevalci se je pojavilo pri detekciji nehomogenosti in ghost-ov, medtem ko v kategorijah linij, mrtvih slikovnih

elementov in ostalih popačenj skoraj ni bilo nestrinjanj. To lahko pojasnimo z dejstvom, da se ocenjevalci bolj strinjajo pri ocenjevanju geometričnih popačenj (npr. linije) kot pa pri ocenjevanju negeometričnih popačenj (nehomogenost kontrasta). Slike smo nato enovito označili po ponovnem pregledu tretjega označevalca po metodi večinskega glasovanja.

Na podlagi zbirke slik smo lahko zgradili 4 sisteme za detekcijo posameznih popačenj iz mamografskih slik: sistem za detekcijo nehomogenega kontrasta, sistem za detekcijo ghost-a, sistem za detekcijo linij in sistem za detekcijo ostalih popačenj. Sistema za detekcijo skupkov mrtvih slikovnih elementov ni bilo mogoče zgraditi zaradi malega števila slik s tem popačenjem v zbirki.

Rezultati testiranja modelov so prikazani z ROC krivuljami in ocenami AUC na sliki 7.



Slika 7: Rezultati ROC analize za vsako popačenje

Iz rezultatov ROC analize lahko vidimo, da smo dosegli zelo dobro detekcijo popačenj ghost-a (AUC = 90%) in ostalih popačenj (AUC = 97%), malo manj uspešni pa smo bili pri detekciji nehomogenega kontrasta (AUC = 79%) in linij (AUC = 75%). Tako lahko sklepamo, da naši sistemi dobro detektirajo popačenja, kjer imamo nepravilnosti v homogenosti na sliki (ghost, nehomogenost kontrasta, ostala popačenja), malo manj zanesljiv pa je sistem pri detekciji lokalno pogojenih popačenj, ki so predstavljeni z linijami na sliki ali pa s skupinami mrtvih slikovnih elementov.

Kljub temu pa lahko zaključimo, da smo z razvitimi postopki avtomatične obdelave in modeliranja slik zgradili dokaj zanesljive sisteme za detekcijo izbranih popačenj na mamografskih slikah.

ZAKLJUČEK

Cilj te raziskave je bil razviti sistem za avtomatično detekcijo tipičnih popačenj na mamografskih slikah, kar bi omogočilo večjo avtomatizacijo procesov dnevne kontrole kakovosti tehnične ustreznosti mamografskih slik. Avtomatizacija celotnega procesa detekcije popačenj na mamografskih slikah je vključevala definiranje ustreznih protokolov za pridobivanje homogenih slik, razvoj postopkov za določanje objektivnih mer kakovosti iz teh slik ter izgradnjo sistema za samodejno detekcijo popačenj na teh slikah. Pri razvoju aplikacije smo predvideli avtomatično detekcijo kontrastne nehomogenosti, pojav ghost-a, prisotnost linijskih in drugih popačenj ter prisotnost skupkov mrtvih slikovnih elementov. Tako smo razvili prototipne aplikacije za detekcije posameznih elementov nepravilnosti na slikah. Pri tem smo z metodami strojnega učenja uspeli zelo dobro detektirati nepravilnosti ghost-a z uspešnostjo 90%, splošnih popačenj z uspešnostjo 95% in nehomogenega kontrasta z uspešnostjo 79%, merjeno z AUC.

Z vključitvijo takega sistema za avtomatično detekcijo popačenj v delovni proces dnevne kontrole kvalitete tehnične ustreznosti mamografskih slik bi lahko izvajali bolj objektivno testiranje mamografskih sistemov in zmanjšali količino dela za radiološke inženirje, ki dnevno testirajo mamografske sisteme.

LITERATURA

Ayyala RS, Chorlton MA, Behrman RH, Kornguth PF, Slanetz PF (2008). Digital Mammographic Artefacts on Full-Field Systems: What Are They and How Do I Fix Them? *Radiographics* 28 (7): 1999–2008.

Chan TF, Vese LA (2001). Active contours without edges. *IEEE Trans. Image Process.* 10(2): 266–77.

Christianini N, Shawe-Taylor J (2000). *An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-Based Learning Methods*. Cambridge: Cambridge University Press.

Cowen AR, Brett DS, Workman A (1993). Technical note: Compensation for field non-uniformity on a mammographic X-ray unit. *Brit J Radiol* 66 (782): 150–4.

Geiser WR, Haygood TM, Santiago L, Stephens T, Thames D, Whitman GJ (2011). Challenges in Mammography: part I, Artifacts in Digital Mammography. *AJR* 197 (6): 1023–30.

International Atomic Energy Agency (2011). Quality assurance programme for digital mammography. Vienna: IAEA 1482 (17): 43–4.

Krajc M, Šval C, Purić F in sod. (2011). Postopki in protokoli SOP presejalnega procesa. Ljubljana: Register in program DORA. http://www.onko-i.si/fileadmin/_migrated/content_uploads/Klinicna_pot_poteka_dela_v_presejalno-diagnosticnem centru_programa_DORA-november_2011_01.pdf. <19. 2. 2016>

Moskowitz CS, Pepe M (2004). Quantifying and comparing the predictive accuracy of continuous prognostic factors for binary outcomes. *Biostatistics* 5 (1): 113–27.

Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L eds. (2006). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 10–48.

The MathWorks Inc. (2015). *Matlab GLCM, Gray-Level Co-Occurrence Matrix (GLCM)*. <http://www.mathworks.com/help/toolbox/images/ref/graycomatrix.html>. <18. 5. 2015>

Walz-Flannigan A, Magnuson D, Erickson D, Schueler B (2012). Artifacts in Digital Radiography. *AJR* 198 (1): 156–61.

ZAHVALA

Sistem za detekcijo artefaktov iz mamografskih slik je bil izveden v okviru projekta Po kreativni poti do praktičnega znanja, ki ga delno financira Evropska unija, in sicer iz Evropskega socialnega sklada. Projekt se je izvajal v okviru Operativnega programa razvoja človeških virov za obdobje 2007–2013, 1. razvojne prioritete »Spodbujanje podjetništva in prilagodljivosti« ter prednostne usmeritve 1.3: »Štipendijske sheme«, v okviru potrjene operacije »Po kreativni poti do praktičnega znanja«. Prav posebno bi se zahvalili študentom radiološke tehnologije Urški Štrekelj, Sabini Androjna, Ivani Kocevi, Anji Golja in Aljažu Iskra, ki so pod vodstvom delovnega mentorja mag. Janija Izlakarja iz Onkološkega inštituta iz Ljubljane sodelovali pri pridobivanju in označevanju mamografskih slik, študentom medicinske fizike Gregorju Bensi in Janu Šomnu za pomoč pri obdelavi slik za izračun značilik ter študentu računalništva in informatike Klemnu Lokarju za razvoj in testiranje modelov za detekcijo artefaktov.

