



glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije



in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije

Zbornik predavanj in posterjev II. kongresa  
Društva radioloških inženirjev Slovenije

# Pacientu prijazna radiološka tehnologija

Rogaška Slatina, 23. in 24. maj 2014

letnik  
**31**  
številka  
Supl. **1**  
leto  
**2014**

# bilten

ISSN 1855-5136

Bilten: glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije  
Bulletin: Newsletter of the Slovenian Society of Radiographers & 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 suplementa / Supplement Editor:***

Gašper Podobnik

***Uredniški odbor suplementa / Supplement editorial board:***

Janez Podobnik

Nina Djurič

Nejc Mekiš

***Lektorica / Proofreader of Slovenian version:***

Veronika Lipovec

***Prevajalka / Translator and proofreader of English version:***

Janja Gaborovič

**Prispevki so recenzirani z zunanjo recenzijo / The articles are reviewed by external review**

**Recenzije so anonimne / Reviews are anonymous**

***Naklada / Number of copies:***

250 izvodov / 250 copies

***Oblikovanje naslovnice / Cover design:***

Ana Marija Štimulak

***Grafično oblikovanje in tisk / Graphic design and print:***

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

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

**Revija je natisnjena na brezislinski papir / This journal is printed on acid-free paper**



*Uroš Gačnik, predsednik Društva radioloških inženirjev Slovenije*

### ***Spoštovane kolegice in kolegi!***

Pred vami je »Zbornik predavanj in posterjev II. kongresa Društva radioloških inženirjev Slovenije, Pacientu prijazna radiološka tehnologija«. Z organizacijo kongresa društvo izpolnjuje začrtane smernice in nadgrajuje dolgoletno delo na področju izobraževanja radioloških inženirjev v naši državi.

Veseli me, da kljub težavnemu času, v katerem živimo in pomanjkanju finančnih sredstev, najdemo energijo in sredstva za izobraževanje in druženje na poklicni ravni. Da bi se lahko čim več članov društva udeležilo kongresa, se je predsedstvo društva odločilo za kotizacijo v simbolične znesku, tako da bomo stroške v glavnem pokrivali iz proračuna društva. S to odločitvijo smo želeli našim članom omogočiti, da se seznanijo z novostmi v radiološki tehnologiji v času, ko nam delodajalci ne zmorejo dati toliko sredstev za izobraževanja, kot bi si želeli in je finančno breme strokovnih izpopolnjevanj v veliki meri preloženo na nas same.

Razvoju stroke, ki je zelo hiter, pa moramo slediti.

Vsako strokovno srečanje tudi utrdi vezi med nami. Mladi spoznavajo starejše, od katerih pridobivajo dragocene izkušnje. Starejši spoznavajo mlajše, polne novih idej. Namen druženja na strokovnih srečanjih društva je povezati radiološke inženirje v trdno, homogeno skupnost, ker bomo le tako lahko ostali enotni in imeli moč za doseganje svojih ciljev.

V publikaciji so zbrani prispevki, s pomočjo katerih lahko spremljamo razvoj stroke v zadnjih letih in prispevek naših članov k njemu. Upravičeno sem ponosen na vse kolege, s katerimi sodelujemo in snujemo nove ideje, ki pripomorejo k učinkovitejšim rešitvam v dobro naših pacientov.

Želim se zahvaliti vsem, ki ste v preteklosti aktivno sodelovali pri delu društva in tistim, ki sodelujete danes ter posebej tistim, ki ste pomagali organizirati II. kongres društva. Brez vašega prostovoljnega dela društva ne bi bilo. S svojim delom in idejami že 60 let pišete zgodovino društva in uresničujete naše poslanstvo. Tako lahko radiološki inženirji v Sloveniji uspešno nadgrajujemo svoje znanje in se uveljavljamo tako doma kot v tujini.

Vsem želim prijetno prebiranje strokovnih prispevkov ter osebno strokovno rast.

Ljubljana, maj 2014

# PACIENTU PRIJAZNA RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA



**2. kongres Društva radioloških inženirjev  
Slovenije ob 60-letnici društva**  
Rogaška Slatina, 23. – 24. maj 2014



<b>diagnostična radiološka tehnologija - vabljen predavanje</b>	<b>7</b>
<i>Renata Radič-Berglez</i> <b>KAKO RAZUMETI IN NE PREGORETI V ZDRAVSTVU</b> <i>HOW TO UNDERSTAND AND AVOID BURNOUT IN HEALTH CARE</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - predavanje</b>	<b>10</b>
<i>Nejc Mekiš, Igor Kocijančič, Peter Stegnar</i> <b>PRIMERJAVA KVALITETE SLIKE IN DOZIMETRIČNIH PODATKOV PRI SLIKANJU SAKROILIAKALNIH SKLEPOV V AP IN PA PROJEKCIJI</b> <i>DOSEMETRIC AND IMAGE QUALITY COMPARISON IN SACROILIAC JOINT IMAGING IN AP AND PA PROJECTION</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - predavanje</b>	<b>16</b>
<i>Tina Lončarič, Janez Podobnik</i> <b>MERJENJE VREDNOSTI LAKTATA Z MAGNETNO REZONANČNO SPEKTROSKOPIJO V MIŠICI VASTUS MEDIALIS PRED IN PO OBREMENTVI</b> <i>LACTATE VALUE MEASUREMENT WITH MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY IN THE VASTUS MEDIALIS MUSCLE BEFORE AND AFTER EXERCISE</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - predavanje</b>	<b>21</b>
<i>Robert Pintarič, Klemen Bohinc, Štefan Pintarič, Andreja Murko</i> <b>UPORABNOST GRADIENTA Z NESTABILNIM RADIOSELEKTIVNIM MAGNETENJEM PRI 3T MAGNETNI REZONANCI</b> <i>THE USE OF GRADIENT WITH VARIABLE RATE SELECTIVE EXCITATION IN 3T MAGNETIC RESONANCE IMAGING</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - predavanje</b>	<b>28</b>
<i>Barbara Petrinjak, Urška Forte, Borut Milfelner</i> <b>ŽRELN REFLEKS PRI INTRAORALNEM SLIKANJU ZOB</b> <i>GAGGING IN INTRAORAL RADIOGRAPHY</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - predavanje</b>	<b>33</b>
<i>Boris Turk, Matej Podsedenshek</i> <b>MAGNETNO REZONANČNO SLIKANJE PACIENTOV Z VSTAVLJENIM MR POGOJNO VARNIM SRČNIM SPODBUJEVALNIKOM</b> <i>MAGNETIC RESONANCE IMAGING IN THE MRI- COMPATIBLE PACEMAKER PATIENTS</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - predavanje</b>	<b>38</b>
<i>Irena Lopatič, Jana Ambrožič, Jure Mišič</i> <b>OCENA ANULUSA AORTE Z RAZLIČNIMI SLIKOVNIMI PREISKAVAMI PRED PERKUTANO VSTAVITVIJO UMETNE AORTNE ZAKLOPKE</b> <i>ASSESSMENT OF AORTIC ANULUS BEFORE PERCUTANEOUS ARTIFICIAL AORTIC VALVE IMPLANTATION WITH DIFFERENT MODALITIES</i>	
<b>radioterapevtska tehnologija - predavanje</b>	<b>44</b>
<i>Valerija Žager, Marjeta Jelovčan, Saša Petkovič</i> <b>VLOGA VIRTUALNE SIMULACIJE V RADIOTERAPIJI</b> <i>THE ROLE OF VIRTUAL SIMULATION IN RADIOTHERAPY</i>	
<b>radioterapevtska tehnologija - vabljen predavanje</b>	<b>49</b>
<i>Attila Šarvari</i> <b>SLIKOVNO VODENA RADIOTERAPIJA Z UPORABO EXACTRAC SISTEMA</b> <i>IMAGE GUIDED RADIOTHERAPY WITH THE USE OF THE EXACTRAC SYSTEM</i>	
<b>nuklearnomedicinska tehnologija - predavanje</b>	<b>52</b>
<i>Sebastijan Rep, Luka Ležaič</i> <b>VPLIV REKONSTRUKCIJ NA KVANTITATIVNO ANALIZO PET SLIKE</b> <i>INFLUENCE OF RECONSTRUCTION ON THE QUANTITATIVE ANALYSIS OF PET IMAGES</i>	

<b>radioterapevtska tehnologija - predavanje</b>	<b>56</b>
<i>Boštjan Selak, Anej Razboršek</i> <b>ANALIZA POPRAVKOV POLOŽAJA PACIENTA S POMOČJO EXACTRAC SISTEMA PRI GINEKOLOŠKIH KARCINOMIH</b> <i>THE ANALYSIS OF POSITIONING CORRECTIONS WITH EXACTRAC SYSTEM IN GYNECOLOGICAL CANCERS</i>	
<b>Radioterapevtska tehnologija - poster</b>	<b>62</b>
<i>Urban Giovani, Marjeta Jelovčan</i> <b>ALI BITJE SRCA VPLIVA NA NATANČNOST OBSEVANJA LEVE IN DESNE DOJKE?</b> <i>DOES THE HEARTBEAT AFFECTS ACCURACY IN IRRADIATION OF A LEFT AND RIGHT BREAST?</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>64</b>
<i>Tina Starc, James Harding, Michaela Davis</i> <b>OTROKOVE PREDSTAVE O RENTGENSKEM SLIKANJU</b> <i>CHILDREN'S PERCEPTION OF X-RAY IMAGING</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>65</b>
<i>Danica Köveš, Metka Lukinovič</i> <b>DIGITALNA TOMOSINTEZA DOJKE</b> <i>DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>67</b>
<i>Ksenija Rečnik, Vida Šušteršič, Valter Jalšovec, Peter Šoba</i> <b>ANGIOGRAFIJA KORONARNIH ARTERIJ</b> <i>ANGIOGRAPHY OF CORONARY ARTERIES</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>68</b>
<i>Davor Tadić, Anamarija Kostiov</i> <b>VPLIV GLASBE NA PACIENTE PRI MAMOGRAFIJI</b> <i>EFFECT OF MUSIC ON PATIENTS UNDERGOING MAMMOGRAPHY SCREENING</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>70</b>
<i>Špela Tevž, Anamarija Kostiov</i> <b>POZNAVANJE IN UPORABA DODATNIH PROJEKCIJ PRI MAMOGRAFIJI</b> <i>KNOWLEDGE AND USE OF ADDITIONAL PROJECTIONS IN MAMMOGRAPHY</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>72</b>
<i>Dejan Zavolovšek, Robi Rožman</i> <b>MR ENTEROGRAFIJA</b> <i>MR ENTEROGRAPHY</i>	
<b>diagnostična radiološka tehnologija - poster</b>	<b>74</b>
<i>Karina Zelivyanska, Boris Tomič, Katja Kocijančič</i> <b>RENTGENSKO SLIKANJE CELOTNE HRBTENICE</b> <i>TOTAL SPINE X-RAY IMAGING</i>	
<b>sponzorsko predavanje - Siemens</b>	<b>76</b>
<i>Gregor Gantar</i> <b>ČE PACIENT NI V STRESU, TUDI TEHNOLOGIJA LAŽJE OPRAVI SVOJE DELO</b>	
<b>sponzorsko predavanje - Gorenje (Philips)</b>	<b>79</b>
<b>PHILIPS dStream The digital revolution in MRI</b>	
<b>sponzorsko predavanje - Fujifilm</b>	<b>81</b>
<b>RISEYE IN SYNAPSE PACS ZA KAKOVOSTNEJŠI RADIOLOŠKI IZVID</b>	

Vabljeno predavanje / Invited lecture

## KAKO RAZUMETI IN NE PREGORETI V ZDRAVSTVU

HOW TO UNDERSTAND AND AVOID BURNOUT IN HEALTH CARE

**Renata Radič-Berglez**

Univerza v Ljubljani, Medicinska fakulteta, Center za klinično fiziologijo, Vrazov trg 2, 1000 Ljubljana in REMEDIO Renata Radič-Berglez s.p., Šmartinska c. 196, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Renata Radič-Berglez, dipl. inž. rad., E-mail: info@remedio.si

Prejeto/Recived: 1.4.2014

Sprejeto/Accepted: 10.4.2014

### POVZETEK

Medosebni odnosi v zdravstvu so še posebej občutljivi. Zaposleni v zdravstvu in uporabniki zdravstvenih storitev so izpostavljeni večjim čustvenim obremenitvam, saj je zdravje pomembna človekova vrednota.

Namen članka je na podlagi primera spoznati pomen razumevanja čustvenih odzivov in obrambnih mehanizmov pri pacientu in pri sebi kot zaposlenemu. Poznavanje in zaznavanje odzivnih vzorcev nam pomaga pri bolj učinkoviti komunikaciji med pacienti in zdravstvenimi delavci.

**Ključne besede:** komunikacija, empatija, čustva, čustvena inteligenca, obrambni mehanizmi

### ABSTRACT

Interpersonal relations in health care are very specific. The employees and the users of health care services are under greater emotional stress, because health is an important human value.

The purpose of this article is to understand the importance of emotional responses and defence mechanisms of patients and also of ourselves as employees. Understanding and recognition of response patterns can help us in achieving a better and more effective communication between patients and health care professionals.

**Key words:** communication, empathy, emotions, emotional intelligence, defence mechanisms

### UVOD

Vsak človek se v svojem življenju kdaj znajde v situaciji, ko je njegovo zdravje ali počutje slabše, kot bi si želel. To je za človeka zelo občutljivo obdobje. Zdravje je naša velika vrednota. Ob sumu na bolezen se v nas pojavijo razna vprašanja in strahovi. Postanemo čustveno močno občutljivi in naši odzivi postanejo manj racionalni.

Tudi radiološki inženirji so pri svojem delu s pacienti bolj izpostavljeni čustvenim obremenitvam. Pacienti so

občutljiva populacija. Poznavanje njihovih odzivov in njihovo razumevanje jim lahko zelo olajša komunikacijo in tudi zmanjša njihovo stresno obremenitev.

Čustvena inteligenca je pri ljudeh, ki si izberejo poklic v zdravstvu pričakovano bolj razvita. Pomeni, da se zavedamo svojih čustev, prepoznavamo čustva drugih in smo zmožni komunicirati na način, ki ne prizadene čustev drugega.

Če ste zaposleni v zdravstvu, je najbrž gotovo, da imate razvit čut za sočloveka in ste nagnjeni k pomoči drugemu. Zadovoljstvo pacienta tudi vas navdaja z zadovoljstvom in obratno. Pri tem čustva igrajo odločilno vlogo. Ljudje si vse zapomnimo s pomočjo čustev, pozitivnih ali negativnih. V odnosu do zdravstvenih delavcev pacient ocenjuje njihovo delo predvsem po medosebnem odnosu. Strokovnost pričakuje in navsezadnje nima kompetenc, da jo ocenjuje. Ocenjuje pa odnos osebja do njega in vse presoja skozi občutke, ki se mu ob tem porajajo. Žal je sodobna medicina storilnostno naravnana in je premalo časa za ustrezno komunikacijo med zdravstvenimi delavci in pacienti. To povečuje nezadovoljstvo na obeh straneh.

Empatija pri zdravstvenih delavcih je osnova dobre komunikacije. Empatija je preprosto vživljanje v čustva in doživljanja druge osebe. Je sočustvovanje z drugim, razumevanje njegovega položaja. Postavimo se v »njegovo kožo«.

### NAMEN

Namen članka je na podlagi primera prikazanega na filmu spoznati pomen sočutja pri komunikaciji s pacientom in spoznavanje svojih in pacientovih čustvenih odzivov in obrambnih mehanizmov. Poznavanje in zaznavanje odzivnih vzorcev nam pomaga pri bolj učinkoviti komunikaciji med pacienti in zdravstvenimi delavci.

### METODE

Prikazan bo kratek posnetek pacientov in zaposlenih v zdravstvu. Razumevanje njihove situacije in stanja v katerem so, privede do večjega sočutja. Vsak nosi s seboj svoje občutke, svoja prepričanja in izkušnje.

Bolezen je soočanje s svojo ranljivostjo. Ne prinese samo trpljenja. Pogosto je to naše zorenje. Zdravstveni delavci kot opazovalci tega dogajanja pri pacientih, pa tudi v svojih družinah in pri sebi, lahko veliko naredimo za dobre medosebne odnose.

## REZULTATI

Ustrezna komunikacija je del dobre radiološke prakse. Pri komunikaciji gre za povezovanje vsaj dveh ljudi. Pri tem gre vedno za odziv. Komunikacija v zdravstvu je zelo pomembno diagnostično orodje. Pogosto tudi terapevtsko. Od komunikacije je odvisno praktično vse. Od pravilne anamneze do razumevanja pacienta in njegovega zdravljenja. Pomembna je tudi kvalitetna komunikacija med zdravstvenim osebjem, saj prav tako pomembno vpliva na komunikacijo s pacientom.

Besedna in nebesedna komunikacija sta prisotni ves čas. Če besede niso podprte s telesno govorico, zasejemo dvom in nezaupanje. Potrebna je pristnost in poštenost. Govorimo to, kar v resnici mislimo. Potem bodo naše besede verodostojne. Odnos se zgradi na osnovi nebesedne komunikacije. Telo nikoli ne laže. Ne moremo »ne komunicirati«. Niso pomembne le besede, ampak tudi ton glasu in telesna govorica. Ni pomembno samo, kaj povemo ampak še bolj to, kako povemo (Birk, 2010).

Pacientu se prilagodimo in se z njim pogovarjamo na njemu razumljiv način. Strokovne izraze prilagodimo in primerno razložimo. Spodbujamo morebitna vprašanja in nanje odgovorimo. Pomembna je enakopravnost v komunikaciji. Ima pacient kaj besede?

Pacient je celovita oseba, ampak pogosto se počuti le kot nosilec bolezni, diagnoze ali šifre.

Večina pacientov se pritožuje nad tem, da jih zdravstveni delavci ne poslušajo. Zelo pomembno je, da sprejmete, kar vam povedo. Ni treba, da se strinjate.

## RAZPRAVA

Najpomembnejši je prvi stik. Če pacient začuti, da ga v resnici poslušamo in nas njegove težave zanimajo, nam bo veliko bolj naklonjen. Morebitnih spodrseljajev ne bo jemal tako kritično in njegove reakcije bodo bolj pozitivne. To tudi nam olajša delo. Pacient se bo najbolj sprostil in nam zaupal, če se bo ob nas počutil varno, sprejeto, spoštljivo in v enakovrednem odnosu. Dober stik je kot most do drugega človeka. Sta povezana in na nek način se razumeta.

Pregloboko vživljanje v čustva drugega pa je lahko tudi škodljivo. Podvrženi smo posredni travmatizaciji. Če ne zmoremo ohraniti čustvene stabilnosti, sčasoma pride do težav. Empatije se lahko naučimo in jo razvijamo.

Najbolj pomembno je ohraniti nevtralnost. Takrat so naše sposobnosti najboljše in smo najbolj učinkoviti. Sposobni smo razumeti drugega (pacienta, svojca ali sodelavca) in hkrati ostati čustveno stabilni in racionalni. Vse odzive drugih

ne jemljemo osebno. Razumemo, da je vedenje drugega samo njegov lastni odziv, ki ga sprožajo njegove pretekle izkušnje, njegova prepričanja in vrednote. Skrb za svoje zdravje prevzame pacient in mi ga pri tem spodbujamo in podpiramo. Pri tem nam zelo pomaga poznavanje človekovih obrambnih mehanizmov.

Ljudje se skozi težavna obdobja osebnostno razvijamo in pridobivamo na modrosti. Od našega učenja je odvisno, kako se bomo odzivali. Izkušnja nas lahko obogati ali pa je uničevalna. Pri tem nam pomagajo znanja sodobne psihologije in pripravljenost, da se spoznamo. Kdo sploh smo, kakšni smo in kaj je smisel našega življenja. Kakšne so naše vrednote? Kako vidimo naše poslanstvo. To so gonila našega vedenja. Za njimi stojijo tudi naša prepričanja, ki močno obarvajo naše odzive v komunikaciji. Če je pacient prepričan, da vsi zdravstveni delavci samo pijejo kavo in klepetajo, potem bo njegov odnos do njih povsem drugačen, kot če ima prepričanje, da so izbrali plemenit poklic, opravljajo pomembno poslanstvo, da so preobremenjeni in premalo plačani.

Ko postajamo čustveno vse bolj dozoreli, smo sposobni k pacientu v težavah pristopiti z velikim občutkom razumevanja in obenem z zmožnostjo prikazati tudi drugo plat situacije, odkriti nekaj dobrega. To pomeni, dati upanje, razumeti in motivirati.

Obrambne mehanizme imamo vsi. Pomagajo nam preživeti in se čim bolje zaščititi pred nevarnostmi. So dragoceni za človekovo preživetje in njegovo obrambo v ogrožajočih situacijah. Težave z zdravjem človeka globoko pretresejo. Težave nastopijo, ko se obrambni mehanizmi aktivirajo tudi v situacijah, ki niso ogrožajoče.

Beg je prvi odziv pri soočanju z negativnim dogodkom. Strah nas je soočanja z boleznijo, trpljenjem, negotovostjo. Najraje bi prespali, pobegnili, se skrili. Postanemo tesnobni, zgrabi nas panika. Mnogi se ne želijo pogovarjati o bolezni, je sploh ne omenjajo. Izogibajo se vsemu, kar je povezano z boleznijo. Sem sodi laž z vsemi oblikami.

Zanikamo resnico (saj ni nič hudega; zmotili so se; kaj me briga; saj nisem bolan, saj imam dobro kri; ne potrebujem nobene kontrole, ne grem na pregled ...).

Opravičujemo samega sebe z izgovori, valimo krivdo na druge (saj bi se držala diete, če bi mi zdravnik še bolj razložil; moj brat pa nima diete in je popolnoma zdrav; saj imamo v naši družini vsi sladkorno bolezen).

Boj je naslednji obrambni odziv. Sčasoma ugotovimo, da ne moremo ubežati in se začnemo soočati z resnico in se boriti. Sprva smo razdraženi, napadalni in zelo jezni. Kadar negativnih občutkov do drugega ne zmoremo priznati, jih prenesemo na nekoga drugega (jezen je zaradi novice o neozdravljivi bolezni in se znese nad zdravstvenim delavcem zaradi najmanjše malenkosti; pozabi vzeti zdravilo in se dere na ženo, da ga ne mara).

Včasih nas čustva popolnoma preplavijo in dobimo občutek, da ne zmoremo več. Postanemo pasivni, imobilizirani,



preidemo v »zamrznjeno« stanje. Dajemo vtis apatičnosti, nezainteresiranosti. Da se izognemo neprijetnim občutkom, se disociiramo. Dajemo vtis brezčutnosti. Ta odziv je pogost tudi pri zdravstvenih delavcih. Trpijo za sočutno travmo. Obramba pred tem je odsotnost vživljanja v občutke drugega. Postanemo kot robot. Pomembno je vedeti, da je to le obrambni mehanizem.

Radič-Berglez R (1999). Organizacijska klima na Kliničnem inštitutu za radiologijo. Diplomsko delo. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo.

Ružič Koželj N (2004). Komunikacija v zdravstvu. Maribor: NR Design.

## ZAKLJUČEK

Medosebni odnosu v zdravstvu so ključni za uspešno delo. So zapleteni in nanje vpliva mnogo dejavnikov. Vsi si želimo, da so čim boljši. Začnejo pa se vedno pri nas samih. Za to je pa potrebno, da spoznamo sebe. Da spoznamo svoje vedenje in razumemo, kaj ga sproža.

Pri komunikaciji s pacientom je pomembno, da se poskušamo vživeti v njegov položaj. Zdravstveni pregledi niso nekaj, kar bi z veseljem počeli. Pogosto jih spremlja strah pred bolečino, pred neznanim in predvsem pred izidom preiskave. Zato je pacient ranljiv in njegovo vedenje je drugačno, kot če bi bil s prijatelji v prijetnem druženju. Pogosto se čuti v podrejenem položaju, saj je v okolju, ki mu ni domače.

Pacienti so čedalje bolj ozaveščeni in želijo pri svojem zdravljenju aktivno sodelovati. Zato so tudi čedalje bolj zahtevni. Pogosto pa imajo zdravstveni delavci še vedno raje pasivnega pacienta. Poslušnega, nezahtevnega, takega, ki ne postavlja preveč vprašanj.

Za uspešno komunikacijo si je potrebno prizadevati. Pri tem pomagajo tudi izobraževanja in pridobivanje potrebnih veščin. Tako se laže vživimo v pacienta in ustvarimo zaupljivo komunikacijo, ki pacientu pomaga preživeti neprijetne trenutke, nam pa olajša delo in varuje tudi naše psihofizično zdravje.

## LITERATURA/REFERENCES

Birk K (2009). Profesionalna komunikacija kot del managementa v zdravstveni negi. V: Zbornik 6. študentske konference Fakultete za management Koper, 18.–20. november 2009, Koper – Celje – Škofja Loka. Koper: Fakulteta za management, 57–61.

Cleveland Clinic (2014). Cleveland Clinic's Empathy Series Continues -- Patients: Afraid and Vulnerable. <https://www.youtube.com/watch?v=1e1JxPCDme4> <7.3.2014>

Cleveland Clinic (2013). Empathy: The Human Connection to Patient Care. [https://www.youtube.com/watch?v=cDDWvj\\_q-o8&list=PL95B29FDF6B7A3B17](https://www.youtube.com/watch?v=cDDWvj_q-o8&list=PL95B29FDF6B7A3B17) <7.3.2014>

O'Connor J, Seymour J (1989). Spretnosti sporazumevanja in vplivanja. Žalec: Sledi.

Pinel J P J (2011). Biopsychology. Boston: University of British Columbia.

## PRIMERJAVA KVALITETE SLIKE IN DOZIMETRIČNIH PODATKOV PRI SLIKANJU SAKROILIAKALNIH SKLEPOV V AP IN PA PROJEKCIJI

### DOSEMETRIC AND IMAGE QUALITY COMPARISON IN SACROILIAC JOINT IMAGING IN AP AND PA PROJECTION

**Nejc Mekiš<sup>1</sup>, Igor Kocijančič<sup>2</sup>, Peter Stegnar<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

<sup>2</sup> Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška c. 7, 1000 Ljubljana

<sup>3</sup> Mednarodna podiplomska šola Jožefa Stefana, Jamova 39, 1000 Ljubljana

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

Prejeto/Recived: 15.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

#### POVZETEK

**Uvod:** Gonade, ki so po podatkih International Commission on Radiological Protection (ICRP -103) eden izmed bolj radiosenzibilnih organov in imajo tkivni utežni faktor 0,08, se pri slikanju sakroiliakalnih sklepov (SIS) nahajajo v neposredni bližini rentgenskega polja in zato prejmejo tudi večjo dozo obremenitev kot organi, ki ležijo dlje od primarnega snopa.

**Namen:** Namen raziskave je bil ugotoviti ali se zmanjšata vstopna kožna doza (VKD) in doza na testise pri slikanju SIS v PA v primerjavi s slikanjem v AP projekciji in ali pri tem ostane kakovost slik v PA enaka tisti v AP projekciji.

**Metode dela:** S pomočjo termoluminiscentnih dozimetrov smo pri slikanju SIS merili VKD v centru slikovnega polja in dozo na testise. Meritve so bile narejene na 50 pacientih, ki so bili naključno razdeljeni v dve skupini po 25. V prvi skupini smo slikali paciente v AP, v drugi pa v PA projekciji. Za vsakega pacienta smo beležili višino in težo za izračun indeksa telesne mase (ITM). Kvaliteto rentgenogramov SIS so neodvisno ocenili trije radiološki inženirji in dva zdravnika specialista radiologije. Pri preverjanju domnev je bila upoštevana običajna stopnja tveganja 5%.

**Rezultati in razprava:** Povprečna VKD je bila v PA za 1,8 mGy manjša kot v AP projekciji ( $p = 0,046$ ), statistično značilnih razlik med povprečema ITM ni bilo ( $p = 0,247$ ). Skupina, pri kateri je bilo slikanje SIS narejeno v PA projekciji, je imela povprečno dozo na testise za 22,28  $\mu$ Gy ( $p < 0,001$ ) manjšo od tiste, ki so jo prejeli pacienti slikanju v AP projekciji. Kvaliteta slik je bila boljša v AP projekciji ( $p = 0,012$ ).

**Zaključek:** Rezultati so pokazali, da je uporaba PA projekcije za slikanje SIS v primerjavi z AP projekcijo zmanjšala količino VKD in doze na testise. Kvaliteta rentenogramov, narejenih v PA projekciji je bila slabša od tistih, ki so bili narejeni v AP projekciji, a v večini primerov diagnostično uporabna.

**Ključne besede:** sakroiliakalni sklepi, zmanjšanje doze, uporaba PA projekcije, doza na testise

#### ABSTRACT

**Introduction:** According to the International Commission on Radiological Protection (ICRP - 103) testes represent one of the more radiosensitive organs and have the tissue weighting factor of 0.08. In sacro iliacal joints (SIS) imaging testes are located within the close proximity of the x-ray field and therefore receive a greater dose than the organs located further away from the primary beam.

**Purpose:** To investigate whether the entrance skin dose (ESD) and testicular dose are reduced when the PA projection instead of the standard AP projection for sacroiliac joint imaging is used and how the change of the projection affects the image quality.

**Methods:** The entrance surface dose and the testicular dose were measured with termoluminiscent dosimeters. The dose measurements were performed on 50 male patients who were referred to sacroiliac joint imaging. They were randomly divided into two equal groups of 25. The first group was imaged in AP and the second in PA projection. The height and the weight of each patient were obtained in order to calculate BMI. The images were evaluated by two radiologists and three senior radiographers. A significance of 5% was used for all tests.

**Results and discussion:** When using the PA projection the average ESD was reduced by 1.8 mGy ( $p = 0.046$ ). There was no statistically significant difference in ITM ( $p = 0.247$ ). The average testicular dose in PA projection was reduced by 22.28  $\mu$ Gy ( $p < 0.001$ ). However, the image quality was better in AP projection ( $p = 0.012$ ).

**Conclusion:** The results have shown that the use of PA projection in SIJ imaging can result in ESD and testicular dose reduction. The image quality was better in AP projection compared to the PA projection. However, most of the images made in the PA projection were useful for diagnostic purposes.

**Key words:** sacroiliac joints, dose reduction, use of PA projection, testicular dose

## LITERATURA/REFERENCES

Al-Balool GS, Newman DL (1998). The relationships between kV, mAs and thickness in film-based radiography: 25% and 15% rules. OK? Radiography 4 (2):129–34.

Bontrager KL (1993). Radiographic anatomy and positioning of the proximal femur and pelvis. V: Textbook of radiographic positioning and related anatomy. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 217–42.

Brennan PC, Madigan E (2000). Lumbar spine radiology: Analysis of the posteroanterior projection. Eur Radiol 10 (7): 1197–201.

Brennan PC, Nash M (1998). Increasing FFD: An effective dose-reducing tool for lateral lumbar spine investigations. Radiography 4 (4): 251–9.

Daniels C, Furey E (2008). The effectiveness of surface lead shielding of gonads outside the primary x-ray beam. JMIRS 39 (4): 189–91.

European Commission (1996). European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (EUR 16260 EN). Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.

Frank ED, Long BW, Smith BJ (2007). Merrill's atlas of radiographic positioning & procedures. 11th ed. St. Louis: Mosby, 436–441.

Lipovec V (2005). Rentgenske slikovne metode in protokoli. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo, 245.

McEntee MF, Kinsella C (2010). The PA projection of the clavicle: a dose-reducing technique. Radiat Prot Dosim 139 (4): 539–45.

Nic an Ghearr FA, Brennan PC (1998). The PA projection of the abdomen: Adosereducingtechnique. Radiography 4 (3): 195–203.

Stranden E, Andersen DA, Bergwitz-Larsen E, Eriksen JA, Hyda JB (2009). Main factors influencing the use of scrotum shields during X-ray examinations in major hospitals in Norway and Denmark. E J Radiography 1 (1): 7–11.

Swallow RA, Naylor E (eds.) (1996). Hip joint, pelvis and sacroiliac joints. V: Clark's positioning in radiography. 11th ed. London: Butterworth Heinemann, 123–42.

The Royal College of Radiologists (2007). Taking the best use of clinical radiology services: referral guidelines. London: The Royal College of Radiologists.

Trtnik U (2008). RTG obdelava sakroiliakalnih sklepov pri revmatoloških pacientih. Bilten 25 (1): 24–7.

Tuite MJ (2008). Sacroiliac joint imaging. Semin Musculoskel R 12 (1): 72–82.

Valentin J ed. (2007). International Commission of Radiation Protection 2007. Orlando: Elsevier.

Weatherburn GC (1983a). Reducing radiation doses to the breast, thyroid and gonads during diagnostic radiography. Part 1. Radiography 49 (583): 151–78.

Weatherburn GC (1983b). Reducing radiation doses to the breast, thyroid and gonads during diagnostic radiography. Part 2. Measurement of doses to the gonads during radiography of the pelvis. Radiography 49 (584): 195–202.

*Celoten članek bo objavljen v Biltenu 31(1)*

## MERJENJE VREDNOSTI LAKTATA Z MAGNETNO REZONANČNO SPEKTROSKOPIJO V MIŠICI VASTUS MEDIALIS PRED IN PO OBREMENITVI

LACTATE VALUE MEASUREMENT WITH MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY IN THE VASTUS MEDIALIS MUSCLE BEFORE AND AFTER EXERCISE

**Tina Lončarič<sup>1</sup>, Janez Podobnik<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Univerza v Ljubljani, Medicinska fakulteta, Center za klinično fiziologijo, Vrazov trg 2, 1000 Ljubljana

<sup>2</sup>Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška c. 7, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Tina Lončarič, dipl. inž. rad. tehn., mag. posl. ved., E-mail: tina.loncaric@mf.uni-lj.si

Prejeto/Received: 11.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Magnetno resonančna spektroskopija (MRS) je neinvazivna preiskava, ki omogoča identifikacijo in količinsko opredelitev metabolitov v tkivih. MRS za razliko od klasične magnetno resonančne (MR) preiskave omogoča pridobitev fizioloških in biokemičnih informacij o sestavi tkiv v telesu s prikazom metabolitov v MR spektrih.

**Namen:** Namen članka je na MR spektrih prikazati relativne koncentracije laktata v mišici vastus medialis pred fizično obremenitvijo, takoj po obremenitvi in eno uro po njej.

**Metode:** Pregled dosedanje literature in izvedba MRS na mišici vastus medialis na petih fizično dobro pripravljenih športnikih z uporabo pulznega zaporedja STEAM. Meritve so bile narejene na MR tomografu Philips Achieva 3.0T TX na Centru za klinično fiziologijo na Medicinski fakulteti.

**Rezultati:** Na MR spektrih sva pri štirih izmed petih udeleženceh prikazala pomembno povišanje vrednosti laktata takoj po obremenitvi in padec vrednosti laktata v eni uri po njej, v primerjavi z njegovo vrednostjo pred fizično obremenitvijo.

**Razprava in zaključki:** Pregled literature kaže na nihanje vrednosti laktata, vse od nižjih koncentracij v mirovanju do višjih po fizični obremenitvi, kar je skladno z najinimi rezultati.

**Ključne besede:** laktat, magnetno resonančna spektroskopija, magnetno resonančni spekter, pulzno zaporedje STEAM, mišična vlakna

### ABSTRACT

**Introduction:** Magnetic resonance spectroscopy (MRS) is a non-invasive examination which enables identification and quantification of metabolites in tissues. Compared to conventional magnetic resonance imaging (MRI), MRS

provides physiological and biochemical information on the composition of tissues in the body by presenting metabolites in the magnetic resonance spectra.

**Purpose:** The purpose of this article is to show relative concentrations of lactate in the vastus medialis muscle on the MR spectra before, immediately after and one hour after physical exercise.

**Methods:** Review of current literature and implementation of MRS in the vastus medialis muscles in five physically well-prepared athletes by using the STEAM pulse sequence. Measurements were conducted on a magnetic resonance tomograph Philips Achieva 3.0T TX at the Centre of Clinical Physiology at the Faculty of Medicine.

**Results:** In four out of five participants, the MR spectra showed a significant increase of lactate immediately after the exercise and a decrease after one hour, compared to the lactate levels before the physical exercise.

**Discussion and conclusion:** Literature review showed fluctuations in lactate levels – from lower levels while resting to higher levels after exercise, which is in line with our findings.

**Key words:** lactate, magnetic resonance spectroscopy, magnetic resonance spectrum, STEAM pulse sequence, muscle fibres

### UVOD

Magnetno resonančna spektroskopija (MRS) je analitična metoda, ki se uporablja v kemiji in biomedicini in omogoča identifikacijo in kvantifikacijo metabolitov v vzorcih. Od magnetno resonančnega (MR) slikanja, ki daje anatomske podatke, se razlikuje v prikazovanju metabolitov in zagotavlja fiziološke in kemične informacije na magnetno resonančnih spektrih (Bertholdo, 2013).

Vodikova spektroskopija ( $H^+$  MRS) je največkrat uporabljena in najbolj občutljiva metoda MRS, saj so vodikova jedra prisotna v večini jeder metabolitov. MRS je dopolnitev MR preiskave. Pri meritvah MRS signala iz vode in maščobe nista zanimiva, pomemben pa je signal iz ostalih metabolitov, tako da je jakost magnetnega polja izredno pomembna (Van der Graaf, 2009).

Magnetno resonančni spekter je prikaz metabolitov v človeškem telesu v določenem zaporedju, kjer so metaboliti prikazani kot serija vrhov na grafu (Lončarič, 2012). Signal iz vode je na MR spektru višji od signala ostalih metabolitov v tkivu, tako da je za zmanjšanje signala iz vode potrebna tehnika zasičenja signala iz vode (angl. water suppression). Pogosto uporabljena tehnika za zasičenje signala iz vode je tehnika Excitation (Bertholdo, 2013).

Prednost večje jakosti magnetnega polja je v višjem razmerju signal-šum in v boljšem ločevanju med vrhovi metabolitov. Resonančne frekvence metabolitov so izražene v enotah parts per million (ppm), vsak metabolit ima svoje mesto na skali, skala pa se bere iz desne proti levi (Hasselink).

Pri MRS poznamo dva načina zajemanja signala, in sicer Single Voxel Spectroscopy (SVS), kjer signal pridobimo iz enojnega volumskega elementa in Multi Voxel Spectroscopy (MVS), kjer ga pridobimo iz večih volumskih elementov. Večinoma se uporabljata dve pulzni zaporedji: Point Resolved Spectroscopy (PRESS), ki je pogosteje uporabljeno pulzno zaporedje, kjer je spekter rezultat uporabe  $90^\circ$  pulza, kateremu sledita dva  $180^\circ$  in Stimulated Echo Acquisition Mode (STEAM), ki je drugo najpogosteje uporabljeno pulzno zaporedje tehnike SVS, kjer je spekter rezultat uporabe treh  $90^\circ$  pulzov. Čas med drugim in tretjim pulzom se imenuje čas mešanja (angl. mixing time). Končni signal je rezultat seštevanja časa odmeva in časa mešanja. Celotni čas pulznega zaporedja STEAM je krajši kot pri pulznem zaporedju PRESS, a ima slabše razmerje signal-šum (Bertholdo, 2013).

Laktat je končni produkt anaerobne glikolize, njegov signal na MR spektru je dvojni, in sicer pri 1,33 ppm (Bertholdo, 2013). Igra ključno vlogo na področju energijske homeostaze v fizioloških in patoloških pogojih. Normalna vrednost laktata v krvi je med 0,5 in 1,6 mmol/kg med mirovanjem in lahko naraste od 10 do 20-krat po fizični obremenitvi. Povišan laktat (nad vrednostjo 2,1 mmol/kg) je lahko znak mitohondrijske bolezni ali znak prehranskega primanjkljaja tiamina.  $H^+$  MRS je neinvazivna metoda, ki omogoča ponavljajoče meritve izbranega tkiva z merjenjem laktat metilne resonance. V mišicah se signal iz lipidov prekriva s signalom iz laktata, kar predstavlja izziv za detekcijo vrha laktata (Ren, 2011). Dolgo je bil laktat vir raziskav v skeletno-mišičnem metabolizmu in glavna tema polemik, ki zadevajo povezavo med produkcijo laktata, acidozo in utrujenostjo. Veljalo je, da je laktat odpadni produkt, danes pa je znano, da je vir goriva, ki se nenehno proizvaja in metabolizira v telesu, da ta doseže energijsko homeostazo. V skeletnih mišicah koncentracija laktata dramatično niha med 1 mmol/kg v mirovanju do 30 mmol/kg v izčrpanosti. Med obremenitvijo se laktat, izločen v kri iz aktivnih mišic, metabolizira preko delovanja srca, možganov, jeter in neaktivnih mišic (Ren, 2013).

Laktat nastaja v mišicah in se prenaša v krvni obtok. Njegova koncentracija v krvi močno naraste, ko intenzivnost mišičnega dela privede do presežne kapacitete oksidativnega metabolizma. Intenzivnost mišičnega dela, pri kateri pride do močnega dviga koncentracije laktata v krvnem obtoku, imenujemo laktatni prag. Visok laktatni prag pri športniku v fiziološkem smislu pomeni visoko oksidativno kapaciteto mišic, dobro preskrbo s kisikom ter hiter in učinkovit prenos laktata iz krvi v jetra, srce in manj aktivne mišice (Jan in Žvegelj, 2013). Sodelujoče skeletne mišice uporabljajo veliko notranjih in zunanjih substratov za ustvarjanje adenozin trifosfata (ATP) med fizično obremenitvijo (Hargreaves, 2000). ATP je neposreden vir energije za drsenje miofilamentov v mišičnih vlaknih. Če ga mišica sproti ne obnavlja, lahko zadostuje le za 2 s intenzivnega mišičnega dela (Jan in Žvegelj, 2013). Med dolgotrajno fizično obremenitvijo, je skoraj celoten ATP rezultat oksidativnega metabolizma karbohidratov in lipidov. Glavni substrati oksidacije so mišični glikogen, krvna glukoza in brezmaščobne kisline. Dokazano je, da je laktat, izpeljan iz mišičnega glikogena ali krvne glukoze, substrat oksidativnega metabolizma v sodelujočih skeletnih mišicah. Pomembnost teh različnih produktov je najbolj odvisna od intenzitete in trajanja fizične obremenitve ter tudi od stanja usposabljanja, prehrane in pogojev okolja (Hargreaves, 2000).

$H^+$  MRS pri visokih magnetnih poljih postane uporabno orodje za raziskovanje kompleksnih metaboličnih procesov. Laktat je nekoliko težje spremljati s  $H^+$  MRS zaradi nizkih vrednosti laktata v normalnih tkivih (Ren, 2013). Za zmanjševanje teh težav se uporablja spektralno urejena tehnika, ki uporablja posebno filtriranje za boljše odkrivanje laktata v skeletnih mišicah po fizični obremenitvi (Prompers, 2006).

$H^+$  MRS z uporabo pulznega zaporedja STEAM, ki deluje na osnovi t.i. dolgega časa mešanja, omogoča zasičenje signala iz maščobe in se uporablja kot neinvazivna metoda zaznavanja sprememb vrednosti laktata v skeletnih mišicah, ki so posledica intenzivne fizične obremenitve mišic (Mercier, 1998).

Razvoj MRS je omogočil neinvazivno in ponavljajoče odkrivanje sprememb v različnih kemičnih spojinah pri iskanju odgovorov, kaj se dogaja v skeletnih mišicah med fizično obremenitvijo. Mišični visoko energijski fosfat in intracelularni pH se merita s fosforjevo spektroskopijo ( $P^+$  MRS) med in po končani fizični obremenitvi (Mercier, 1998).  $P^+$  MRS je bila dolgo uporabljena metoda preučevanja celične energije metabolizma in vivo. Glavna slabost  $P^+$  MRS v primerjavi z igelno biopsijo je nezmožnost neposredne kvantifikacije laktata (Meyerspeer, 2007).

## NAMEN

Namen članka je predstaviti magnetno resonančno spektroskopijo (MRS) kot analitično metodo v kemiji in biomedicini, ki omogoča identifikacijo molekul in določitev njihovih biofizikalnih lastnosti. V raziskovalnem delu članka bo najin namen na MR spektru prikazati relativne koncentracije laktata v skeletni mišici z MRS pred obremenitvijo, takoj po obremenitvi in eno uro po njej (v kasni fazi).

## METODE

Metodi, ki sva ju uporabila v članku, sta pregled dosedanje literature in izvajanje meritev z MRS na stegenski mišici vastus medialis. V preiskavo je bilo vključenih pet fizično dobro pripravljenih športnikov. Uporabila sva pulzno zaporedje STEAM. Meritve sva izvedla pred obremenitvijo mišice, takoj po njej in v kasni fazi. Za natančno nastavitve volumnskega elementa sva naredila protonsko gostotno obtežene slike v treh ravninah. Meritve sva izvedla na MR tomografu Philips Achieva 3.0T TX. V tabeli 1 so navedeni osnovni podatki o tomografu, delovni postaji, programski opremi, vrsti tuljave in uporabljenem pulznem zaporedju. Obremenitve so štirje veslači in en kajakaš izvajali na veslaškem simulatorju (ergometru). Protokol obremenitve je bil sestavljen iz štirih serij, kar je skupaj znašalo 17 minut vaje. Med serijami je bil minutni premor.

Tabela 1: Osnovni podatki o tomografu

Tomograf	Philips Achieva 3.0T TX
Delovna postaja	EWS - Extended MR WorkSpace
Programska oprema	Spectro View
Tuljava	SENSE Knee coil 3.0T / 8 elements
Pulzno zaporedje	STEAM

Tabela 2 prikazuje protokol slikanja z MRS pred obremenitvijo mišice, takoj po obremenitvi in v kasni fazi. Protokol zajema tudi pregledne (survey) in orientacijske slike v transverzalni, sagitalni in koronarni ravnini.

Tabela 2: Protokol slikanja z MRS

Survey (pregledne slike)	
<b>PD TSE (slika protonske gostote)</b>	<b>transverzalna ravnina</b>
- FOV	RL 160, AP 160, FH 100
- debelina reza	3 mm
- TR	6634 ms
- TE	30 ms
<b>PD TSE</b>	<b>sagitalna ravnina</b>
- FOV	RL 160, AP 160, FH 66
- debelina reza	2.5 mm
- TR	4000 ms
- TE	30 ms
<b>PD TSE</b>	<b>koronarna ravnina</b>
- FOV	RL 160, AP 160, FH 80
- debelina reza	3 mm
- TR	4352 ms
- TE	30 ms
<b>SVS/STEAM (tehnika slikanja single voxel spectroscopy z uporabo pulznega zaporedja STEAM)</b>	
- zasičenje signala iz vode	excitation
- flip angle	90°
- TM	1200 ms
- TR	2000 ms
- TE	10 ms
- NSA (number of signals averaged)	128

## REZULTATI

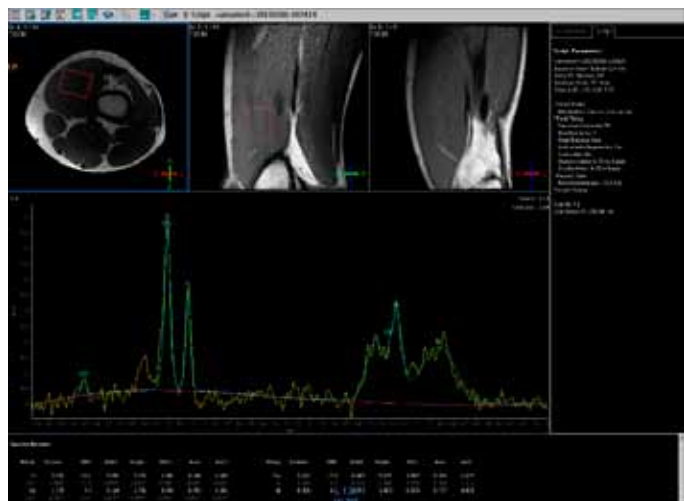
Predstavljeni so MR spektri, ki opredeljujejo vrednosti signala laktata v stegenski mišici vastus medialis pri petih fizično dobro pripravljenih športnikih pred obremenitvijo mišice, takoj po obremenitvi in v kasni fazi. V tabeli 3 so navedene vrednosti signala laktata v stegenski mišici pred obremenitvijo, takoj po njej in v kasni fazi pri posameznem športniku.

Tabela 3: Podatki o športnikih vključenih v raziskavo

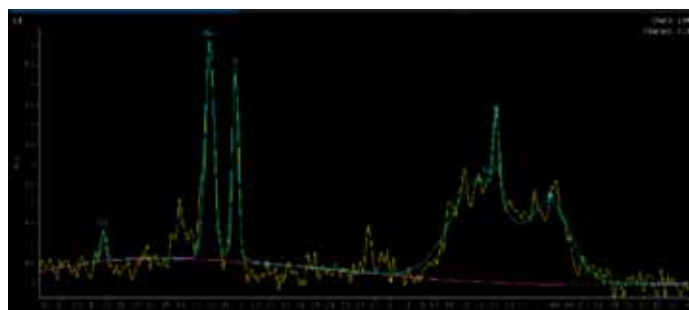
Čas meritve	Vrednosti signala laktata
<b>Športnik 1</b>	
- pred obremenitvijo	3,6
- takoj po obremenitvi	4,7
- v kasni fazi	3,0
<b>Športnik 2</b>	
- pred obremenitvijo	3,0
- takoj po obremenitvi	4,4
- v kasni fazi	1,7
<b>Športnik 3</b>	
- pred obremenitvijo	4,9
- takoj po obremenitvi	5,1
- v kasni fazi	4,3
<b>Športnik 4</b>	
- pred obremenitvijo	3,6
- takoj po obremenitvi	2,5
- v kasni fazi	3,1
<b>Športnik 5</b>	
- pred obremenitvijo	3,6
- takoj po obremenitvi	2,5
- v kasni fazi	3,1

Po izvedbi MRS pri športniku 1 je bila pred obremenitvijo stegenske mišice vrednost signala laktata 3,6, takoj po obremenitvi se je dvignila na 4,7 in je bila v kasni fazi 3,0. Pri športniku 2 je bila vrednost signala laktata v mirovanju 3,0, takoj po opravljenem testiranju 4,4 in v kasni fazi 1,7. Podobno se je vrednost signala laktata gibala tudi pri športniku 3, in sicer je bila pred obremenitvijo mišice 4,9, takoj po njej 5,1 in v kasni fazi 4,3. Športnik 4 je imel vrednost signala laktata pred vajo 3,6, takoj po njej 4,3 in po 1 uri 2,3. Pri športniku 5 pa je bilo gibanje vrednosti signala laktata nekoliko drugačno, in sicer je bila ta pred obremenitvijo na ergometru 3,6, takoj po obremenitvi je padla na 2,5 in se v kasni fazi dvignila na 3,1.

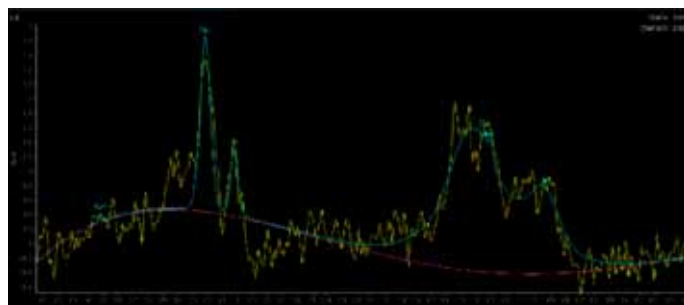
V nadaljevanju so prikazani MR spektri vrednosti signala laktata pri športniku 2. Slika 1 prikazuje MR spekter z vrednostjo signala laktata pri 3,0, pred obremenitvijo mišice, in postavitev volumnskega elementa MRS v mišico. Slika 2 daje podatke o dvigu vrednosti signala laktata na 4,4 takoj po obremenitvi, slika 3 pa, kaže njegove vrednosti pri 1,7, v kasni fazi.



Slika 1: MR spekter vrednosti signala laktata pred obremenitvijo pri športniku 2 in postavitev volumnskega elementa

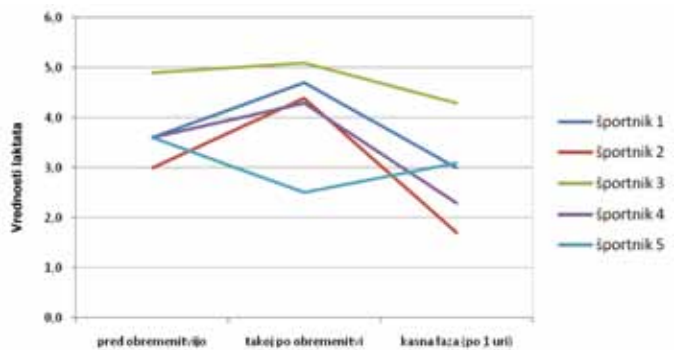


Slika 2: MR spekter vrednosti signala laktata takoj po obremenitvi pri športniku 2



Slika 3: MR spekter vrednosti signala laktata v kasni fazi pri športniku 2

Slika 4 prikazuje vrednosti gibanja signala laktata pri vseh športnikih pred obremenitvijo, takoj po obremenitvi in v kasni fazi.



Slika 4: Grafični prikaz gibanja vrednosti signala laktata pri vseh športnikih pred obremenitvijo, takoj po njej in v kasni fazi

## RAZPRAVA

MRS je analitična metoda, uporabna na področju kemije in biomedicine, ki omogoča identifikacijo molekul in določitev njihovih biofizikalnih lastnosti. Omogoča zaznavo relativno majhnih molekul, ponavadi v koncentraciji od 0,5 do 10 mmol/kg.

V prvem delu razprave bova diskutirala o gibanju vrednosti signala laktata v mišici pri vseh športnikih, hkrati pa ugotavljava, da se vrednosti signala laktata pri vseh gibljejo podobno.

Na MR spektrih smo pri športniku 1 prikazali gibanje vrednosti signala laktata v mišici vastus medialis. Pred obremenitvijo mišice je bila vrednost signala 3,6, takoj po obremenitvi se je dvignila na 4,7 kar je za 30% več in je bila v kasni fazi 3,0 kar je za 36% manj kot takoj po obremenitvi in celo za 17% manj od vrednosti pred njo. Navedbe v literaturi govorijo o koncentraciji laktata v skeletnih mišicah, ki opazno niha med 1 mmol/kg v mirovanju do 30 mmol/kg v izčrpanosti (Ren, 2013).

Pri športniku 2 je bila vrednost signala laktata pred vajo 3,0, torej nekoliko nižja kot pri prvem športniku, kar lahko povežemo z navedbami v literaturi, ki govorijo o višini laktatnega praga pri športnikih v fiziološkem smislu, kot visoki oksidativni kapaciteti mišic, dobri preskrbi s kisikom in hitrim prenosom laktata iz krvi v jetra, srce in manj aktivne mišice (Jan in Žvegelj, 2013). Takoj po obremenitvi je vrednost signala narasla na 4,4, kar predstavlja povišanje za 47%. V kasni fazi je znašala 1,7, kar je za 61% manj kot takoj po obremenitvi in za 43% manj kot pred obremenitvijo na ergometru. Športnik 3 je imel vrednost signala laktata v mišici pred obremenitvijo pri 4,9, takoj po obremenitvi se je ta dvignila na 5,1 in v kasni fazi padla na 4,3. Podobne rezultate smo dobili pri športniku 4, kjer se je vrednost signala laktata takoj po obremenitvi povečala in v kasni fazi padla pod vrednost pred obremenitvijo. Športnik 5 je imel v primerjavi z vrednostmi v mirovanju relativno nizke vrednosti signala laktata takoj po obremenitvi. Dinamiko laktata v njegovih mišicah si lahko razlagamo tako, da imajo njegove mišice visoko oksidativno kapaciteto, nižje vrednosti signala laktata v mišici po obremenitvi pa kažejo na veliko sposobnost hitrega prenosa laktata iz mišic v kri.

Vrednosti laktata se zaradi prekrivanja signala vrhov laktata in lipidov ter močnega signala iz vode in maščobe, ki ju je potrebno zasičiti, lahko nekoliko težje odčitavajo.

V drugem delu razprave se bova osredotočila na povzetke rezultatov različnih raziskav na temo nihanja vrednosti laktata v mišicah pred in po fizični aktivnosti, ki so bili pridobljeni z MRS in iz vzorca krvi iz ušesne mečice.

Raziskovalci The University of Texas Southwestern Medical Center in Dallas so se lotili raziskovanja hitrega propadanja laktata v mišici podlakti po fizični obremenitvi. Naloga prostovoljcev je bila 10 min odpirati in zapirati pest v razmiku 4 s. Raziskavo so izvedli na magnetno resonančnem tomografu z jakostjo polja 7.0T in uporabili pulzno zaporedje STEAM. Prišli so do zaključkov, da se je takoj po končani vaji vrednost

laktata dvignila, vendar je začela v fazi ponovnega mirovanja roke močno upadati (Ren, 2011).

Dijaki Gimnazije Jesenice so določali vrednost laktata v krvi s pomočjo vzorca krvi, odvzetega iz ušesne mečice po vsaki seriji izvajanja treninga na veslaškem simulatorju. Opazovali so vrednosti laktata v krvi v mirovanju in po vsaki seriji obremenitve, ko je ta v krvi naraščala (Jan in Žvegelj, 2013). Rezultati o gibanju vrednosti laktata v krvi pred obremenitvijo, takoj po obremenitvi in v kasni fazi so bili pri tem načinu merjenja podobni tistim, ki so bili pridobljeni pri slikanju z MRS.

## ZAKLJUČEK

$H^+$  MRS je največkrat uporabljena in najbolj občutljiva MRS, saj so vodikova jedra prisotna v večini jeder metabolitov. Spremljanje vrednosti metabolitov v človeškem telesu na MR spektru omogoča prikaz gibanja vrednosti laktata v mišici pred in po fizični obremenitvi. MRS je lahko neuspešna, kadar gre za nemirne paciente, ki se med preiskavo premikajo. Takrat se poslabša razmerje signal-šum, na MR spekter pa doda veliko dodatnega šuma in tako daje nezanesljive podatke o vrednosti posameznega metabolita. Prišla sva do zaključka, da z uporabo MRS lahko opazujemo vrednost laktata v mišici, ki takoj po obremenitvi naraste in nato zopet upade.

K novim zaključkom bi pripomogla tudi uporaba fosforjeve spektroskopije ( $P^+$  MRS) s katero se merita mišični visoko energijski fosfat in intracelularni pH med in po fizični obremenitvi, vendar je žal na Centru za klinično fiziologijo nismo imeli na voljo.

## LITERATURA/REFERENCES

Bertholdo D, Watcharakorn A, Castillo M (2013). Brain Proton Magnetic Resonance Spectroscopy. AJNR. <http://www.ajnr.org/site/fellows/files/MRS-chapter-Castillo.pdf> <13.11.2013>.

Hargreaves M (2000). Skeletal Muscle Metabolism During Exercise in Humans. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 27 (3): 225–8.

Hasselink JR. Fundamentals MR Spectroscopy. <http://www.spinwarp.ucsd.edu/neuroweb/Text/mrs-TXT.html> <13.11.2013>.

Jan D, Žvegelj G (2013). Primerjava vsebnosti laktata v mišičnih vlaknih in v krvi pri športni aktivnosti. 43. Krkine nagrade. 23. simpozij. Zbornik povzetkov. Novo mesto: Krka, 80.

Lončarič T, Podobnik J, Pečarič Meglič N (2012). Magnetno resonančna spektroskopija pri sumu na možganski tumor. *Bilten* 29 (2): 16–22.

Mercier B, Granier P, Mercier J et al. (1998). Noninvasive Skeletal Muscle Lactate Detection between Periods of Intense Exercise in Humans. *Eur J Appl Physiol* 78 (1): 20–7.

Meyerspeer M, Kemp GJ, Mlynarik V et al. (2007). Direct Noninvasive Quantification of Lactate and High Energy Phosphates Simultaneously in Exercising Human Skeletal

Muscle by Localized Magnetic Resonance Spectroscopy. *Magn Reson Med* 57 (4): 654–60.

Prompers JJ, Jeneson JAL, Drost MR, Oomens CCW, Strijkers GJ, Nicolay K (2006). Dynamic MRS and MRI of Skeletal Muscle Function and Biomechanics. *NMR Biomed* 19 (7): 927–53.

Ren J, Dimitrov I, Choi C, Sherryl AD, Malloy CR (2011). Detection of Fast Decaying Lactate in Human Skeletal Muscle after Exercise by 7T 1H MRS. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 19: 3201.

Ren J, Sherry AD, Malloy CR (2013). Noninvasive Monitoring of Lactate Dynamics in Human Forearm Muscle After Exhaustive Spectroscopy at 7 Tesla. *Magn Reson Med* 70 (3): 610–9.

Van der Graaf M (2010). In Vivo Magnetic Resonance Spectroscopy: Basic Methodology and Clinical Applications. *Eur Biophys J* 39 (4): 527–40.



## UPORABNOST GRADIENTA Z NESTABILNIM RADIOSELEKTIVNIM MAGNETENJEM PRI 3T MAGNETNI REZONANCI

### THE USE OF GRADIENT WITH VARIABLE RATE SELECTIVE EXCITATION IN 3T MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Robert Pintarič<sup>1</sup>, Klemen Bohinc<sup>2</sup>, Štefan Pintarič<sup>3</sup>, Andreja Murko<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Univerzitetni klinični center Maribor, Radiološki oddelek, Ljubljanska c. 5, 2000 Maribor

<sup>2</sup> Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

<sup>3</sup> Univerza v Ljubljani, Veterinarska fakulteta v Ljubljani, Gerbičeva 60, 1000 Ljubljana

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

Prejeto/Recived: 14.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

#### POVZETEK

**Uvod:** Za obvladovanje vpliva specifične absorpcijske stopnje (SAR) na telo preiskovanca je pri magnetno resonančnih (MR) preiskavah na voljo več rešitev. Po večkratnem ponavljanju sekvenc se začne telo pacienta greti, kar se odraža s povišano telesno temperaturo, ki je med preiskavo večja kot ob njenem zaključku. Z uporabo gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem (VERSE) se energija (toplota), ki jo telo prejme pri MR preiskavi porazdeli enakomerno po vsem teledu, za razliko od preiskav, pri katerih uporabimo standardna pulzna zaporedja, ko vso energijo prejme preiskovani predel.

**Namen:** Namen je prikazati metodo gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem, ki jo uporabljamo v Univerzitetnem kliničnem centru Maribor, s katero zmanjšamo SAR in njeno učinkovitost v primerjavi z metodo standardnih pulzних zaporedij, ki se sicer uporabljajo za MR prikaz ledvenega dela hrbtenice.

**Metode dela:** Izbrali smo 30 pacientov, ki so bili naročeni na MR preiskavo ledvene hrbtenice na aparaturi GE Signa Excite HDxt 3T. Pri prvih 15 pacientih smo uporabili standardna pulzna zaporedja in RF pulze, pri drugih pa metodo gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem. Učinkovitost slednje smo dokazali z merjenjem temperature pacientov pred, med in po magnetno resonančni preiskavi. Med preiskavo smo pri obeh načinih slikanja beležili vrednosti SAR.

**Rezultati:** Starost pacientov je bila od 9 do 83 let, teža med 59 in 110 kg, 70% jih je bilo ženskega spola. Pri smo ugotovili večinoma močno korelacijo med časom trajanja preiskave in povišanjem telesne temperature ( $r < 0,700$ ), ki sta statistično značilno povezana ( $p < 0,001$ ). Iz tega lahko zanesljivo potrdimo hipotezo, da se z dolžino časa preiskave povečuje telesna temperatura pacienta, funkcija VERSE pa pripomore k manjši energiji v preiskovanem tkivu, ker se le-ta porazdeli po celotnem organizmu.

**Razprava in zaključek:** Z uporabo funkcije VERSE s pomočjo prilagojenega RFsignala se prejeta toplota porazdeli po vsem telesu. Dokazali smo, da programska oprema aparature pravilno zazna pregrevanje preiskovanca v določenem pulznem zaporedju.

**Ključne besede:** SAR, 3T, VERSE, RF pulz.

#### ABSTRACT

**Introduction:** A number of solutions can be used to control the impact of specific absorption rate (SAR) in MRI. After repeating the sequences several times, the body of the patient begins to heat, which is reflected by the elevated body temperature; the temperature is higher during the examination than at the end. By using the variable rate selective excitation (VERSE), the energy (heat) received by the body during MRI is evenly distributed throughout the body, in contrast to examinations with the standard pulse sequences where all the energy is concentrated in the investigated area.

**Purpose:** To show the method of the gradient with variable rate selective excitation which is used at the University Medical Centre Maribor. It reduces SAR and increases effectiveness, compared to the method that uses standard pulse sequences and is otherwise used in the MRI of lumbar spine.

**Methods:** The study included 30 patients who were referred to the lumbar spine MRI with the GE Signa Excite HDxt 3T. Standard sequences and RF pulses were used in the first 15 patients, whereas the method of the gradient with variable rate selective excitation was used in the second group. The effectiveness of the latter was demonstrated by measuring the patients' temperature before, during and after the MRI. We also recorded the SAR values in both methods.

**Results:** The age of the patients was between 9 and 83, their weight was between 59 and 110 kilograms, 70 percent of them were female. In most cases we found strong correlation

between the duration of the examination and the increase in body temperature ( $r < 0.700$ ), which points to their statistically significant correlation ( $P < 0.001$ ). This fact confirms the hypothesis that the body temperature of a patient increases with the length of the examination and that the VERSE function reduces the energy in the tissue of the investigated part, due to its distribution throughout the body.

**Discussion and conclusion:** By using the VERSE function with the adjusted RF signal, the heat was evenly distributed throughout the patient's body. We have proven that the software properly detects overheating of the subject in a given pulse sequence.

**Keywords:** SAR, 3T, VERSE, RF-pulse

## UVOD

Magnetna resonanca (MR) je tehnika, ki omogoča slikanje zgradbe telesa. Temelji na interakciji magnetnih momentov atomskih jeder z elektromagnetnim poljem. S to metodo lahko prikažemo prostorsko odvisnost obnašanja atomskih jeder v močnem magnetnem polju kot dvo ali tridimenzionalno sliko. Velja kot neinvazivna medicinska diagnostična tehnika, saj z njo pridobivamo diagnostične slike brez ionizirajočega sevanja (Bernstein et al., 2004).

Visoka magnetna polja novejših MR naprav omogočajo večjo usmerjenost magnetnega momenta vodikovih atomov in s tem tudi možnost pridobivanja slik z večjo ločljivostjo ter z rezi, tanjšimi od 1 milimetra. Pri MR uporabljamo tudi radiofrekvenčne (RF) tokovne sunke. Po večkratnem ponavljanju cikličnih slikovnih dogodkov pulznih zaporedij (sekvenc) se začne telo preiskovanca greti, kar se odraža s povišano telesno temperaturo, ki je med preiskavo večja kot ob njenem zaključku (Bernstein et al., 2004).

Pacienta bremenita RF pulz zaradi prejete energije in vpliv statičnih razelektritev, ki so prisotne pri magnetnih poljih. Tako preiskava z MR vpliva na centralni živčni sistem, podkožje in sluznico pacienta. Med preiskavo se na zaslonu izpiše vrednost specifične absorpcije (SAR), ki je definirana kot absorbirana moč na enoto mase pacienta, z enoto watt na kilogram (W/kg). Stopnja SAR je mera za absorpcijo visokofrekvenčnega elektromagnetnega sevanja v telesu in tudi merilo za oceno bioloških učinkov le-tega. Če znaša SAR 4 W/kg, se telesna temperatura v eni uri poveča za 1 °C (Bernstein et al., 2004). Do nepovratnih poškodb lahko pride, če absorbirane energije ni možno odvesti s hlajenjem. Zdravi ljudje spremembo temperature za 1 °C z lahkoto prenesejo, kar pomeni, da SAR 4 W/kg zdravju še ni škodljiva (Bernstein et al., 2004).

MR naprava vsebuje programsko opremo, s pomočjo katere ob vpisu pacienta vnesemo njegovo telesno težo. Na osnovi telesne teže in sekvence dobimo predviden odstotek obremenitve bolnika (slika 1). Za oceno bioloških učinkov MR je pomemben je tudi podatek, v katerem delu telesa je prišlo do absorpcije energije.

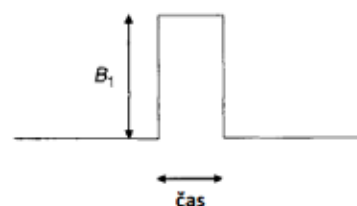


**Slika 1:** Nadzor oddane radiofrekvenčne energije (GE Healthcare, 2009); oprema glede na vneseno težo in izbrano pulzno zaporedje izračuna obremenitve pacienta s prejeto energijo v W/kg, ki jo tkivu odda RF pulz; izpišeta se povprečni prejete energije v časih 6 minut in 10 sekund.

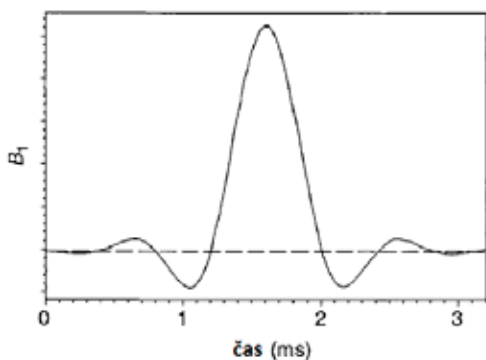
Če je preiskovani predel preveč obremenjen (nad 100%, kar pomeni, da bi se telo ogrelo za več kot 1°C v eni uri), se naprava samodejno zaustavi. Takrat sistem na to opozori tudi opozori. Absorbirana energija povzroči pacientu povečanje telesne temperature in nelagodje (občutek toplote v slikanem predelu trupa). Preiskave z veliko stopnjo SAR (ledvena hrbtenica, abdomen) so za paciente najbolj obremenilne, zato jih skušamo optimizirati z različnimi tehničnimi rešitvami (Busse in Riederer 2003).

Če je preiskovani predel preveč obremenjen (nad 100%, kar pomeni, da bi se telo ogrelo za več kot 1°C v eni uri), se naprava samodejno zaustavi. Takrat sistem na to tudi opozori. Absorbirana energija povzroči pacientu povečanje telesne temperature in nelagodje (občutek toplote v slikanem predelu). Preiskave z veliko stopnjo SAR (ledvena hrbtenica, abdomen) so za paciente najbolj obremenilne, zato jih skušamo optimizirati z različnimi tehničnimi rešitvami (Busse in Riederer 2003).

Da bi razumeli lastnosti in delovanje gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem (VERSE), si moramo ogledati več vrst, oblik in lastnosti RF sunkov (sliki 2 in 3). Oblike sunkov so odvisne od časovne domene. Na slikah pulznih oblik na abscisni osi čas v ms prikaže dolžino RF sunka, na ordinatni pa je jakost RF magnetnega polja ( $B_1$ ) v napravi. To metodo lahko uporabimo, če ni posebnih zahtev za prostorsko in spektralno izbiro, ker je pri njej pulzna oblika zelo kratka (Conolly et al., 1988; Conolly et al., 2000).

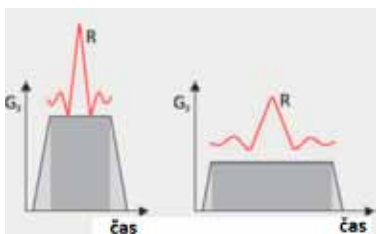


**Slika 2:** RF sunek stopničaste oblike (Conolly et al., 1988)

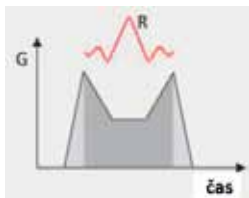


Slika 3: RF sunek mehke oblike (Conolly et al., 1988)

Frekvenca je povezana z RF sunkom, oblika amplitude in definirano zaporedje zajemanja slike določata izbor gradienta med sunkom. Na komercialnih MR napravah lahko vklopimo deljeni pulz. Takšna, ki zahteva male kotne zasuke vektorja makroskopske magnetizacije zaradi RF sunka, merjenega glede na smer magnetnega polja. Glavni namen sunkov z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem (Conolly et al., 1988, Conolly et al., 2000) je zmanjšati RF energijo, ki jo telo pacienta prejme z zmanjšanjem RF amplitude v okolici maksimalne vrednosti RF sunka. Slika 4 na levi strani prikazuje standardni RF sunek, ki je po časovnem trajanju kratek in ima večjo amplitudo  $R$  v določenem gradientu magnetnega polja  $G_s$ , ki ga ustvarja naprava. Takšen RF sunek odda tkivu, ki ga preiskujemo, veliko količino energije. RF sunek na desni strani slike 4 je časovno daljši, ima nižjo amplitudo v istem gradientu magnetnega polja  $G_s$ . Takšen sunek je počasnejši in oddaja preiskovanemu tkivu manjšo energijo v daljšem času (Conolly et al., 1988, Conolly et al., 2000).



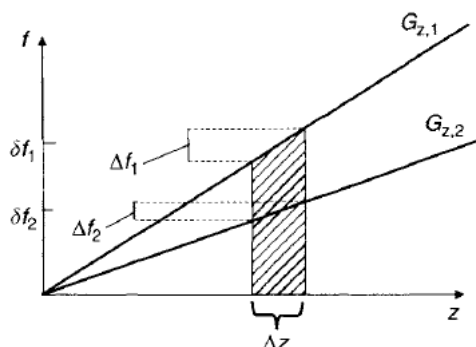
Slika 4: Standardni hitri in počasni RF sunki (Magnetom flash magazine, 2006)



Slika 5: Zmanjšanje RF amplitude z zmanjšanjem kotnega zasuka z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem (Magnetom flash magazine, 2006)

Zaradi zmanjšanja RF amplitude s pomočjo spremembe kotnega zasuka statičnega vektorja makroskopske magnetizacije glede na smer magnetnega polja, se sunek sorazmerno razvleče po časovni premici grafa, kar je prikazano na sliki 5 (Slichter, 1990). Čas pulznega zaporedja se podaljša. Jakost gradienta  $G$  se v nekaterih delih sunka zmanjša sorazmerno z amplitudo  $R$ .

Pri uporabi funkcije sunkov z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem moramo upoštevati, da je pri istem številu rezov pod istimi pogoji spremenjen čas ponavljanja med začetkom pulznega zaporedja in začetkom naslednjega zaporedja. Slika 6 prikazuje, kako zmanjšamo RF pasovno širino in gradient amplitude, da nastane identičen rez brez izgube slikovne informacije. Ko vklopimo gradientno polje v smeri  $z$ , postane resonančna frekvenca jeder odvisna od koordinate  $z$  (Slichter, 1990).



Slika 6: Kadar je gradientna amplituda  $G(t)$  zmanjšana, se sorazmerno zmanjšata RF pasovna širina ( $\Delta f$ ) in frekvenčna izravnava  $\Delta f$ , tako da lahko nastane identičen rez  $\Delta z$  (Conolly et al., 1988)

Jedra vzbudimo z RF sunkom s frekvencami v izbranem intervalu. Čeprav RF sunek oddamo v celo telo, so v resonanci le jedra v izbrani rezini vzdolž osi  $z$ . Položaj rezine je odvisen od frekvence vzbujenega sunka, širina rezine pa od hitrosti naraščanja gradientnega polja in širine intervala frekvenc v vzbujenem pulzu. Za natančno določitev rezine so potrebni dolgi RF sunki, ker so ob kratkih mejah rezine neostre. Ko izbiramo gradient z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem ali podobne sunke, moramo zagotoviti, da je gradient za izbiro amplitude sorazmerno zmanjšana, kadar je RF razvlečen, da ustreza znižanju RF pasovne širine, to je področja vseh prisotnih frekvenc, ki skupaj tvorijo sunek. Prednost omenjenega gradienta je zmanjšanje amplitude RF sunka, ki ga usmerjamo v pacienta (Conolly et al., 1988).

## NAMEN

Namen raziskave je prikazati metodo VERSE, ki se uporablja za zmanjševanje SAR in njeno učinkovitost.

Učinkovitost metode bomo dokazali z merjenjem temperature pacientov pred, med in po MR preiskavi ledvenega dela hrbtenice. Uporabili smo gradient z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem. Z uporabo tega gradienta želimo zmanjšati porast telesne temperature med preiskavo. Za preiskavo smo sestavili poseben protokol. Pred preiskavo in po njej izmerimo temperaturo v ušesu na desetinko stopinje natančno. Ta temperatura predstavlja referenčno vrednost za kontrolo temperature, izmerjene na koži med preiskavo. Površinsko merjenje temperature, kot je merjenje s sondami na koži, v pazduhi in v dimljah, uporabljamo za določanje upada RF signala, ki oddaja RF energijo v predel telesa, ki ga preiskujemo. Med preiskavo beležimo vrednosti parametrov vitalnih funkcij. Podatke statistično obdelamo s programoma Excel in SPSS.

Cilji raziskave so bili:

- določiti spremembo temperature kože pacienta, ki nastane zaradi standardnih pulznih zaporedij RF signala med preiskavo in določiti spremembo temperature telesa zaradi absorpcije, v ušesu, po preiskavi;
- določiti uporabnost funkcije VERSE za zmanjšanje porasta telesne temperature med preiskavo;
- potrditi uporabnost protokolov in gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem pri preiskavah ledvene hrbtenice.

Naša hipoteza je bila, da se pacientom pri standardni preiskavi ledvene hrbtenice v določenih sunkovnih in pulznih zaporedjih poveča telesna temperatura. Pričakujemo, da bodo pri uporabi funkcije VERSE pacienti manj obremenjeni z RF sunkom, zato naj bi se sprememba njihove temperature zmanjšala. Izmerjeno spremembo telesne temperature bomo primerjali z vrednostmi SAR, ki jih izmeri MR naprava. Določili bomo tudi vpliv izbranih sekvenc po protokolu preiskave ledvene hrbtenice na nihanje telesne temperature pacienta.

## MATERIALI IN METODE

Zbrane podatke smo prikazali v tabelah in jih statistično obdelali. Da bi ugotovili vpliv trajanja preiskave na naraščanje telesne temperature med njo, smo uporabili Pearsonov korelacijski test v statističnem orodju SPSS.

V raziskavi smo zbirali podatke 4. in 11. 2. 2012. Sodelovalo je 30 pacientov, ki smo jim pojasnili pomen merjenja temperature in od njih pridobili privolitev za sodelovanje. Prav tako smo pridobili soglasje Komisije Republike Slovenije za medicinsko etiko. Pri prvih petnajstih preiskovancih, 4. 2. 2012 (skupina 1), smo uporabili standardne sekvence in RF sunke, pri drugih petnajstih, 11. 2. 2012 (skupina 2), pa standardna sunkovna zaporedja s selektivnimi RF sunki (funkcijo VERSE).

Enodimenzionalni prostorski selektivni RF sunek pripomore k temu, da zmanjša moč RF sunka. S tem tudi zmanjša RF amplitudo, vendar se zato podaljša čas preiskave. Metode selektivnih RF sunkov ne vplivajo na kakovost slike in s tem na odgovor na diagnostično vprašanje in kakovost izvedbe slikovne preiskave. Tehnična metoda pri tej preiskavi so standardna sunkovna zaporedja (protokol), ki jih uporabljamo pri izvajanju preiskave.

Za pridobivanje podatkov med preiskavo smo uporabili tudi anestezijski prenosni brezžični monitor, ki med njo posreduje podatke o vitalnih funkcijah pacienta. S tem smo pridobili podatke, koliko in v kakšnem sunkovnem zaporedju pacienta RF sunek bremeni s pregrevanjem. Na podlagi povprečja razlik sprememb temperature smo primerjali spremembe temperature pri obeh skupinah.

Vsakega pacienta smo po protokolu preiskave sprejeli na diagnostiko in mu, tik preden je vstopil v MR preiskovalni prostor, izmerili temperaturo v ušesu, s pomočjo digitalnega termometra, na desetinko stopinje natančno. Nato smo ga namestili v ustrezen položaj na preiskovalni mizi in nastavili RF tuljavo, na kateri je pacient ležal. Po končani preiskavi

smo ponovno na enak način kot pred preiskavo, izmerili temperaturo v ušesu.

Med MR preiskavo je zaradi velike gostote magnetnega polja težko meriti telesno temperaturo. Za meritve smo morali zato uporabiti posebne senzorje, da ne bi povzročili popačenj na slikah. Anestezijski monitorski nadzor nam je omogočal, da smo med preiskavo merili temperaturo v pazduhi, kamor smo med pripravo pritrdili senzor.

Protokol, ki smo ga uporabili v raziskavi, smo sestavili s sunkovnimi zaporedji, ki smo jih po predhodnih izkušnjah priredili tako, da smo reze preko anatomskih struktur nastavili v vedno enakem številu (12) v sagitalni in v prečnih ravninah. Prav tako pri posameznih pacientih nismo spreminjali lastnosti drugih parametrov. Uporabljali smo naslednja sunkovna zaporedja: T2, T1 in STIR (variacija zaporedja spinskega odmeva za obratom, ki uporablja kratke čase obrata) v sagitalnih ravninah, ter T1 in T2 v prečnih. Pri vseh pacientih smo omejili število prečnih rezov na 25, z njimi smo v zadostni meri zajeli preiskovano anatomsko področje in predel diagnostičnega vprašanja. Pri pacientih, pri katerih smo uporabili gradient z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem, smo uporabili isti način zajemanja slik in število rezov ter ista pulzna zaporedja. Med preiskavo smo beležili podatke o vrednostih SAR, ki se v povprečju vsakih 10 sekund izpisujejo na monitorju.

## REZULTATI

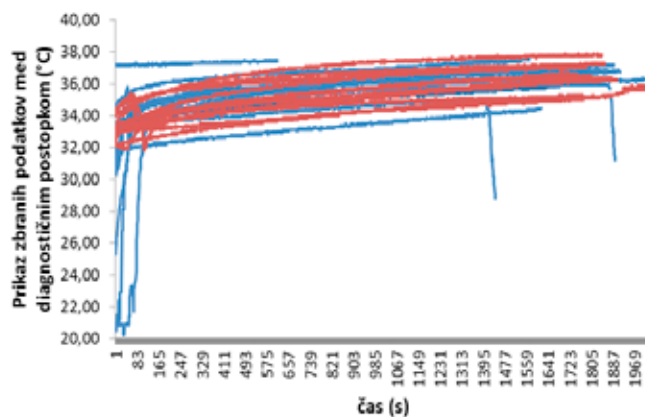
Rezultate interpretiramo v tabelah. Med izbranimi pacienti smo jih imeli v 1. skupini 15, stari so bili od 9 do 83 let, od tega 70 % ženskega spola. Pred preiskavo smo vsakega tudi stehali in ugotovili, razpon telesne teže med 59 in 110 kilogrami. Med pacienti v 2. skupini jih je bilo 15, starost od 25 do 77 let, med njimi 65 % žensk. Tudi njih smo stehali, njihove telesne teže so bile med 66 in 101 kilogramom.

Da bi ugotovili vpliv povezanosti med trajanjem preiskave z naraščanjem telesne temperature med preiskavo, smo uporabili Pearsonov korelacijski test v statističnem orodju SPSS, rezultate prikazujemo v tabeli 1. Vrednosti p so predstavljene za vsakega pacienta posebej, nobena izmed njih presega vrednosti 0,999.

Parni t-test, katerega rezultati so prikazani v tabeli 2, dokazuje, da prvi skupini razlik med merjeno temperaturo v ušesu pred in po preiskavi ni bilo, v drugi skupini pa lahko te razlike potrdimo.

Tabela 1: Prikaz korelacijskih vrednosti, značilnih odstopanj in število meritev zajetih v statistični obdelavi podatkov

pacient/skupina	čas trajanja merjenja temperature (s)	vrednost p
TT1/1	1441	0,569
TT2/1	286	0,313
TT3/1	1886	0,897
TT4/1	1874	0,528
TT5/1	2030	0,510
TT6/1	1895	0,348
TT7/1	1569	0,946
TT8/1	1640	0,977
TT9/1	1733	0,770
TT10/1	614	0,904
TT11/1	1914	0,980
TT12/1	1668	0,987
TT13/1	1613	0,995
TT14/1	1608	0,937
TT15/1	1587	0,747
TT16/2	60	0,712
TT17/2	1772	0,988
TT18/2	1856	0,893
TT19/2	1881	0,986
TT20/2	1804	0,961
TT21/2	1751	0,975
TT22/2	1842	0,897
TT23/2	1753	0,983
TT24/2	1772	0,988
TT25/2	1774	0,962
TT26/2	1856	0,893
TT27/2	1774	0,962
TT28/2	1881	0,986
TT29/2	2219	0,853
TT30/2	1901	0,982



Slika 7: Temperature - skupina 1 modro, skupina 2 rdeče, merjene s senzorjem v pazdušni gubi s časom trajanja preiskave pri vseh pacientih enakomerno naraščajo

Tabela 2: Parni-t-test

skupina	temp. v ušesu	Parne razlike					t	stopnje prostosti	statistična pomembnost
		aritm. sredina	stand. odklon	stand. napaka ocene aritm. sredine	95% interval zaupanja				
					nižji	višji			
1	pred preiskavo po preiskavi	-0,1	0,638	0,164	-0,453	0,253	0,607	114	0,554
2	pred preiskavo po preiskavi	-1,22	0,570	0,147	-1,536	-0,903	-8,276	14	0,00

Podatki o temperaturah, izmerjenih med preiskavo s senzorjem na koži v pazdušni gubi v sekundnih intervalih, so predstavljeni na sliki 7. Telesna temperatura med preiskavo s časom enakomerno narašča, kar je posledica, vklopljene programske avtomatike. Z njo sicer pridobimo na kontinuiranem poteku pulznih zaporedij, vendar pa ni vmesnega premora za hlajenje, ki bi pripomoglo k manjšim vrednostim SAR. Na sliki je vidno tudi, da so bili časi slikanja pri posameznih pacientih različni. Naklon krivulje telesne temperature je pri vseh pacientih

približno enak, kar pomeni da naraščanja telesne temperature tudi z uporabo gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem ne moremo preprečiti. Z uporabo tega gradienta telo prejme energijo, porazdeljeno po celem telesu enakomerno, kar so nam potrdili tudi pacienti 2. skupine. Pacienti iz 1. skupine, pri katerih gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem nismo uporabili, so potrdili, da jim je bilo vroče le v predelu ledvene hrbtenice.

Tabela 3: Tabelarni prikaz vrednosti meritev pri skupini 1

Kilogrami (kg)	Temp. v sr. ušesu pred preisk. (°C)	Temp. v sr. ušesu po preisk. (°C)	SAR peak (W/kg)	SARSAG T2 (W/kg)	SARSAG T2 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARSAG T1 (W/kg)	SARSAG T1 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARSAG STIR (W/kg)	SARSAG STIR po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARAX T2 (W/kg)	SARAX T2 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARAX T1 (W/kg)	SARAX T1 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)
75	35,7	37,6	4,96	0,7	1,7	1,2	2,3	1,6	1,7	1,7	1,9	1,9	2,2
59	37,3	37,4	5,34	1,9	3,1	3,0	1,0	2,7	3,1	2,2	3,2	2,4	3,7
69	37,4	37,5	4,87	1,2	1,9	2,0	2,5	1,9	2,0	2,0	2,2	1,7	2,4
56	37,8	37,6	4,89	1,3	1,2	1,8	1,7	1,9	2,0	1,6	2,6	2,0	1,9
65	36,9	37,0	5,13	1,1	1,9	2,0	2,5	1,9	2,0	2,0	2,2	1,7	2,4
49	37,1	36,7	4,70	0,6	1,7	1,7	1,6	1,6	1,8	1,0	2,1	1,8	2,0
92	37,7	36,4	4,98	0,6	1,8	1,6	1,6	1,6	1,7	1,7	1,8	1,8	2,1
87	36,2	36,4	4,25	1,1	1,7	1,8	2,0	1,6	1,7	1,8	1,7	1,8	2,2
85	37,2	37,4	5,04	1,0	2,1	2,0	2,1	1,9	2,0	2,1	2,0	2,2	2,4
110	37,3	37,2	4,70	0,4	1,3	1,3	1,4	1,2	1,2	1,2	1,2	1,4	1,5
54	36,8	37,1	5,95	1,9	3,2	2,2	2,1	2,4	2,5	2,3	2,9	2,6	2,7
52	37,1	37,2	5,65	0,7	2,4	2,3	2,4	2,2	2,3	2,1	2,4	2,1	2,3
90	37,1	37,3	5,95	0,6	1,4	1,4	1,6	1,3	1,4	1,5	1,6	1,5	1,8
103	36,9	37,2	5,70	0,7	1,4	1,4	1,6	1,3	1,3	1,4	1,4	1,5	1,7
78	36,6	36,6	5,56	1,0	2,1	2,1	2,2	1,9	2,0	2,1	2,3	2,2	2,6

Ob začetku vsake preiskave smo na programski opremi beležili tudi izpis maksimalne vrednosti SAR, ki in je bila v povprečju za vse preiskovance med 4,25 in 5,95 W/kg. Pulzna zaporedja so si pri tej skupini sledila z avtomatskim načinom, brez presledkov med dovajanja RF sunkov. Med njimi je bilo prvo zajeto v sagitalni ravnini s hitrim spinskim odmevom T2, pri njem so bile vrednosti SAR od 0,7 do 1,9 W/Kg, po 10 sekundah pa med 1,7 in 3,2 W/kg. Pri pulznem zaporedju T1 v sagitalni ravnini so bile vrednosti SAR med 1,2 in 3,0 W/kg, po ponovitvi merjenja čez 10 sekund pa med 1,0 in 2,5 W/kg. Pri dveh pacientih se je MR naprava med preiskavo iz preventivnih razlogov tudi samodejno zaustavila, ker je telo prejelo mejno vrednost energije, povzročene z RF signali. Na

grafu se teh sprememb ne vidi, ker se telo ne ohladi tako hitro. Vrednosti SAR med zajemanjem v sagitalni ravnini v pulznem zaporedju STIR so bile v razponu od 1,2 do 2,7 W/kg, po 10 sekundah pa od 1,7 do 3,1 W/kg. Pri zajemu slik prečni ravnini s pulznim zaporedjem T2 s hitrim spinskim odmevom so bile od 1,2 do 2,3 W/kg, po 10 sekundah pa med 1,2 in 3,2. Pri pulznem zaporedju T1, prečno zajemanje, so se gibale med 1,4 in 2,6 W/kg, po 10 sekundah pa med 1,5 in 3,7 W/kg. Pri obeh zajemanjih se je naprava iz preventivnega razloga ustavila pri pacientu, nekdanjem atletu, ki je imel dosti mišične mase in izredno malo maščobnega tkiva, ter je bil na dotik pregret in poten po telesu.

Tabela 4: Tabelarni prikaz vrednosti meritev pri skupini 2

Kilogrami (kg)	Temp. v sr. ušesu pred preisk. (°C)	Temp. v sr. ušesu po preisk. (°C)	SAR peak (W/kg)	SARSAG T2 (W/kg)	SARSAG T2 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARSAG T1 (W/kg)	SARSAG T1 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARSAG STIR (W/kg)	SARSAG STIR po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARAX T2 (W/kg)	SARAX T2 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)	SARAX T1 (W/kg)	SARAX T1 po 10 <sub>s</sub> (W/kg)
86	35,8	37,6	4,96	0,7	1,7	1,2	1,7	1,3	1,8	1,5	1,4	1,3	1,9
69	36,7	37,4	5,34	0,9	1,7	1,4	1,8	1,1	2,2	1,9	1,8	1,6	1,7
88	36,7	37,2	4,87	1,2	1,5	1,3	1,9	1,5	1,8	1,4	1,6	1,5	1,4
75	36,5	37,8	4,89	0,5	2,0	1,7	2,2	1,9	2,2	2,0	2,2	1,8	2,0
66	36,3	38,1	5,13	0,5	1,5	1,3	1,6	1,6	1,7	1,5	1,5	1,4	1,5
86	36,1	37,5	4,70	0,3	1,2	0,8	1,2	1,6	1,4	1,1	1,1	0,9	1,2
86	36,1	38,0	4,98	0,4	1,6	1,5	1,8	1,6	1,8	1,6	1,7	1,4	1,5
67	37,9	39,2	4,25	0,5	1,4	1,4	1,5	1,3	1,5	1,4	1,4	1,2	1,3
85	36,6	37,4	5,04	0,7	1,5	1,3	1,0	1,5	1,7	1,5	1,4	1,3	1,3
72	37,0	38,7	4,70	1,3	2,2	1,9	2,2	1,2	2,3	1,3	2,0	1,5	1,9
101	36,8	38,1	5,95	0,9	0,3	1,2	1,4	1,4	1,5	1,3	1,4	1,2	1,3
67	37,0	37,2	5,65	1,2	2,0	1,6	1,1	1,9	2,0	2,0	2,1	1,9	2,0
93	37,1	37,6	5,95	0,6	1,1	1,4	1,1	1,3	1,2	1,2	1,2	1,1	1,1
78	36,8	37,9	5,70	0,3	1,7	1,3	1,4	1,7	1,8	1,7	1,8	1,6	1,5
78	36,6	38,6	5,56	0,3	1,4	1,3	1,4	1,5	1,6	1,3	1,5	1,3	1,4

Pri 2. skupini smo pri vseh pulznih zaporedjih uporabili funkcijo VERSE. Sunkovna zaporedja so si sledila avtomatsko. Prvo je bilo zajeto v sagitalni ravnini s hitrim spinskim odmevom T2. Vrednosti SAR so se gibale od 0,7 do 1,3 W/kg, po 10 sekundah pa med 0,3 in 2,2 W/kg. Pri pulznem zaporedju T1 v sagitalni ravnini so bile vrednosti SAR med 0,8 in 1,9 W/kg, po ponovitvi merjenja čez 10 s pa med 1,0 in 2,2 W/kg. Vrednosti SAR med zajemanjem v sagitalni ravnini v pulznem zaporedju STIR so bile v razponu od 1,1 do 1,9 W/kg, po 10 sekundah pa od 1,2 do 2,3 W/kg. Pri zajemu slik prečni ravnini s pulznim zaporedjem T2 s hitrim spinskim odmevom so bile od 1,1 do 2,0 W/kg, po 10 sekundah pa med 1,1 in 2,2. Pri pulznem zaporedju T1, prečno zajemanje, so se gibale med 0,9 do 1,9 W/kg, po 10 sekundah pa med 1,1 do 2,0 W/kg.

## RAZPRAVA

V raziskavi z MR smo izluščili več dejavnikov, ki vplivajo na porast telesne temperature. Telesna temperatura se med preiskavo poveča, vendar v odvisnosti od izbranih sunkovnih zaporedij, od časa trajanja sunkovnega zaporedja, od protokola preiskave, v katerem so všteta debelina reza, matrika, čas ponovitve in teža pacienta. Pri uporabi funkcije VERSE med preiskavo pacienti prejmejo enako količino energije, kot brez nje, vendar se toplota pri funkciji VERSE enakomerno razdeli po celem telesu, kar predstavlja manjšo biološko obremenitev za preiskovani del telesa. Pri navadnem protokolu MR slikanja ledvene hrbtenice preiskovanci čutijo, da jim je v vroče predelu ledvene hrbtenice. Pri metodi funkcije VERSE pa čutijo toploto enakomerno po celem telesu, kar smo dokazali z merjenjem telesne temperature v ušesu pred in po preiskavi. Parni t-test, katerega rezultati so prikazani v tabeli 2, dokazuje, da pri prvi skupini razlik med merjeno temperaturo v ušesu pred in po preiskavi ni bilo, v drugi skupini pa lahko te razlike potrdimo ( $t = -4,26$ ;  $p = 0,000$ ). Pri podobnih raziskavah (Shellock et al., 1994) dokazujejo da se temperatura na koži roke poveča pri SAR 6,0 W/Kg za 2,9 °C, telesna temperatura v srednjem ušesu pa za 0,4 °C. Lahko pa trdimo, da uporaba tovrstnega gradienta podaljša čas preiskave za 20 do 30%.

Pomembno je tudi, da vemo, kakšno terapijo oz. zdravila jemlje pacient, v kakšni psihofizični kondiciji je in da v času pregleda nima povečane telesne temperature.

Udobje pacienta med preiskavo je ključnega pomena za dober rezultat oz. ustrezen zajem slikovnega materiala. Med preiskavo smo beležili vitalne funkcije, na osnovi katerih smo lahko razbrali, v katerem delu sunkovnega zaporedja preiskave je preiskovancu nelagodno. Merjenje temperature pa nam je pokazalo, da v toku preiskave narašča temperatura v predelu kože na trupu zaradi RF sunka, ki ob trku s tkivom oddaja energijo, kar se odraža v spremenjeni temperaturi tkiva.

Uporaba tehnike gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem zmanjša vrednosti specifične absorpcijske stopnje že v začetku preiskave. Prejeta energija se v telesu porazdeli neenakomerno, kar vpliva na boljše pacientovo počutje.

## ZAKLJUČEK

Pri vseh obravnavanih pacientih lahko ugotovimo večinoma močne korelacije ( $r < 0,700$ ) med dolžino preiskave in telesno temperaturo, povezanost teh dveh spremenljivk je statistično značilna ( $p < 0,001$ ). S parnim t-testom smo dokazali, da je temperatura, merjena v ušesu po preiskavi statistično značilno višja od tiste pred preiskavo. Iz tega lahko zanesljivo potrdimo hipotezo, da se z dolžino preiskave povečuje telesna temperatura preiskovanca.

Ugotovili smo različna odstopanja med najnižjo in najvišjo temperaturo posameznih pacientov. Zato nas je predvsem zanimal vpliv dolžine preiskave na telesno temperaturo. Pri vseh preiskovancih ugotavljamo značilno povezanost med omenjenima parametroma ( $p < 0,001$ ). V dveh primerih ugotavljamo šibko povezanost, v treh srednje močno, v vseh drugih primerih pa močno povezanost med povišanjem telesne temperature v primerjavi s podaljševanjem časa preiskave ( $r < 0,700$ ). Ugotovili smo, da je bilo preiskovancem, pri katerih smo uporabili standardna pulzna zaporedja in standardni način dela zaradi naraščanja temperature neugodno v predelu ledvene hrbtenice, medtem ko so tisti, pri katerih smo uporabili funkcijo VERSE občutili toploto po vsem telesu. Učinki oz. uporabnost gradienta z nestabilnim radioselektivnim magnetenjem so se izkazali za paciente ugodnejši.

## LITERATURA

Bernstein A, King F, Xiaohog JZ (2004). Handbook of MRI Pulse Sequences. New York. Elsevier.

Busse R, Riederer S (2003). Reducing SAR in Real-Time SSFSE Imaging with Variable-Flip Hard Refocusing RF Pulses. Proc Intl Soc Mag Reson Med 11.

Conolly S, Nishimura D, Macovsky A, Glover G (2000). Variable Rate Selective Excitation. J Mag Reson 78: 440–58.

Conolly S, Glover G, Nishimura D, Macovski A (1991). A reduced power selective adiabatic spin echopulse sequence. Magn Res Med 18: 28–38.

Shellock F, Schaefer D, Kanal E (1994). Physiologic Responses to an MR imaging Procedure Performed at a Specific Absorption Rate of 6.0 W/Kg. Radiology 192 (3): 865–68.

Slichter CP (1990). Principles of Magnetic Resonance. Berlin: Springer.

## ŽRELNI REFLEKS PRI INTRAORALNEM SLIKANJU ZOB

### GAGGING IN INTRAORAL RADIOGRAPHY

**Barbara Petrinjak<sup>1</sup>, Urška Forte<sup>1</sup>, Borut Milfelner<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Zdravstveni dom Ljubljana Center, Rentgenski oddelek, Metelkova 9, 1000 Ljubljana

<sup>2</sup> Univerza v Mariboru, Ekonomsko-poslovna fakulteta Maribor, Razlagova 14, 2000 Maribor

Korespondenca / Correspondence: Barbara Petrinjak, dipl. inž. rad., E-mail: barbara.petrinjak@zd-lj.si

Prejeto/Recived: 3.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Žrelni ali gag refleks je normalni obrambni mehanizem, ki tujkom preprečuje vstop v žrelo, grlo in sapnik.

**Namen:** Namen raziskave je bil ugotoviti pogostost in značilnosti pojava žrelnega refleksa pri intraoralnem slikanju zob v transkaninem področju.

**Metoda dela:** Raziskava je bila izvedena na priložnostnem vzorcu pacientov, ki so obiskali zobni rentgenski oddelek Zdravstvenega doma Ljubljana (ZDL) v oktobru 2013. Izvedena je bila presečna raziskava, pri kateri smo ugotavljali statistično značilne razlike v pojavu žrelnega refleksa glede na spol, starost, regijo slikanja in izkušnost radiološkega inženirja z  $\chi^2$  testom.

**Rezultati:** Izmed 308 pacientov smo prisotnost žrelnega refleksa ugotovili pri 31 oziroma pri 10,1%. Pri pojavu refleksa glede na spol, starost in regijo slikanja nismo ugotovili statistično značilnih razlik, ugotovili pa smo jih pri glede na izkušnost radiološkega inženirja, in sicer je bil žrelni refleks prisoten pri tistih pacientih, ki so jih obravnavali študenti oz. pripravniki v 13,5%, pri tistih, ki so jih slikali radiološki inženirji, zaposleni v ZDL pa redkeje, v 7,7%.

**Razprava:** Pri odraslih pacientih ne moremo predvideti ogrožene skupine za pojav žrelnega refleksa glede na spol in starost. Predvidevali smo, da bo pojav pogostejši pri slikanjih v transkanini regiji. zgornjih zob, kar je raziskava nakazala, vendar  $\chi^2$  test ni potrdil statistično značilnih razlik. Na pojav žrelnega refleksa vpliva izkušnost radiološkega inženirja.

**Zaključek:** Naloga radiološkega inženirja je pacienta, pri katerem se pričakuje med slikanjem žrelni refleks, fizično in psihično pripraviti tako, da bo tudi pri njemu možno izvesti kvaliteten intraoralni posnetek zoba.

**Ključne besede:** gag refleks, intraoralno slikanje zob, rentgensko slikanje zob

### ABSTRACT

**Introduction:** Gag reflex is a normal defence mechanism that prevents the entry of foreign bodies in the pharynx, larynx and trachea.

**Purpose:** The main purpose of the research was to determine the frequency and characteristics of the phenomenon of gag reflex in intraoral dental radiography in the transcanine field.

**Methodology:** The research was conducted on a random sample of patients visiting the Dental Radiography department in the Community Health Centre Ljubljana in October 2013. The main objective of the cross-sectional study was to test the statistically significant differences in the occurrence of gag reflex between the groups of patients of different gender, age, dental region and of being treated by radiographers with different levels of experience with the  $\chi^2$  test.

**Results:** The gag reflex was observed in 31 of 308 patients or in 10.1% of patients. Statistically significant differences were not determined in terms of gender, age and dental region. However, statistically significant differences were determined in relation to the experience of a radiographer. When the patients were treated by students or trainees, the gag reflex was present in 13.5% of all cases, and in 7.7% when the patients were treated by the employed radiographers.

**Discussion:** Age and gender did not prove to be risk group indicators for developing gag reflex in adult patients. It was assumed that the occurrence of gag reflex would be more frequent in the upper transcanine dental regions, which was indicated by the collected data, but statistically significant differences were not confirmed by the  $\chi^2$  test. However, the occurrence of gag reflex was influenced by the radiographer's experience.

**Conclusion:** A radiographer should physically and mentally prepare the patient in which a gag reflex is expected in order to achieve a high-quality intraoral dental image.

**Keywords:** gag reflex, intraoral radiography, dental radiography



## UVOD

Žrelni ali gag refleks je normalni obrambni mehanizem, katerega naloga je odstranitev nezaželenih tujkov iz žrela in zgornjega dela gastrointestinalnega trakta ter s tem ohranitev prostih dihalnih poti (Fiske in Dickinson, 2001). Tujkom preprečuje vstop v žrelo, grlo in sapnik z mehanizmom krčenja korena jezika, žrelne stene ter mehkega neba. Izzovejo ga lahko mehanski ali psihološki dražljaji in se izrazi v obliki blagih mišičnih krčev mehkega neba ali pa močnih krčev žrela, ki izzovejo bruhanje. Refleks lahko spremljajo tudi čezmerno slinjenje, soljenje, potenje, pospešeno bitje srca in slabost ter, v zelo redkih primerih, tudi napadi panike. Predeli, občutljivi za sproženje žrelnega refleksa so nebno-jezični in nebno-žrelni lok, koren jezika, mehko nebo ter zadnja stena ustnega dela žrela. Psihološki dražljaji, ki sprožijo žrelni refleks so povezani s strahom, sluhom, okusom in vonjem. Meja med mehanskimi in psihološkimi dražljaji včasih ni mogoče določiti. Dejavniki, ki vplivajo na pojav so lokalne in sistemske bolezni (sinusitis, kronično suha usta, kronične gastrointestinalne bolezni, jemanje zdravil, katerih stranski učinki so slabost in bruhanje), anatomske značilnosti (anatomske nepravilnosti in nepravilnosti oživčenja žrela), iatrogeni dejavniki (čezmerno draženje občutljivih predelov s slikovnim sprejemnikom – SS) in psihološki vzroki (strah pred zobozdravstvenimi posegi) (Vatovec in sod., 2010; Bassi et al., 2004).

Žrelni refleks je normalno prisoten pri večini populacije in se pri nekaterih izraža bolj kot pri drugih. Davies et al. (1995) navajajo njegovo odsotnost le pri 37% zdravih ljudi. Sewerin (1984) je ugotovil, da se refleks pogosteje izzove pri slikanju v predelu kočnikov (dentes molares). White in Pharoah (2009) opisujeta, da žrelni refleks pri intraoralnem slikanju zob običajno sproži draženje korena jezika ali stene mehkega neba pri namestitvi slikovnega sprejemnika, pogosto sta pridružena vzroka zaskrbljenost pacienta in strah pred neznanimi postopki.

Z digitalno dobo na pojav žrelnega refleksa vpliva tudi izbira slikovnega sprejemnika. Slabost digitalne dentalne radiologije je predvsem v namestitvi »todega« DR senzorja (CCD – charge coupled device in CMOS – complementary metal oxide semiconductor) v pacientova usta, dodatno oviro pri namestitvi pa predstavlja tudi kabel. V primerjavi z analognim filmom je »togi« senzor trši, debelejši in zaradi kabla okornejši za namestitev. Z uporabo fleksibilnih CR senzorjev (PSP – photostimulable phosphor), plošč, ki so tanjši, v štirih velikostih in so upogljivi kot klasični rentgenski film, so te negativne lastnosti digitalnega sprejema slike odpravljene (Mekiš, 2013; Farrier et al., 2009). Zobna rentgenska diagnostika ZDL je opremljena z obema digitalnima sistemoma in če se pri uporabi »todega« senzorja pojavi žrelni refleks, senzor zamenjamo z »mehkim«, ki je lažji za namestitev v pacientova usta in manj draži občutljive predele ust. Tudi Farrier et al. (2009) navajajo, da pacienti lažje prenašajo namestitev CR, kot DR senzorja.

## RAZVOJ HIPOTEZ

Glede na zastavljen raziskovalni problem smo postavili naslednje hipoteze, ki se nanašajo na pogostost pojavljanja žrelnega refleksa glede na spol, starost, transkanino regijo

slikanja in izkušnost radiološkega inženirja. Nekateri izsledki raziskav, ki smo jih navedli v uvodnem delu namreč kažejo, da je pojav žrelnega refleksa odvisen od regije slikanja in od izkušnosti radiološkega inženirja. Iz praktičnih izkušenj v kliničnem okolju smo sklepali, da so k žrelnemu refleksu bolj nagnjeni moški, da je pogostejši pri starejši populaciji in da je ta bolj pogosto prisoten, pri slikanju zob v zgornjih transkaninih regijah. Na podlagi naših sklepanj smo si zastavili naslednje hipoteze:

H1: Obstajajo razlike pri pojavu žrelnega refleksa glede na spol.

H2: Obstajajo razlike pri pojavu žrelnega refleksa glede na starostno skupino.

H3: Obstajajo razlike pri pojavu žrelnega refleksa pri slikanju zob v zgornji in spodnji transkanini regiji.

H4: Obstajajo razlike pri pojavu žrelnega refleksa glede na izkušnost radiološkega inženirja, ki opravlja slikanje.

## NAMEN

Namen raziskave je bil ugotoviti pogostost pojava žrelnega refleksa pri intraoralnem slikanju zob v transkaninem področju. Ugotoviti prisotnost in statistično značilne razlike pojava žrelnega refleksa glede na spol, starost, regijo slikanja in izkušnost radiološkega inženirja.

## METODA DELA

Raziskava je bila izvedena na priložnostnem vzorcu 308 pacientov, ki so obiskali zobni rentgen ZDL, enota Kotnikova 36 od 1. do 31. 10. 2013, pri katerih je bilo opravljeno intraoralno slikanje zob transkaninega področja čeljusti (področje ličnikov – dentes premolares in kočnikov – dentes molares). Izvedena je bila metoda opazovanja, pri kateri smo opazovali pojav žrelnega refleksa pri odraslih pacientih pri slikanju opredeljenega predela. Raziskavo je odobrila vodja radiološkega oddelka ZDL. O sami raziskavi pacienti pred posegom niso bili obveščeni, ker opazovanje ni vplivalo na strokovnost izvedbe dela ali psihofizično počutje pacienta. Obveščena pacienta pred posegom bi močno omejila objektivnost raziskave, saj bi vplivala na psihološki dražljaj pojava žrelnega refleksa. Pacienta smo ustno obvestili o vključenosti v opazovanje po zaključku posega.

Raziskava je potekala v sklopu rednega dela, slikanja so bila izvedena po protokolu za intraoralno slikanje zob. Izvedena je bila presečna raziskava, pri čemer smo podatke zbirali na opazovalne liste in jih nato analizirani z deskriptivno statistiko. Razlike v pojavu žrelnega refleksa glede na spol, starost, regijo slikanja in izkušnost radiološkega inženirja smo ugotavljali z  $\chi^2$  testom, pri čemer so nas zanimale statistično značilne razlike med posameznimi skupinam. Za izzvan žrelni refleks se je štela vsaka reakcija pacienta, pri kateri je prišlo zaradi psihološkega (zaskrbljenosti pacienta in strahu pred neznanimi postopki) ali mehanskega (prisotnost senzorja v ustih) dražljaja do mehanizma krčenja korena jezika, žrelne stene in mehkega neba, do zavrnitve oz. odstranitve senzorja iz ust pred uspešno izvedbo slikanja. V skupini izkušenih radioloških inženirjev so bili opazovani radiološki inženirji, zaposleni v ZDL, ki imajo opravljeno pripravništvo in strokovni izpit na Ministrstvu za zdravje ter najmanj 2 leti delovnih izkušenj z intraoralnim

rentgenskim slikanjem zob. V skupini neizkušenih radioloških inženirjev so bili opazovani študentje Zdravstvene fakultete Ljubljana na praksi in pripravniki ZDL.

V tabeli 1 prikazujemo značilnosti vzorca (n = 308). V raziskavo je bilo zajetih 42,5% moških in 57,5% žensk. Največ pacientov je bilo starih od 30 do 49 let (37,3%), sledijo pacienti, stari 50 let in več (35,1%) in tisti med 15 in 29 letom (27,6%). Statistična analiza podatkov je bila izvedena s programom SPSS 21.0.

Tabela 1: Značilnosti vzorca pacientov (spol in starost)

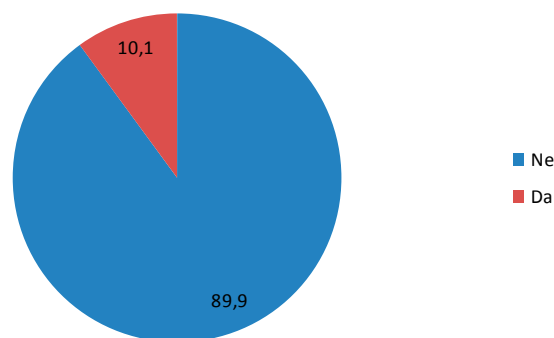
	Frekvenca	Delež	Kumulativni delež
<b>Spol</b>			
moški	131	42,5	42,5
ženski	177	57,5	100,0
skupaj	308	100,0	
<b>Starost</b>			
od 15 do 29 let	85	27,6	27,6
od 30 do 49 let	115	37,3	64,9
50 in več let	108	35,1	100,0
Skupaj	308	100,0	

## REZULTATI

Izmed 308 pacientov smo prisotnost žrelnega refleksa ugotovili pri 31 oziroma pri 10,1% pacientov, zajetih v vzorec (slika 1). Razlike med skupinami v prisotnosti žrelnega refleksa glede na spol, starost, regijo slikanja in izkušnje radiološkega inženirja smo izračunali s  $\chi^2$  statistiko (tabela 2).

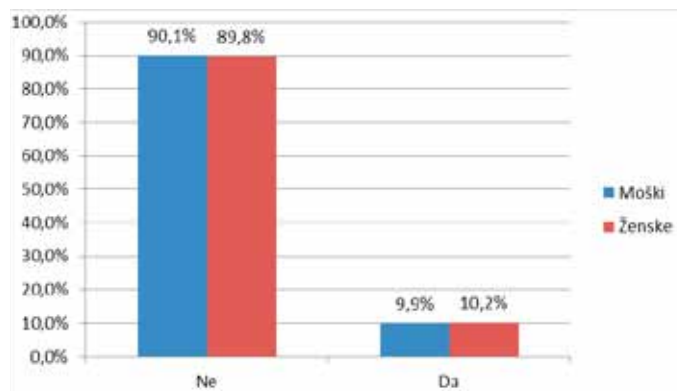
Tabela 2: Razlike med skupinami v prisotnosti žrelnega refleksa glede na spol, starost, regijo slikanja in izkušnje radiološkega inženirja

	Žrelni refleks - NE	Žrelni refleks - DA	$\chi^2$ test
<b>Spol</b>			
moški	118 (90,1%)	13 (9,9%)	$\chi^2(1) = 0,005$ statistično neznačilno
ženska	159 (89,8%)	18 (10,2%)	
<b>Starost</b>			
od 15 do 29 let	74 (87,1%)	11 (12,9%)	$\chi^2(2) = 2,135$ statistično neznačilno
od 30 do 49 let	107 (93,0%)	8 (7,0%)	
50 in več let	96 (88,9%)	12 (11,1%)	
<b>Regija</b>			
desno zgoraj	66 (88,0%)	9 (12,0%)	$\chi^2(3) = 2,434$ statistično neznačilno
levo zgoraj	66 (68,8%)	10 (13,2%)	
levo spodaj	71 (91,0%)	7 (9,0%)	
desno spodaj	74 (93,7%)	5 (6,3%)	
<b>Izkušnje radiološkega inženirja</b>			
zaposleni	168 (92,3%)	14 (7,7%)	$\chi^2(1) = 2,758$ $p < 0,10$ statistično značilno
pripravnik / študent	109 (86,5%)	17 (13,5%)	



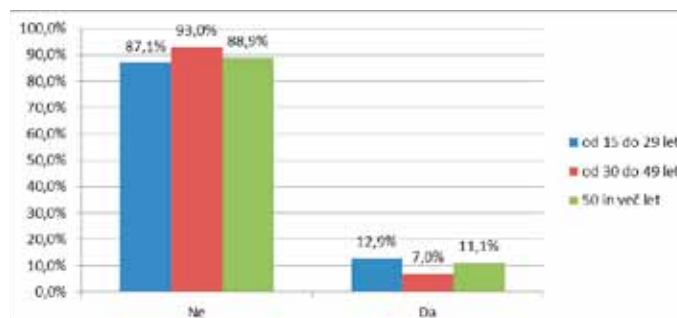
Slika 1: Prisotnost žrelnega refleksa v opazovani populaciji pacientov

Žrelni refleks je bil prisoten pri 9,9% moških in 10,2% žensk v vzorcu (slika 2). Vrednost  $\chi^2$  statistike ( $\chi^2(1) = 0,005$ ) ni bila statistično neznačilna pri  $p < 0,05$ , kar pomeni, da med obema skupinama ni statistično značilnih razlik v pojavljanju žrelnega refleksa.



Slika 2: Razlika v prisotnosti žrelnega refleksa med spoloma

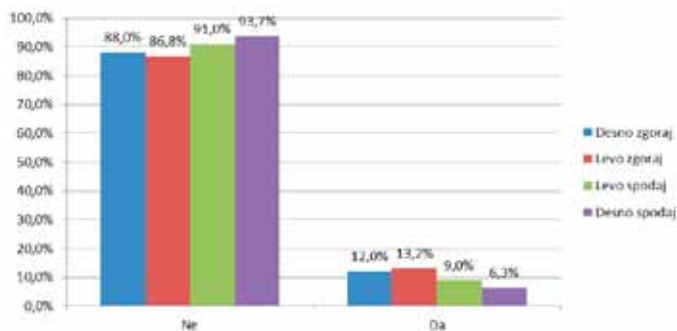
V nadaljevanju nas je zanimalo ali se prisotnost žrelnega refleksa med pacienti razlikuje glede na njihovo starost. Kakor je prikazano v tabeli 1 in na sliki 3, smo paciente razdelili v tri starostne razrede (od 15 do 29 let, od 30 do 49 let in 50 ter več let). Ugotovili smo, da je žrelni refleks najbolj prisoten v starostni skupini mlajših pacientov od 15 do 30 let (pri 12,9%).  $\chi^2$  test je pokazal ( $\chi^2(2) = 2,135$ ), da razlike niso statistično značilne, kar pomeni, da se prisotnost žrelnega refleksa med tremi starostnimi skupinami statistično značilno ne razlikuje.



Slika 3: Razlika v pogostosti žrelnega refleksa med starostnimi skupinami

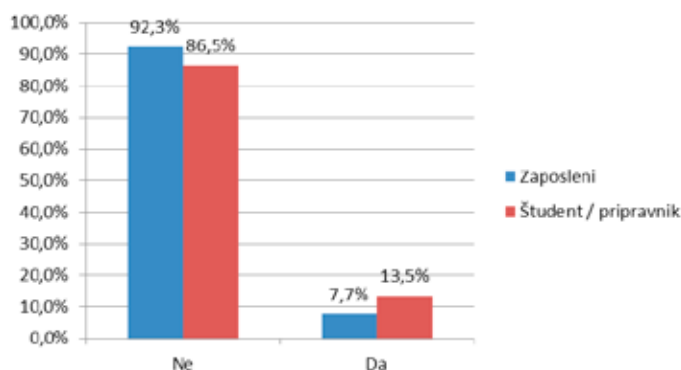
Tudi med štirimi regijami slikanja (desno zgoraj, levo zgoraj, levo spodaj in desno spodaj) statistično značilnih razlik pri  $p < 0,05$  ni ( $\chi^2(3) = 2,434$ ). Podatki na sliki 4 sicer prikazujejo, da je

žrelni refleks v nekoliko višjem deležu prisoten v dveh zgornji regijah (pri več kot 10% pacientov), v primerjavi s spodnjima (pri manj kot 10% pacientov). Zato smo izvedli še dodatno primerjavo med zgornjo in spodnjo regijo, vendar statistično značilnih razlik nismo ugotovili.



Slika 4: Razlika v pogostosti žrelnega refleksa glede na regijo slikanja

Nazadnje smo ugotavljali ali se prisotnost žrelnega refleksa razlikuje glede na izkušnje radiološkega inženirja, ki izvaja slikanje. Rezultati na sliki 5 kažejo, da je bil žrelni refleks v večjem deležu (v 13,5%) prisoten, kadar so slikanje izvajali študentje ali pripravniki. Kadar so jih izvajali izkušeni radiološki inženirji, je bil refleks prisoten redkeje (v 7,7%). Rezultati  $\chi^2$  testa ( $\chi^2(1) = 2,758$ ) potrjujejo statistično značilno razliko, sicer pri nekoliko nižji 90% stopnji zaupanja oziroma pri statistični značilnosti  $p < 0,10$ .



Slika 5: Pogostost žrelnega refleksa in izkušnje radiološkega inženirja

Ponovitev postopka nameščanja sensorja v primeru pojava žrelnega refleksa je bila uspešna pri vseh opazovanih pacientih.

## RAZPRAVA

V raziskavi smo ugotovili prisotnost žrelnega refleksa pri 10,1% pacientov, pri katerih je bilo izvedeno intraoralno slikanje zob transkaninega predela. Pri ugotavljanju pojava žrelnega refleksa glede na spol in starost nismo ugotovili statistično značilnih razlik. Našo prvo in drugo hipotezo smo tako zavrnil. Rezultati opazovanja kažejo, da pri odraslih pacientih ne moremo predvideti ogrožene skupine za ta pojav. Pojav zavrnitve sensorja je pogost pri otrocih, vendar skupine nismo zajeli v raziskavo, saj sta pri njih pogosteje kot žrelni refleks vzroka zavrnitve strah in bolečina, zato je ocena žrelnega refleksa nerelevantna. Prav tako nismo ugotovili statistično značilnih razlik glede na regijo slikanja in zavrnil tudi našo tretjo hipotezo, da obstajajo razlike pri

pojavo žrelnega refleksa pri slikanju zob v zgornji in spodnji transkanini regiji. Predvidevali smo, da bo pojav žrelnega refleksa pogostejši v zgornji transkanini regiji, zaradi stika sensorja z mehkim nebom, kar je raziskava nakazala, vendar  $\chi^2$  test ni potrdil statistično značilnih razlik, razlika je nastala zgolj naključno. V spodnji transkanini regiji vpliva na pojav refleksa stik sensorja s korenem jezika. Za ugotavljanje razlik pri pojavu refleksa glede na regijo slikanja bi tako morali v raziskavo zajeti transkanino in interkanino regijo slikanja, kjer bi pri primerjavi pričakovali razlike, ki jih je ugotovil že Sewerin (1984) v primerljivi raziskavi. Naša raziskava je pokazala, da je nesmiselno primerjati zgornjo in spodnjo transkanino regijo slikanja.

Četrto hipotezo, ki pravi, da obstajajo razlike pri pojavu žrelnega refleksa glede na izkušnost radiološkega inženirja, ki opravlja slikanje, smo potrdili. Žrelni refleks je bil v večjem deležu prisoten pri slikanju, ki so ga opravili študenti ali pripravniki. Tudi Sewerin (1987) je v svoji raziskavi ugotovil bistveno razliko med skupinama izkušenih radioloških inženirjev (9%) in študenti (26%). Raziskava tako kaže na velik pomen kakovostnega praktičnega usposabljanja bodočih radioloških inženirjev, da v postopku prakse in pripravništva čim hitreje osvojijo praktične spretnosti in psihološke sposobnosti preusmerjanja pacientove pozornosti.

Ob pojavu žrelnega refleksa je naloga radiološkega inženirja ukrepati hitro in nato psihično in fizično pacienta pripraviti tako, da bo tudi pri njemu možno izvesti kvaliteten intraoralni posnetek zoba. V ekstremnih situacijah zobozdravnik aplicira lokalni anestetik, ki pacientu pomaga fizično preprečiti žrelni refleks. V naši raziskavi smo intraoralno slikanje transkaninega predela pri ponovitvi nameščanja sensorja uspešno izvedli pri vseh opazovanih pacientih s pojavom žrelnega refleksa. V praksi je na leto nekaj posameznih primerov, pri katerih so ponovni poskusi neuspešni, le-teh naša raziskava ni zajela zaradi prekratkega časovnega okvira raziskave in premalo zajetih pacientov, pri katerih se je pojavil žrelni refleks. Če intraoralnega slikanja ne moremo izvesti, se opravi ekstraoralno slikanje zob oz. ortopantomogram. Zamenjava tehnike slikanja je zelo redka, zaradi slabše kvalitete diagnostike zaradi tehničnih lastnosti slik intaraoralnih in ekstraoralnih tehnik.

## ZAKLJUČEK

Pri ugotavljanju pojava žrelnega refleksa glede na spol, starost in regijo slikanja nismo ugotovili statistično značilnih razlik, rezultati  $\chi^2$  testa potrjujejo statistično značilno razliko, in sicer pri nekoliko nižji, 90%, stopnji zaupanja, le glede na izkušnost radiološkega inženirja. Naše prve tri hipoteze so bile tako v raziskavi zavrjene, potrjena je bila le četrta, ki pravi, da obstajajo razlike pri pogostosti pojavljanja žrelnega refleksa glede na izkušnost radiološkega inženirja, ki opravlja slikanje.

V bodoče bi bilo dobro raziskavo opraviti v daljšem časovnem obdobju, npr. v obdobju enega leta, da bi zajela večje število opazovanih pacientov. V tem obdobju bi se izmenjalo več skupin študentov in pripravnikov, kar bi dalo bolj relevantne rezultate glede vpliva izkušnosti radiološkega inženirja. Smiselno bi bilo zajeti obe regiji slikanja, transkanino in

interkanino, ju primerjati med sabo in si s tem povečati raziskovalno področje. Podatke bi lahko zbrali na kvotnem vzorcu, enakomerno razporejenem glede na regijo slikanja, transkanino in interkanino, ter na vrsto senzorja, DR in CR. Z vključenostjo vrste senzorja v raziskavo bi lahko dokazali vpliv izbire senzorja na pojav žrelnega refleksa, ki smo ga opisovali v uvodu. Zanimiva bi bila nekoliko sporna raziskava, ki bi merila odziv pacientov in pojav žrelnega refleksa glede na utrujenost in razpoloženje radiološkega inženirja. Zato bi potrebovali dovoljenje Komisije RS za medicinsko etiko in zunanjega opazovalca (psihologa), ki bi meril razpoloženje radioloških inženirjev. Tovrstna raziskava bi lahko pokazala, da poleg izkušenosti radiološkega inženirja na pojav žrelnega refleksa vpliva tudi razpoloženost oz. vpliv efekta »slabega dneva« in utrujenost pri obravnavi večjega števila pacientov.

Psihofizično počutje pacienta še vedno ostaja prva skrb vsakega radiološkega inženirja, je pa to področje zaradi kompleksnosti posameznika zelo neraziskano. Tehnika intraoralnega slikanja se od samega nastanka praktično ni spremenila. Naloga radiološkega inženirja je izvesti intraoralno slikanje zob po postopku, ki v največji možni meri preprečuje pojav žrelnega refleksa, v kolikor pa se le-ta pojavi, je potrebno pacienta psihično in fizično pripraviti tako, da bo tudi pri njem možno opraviti kvaliteten intraoralni posnetek zob.

## LITERATURA/REFERENCES

Bassi GS, Humphris GM, Longman LP (2004). The etiology and management of gagging: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 91 (5): 459–67.

Davies AE, Kidd D, Stone SP, MacMahon J (1995). Pharyngeal sensation and gag reflex in healthy subjects. *Lancet* 345 (8948): 487–8.

Farrier SL, Drage NA, Newcombe RG, Hayes SJ, Dummer PMH (2009). A comparative study of image quality and radiation exposure for dental radiographs produced using a charge-coupled device and a phosphor plate system. *Int Endod J* 42 (10): 900–7.

Fiske J, Dickinson C (2001). The role of acupuncture in controlling the gagging reflex using a review of ten cases. *Br Dent J* 190 (12): 611–13.

Sewerin I (1984). Gagging in dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 58 (6): 725–28.

Vatovec I, Žarkovič S, Oblak Č (2010). Priprava in protetična oskrba pacienta z močno izraženim žrelnim refleksom – prikaz primera. *Zobozdr vestn* 65 (1–2): 44–50.

White SC, Pharoah MJ (2009). *Oral radiology. Principles and interpretation*. 6th ed. St. Louis: Mosby, 150.

Strokovni prispevek / Professional article

## MAGNETNO REZONANČNO SLIKANJE PACIENTOV Z VSTAVLJENIM MR POGOJNO VARNIM SRČNIM SPODBUJEVALNIKOM

MAGNETIC RESONANCE IMAGING IN THE MRI- COMPATIBLE PACEMAKER PATIENTS

**Boris Turk, Matej Podsedensek**

Splošna bolnišnica Celje, Oddelek za radiologijo, Oblakova ulica 5, 3000 Celje

Korespondenca / Correspondence: mag. zdr.-soc. manag. Matej Podsedensek, dipl. inž. rad., E-mail: matej.podsedensek@gmail.com

Prejeto/Recived: 15.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** V zadnjih letih se pojavlja vse več zahtev za izvedbo varne magnetno resonančne (MR) diagnostike tudi pri ljudeh z vstavljenim srčnim spodbujevalnikom (SS). Ta elektronski vsadek je dolga leta veljal kot stroga kontraindikacija za slikanje z MR. Pogojno varni MR srčni spodbujevalniki so naprave, ki so izdelane tako, da pod določenimi pogoji omogočajo varno izvedbo MR preiskave. Če jih upoštevamo, SS ne predstavljajo več kontraindikacije za MR slikanje.

**Namen:** Namen članka je predstaviti pregled literature s tega področja in predstavitev primera MR slikanja ledvene hrbtenice pri pacientu z vstavljenim SS, ki je MR pogojno varen. Preiskavo smo izvedli v Splošni bolnišnici Celje.

**Metode:** Pregled literature in izdelava protokola varnega MR slikanja pacientov z vstavljenim pogojno varnim SS.

**Rezultati:** Ob upoštevanju vseh predpisanih varnostnih korakov in uporabi protokola, ki je bil izdelan posebej za to preiskavo, je rezultat varno zaključena preiskava.

**Razprava:** Ker so v zadnjem času pričeli z vstavljanjem MR pogojno varnih SS tudi v naši bolnišnici, smo ob sodelovanju kardiologa opravili prvo MR preiskavo pacienta z vstavljenim takšno napravo. Izdelan je bil ustrezen protokol, nakar je bila opravljena MR ledvene hrbtenice. Protokol je bil izdelan po smernicah priznanih strokovnjakov iz tega področja in upoštevanju navodil proizvajalca SS. Preiskava je bila opravljena brez vsakršnih zapletov in tako se je tudi v našem primeru pokazalo, da je MR slikanje teh pacientov ob ustreznem protokolu in upoštevanju navodil proizvajalca SS popolnoma varno.

**Zaključek:** Vse študije, kot tudi izkušnje, tako pri nas kot po svetu nakazujejo, da je ob uporabi ustreznega protokola, MR slikanje pacientov z vstavljenim MR pogojno varnim SS popolnoma varno, tako za pacienta, kot tudi za SS.

**Ključne besede:** magnetna resonanca, MR pogojno varen srčni spodbujevalnik

### ABSTRACT

**Introduction:** In recent years, the need for a safe MRI in patients with implanted pacemakers (PM) has been increasing. For many years, this electronic device was considered a strict contraindication for any MRI scan. An MRI-compatible PM is a device that allows safe use of MRI under specific conditions. If these conditions are met, PM is no longer a contraindication for an MRI scan.

**Purpose:** The purpose of this article was to present a literature review on this topic and an example of a lumbar spine MRI scan in a patient with an implanted MRI-compatible PM. The research was carried out at the General Hospital Celje.

**Methods:** Literature review and preparation of a protocol for safe MRI in MRI-compatible PM patients.

**Results:** A result of taking into account all the safety steps and observing the protocol, prepared specifically for this examination, was a safe MRI scan.

**Discussion:** Recently, the implantation of MRI-compatible PMs has also begun in our hospital, the first MRI scan was performed with such a patient with the assistance of a cardiologist. An appropriate protocol was prepared and a complete scan of lumbar spine was carried out. The protocol was designed in accordance with the guidelines of recognized experts in this field and with the instructions of the PM manufacturer. MRI was carried out without any problems, which showed that MRI is safe for these patients, provided that an appropriate protocol is followed and that the instructions of the PM manufacturer are observed.

**Conclusion:** All the studies and experience in Slovenia and abroad have shown that the use of MRI is safe for the patients with MRI-compatible PM and for their PM, provided that an appropriate protocol is followed.

**Key words:** Magnetic resonance imaging, MRI-compatible pacemaker

## UVOD

Število opravljenih MR preiskav globalno v zadnjih letih skokovito narašča (opravi se 30 milijonov preiskav letno), prav tako pa narašča število pacientov z vstavljenim srčnim spodbujevalnikom (SS) (teh vstavijo 600.000 letno). Ker se verjetnost indicirane MR preiskave pri ljudeh, starejših kot 65 let, podvoji, istočasno pa je to populacija, pri kateri je verjetnost vstavitve SS največja, je seveda jasno, da bo pri njih prišlo do zdravstvenega stanja, za razjasnitev katerega bo smiselno ali celo nujno opraviti MR slikanje. Vse to je vzpodbudilo razvoj posebnih srčnih spodbujevalnikov, ki so MR kompatibilni. Leta 2010 so se začeli uporabljati prvi srčni spodbujevalniki, ki so MR pogojno varni (Willkof, 2011).

## MR pogojno varni srčni spodbujevalniki

Na delovanje vstavljenega SS lahko potencialno vplivajo trije sestavni deli MR aparata. Statično magnetno polje (1,5 T), časovno spreminjajoča se magnetna polja (magnetni gradienti) in radiofrekvenčna polja (RF tuljave). Tako lahko pride do delovanja mehanske sile na feromagnetne komponente naprave, pregrevanja elektrod, nehotene srčne stimulacije ter vpliva na samo funkcijo spodbujevalnika. Da postane srčna naprava »MR pogojno varna«, je treba vse njene setavne dele preoblikovati tako, da do teh interakcij z MR aparatom ne pride. Prav tako so te naprave preizkušene v točno določenem delovnem okolju, ki predstavlja jakost stacionarnega magnetnega polja, hitrost gradientov, SAR vrednosti, čas trajanja preiskave in položaj izocentra RF tuljave (Nazarian, 2011).

## NAMEN

Predstavitev zadnjih dognanj na področju MR slikanja pacientov z MR pogojno varnimi spodbujevalniki, ter prikaz MR protokola, ki ga pri takšnih pacientih uporabljamo v Splošni bolnišnici Celje.

## METODE DELA

Opravila sva pregled literature s tega področja. Za opisovanje dejstev sva uporabila deskriptivno metodo, metodo kompilacije za povzemanje, opazovanje sklepov, stališč in rezultatov drugih avtorjev ter sintetizacijo za povezovanje opazovanj in pojavov v celoto.

Prikaz primera temelji na podlagi uspešno izvedenega MR slikanja ledvene hrbtenice pri pacientu z vstavljenim SS, ki je MR pogojno varen.

## PREGLED LITERATURE

### Konvencionalni srčni spodbujevalniki

V zadnji desetih letih je bilo objavljenih več manjših raziskav, ki vse povzemajo, da lahko pacienti z vstavljenim klasičnim SS, izdelanem po letu 2000, varno opravijo MR preiskavo.

Roguin in Zviman (2004) povzemata, da lahko pacienti s SS, izdelanem po letu 2000, varno opravijo slikanje z MR, če sledimo posebno izdelanemu varnostnemu protokolu.

Novejše naprave so manjše, vsebujejo manj magnetnih materialov in imajo izboljšano zaščito pred elektromagnetnimi interakcijami.

Naehle in sodelavci (2009) so prav tako povzeli, da pri novejših klasičnih SS ni klinično pomembnih sprememb pri delovanju naprave, napetosti baterije in električni upornosti elektrod.

Nazarien in sodelavci (2011) so spremljali 228 pacientov z vstavljenim klasičnim SS, ki so imeli po vstavitvi opravljeno MR preiskavo. Spremembe, ki so jih opazili pri delovanju SS, niso zahtevale reprogramiranja naprave po preiskavi. Raziskava zaključuje, da je s posebnim protokolom, ki temelji na izbiri naprave (po letu 2000), predhodno pripravo srčne naprave in skrbnem opazovanjem pacientovih vitalnih funkcij (z EKG in pulznim oksimetrom) možno opraviti varno MR preiskavo.

Nemški znanstveniki pa so pokazali, da je pri pacientih s klasičnim SS možno opraviti tudi MR srca, če se držimo ustreznega protokola (omejitve vrednosti SAR, opazovanje vitalnih funkcij med preiskavo, reprogramiranje naprave, SS vstavljen na desno stran prsnega koša).

Martin in sodelavci (2004) so poročali o 54 pacientih, ki so opravili preiskavo na istem MR aparatu (1,5 T), brez kakršnih koli omejitev glede na tip srčne naprave ali tip preiskave. Pri nobenem pacientu ni bilo opaziti očitnih nepravilnosti pri delovanju naprave po MR slikanju.

Do podobnih rezultatov je prišel tudi Sommer s sodelavci (2000), ki so uspešno opravili 82 preiskav pacientov s klasičnim srčnim spodbujevalnikom, pri omejitvi SAR vrednosti 1,5W/kg.

Vendar pa se je potrebno zavedati, da je število pacientov, ki so bili zajeti v teh raziskavah, majhno. Bilo jih je le okoli 500, od tega jih je bilo približno 30% preiskanih na MR aparatih s šibkim magnetnim poljem (0,5 T). To pa vsekakor ni dovolj, da bi z gotovostjo lahko trdili, da so vse srčne naprave, narejene po letu 2000, MR kompatibilne. Pri raziskavah zgoraj omenjenih avtorjev, so bile pri nekaterih pacientih izmerjene zvišane vrednosti troponina, kar kaže na poškodbo miokarda. Pri nekaterih pacientih so zaznali tudi potencialno pomembne spremembe v delovanju srčnih naprav, pa čeprav so vse preiskave minile brez večjih zapletov in pacienti niso bili ogroženi.

Zato je mogoče na mestu citat profesorja Gimbela, ki je v svojem komentarju na raziskavo Martina s sodelavci (2004) napisal: »Pacienti in vsa medicinska stroka, ki se ukvarja z implantacijo srčnih naprav, si zasluži naprave, ki so MR varne po svoji sestavi in ne po naključju«.

### MR pogojno varni srčni spodbujevalniki

Na trgu so trenutno trije proizvajalci, ki ponujajo SS za varno uporabo v MR okolju. To so Medtronic, Biotronic in St. Jude Medical. Da bi bile naprave MR pogojno varne, so bili spremenjeni njihovi sestavni deli, še posebej geometrija elektrod in zaščita tokokroga.



Slika 1: MR pogojno varni srčni spodbujevalnik Medtronic ([www.medgadget.com](http://www.medgadget.com))



Slika 2: MR pogojno varni srčni spodbujevalnik Biotronik ([www.medshows.com](http://www.medshows.com))



Slika 3: MR pogojno varni srčni spodbujevalnik St. Jude Medical ([www.medgadget.com](http://www.medgadget.com))

Leta 2011 so Wilkoff in sodelavci opravili 258 preiskav pacientov z vstavljenim Medtronikovim MR pogojno varnim SS REVO. Raziskava je pokazala, da ni prišlo do z MR povzročenih ventrikularnih aritmij, asistol ali okvar naprave same. Avtor zaključuje, da je ta sistem v kontroliranem MR okolju popolnoma varen. Kontrolirano MR okolje pomeni jakost statičnega magnetnega polja 1,5 T, SAR vrednost omejena na 2 W/kg in hitrost gradientov (slewrate) 200 T/m/s. Položaj izocentra oddajne tuljave mora biti nad prvim vratnim ali pod dvanajstim prsnim vretencem. Je pa mogoče s povečanjem interesnega območja (field of view) zajeti celotno vratno in prsno področje.

Kot smo omenili že prej, se klasične srčne spodbujevalnike povezuje s poškodbami miokarda, kar nakazujejo zvišane vrednosti serum troponina in zvišan prag vzpodbujanja. V raziskavah MR pogojno varnih SS ni bilo zaznanih nobenih zvišanj vrednosti troponina in le en primer zvišanega praga vzpodbujanja (0,2%). Sommer in sodelavci (2000) ter Martin in sodelavci (2004) so v svojih raziskavah klasičnih SS poročali

o 3,1% in 9,4% primerov povišanega praga vzpodbujanja, Sommer in sodelavci (2000) pa o 4,6% primerov povišanih vrednosti troponina.

Ti podatki nakazujejo, da z uporabo pogojno varnih SS pomembno zmanjšamo incidenco subklinične poškodbe miokarda, čeprav dolgoročne posledice vpliva MR na pogojno varne SS in s tem povezane poškodbe miokarda še niso raziskane.

## Protokol slikanja

Protokol slikanja pacienta z vstavljenim MR pogojno varnim SS zahteva interdisciplinarno sodelovanje radiologa, kardiologa in radiološkega inženirja, ocenitev smiselnosti preiskave (razmerje tveganje-korist) ter upoštevanje pogojev, pod katerimi je možnopriskavo izpeljati varno.

V splošni bolnišnici Celje smo do sedaj opravili le eno MR slikanje pacienta z vstavljenim MR pogojno varnim SS. Opravili smo mu slikanje ledvene hrbtenice, napotna diagnoza je bila lumboishialgija. Pacient je bil moškega spola, star 46 let. V naši bolnišnici imamo trenutno na voljo dva modela MR pogojno varnih srčnih naprav, in sicer dvoprostorski Biotronikov in enoprostorski model proizvajalca St. Jude Medical. Preiskovani pacient je imel vstavljen Biotronikov model.

Zahtevani pogoji proizvajalca SS o MR delovnem okolju so naslednji:

- Jakost statičnega magnetnega polja 1,5 T.
- SS in elektrode predhodno vstavljene vsaj 6 tednov.
- SAR vrednost omejena na 2 W/kg.
- Hitrost gradientov maksimalno 200 T/m/s.
- Čas preiskave omejen na 30 minut.
- Lega pacienta na hrbtu.
- Izocenter oddajne tuljave nad 1. vratnim ali pod 12. prsnim vretencem.
- Spodbujevalnik vstavljen v pektoralni mišici.

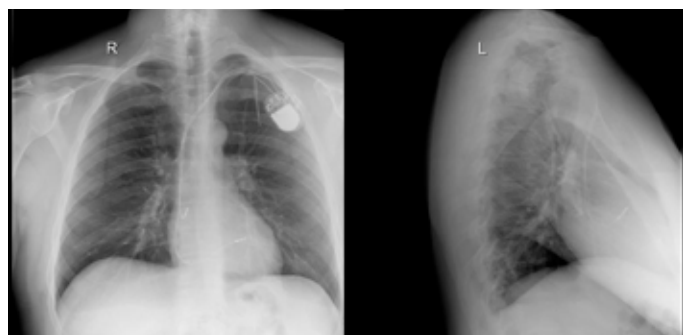
Glede na naš standardni protokol sekvenc za slikanje ledvene hrbtenice, je bilo potrebno nekaj sprememb, predvsem zato, da smo zadostili omejitvam SAR vrednosti. Tako smo T<sub>2</sub>Fat Sat sekvenco (SPAIR) zamenjali s STIR, T<sub>2</sub>TSE sekvenco pa s T<sub>2</sub>FFE (gradient echo) sekvenco. Primerjava med standardnim in prilagojenim protokolom za SS je prikazana v spodnji tabeli.

**Tabela 1: Primerjava protokolov**

Standardni protokol MR LSH	Prilagojeni protokol MR LSH
T1TSE SAG	T1TSE SAG
PDTSE SAG	PDTSE SAG
T2SPAIR SAG	STIR SAG
MYELO	MYELO
T2TSE TRA	T2FFE TRA

Poleg tehničnih pogojev pa varni protokol slikanja takšnih pacientov zahteva tudi oceno smiselnosti preiskave in interdisciplinarno sodelovanje radiologa in kardiologa. Pri preiskavi mora biti namreč obvezno prisoten kardiolog, ki poskrbi, da se srčno napravo nastavi na MR način (MR mode), po koncu preiskave pa preveri njeno delovanje in opravi t.im. reset naprave na normalni način. Radiolog pa je odgovoren za potek preiskave in spremlja pacientove vitalne funkcije.

Prav tako je potrebno predhodno narediti rentgenogram pljuč, da izključimo morebitno prisotne stare elektrode. Z rentgenogramom pljuč potrdimo tudi ali je vstavljena srčna naprava res MR pogojno varna, saj kažejo vse tovrstne naprave v generatorju naprave značilno sliko spiral.



• Slika 4: Rentgenogram pljuč in srca v dveh projekcijah pri pacientu z vstavljenim SS

## REZULTATI

Na podlagi priporočil proizvajalca in uspešno izvedene MR preiskave smo izdelali standardni operativni postopek (SOP), ki opredeljuje korake, potrebne za izvedbo MR slikanja pri pacientu z vstavljenim MR pogojno varnim SS. Vsebinsko SOP-a predstavljamo v skrčeni obliki:

### 1. Priprava na preiskavo:

- Sprejem napotnice.
- Napotitev pacienta v Ambulanto za srčne spodbujevalnike.
- Potrdilo kardiologa o kompatibilnosti SS z MR napravo.
- Dodelitev termina, ki je usklajen s kardiologom.
- Izdaja vabila, informacij o preiskavi in vprašalnika za MR preiskave (zajema tudi soglasje pacienta).
- Pregled zahtev proizvajalca SS in prilagoditev protokola za načrtovano preiskavo.

### 2. Izvedba preiskave:

- Sprejem pacienta:
  - Informiranje o načrtovani preiskavi.

- Preverjanje vprašalnika in podpisanega soglasja.
- Priprava pacienta (obleka, nakit).
- Priprava diagnostike.
  - Nameščanje ustrezne tuljave.
  - Komplet za reanimacijo.
- Kardiolog:
  - Programiranje SS za načrtovano preiskavo (MR mode).
  - EKG.
- Izbira prilagojenega protokola slikanja in ponovno preverjanje parametrov slikanja.
- Pozicioniranje pacienta za načrtovano MR preiskavo.
- Izvedba protokola slikanja.
- Spremljanje vitalnih funkcij med preiskavo.

### 3. Postopki po zaključku preiskave:

- Reprogramiranje SS in kardiološki pregled.
- Obdelava slikovnih podatkov.
- Informiranje pacienta o izsledkih preiskave in načinu izdaje izvida.
- Arhiviranje preiskave.
- Obračun preiskave.
- Urejanje diagnostike.

## RAZPRAVA

Pred leti so pri pacientih z vstavljenim SS med izvajanjem MR preiskav evidentirali nekaj smrtnih primerov. Pred preiskavo niso vedeli, da imajo ti pacienti vstavljen SS. Takšnih, v literaturi zabeleženih, slučajev je bilo samo v Nemčiji šest, zato so SS dolga leta veljali za absolutno kontraindikacijo za MR preiskavo.

Vendar pa je sčasoma, še posebno po letu 2000, nekaj raziskovalcev začelo dvomiti o tem in več študij je pokazalo, da se lahko pacienti z vstavljenimi novejšimi srčnimi napravami (izdelanimi po letu 2000) dokaj varno slikajo z MR. Skupna značilnost vseh teh raziskav je, da so bile vse opravljene z veliko pazljivostjo (izbira pacientov, opazovanje, prisotnost ekipe za reanimacijo). Pri nekaterih pacientih so se po opravljeni MR preiskavi pojavile sicer klinično nepomembne spremembe v delovanju SS in povišane vrednosti troponina.

MR pogojno varen SS je naprava, ki je izdelana posebej za varno uporabo v MR okolju. Vzpodbujevalni sistem je dobro zaščiten pred elektromagnetnimi polji, posebne elektrode pa se ne pregrevajo. Ker pa vsaka srčna naprava vsebuje žice, te naprave ne bodo nikoli MR popolnoma, ampak le pogojno varne. To pomeni, da se smejo nahajati le v takšnem MR delovnem okolju, kot ga pogojuje proizvajalec.

Do sedaj je bila v medicinski literaturi objavljena le ena raziskava, ki je zajela večje število pacientov z vstavljenim MR pogojno varnim SS. Avtor zaključuje, da takšnim pacientom MR preiskavo opravijo res popolnoma varno (Wilkoff s sodelavci, 2011). To se je pokazalo tudi v našem primeru, pri katerem ni prišlo do nobenih zapletov v delovanju SS naprave med ali po preiskavi. Ker pa kliničnih izkušenj še nimamo veliko, je zahtevani protokol slikanja še vedno zelo strog in omejujoč ter zahteva interdisciplinarno sodelovanje kardiologa, radiologa in radiološkega inženirja, z neprestanim opazovanjem pacientovih vitalnih funkcij.



Ker so raziskave o novejših klasičnih SS pokazale, da so že te naprave v MR okolju dokaj varne, se postavlja vprašanje, če so MR pogojno varni SS resnično izdelani s tako drugačnimi materiali in tehnologijami, da je njihova veliko višja cena opravičena. V Sloveniji so namreč vsaj šestkrat dražje od klasičnih. Ker pa te naprave zagotavljajo varno MR preiskavo, seveda omogočajo pacientom opravljanje MR preiskav tudi v primerih, ko njihovo življenje ni ogroženo. Zato se poraja vprašanje, katerim pacientom vstaviti takšno napravo, katerim pa klasično.

### Etična in pravna vprašanja

Ko se odločamo ali bi pacientu vstavili konvencionalni ali MR kompatibilni SS, se nam porajajo pomembna etično pravna medicinska vprašanja. V javnem zdravstvu namreč odločitev, kakšno napravo vsaditi, sprejme zdravnik in ne pacient. Ta odločitev temelji na specifičnih lastnostih, delovanju in ceni naprave. S tem se sicer lahko izognemo nekaterim potencialnim problemom, kot so vpliv oglaševalskih pamfletov v medijih in izbiri, ki ne sloni na analizi razmerja cena-korist. Po drugi strani pa je pacient popolnoma izključen iz procesa odločanja, kar bi lahko privedlo do pravnih in etičnih nejasnosti. Zato je potreben uveljavljen in široko sprejet protokol, za odločanje o tem, kateremu pacientu vstaviti MR pogojno varen SS. Tega pa zaenkrat še ni. Vsekakor je po našem mnenju smiselno vstaviti takšne naprave mlajšim pacientom in pacientom, za katere se predvideva, da bodo v bodočnosti zaradi svojega zdravstvenega stanja potrebovali MR.

Ko bo v prihodnosti več proizvajalcev začelo izdelovati MR kompatibilne naprave, bo padla tudi njihova cena in ne bo več omejujoč dejavnik. Ker pri vstavljanju teh naprav ne prihaja do večjih težav kot pri vstavljanju klasičnih, po padcu cen ne bi bilo razloga, da ne dobil takšne naprave vsak pacient, ki potrebuje SS.

### ZAKLJUČEK

Več raziskav, narejenih po letu 2000, je pokazalo, da je MR slikanje pacientov z vstavljenim klasičnim SS načeloma varno. Vendar pa so te raziskave pokazale tudi klinično pomembne pomanjkljivosti. Poleg tega vsi proizvajalci SS navajajo MR poseg kot strogo kontraindikacijo, ki lahko ogrozi pacientovo življenje. Zato se MR slikanje pacientov z vstavljenim klasičnim SS opravi le v primeru, ko je korist za pacienta življenjskega pomena.

Novi MR pogojno varni SS prihajajo na trg v vedno večjem številu. Trenutno sta cena in potreba po koordinaciji različnih specialistov še vedno omejujoča dejavnika za njihovo uporabo. Vse raziskave pa dokazujejo, da je tehnologija varna in dovoljuje pacientom z vstavljenimi pogojno varnimi srčnimi napravami varno MR preiskavo. Novejši MR pogojno varni SS bodo gotovo še bolj zmanjšali omejujoče pogoje uporabe (jakost magnetnega polja, SAR, področje skeniranja). Če se bo zanesljivost teh naprav, ki trenutno temelji le na predkliničnih raziskavah razvijalcev in eni večji neodvisni študiji, izkazala za resnično varno, bo padla tudi cena. Tako bo za paciente in zdravnike v bližnji prihodnosti vstavitve MR pogojno varnih SS prva izbira za odpravljanje motenj srčnega ritma.

Že sedaj pa so te naprave velik prispevek k pacientu prijazni radiološki tehnologiji.

### LITERATURA/REFERENCES

Martin ET, Coman JA, Shellock FG, Pulling CC, Fair R, Jenkins K (2004). Magnetic resonance imaging and cardiac pacemaker safety at 1.5 T. *J Am Coll Cardiol* 43 (7): 1315–24.

Naehle CP, Zeijlemaker V, Thomas D, Meyer C, Strach K, Fimmers R et al. (2009). Evaluation of cumulative effects of MR imaging on pacemaker systems at 1.5 Tesla. *Pacing Clin Electrophysiol* 32 (12): 1526–35.

Nazarian S, Hansford R, Roguin A, Goldsher D, Zviman MM, Lardo AC et al. (2011). A prospective evaluation of a protocol for magnetic resonance imaging of patients with implanted cardiac devices. *Ann Intern Med* 155 (7): 415–24.

Roguin A, Zviman MR (2004). Modern pacemaker and implantable cardioverter/defibrillator systems can be magnetic resonance imaging safe in vitro and in vivo assessment of safety and function at 1.5 T. *Circulation* 110 (5): 475–82.

Sommer T, Vahlhaus C, Lauck G, vonSmekal A, Reinke M, Hofer U et al. (2000). MR imaging and cardiac pacemakers: In-vitro evaluation and in-vivo studies in 51 patients at 0.5 T. *Radiology* 215 (3): 869–79.

Wilkoff BL, Bello D, Taborsky M, Vymazal J, Kanal E, Heuer H, et al. (2011). Magnetic resonance imaging in patients with a pacemaker system designed for the magnetic resonance environment. *Heart Rhythm* 8 (1): 65–73.

## OCENA ANULUSA AORTE Z RAZLIČNIMI SLIKOVNIMI PREISKAVAMI PRED PERKUTANO VSTAVITVIJO UMETNE AORTNE ZAKLOPKE

### ASSESSMENT OF AORTIC ANULUS BEFORE PERCUTANEOUS ARTIFICIAL AORTIC VALVE IMPLANTATION WITH DIFFERENT MODALITIES

Irena Lopatič<sup>1</sup>, Jana Ambrožič<sup>2</sup>, Jure Mišič<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška 7, 1000 Ljubljana

<sup>2</sup>Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični oddelek za kardiologijo, Zaloška 7, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Irena Lopatič, inž. rad., E-mail: irena.lopatic@kclj.si

Prejeto/Recived: 15.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

#### POVZETEK

**Uvod:** TAVR je novejša metoda zdravljenja izbranih bolnikov z aortno stenozo in velikim operativnim tveganjem. Natančne meritve anulusa aorte so ključnega pomena za izbiro bolnika in uspešno vstavitvev umetne aortne zaklopke.

**Namen:** Namen raziskave je bil primerjati dimenzije anulusa aorte, izmerjene s transezofagealnim ultrazvokom (TEE) in dimenzije, izmerjene z večrezinsko računalniško tomografijo (MSCT) ter oceniti ustreznost obeh metod pri načrtovanju TAVR posega.

**Materiali in metode dela:** Dimenzije anulusa aorte smo izmerili z dvema slikovnimi tehnikama (TEE in MSCT) pri 40 bolnikih. Izmerili smo premer, obseg in površino anulusa. Dobljene vrednosti dveh slikovnih tehnik smo nato primerjali med seboj ter s statističnimi metodami izračunali odstopanja ter ocenili primernost metod.

**Rezultati in razprava:** Povprečna razlika med CT premerom, ki ga poda računalnik in TEE premerom je znašala  $1,3 \pm 1,3$  mm. Povprečna ploščina, ki nam jo poda računalnik iz CT meritev, je znašala  $417,08 \pm 81,94$  mm<sup>2</sup>, izračunana povprečna vrednost ploščin iz izmerjenih CT premerov je bila  $448,87 \pm 112,46$  mm<sup>2</sup> ter ploščina, ki smo jo izračunali iz premera anulusa, ki smo ga merili s TEE, je bila  $370,29 \pm 71,88$  mm<sup>2</sup>. Računalniška tomografija (CT) igra vedno bolj pomembno vlogo pri presejalnih protokolih za bolnike pred TAVR. CT zagotavlja natančno meritev dimenzij anulusa aorte ter nudi podrobno anatomsko oceno korena aorte in aortne zaklopke, primernost dimeljskega pristopa ter določa ustrezne kote za optimalno postavitev zaklopke.

**Zaključek:** CT slikanje je zelo pomembno diagnostično orodje pri izbiranju bolnikov za TAVR.

**Ključne besede:** transkatetrski vstavitvev aortne zaklopke, TAVR, računalniška tomografija, TEE

#### ABSTRACT

**Introduction:** Transcatheter aortic valve replacement (TAVR) is a newer method of treatment of selected patients with aortic stenosis with high operative risk. Precise measurement of the aortic annulus is crucial for patient selection and successful implantation of artificial aortic valve.

**Purpose and hypothesis:** The purpose of this study was to compare measurements of aortic annulus obtained by transesophageal echocardiography-TEE and measurements obtained by multislice computed tomography-MSCT and to assess suitability of both methods in planning of TAVR procedure.

**Materials and methods:** Measurements of aortic annulus were obtained in 40 patients by two imaging techniques (TEE and MSCT). We measured the diameter, circumference and the area of the annulus. The values obtained by TEE and MSCT were then compared and statistical methods were used to calculate deviations and to assess suitability of both methods.

**Results/Discussion:** The average difference between the CT diameter given by the computer and the TEE diameter was  $1.3 \pm 1.3$  mm. The average surface area given by the computer from the CT measurements was  $417.08 \pm 81.94$  mm<sup>2</sup>, the calculated average value of the corresponding areas of the measured CT diameters was  $448.87 \pm 112.46$  mm<sup>2</sup>, and the surface calculated from the annulus diameters measured by TEE was  $370.29 \pm 71.88$  mm<sup>2</sup>. Computed tomography (CT) plays an increasingly important role in screening protocols for patients before TAVR. CT provides precise measurements of the aortic annulus and provides detailed anatomical assessment of aortic root and valve leaflets, suitability of inguinal access and provides the appropriate angles for optimal valve implantation procedure.

**Conclusion:** CT imaging is a very important diagnostic tool in selecting patients for TAVR.

**Key words:** Transcatheter aortic valve implantation; TAVR; computed tomography; TEE

## UVOD

Vstavev umetne aortne zaklopke preko katetra (TAVR – transkateterska vstavev aortne zaklopke) je metoda, ki postaja vse bolj razširjena oblika menjave te zaklopke za izbrane bolnike s hudo zožitvijo le-te (aortno stenozo) in velikim operativnim tveganjem. Prvo vstavev umetne aortne zaklopke preko katetra so v Sloveniji izvedli leta 2009 v Univerzitetnem kliničnem centru (UKC) v Ljubljani (Bunc in sod., 2010). Natančna določitev dimenzij ter ostalih lastnosti naravne aortne zaklopke je ključna pri izbiri velikosti umetne (Vahanian et al., 2008). V nasprotju s klasičnim kirurškim pristopom, kjer kirurg določi dimenzije zaklopke neposredno med posegom, pri zamenjavi zaklopke preko katetra na osnovi neinvazivnih slikovnih preiskav primerno umetno zaklopko izberemo pred posegom (Cerillo et al., 2012). Nepravilno izbrana velikost umetne zaklopke lahko vodi do puščanja krvi ob njej nazaj v prekat (aortna regurgitacija), kar je napovedni dejavnik dolgoročnega izida posega, embolizacije zaklopke, neujemanja umetne zaklopke ali celo do raztrganja anulusa aorte (Neragi-Miandoab et al., 2013).

Zaradi anatomske zapletenosti aortnega anulusa, ki je navadno nesimetrične oblike (Hamdan et al., 2012) z različnimi stopnjami kalciniranosti, je ocenitev dimenzije z dvodimenzionalno tehniko slikanja, kot je na primer transezofagealni ultrazvok (TEE), zelo težka. Računalniška tomografija (CT) ni omejena z dvodimenzionalnostjo in omogoča natančen prikaz anatomije anulusa ter različne meritve, ki so potrebne za uspešen postopek vstavitve umetne zaklopke (Achenbach, 2012).

Različni avtorji (Gurvich et al., 2011; Zang et al., 2013; Juřenčák et al., 2013; Ng et al. 2010; Rixe et al. 2012; Pontone et al. 2012; Jilaihawi et al. 2012) so v svojih študijah ugotavljali ustreznost slikovnih metod pred TAVR posegom. Usmerili smo se na raziskave oziroma dele raziskav, kjer primerjajo slikanje anulusa aorte s TEE in CT.

Gurvich et al. (2011) so v svoji raziskavi s CT slikanjem v povprečju izmerili za  $1,1 \pm 1,7$  mm večji premer anulusa kot s TEE. Premer, izračunan iz površine anulusa, pa je bil v povprečju večji za  $1,5 \pm 1,6$  mm. S CT izmerjenimi premeri anulusa bi glede na TEE meritve v 44% spremenili izbiro velikosti umetne zaklopke, s CT premeri, izračunanimi iz površine, pa v 42%. Prav tako bi do drugačne izbire velikosti prišlo v študiji avtorjev Jilaihawi et al. (2012). Pri 26 od 60 bolnikov (43%) bi na podlagi CT meritev vstavili zaklopko velikosti 26, namesto 23 mm, pri 17 od 36 bolnikov pa zaklopke velikosti 29 ali 31 namesto 26 mm. Skupno bi načrt implantacije spremenili 44,8% preiskovancem.

Zang et al. (2013) so v svoji meta-analizi združili 10 študij, ki so primerjale meritve premerov anulusa aorte, izmerjenih s CT in TEE. S CT preiskavo so v koronarni ravnini v povprečju izmerili 2,06 mm večji premer anulusa kot v sredinski sagitalni ter 1,74 mm večji kot s TEE. Prav tako so večje meritve premera anulusa aorte s CT preiskavo beležili Ng et al (2009) in

Juřenčák et al. (2013) ( $p < 0,001$ ). Rixe et al. (2012) pa so prišli do ravno nasprotnih ugotovitev. Njihove meritve s TEE so bile enako natančne kot s CT. Povprečni izmerjeni premer anulusa s TEE je bil  $24,0 \pm 2,5$  mm, povprečni CT premer pa  $24,3 \pm 2,1$  mm. Med meritvama tako ni bilo statistično pomembnih razlik. Pomen CT slikanja pred TAVR posegom so raziskovali tudi Pontone et al. (2012), ki so ugotovili, da je neujemanje med izmerjeno površino anulusa aorte in površino vstavljene umetne zaklopke povezano s stopnjo regurgitacije aortne zaklopke.

## NAMEN

Namen študije je oceniti ustreznost TEE in CT slikovne obdelave preiskovanca pri meritvah anulusa aorte za izbiro ustrezne umetne aortne zaklopke ter oceniti natančnost naših meritev premera anulusa. Hkrati pa želimo preveriti ali CT slikanje anulusa aorte lahko služi kot orodje pri napovedi stopnje aortne regurgitacije.

## Hipoteze

H1: Meritev s TEE da manjšo vrednost premera anulusa aorte kot meritve s CT.

H2: Izmerjene vrednosti premera anulusa aorte so enako natančne kot vrednosti, ki jih dobimo s pomočjo računalnika.

H3: Meritev premera anulusa s TEE ni primerna za izbiro velikosti umetne aortne zaklopke.

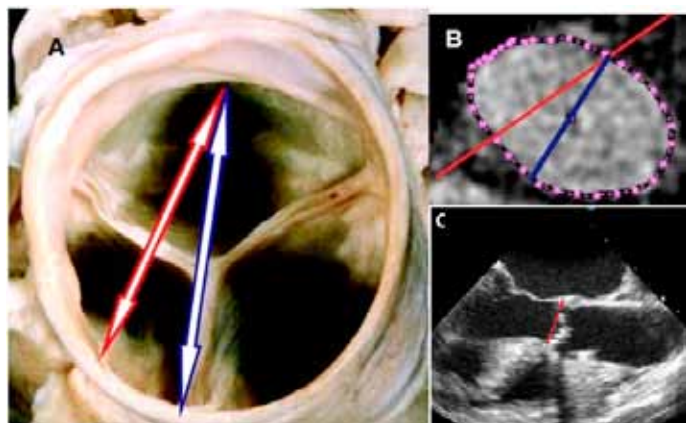
H4: Neujemanja izmerjenih premerov oz. ploščin s ploščinami umetnih zaklopk lahko napovejo stopnjo aortne regurgitacije.

## MATERIALI IN METODE

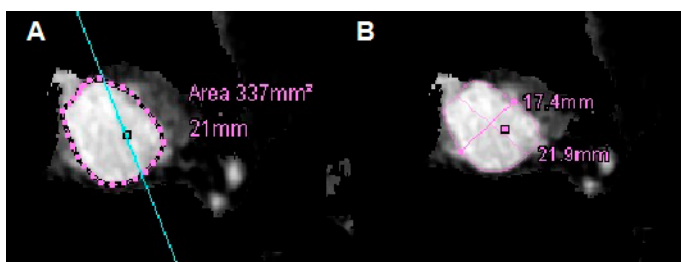
V študiji smo uporabili dve raziskovalni metodi. Pregledali smo slovensko in tujo strokovno literaturo s področja perkutane zamenjave aortne zaklopke. Preučili smo raziskave, v katerih so avtorji obravnavali ustreznost slikanja s CT pred TAVR posegom in tiste, v katerih so avtorji primerjali meritve z dvema slikovnim preiskavama, TEE in CT. Osredotočili smo se na meritve anulusa aorte, ki so ključne pri izbiri ustrezne umetne zaklopke. Drugi del naše raziskave smo izvedli z empirično raziskovalno metodo.

Obravnavali smo 40 preiskovancev, katerim smo v ljubljanskem UKC pred TAVR izmerili dimenzije anulusa aorte s TEE in s CT (slika 1). Po opravljenih posegih smo pridobili podatke o vrsti in velikosti vstavljene umetne aortne zaklopke ter stopnji regurgitacije te zaklopke pri posameznem bolniku. CT obdelavo slik in meritve smo opravili s programom syngo InSpace (Siemens). Izmerili smo največji in najmanjši premer ter površino anulusa aorte (slika 2). Iz izmerjenih premerov smo s pomočjo programa Microsoft Excel izračunali povprečni premer pri posameznem preiskovancu. S programsko opremo smo pridobili premer anulusa aorte, ki ga računalnik izračuna iz površine. S TEE smo izmerili premer anulusa v dolgi osi in iz premera izračunali površino. Na podlagi TEE in CT meritev premerov anulusa aorte smo izračunali odstopanja meritev površin od vrednosti površin, ki predstavljajo velikost posamezne umetne zaklopke. Meritve površin odstopajo od velikosti umetnih zaklopk zaradi tega, ker so površine umetnih

zaklopki okrogle, anulusi pa so praviloma nepravilnih oblik, najpogosteje nepravilnih ovalnih.

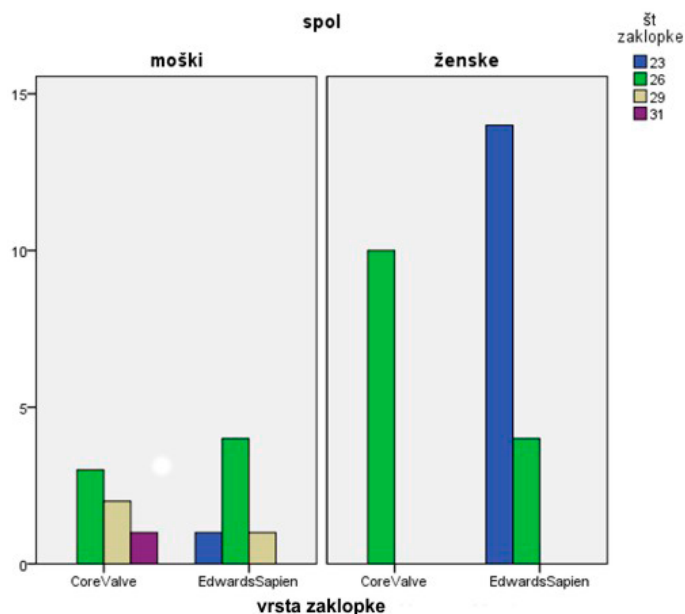


Slika 1: Meritve anulusa aorte. A: Na anatomskem preparatu označeni mesti meritve anulusa (rdeča puščica je premer, merjen z TEE, modra pa s CT) (Piazza et al., 2008). B: Anulus aorte, prikazan s CT (modra črta označuje merjen premer, rdeča pa smer merjenja s TEE). C: Merjenje premera anulusa aorte s transtorakalno ultrazvočno preiskavo.



Slika 2: Meritve anulusa aorte s CT. A: Površina anulusa aorte in povprečni premer, izračunan s programsko opremo. B: Največji in najmanjši premer anulusa aorte.

V študijo je bilo vključenih 40 bolnikov, pri katerih smo izmerili dimenzije aorte s TEE in CT. Od tega je bilo 12 moških (30%) in 28 žensk (70%), katerih povprečna starost je bila  $83,3 \pm 5,1$  let. Po opravljenem TAVR posegu so preiskovanci opravili še TTE preiskavo za oceno delovanja umetne zaklopke in stopnje aortne regurgitacije. Pri 24 bolnikih je bila vstavljena zaklopka tipa Edwards Sapien, pri 16 pa zaklopka tipa CoreValve (slika 3). Pri obeh tipih umetnih zaklopk je ocenjevanje anulusa aorte pred vstavitvijo enako, razlike so v dodatnih meritvah, ki niso pomembne za to študijo. Po posegu 8 bolnikov aortne regurgitacije ni imelo, 23 jih je imelo regurgitacijo 1., 9 pa 2. stopnje. Stopnje aortne regurgitacije se določajo s TTE in so odvisne od količine krvi, ki zateka ob zaklopki. Manjša stopnja pomeni manjše zatekanje.



Slika 3: Razporeditev različnih vrst perkutano vstavljenih aortnih zaklopk po spolu in velikosti zaklopke

Podatke smo nato statistično obdelali z SPSS programom (IBM). Izračunali smo povprečno starost preiskovancev ter delež posameznih vrst vstavljenih umetnih zaklopk. Najprej smo izvedli Kolmogorov-Smirnov test, ki se uporablja za določitev porazdeljenosti spremenljivk. Na podlagi dobljenih rezultatov tega testa smo določili nadaljnje statistične teste za testiranje hipotez. S Studentovim t-testom smo primerjali vrednosti premerov ter površin anulusov aorte, ki smo jih izmerili s TEE in CT meritvami na podlagi razlike aritmetičnih sredin ter intervale zaupanja. Primerjali smo tudi izmerjene vrednosti premerov anulusov aorte z vrednostmi, izračunanimi iz površin in s tem ocenili natančnost naših meritvev. Na podlagi odstopanj izmerjenih premerov ter premerov velikosti vstavljenih umetnih zaklopk smo ugotavljali ali obstaja povezanost med temi odstopanji in stopnjo regurgitacije zaklopke. V ta namen smo izvedli linearno regresijski test. Pri vseh testih smo uporabili stopnjo značilnosti  $\alpha = 0,05$ .

Rezultate naše študije smo primerjali z rezultati drugih avtorjev, ki so ugotavljali ustreznost obeh slikovnih metod za načrtovanje TAVR posega.

## REZULTATI

Preveriti smo hoteli ali s TEE izmerimo manjše vrednosti premera anulusa aorte kot s CT in ali se CT meritve premera anulusa ujemajo z meritvami, izračunanimi iz površine anulusa. Povprečni premer anulusa aorte, izmerjen s TEE, je bil  $21,63 \pm 0,2$  mm, povprečni premer, izmerjen na CT slikah  $23,74 \pm 0,29$  mm, CT premer, ki ga računalnik izračuna iz površine, pa  $22,95 \pm 0,22$  mm. Povprečna razlika med CT premerom, ki ga računalnik iz površine in TEE premerom je znašala  $1,3 \pm 1,3$  mm. Na podlagi Kolmogorov-Smirnov testa lahko sklepamo, da so spremenljivke meritve premerov anulusa aorte normalno porazdeljene: TEE ( $p = 0,175$ ), CT premer, izračunan iz površine ( $p = 0,292$ ), izmerjeni CT premer ( $p = 0,914$ ). S Studentovim t-testom smo primerjali omenjene meritve med seboj. p vrednosti ter intervale zaupanja so v tabeli 1.

**Tabela 1: p vrednosti in intervali zaupanja pri različnih meritvah premera anulusa aorte, pridobljeni s Studentovim t-testom**

	p vrednost	95% interval zaupanja
izračunani CT premer / TEE premer	0,0035	0,038–0,227 mm
izmerjeni CT premer / TEE premer	0,0005	0,099–0,323 mm
izmerjeni CT premer / izračunani CT premer	0,08	0,036–0,194 mm

Na podlagi dobljenih rezultatov ugotavljamo, da vrednosti TEE in CT meritev niso enako natančne in tako lahko z veliko verjetnostjo trdimo, da s TEE izmerimo manjše vrednosti anulusa aorte, kot jih izmerimo s pomočjo CT ali pa nam jih izračuna računalnik. Preverjali smo tudi, kako se naši izmerjeni premeri ujemajo s premeri anulusa, ki jih računalnik izračuna iz površine. p vrednost statističnega testa je znašala 0,08.

Z enakimi testi smo preverili še vrednosti površin, pridobljenih z različnimi načini merjenja. Povprečna površina, ki smo jo izmerili v prečni osi s pomočjo CT rekonstrukcije, je znašala  $417,08 \pm 81,94 \text{ mm}^2$ , izračunana površina iz povprečja najmanjših in največjih premerov, izmerjenih na CT slikah  $448,87 \pm 112,46 \text{ mm}^2$ , površina, ki smo jo izračunali iz premera anulusa, izmerjenega s TEE, pa  $370,29 \pm 71,88 \text{ mm}^2$ . Tudi meritve ploščin anulusa aorte so normalno porazdeljene: TEE ( $p = 0,108$ ), izračunana CT ploščina ( $p = 0,774$ ), podana CT ploščina ( $p = 0,192$ ). S Studentovim t-testom smo primerjali omenjene meritve med seboj. p vrednosti ter intervali zaupanja so navedeni v tabeli 2.

**Tabela 2: p vrednosti in intervali zaupanja pri različnih meritvah premera anulusa aorte, pridobljeni s Studentovim t-testom**

	p vrednost	95% interval zaupanja
izmerjena CT površina / izračunana TEE površina	0,004	12,47–81,09 mm <sup>2</sup>
izračunana CT površina / izračunana TEE površina	< 0,001	36,55–120,58 mm <sup>2</sup>
izmerjena CT površina / izračunana CT površina	0,076	0,59–12,01 mm <sup>2</sup>

Rezultati pri meritvah površin anulusa so podobni tistim, ki smo jih dobili pri meritvah premerov. S TEE meritvami smo dobili statistično značilno manjše površine kot z meritvami s CT. Pomembnih razlik med vrednostmi površin anulusa, izračunanimi ter izmerjenimi s CT nismo dokazali.

Ob neujemanju TEE in CT meritev smo želeli preveriti, v koliko primerih bi se le na podlagi ultrazvočnih meritev odločili za zaklopko druge velikosti, kot je bila vstavljena. Primerjali smo velikost umetnih zaklopk z intervali meritev anulusa aorte, ki ustrezajo velikosti umetne zaklopke pri posameznem pacientu. Pri vseh pacientih bi se samo na podlagi izmerjenega premera anulusa aorte s TEE odločili za zaklopko enake velikosti, kot na podlagi CT meritev.

Glede na specifične velikosti umetnih zaklopk nas je zanimalo ali odstopanja meritev premera oz. površine anulusa aorte od vrednosti posamezne umetne zaklopke vplivajo na stopnjo

aortne regurgitacije. To smo preverili z linearno regresijskim statističnim testom (tabela 3).

**Tabela 3: Linearno regresijski statistični test, ki prikazuje vpliv odstopanja CT meritev premerov na aortno regurgitacijo**

	beta koeficient	p vrednost
CT neujemanje premerov	-0,238	0,138

Iz rezultatov v tabeli 3 lahko razberemo, da je korelacijski koeficient med stopnjo aortne regurgitacije ter neujemanjem meritev -0,238. Na vzorčnih podatkih sta spremenljivki šibko ter negativno linearno povezani. Negativni koeficient kaže, da pri večjem neujemanju CT meritev premera anulusa aorte pride celo do manjše stopnje aortne regurgitacije. Vzornih podatkov pa na populacijo ne moremo posplošiti, saj je p vrednost večja od 0,05 ( $p = 0,138$ ). S tem povezanosti med neujemanjem CT meritev anulusa ter stopnjo aortne regurgitacije nismo dokazali.

Podobne rezultate dobimo, če primerjamo neujemanje površin (tabela 4). Korelacijski koeficient je tudi v tem primeru negativen ter nizek (-0,225), vrednost  $p = 0,163$  pa tudi tu kaže, da povezanosti spremenljivk ne moremo potrditi.

**Tabela 4: Linearno regresijski statistični test, ki prikazuje vpliv odstopanja CT meritev ploščin na aortno regurgitacijo**

	beta koeficient	p vrednost
CT neujemanje ploščin	-0,225	0,163

## RAZPRAVA

V raziskavi smo primerjali ustreznost dveh slikovnih metod za meritve aortnega anulusa ter ocenili potencialne možnosti računalniške tomografije pri obravnavi preiskovanca pred TAVR posegom. Glede na tehniko slikanja aortnega anulusa smo predvidevali, da nam TEE meritve dajo manjše vrednosti premera anulusa kot CT. Iz rezultatov naše raziskave je razvidno, da s TEE v povprečju res izmerimo manjši premer kot s CT, tako v primeru povprečnega premera, izračunanega iz najmanjšega in največjega izmerjenega premera, kot tudi v primeru izračunanega premera iz izmerjene površine anulusa aorte. S statističnim testom smo potrdili, da manjše vrednosti TEE meritev niso zgolj naključne ( $p = 0,0035$  in  $p = 0,0005$ ). Prvo hipotezo, da TEE poda manjše meritve aortnega anulusa, potrdimo. Naše rezultate lahko primerjamo z rezultati, ki so jih v svojih raziskavah dobili Gurvich et al. (2011), Jilaihawi et al. (2012), Ng et al. (2009) in Juřenčák et al. (2013). TEE izmeri razdaljo med dvema narastiščema lističev zaklopke, kar pa ne ustreza vedno tudi premeru anulusa. V tem primeru je CT preiskava bolj primerna, saj tridimenzionalna tehnologija omogoča meritve premera anulusa v različnih presekih.

Premer anulusa smo s CT tehnologijo pridobili na dva načina. V prvem primeru smo ga izračunali iz meritev najmanjšega in največjega premera, v drugem primeru pa je računalnik izračunal premer iz izmerjene površine anulusa. Zanimalo

nas je ali je glede na nesimetričnost aortnega anulusa tehnika najmanjšega in največjega premera primerna za določitev povprečnega premera in se meritve ujemajo s premerom, izračunanim iz izmerjene površine. Razlik med obema načinoma meritev nismo potrdili ( $p = 0,08$ ). Tako lahko potrdimo našo drugo hipotezo in sklepamo, da je določitev povprečnega premera na osnovi najmanjšega in največjega premera dovolj zanesljiva, prav tako pa so naše meritve dovolj natančne.

Na podlagi CT meritev premera aortnega anulusa so pri bolnikih izbrali določeno velikost umetne zaklopke. V raziskavi smo zato želeli ugotoviti ali bi samo s TEE meritvami premera anulusa prišlo do drugačne izbire velikosti umetne zaklopke pri posameznem bolniku. Čeprav so rezultati meritev s TEE nekoliko manjši kot s CT, v opazovanem vzorcu ne bi bilo razlik pri izbiri umetne zaklopke. Vendar pri izbiri ustrezne umetne zaklopke premer aortnega anulusa ni edini odločitveni dejavnik, zato so informacije, ki nam jih nudi 3D CT tehnologija nenadomestljive.

Želeli smo oceniti tudi ali CT meritve premera aortnega anulusa lahko služijo kot napovedni dejavnik za stopnjo aortne regurgitacije. Ponotone (2012) je v svoji študiji prišel do ugotovitve, da je neujemanje med izmerjeno površino anulusa aorte ter površino vstavljenе umetne zaklopke povezano s stopnjo regurgitacije aortne zaklopke. Hipotezo smo preverili z linearno regresijskim testom. Z našimi rezultati nismo mogli potrditi povezave med neujemanjem premerov kot tudi površin s stopnjo aortne regurgitacije. Rezultatov na populacijo ne moremo posplošiti, saj p vrednosti ne kažeta statistično značilnih razlik (0,138 in 0,163). Glede na stopnjo regurgitacije, ki v naši populaciji bolnikov ni presejala 2. stopnje, lahko sklepamo, da so bile velikosti umetnih zaklopk, ustrezno izbrane. Sklepamo lahko tudi, da na stopnjo aortne regurgitacije bolj kot neujemanje velikosti premera anulusa aorte s premerom umetne zaklopke vplivajo drugi dejavniki, kot so nesimetrična oblika aortnega anulusa, stopnja kalciniranosti lističev aortne zaklopke in seveda izvedba samega posega.

## ZAKLJUČEK

S študijo smo dokazali, da so meritve anulusa aorte, dobljene z TEE statistično manjše od meritev, dobljenih s CT ( $p < 0,05$ ). Razlika je tako majhna, da sta obe metodi sami zase uporabni za določanje velikosti umetne zaklopke.

Na izbiro velikosti umetne zaklopke vpliva tudi oblika anulusa, ki jo lahko prikažemo samo s CT slikanjem. CT ima v vsakem primeru odločilno vlogo pri presejalnih protokolih bolnikov za TAVR. S CT slikanjem lahko poleg merjenja anulusa ocenjujemo tudi stopnjo kalciniranosti aortne zaklopke, obliko in velikost aortnega korena, oddaljenost ustij koronarnih arterij od anulusa, primernost perkutanega dostopa preko medeničnih arterij ter določimo ustrezen kot vstavitve umetne zaklopke (Leipsic et al., 2011). Prav tako radiolog lahko opiše potek aorte in medeničnih arterij ter posebnosti, povezane z žilnim pristopom (zavitost, kalcinacije, plaki, anevrizmatska razširjenost) (Achenbach et al., 2012) ter ostale naključne

patološke najdbe v prsnem košu in trebuhu (Onuma et al., 2006).

V ljubljanskem UKC je CT postal slikovna metoda izbora za določanje velikosti umetne aortne zaklopke.

## LITERATURA/REFERENCES

Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA (2012). SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr* 6 (6): 366–80.

Bunc M, Ažman-Juvan K, Ambrožič J in sod. (2010). Prva vstavitev biološke aortne zaklopke preko femoralne arterije v Sloveniji. *Zdravniški vestnik* 79 (10): 735–41.

Cerillo AG, Mariani M, Berti S, Glauber M (2012). Sizing the aortic annulus. *Ann Cardiothorac Surg* 1 (2): 245–56.

Gurvitch R, Webb JG, Yuan R et al. (2011). Aortic Annulus Diameter Determination by Multidetector Computed Tomography: Reproducibility, Applicability, and Implications for Transcatheter Aortic Valve Implantation. *JACC: Cardiovasc Intervent* 4 (11): 1235–45.

Hamdan A, Guetta V, Konen E et al. (2012). Deformation dynamics and mechanical properties of the aortic annulus by 4-dimensional computed tomography: insights into the functional anatomy of the aortic valve complex and implications for transcatheter aortic valve therapy. *J Am Coll Cardiol* 59 (2): 119–27.

Jilaihawi H, Kashif M, Fontana G et al. (2012). Cross-Sectional Computed Tomographic Assessment Improves Accuracy of Aortic Annular Sizing for Transcatheter Aortic Valve Replacement and Reduces the Incidence of Paravalvular Aortic Regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 59 (14): 1275–86.

Juřenčák T, Kietselaer B, Van Garsse L, Nalbantov G, Wildberger J, Das M (2013). Aortic valve area in TAVI patients measured by MDCT and TEE: Does the grade of aortic stenosis severity differ. 21th CSC Annual congress, Czech society of cardiology. [http://www.cksonline.cz/21-vyrocní-sjezd-cks/sjezd.php?p=read\\_abstract\\_program&idabstrakta=157&lang=en](http://www.cksonline.cz/21-vyrocní-sjezd-cks/sjezd.php?p=read_abstract_program&idabstrakta=157&lang=en) <20.11.2013>

Leipsic J, Gurvitch R, LaBounty TM et al. (2011). Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. *JACC: Cardiovasc Imag* 4 (4): 416–29.

Neragi-Miandoab S, Michler RE (2013). A review of most relevant complications of transcatheter aortic valve implantation. *ISRN Cardiology*, vol. 2013. <http://www.hindawi.com/isrn/cardiology/2013/956252/>. <30.11.2013>

Ng AC, Delgado V, Van der Kley F et al. (2010). Comparison of aortic root dimensions and geometries before and after transcatheter aortic valve implantation by 2- and 3-dimensional transesophageal echocardiography and

multislice computed tomography. *Circ Cardiovasc Imag* 3 (1): 94–102.

Onuma Y, Tanabe K, Nakazawa G, Aoki J, Nakajima H, Ibukuro K, Hara K (2006). Noncardiac findings in cardiac imaging with multidetector computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 48 (2): 402–6.

Piazza N, De Jaegere P, Schultz C, Becker AE, Serruys PW, Anderson RH (2008). Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve. *Circulation: Cardiovascular Interventions* 1 (1): 74–81.

Pontone G, Andreini D, Bartorelli AL, et al. (2012). Aortic annulus area assessment by multidetector computed tomography for predicting paravalvular regurgitation in patients undergoing balloon-expandable transcatheter aortic valve implantation: a comparison with transthoracic and transesophageal echocardiography. *Am Heart J* 164 (4): 576–84.

Rixe J, Schuhbaeck A, Liebetrau C et al. (2012). Multi-detector computed tomography is equivalent to trans-oesophageal echocardiography for the assessment of the aortic annulus before transcatheter aortic valve implantation. *Eur Radiol* 22 (12): 2662–9.

Vahanian A, Alfieri O, Al-Attar N et al. (2008). Transcatheter valve implantation for patients with aortic stenosis: a position statement from the European Association of Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) and the European Society of Cardiology (ESC), in collaboration with the European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions (EAPCI). *Eur Heart J* 29 (11): 1463–70.

## VLOGA VIRTUALNE SIMULACIJE V RADIOTERAPIJI

### THE ROLE OF VIRTUAL SIMULATION IN RADIOTHERAPY

Valerija Žager<sup>1</sup>, Marjeta Jelovčan<sup>2</sup>, Saša Petkovič<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

<sup>2</sup>Onkološki inštitut Ljubljana, Oddelek za teleradioterapijo, Zaloška 2, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: asisit. dr. Valerija Žager, univ. dipl. org., dipl. inž. rad., E-mail: valerija.zager@zf.uni-lj.si

Prejeto/Recived: 3.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** V radioterapiji se na računalniško tomografskem simulatorju (CT simulator) kot dodatna programska oprema za pripravo bolnika na obsevanje uporablja virtualna simulacija (VS), ki lahko deluje kot samostojna enota za načrtovanje obsevanja. Pri paliativnih pripravah na obsevanje in v primeru urgentnih onkoloških stanj se lahko z njo določi samo izocenter brez planiranja obsevanja. VS se uporabi tudi v primeru izpada konvencionalnega simulatorja, kar je bil eden izmed razlogov, da se je tovrstna priprava na obsevanje povsem uveljavila na radioterapevtskem oddelku Onkološkega inštitutav Ljubljani v letu 2013.

**Namen:** V članku sta na praktičnih primerih predstavljeni uporabnost in prednost VS v primerjavi s simulacijo z diaskopijo pri paliativnem obsevanju.

**Metode dela:** Na CT simulatorju je bilo v obdobju od 3. 1. 2013 do 20. 11. 2013 skupno število opravljenih VS 278. Paliativne priprave na obsevanje so zajemale metastaze centralnega živčnega sistema, kostne metastaze, sindrom zgornje vene kave in nekatera druga področja.

**Rezultati in razprava:** Z VS na CT simulatorju pridobimo tridimenzionalni anatomski pogled željenega področja in CT referenčno sliko, kar z diaskopijo na konvencionalnem simulatorju ni mogoče. Simulacija obsevanja se izvaja po principu »CT slikanje – določitev izocentra – obsevanje«, ki se nato izvede še isti dan.

**Zaključek:** Na podlagi tujih raziskav in naših izsledkov v praksi je virtualna simulacija zelo uporabna pri pripravah na paliativno obsevanje in urgentnih onkoloških stanjih (mehki deli). Obsevalna polja lahko prikažemo in določimo z milimetrsko natančnostjo.

**Ključne besede:** CT simulator – VS, konvencionalni simulator, paliativno obsevanje

### ABSTRACT

**Introduction:** In radiotherapy treatment planning, virtual simulation (VS) is used as an additional software on the

computed tomography simulator (CT simulator), which can be used as a single unit for treatment planning. In palliative irradiation therapy and in case of urgent oncological conditions, the isocenter is defined without additional treatment planning. VS is also used when a conventional simulator is not available, which was one of the main reasons for complete implementation of this kind of treatment planning at the Department of Radiotherapy at Institute of Oncology Ljubljana in 2013.

**Purpose:** The aim of this article is to introduce usability and advantages of VS compared to fluoroscopic simulation in palliative irradiation.

**Methods:** In the period from 3 January 2013 to 20 November 2013, 278 VSs were completed with the CT simulator. Treatment planning for palliative irradiation therapy included metastasis of the central nervous system, bone metastasis (spine, long bones), superior vena cava syndrome and some other areas.

**Results and discussion:** VS in CT simulator gives us 3-dimensional image data of a required anatomical area and a CT reference image, which is not possible with fluoroscopy in a conventional simulator. The procedure is performed according to the "CT scanning – defining the isocenter – treatment" principle which is carried out the same day.

**Conclusion:** Based on the foreign research and on our own conclusions in practice, VS is very useful in preparation for palliative irradiation treatment and in urgent oncological conditions (soft tissues). Treatment fields can be displayed and determined with the accuracy of 1 millimetre.

**Keywords:** CT simulator –VS, conventional simulator, palliative radiation therapy

### UVOD IN NAMEN

Radioterapevtski postopki zdravljenja so sestavljeni iz različnih korakov, od katerih ima vsak pomembno vlogo. Eden izmed njih je tudi obravnava bolnika na simulatorju. Ko se radioterapevt odloči, da bo pri bolniku v proces zdravljenja



vključil radioterapijo, na simulatorju najprej naredimo pripravo na obsevanje.

V radioterapiji poleg CT simulatorja uporabljamo tudi konvencionalni simulator, ki je v bistvu diaskopski rentgenski aparat, kjer pri določanju obsevalnih polj pridobimo dvodimenzionalne (2D) diaskopske slike za verifikacijo in dokumentiranje (Karangelis in Zambogiou, 2001; Griffiths, 1995). Konvencionalne simulatorje radioterapevtski oddelki še vedno ohranjajo, in sicer za lokalizacijo nekaterih tumorskih mas, zaradi prevelike zasedenosti CT simulatorjev, oziroma zaradi možnosti uporabe preprostih tehnik obsevanja, ki ne zahtevajo izdelave obsevalnega plana. Uporabljamo jih predvsem pri bolnikih, kjer je namen obsevanja paliativen (Baker, 2006). CT simulator v primerjavi s konvencionalnim omogoča kvalitetnejši 3D prikaz področja (Driver et al., 2004) in slikovne podatke o anatomskih delih telesa (Strojan in sod., 2009). Uporabljamo ga predvsem pri bolnikih, kjer je namen obsevanja radikalen. VS (virtualna simulacija), kot dodatna programska oprema na CT simulatorju, omogoča podobno pripravo kot konvencionalni simulator, le da je bolj natančna (But in sod., 2012). Lahko jo uporabljamo samostojno, lahko je sestavni del planiranega obsevanja (določimo izhodiščni izocenter) ali pa jo izvajamo pri paliativnem obsevanju. Izraz »virtual oz. virtualna simulacija« se je uveljavil zaradi možnosti izvedbe in dokončanja postopka simulacije brez prisotnosti bolnika, ko zaključimo s CT slikanjem (Baker, 2006; Driver et al., 2004; Valentini et al., 2003).

Na Onkološkem inštitutu (OI) v Ljubljani smo priprave na CT simulatorju v obliki VS, ki jo izvedemo v programu TumorLoc, začeli pogosteje uporabljati pri planiranju na izhodiščni izocenter, pri paliativnih pripravah na obsevanje in v primerih urgentnih onkoloških stanj. V zadnjih dveh primerih se na podlagi posnetih CT rezin lahko takoj določi center obsevanja (izocenter) brez dodatnega planiranja obsevanja, kar omogoči obsevanje isti dan. Začasni izpad konvencionalnega simulatorja od februarja do maja 2013 je bil še dodaten razlog, da smo vse paliativne priprave in urgentna onkološka stanja na obsevanje izvedli s pomočjo VS.

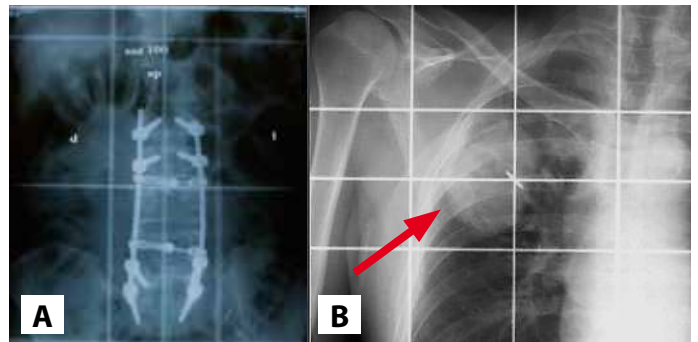
Namen članka je na praktičnih primerih predstaviti uporabnost in prednosti VS na CT simulatorju v primerjavi s pripravo na obsevanje z diaskopijo na konvencionalnem simulatorju pri paliativnem namenu zdravljenja z obsevanjem.

## METODE DELA

Pri teoretičnem delu članka smo uporabili deskriptivno metodo s pregledom domače in tuje strokovne in znanstvene literature. Naredili smo pregled baze podatkov o opravljenih pripravah na obsevanje na konvencionalnem simulatorju in o tistih, narejenih z VS na CT simulatorju na Radioterapevtskem oddelku (RT) OI v izbranem časovnem obdobju. Izbrali smo nekatera pogostejša paliativna področja obsevanja in urgentna onkološka stanja. Pri slednjih moramo izvesti obsevanje v 24 urah. To so vsa stanja, kjer je zaradi rakastega obolenja akutno ogroženo življenje bolnika (Strojan in sod., 2009).

Izbrali smo metastaze centralnega živčnega sistema (CŽS), kjer se kirurgija redko uporablja, zasevki so večinoma številčni,

zato jih zdravimo z obsevanjem. Kostne metastaze v hrbtenici (slika 1A) predstavljajo v nevroonkologiji urgentno stanje, grozeča pareza zaradi mogoče kompresije hrbtenjače se namreč kaže kot lokalizirana bolečina v hrbtu na področju prizadetega vretenca. Če tovrstnega urgentnega stanja ne zdravimo, vodi do nepopravljivih nevroloških okvar z izgubo gibljivosti. Razširjene oblike pljučnega raka (slika 1B) so izjemno redko ozdravljive, zato izvajamo paliativno obsevanje za hitro zdravljenje simptomov bolezni (Driver et al., 2004). Kot kardiorespiratorno urgentno stanje se lahko izrazi sindrom zgornje vene kave (SZVK), ki nastane zaradi zapore pretoka krvi skozi skožnjo. Največkrat se pojavlja kot zaplet napredovale rakaste bolezni in se obseva paliativno (Strojan in sod., 2009; Ilić in sod., 2005).

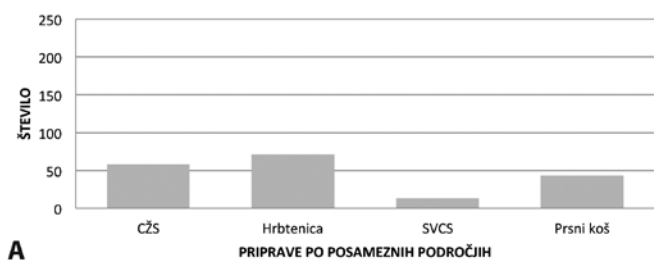


Slika 1: Diaskopski prikaz patologije po stabilizaciji vretenc v predelu ledvene hrbtenice (A) in pri razširjeni obliki pljučnega raka (B)

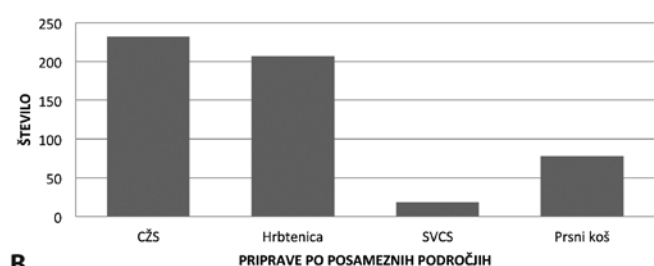
## Zbiranje podatkov

Podatke o številu opravljenih priprav smo zbirali na CT simulatorju (Philips Brilliance CT-Big Bore, 16-rezni) in na konvencionalnem simulatorju (Varian, ACUITY) iz računalniške baze podatkov Mosaiq in iz ročno vodenih zapisov o opravljenih pripravah na obsevanje. Pisno dovoljenje o uporabi numeričnih podatkov smo pridobili od predstojnice RT oddelka in od vodje radioloških inženirjev. Na CT simulatorju smo podatke zbrali od 3. 1. 2013 do 20. 11. 2013 (slika 2A). Pri zbiranju podatkov za konvencionalni simulator smo upoštevali obdobje menjave starega konvencionalnega simulatorja z novim (od 22. 2. 2013 do 22. 4. 2013). V tem časovnem obdobju smo vse paliativne priprave in urgentna onkološka stanja, ki se sicer v večini izvajajo na konvencionalnem simulatorju, naredili kot VS na CT simulatorju. Število opravljenih priprav od začetka delovanja novega simulatorja (22. 4. 2013) je razvidno iz slike 2B.

**Paliativne in urgentne priprave na obsevanje na CT simulatorju (VS) od 3. 1. 2013 do 20. 11. 2013**



**Paliativne in urgentne priprave na obsevanje na konvencionalnem simulatorju od 22. 4. 2013 do 20. 11. 2013**



**Slika 2:** Razlika med številom izvedenih priprav na paliativno in urgentno obsevanje na CT simulatorju (od 3. 1. 2013 do 20. 11. 2013) (A) in na konvencionalnem simulatorju (od začetka delovanja 22. 4. 2013 do 20. 11. 2013) (B)

**Razvoj in uporabnost VS**

Valentini et al. (2003) so v svoji raziskavi predstavili začetke razvoja VS, ki je bila v literaturi omenjena že leta 1987 (Sherouse et al., 1987). Koncept delovanja VS z uporabo CT simulatorjev in ustrezne programske opreme so Sherouse s sodelavci predstavili na Univerzi v Severni Karolini. CT simulator z ustrezno programsko opremo lahko nadomesti konvencionalnega. Novejše različice VS imajo veliko različnih možnosti prikaza slik v barvnih linijah, kar omogoča dobro razlikovanje med organi. Možen je prikaz v prečni, koronarni in sagitalni ravnini (Aird in Conway, 2002). Prednosti VS so v hitri pripravi bolnika na obsevanje z uporabo TumorLoc programa, ki omogoča točno določitev lokalizacije tumorja in 3D prikaz rizičnih organov. Po CT slikanju takoj določimo: energijo (MV) in obsevalni aparat, kjer se bo bolnik kasneje obseval, izocenter (oz. več izocentrov glede na lokalizacijo patologije), obsevalne kote in kolimator obsevalnega polja, velikost (dolžino in širino) simetričnih ali asimetričnih obsevalnih polj, razdaljo od vira do kože (SSD) oz. globino, avtomatski laserski prenos koordinat, ki določajo izocenter in omogočajo takojšnji naris na bolniku, po potrebi vrisovanje in uporabo večlistnega kolimatorja (MLC) za individualno zaščito zdravega tkiva in prenos referenčne slike (DRR) na ustrezne delovne postaje (But in sod, 2012).

**REZULTATI IN RAZPRAVA**

V rezultatih bomo na primerih predstavili prednosti in slabosti priprav na obsevanje pri nekaterih lokalizacijah na CT simulatorju z VS in na konvencionalnem simulatorju. Skupno število VS od 3. 1. 2013 do 20. 11. 2013 na CT simulatorju je

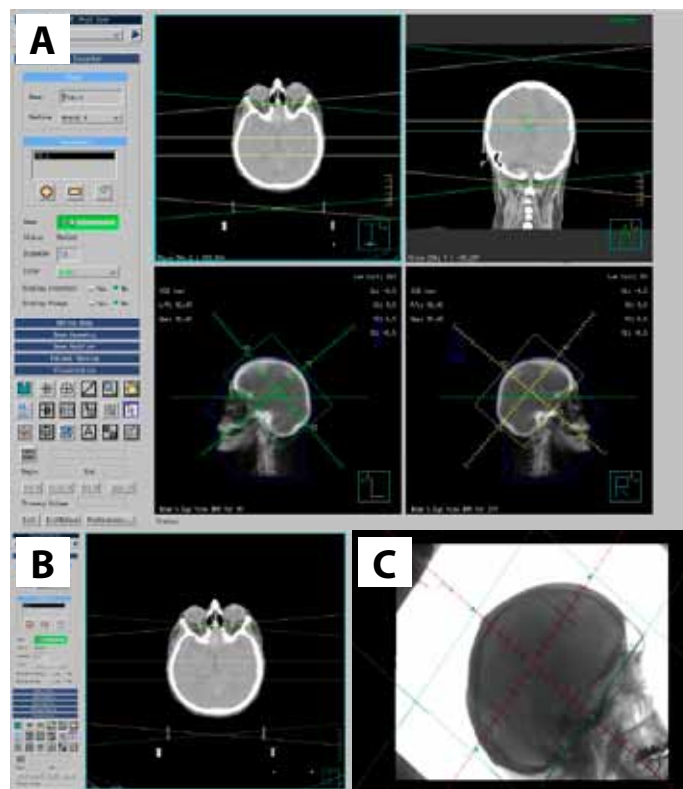
bilo 278. V obdobju izpada konvencionalnega simulatorja od 22. 2. 2013 do 22. 4. 2013 smo na CT simulatorju z VS pripravili 208 priprav s paliativnim in urgentnim namenom zdravljenja (tabela 1). V preostalem obdobju leta 2013 je bilo število VS le 70. Na starem konvencionalnem simulatorju je bilo v času od 3. 1. 2013 do 22. 2. 2013 (do zaprtja aparata) narejenih skupno 198 priprav (dosegljiv podatke).

**Tabela 1:** Število VS na CT simulatorju po posameznih obdobjih in področjih

	CŽS	hrbtenica	prsni koš	ostalo	skupaj
od 3.1. do 20.11.2013	58	71	43 (od tega 13 SZVK)	106	278
od 22.2. do 22.4.2013	51	61	28 (od tega 4 SZVK)	68	208

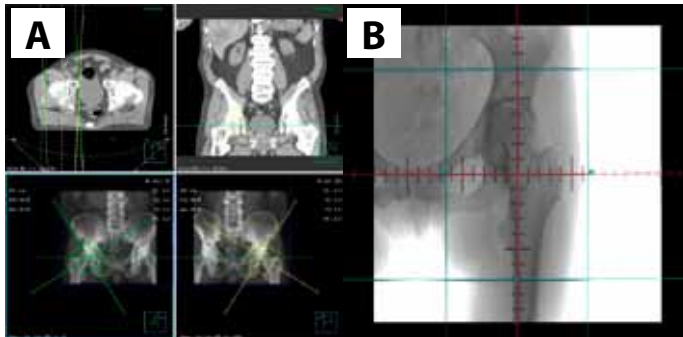
Na OI skoraj pri vseh pacientih izvajamo priprave na paliativna obsevanja in na obsevanja pacientov z urgentnimi onkološkimi stanji na konvencionalnem simulatorju, vendar pri tistih, pri katerih je tumorska masa v mehkih tkivih (npr. SZVK), radioterapevti vedno pogosteje izvajajo priprave z VS na CT simulatorju, in sicer zaradi 3D prikaza CT slike in boljše lokalizacije patologije.

Pri pripravi bolnika na obsevanje z metastazami CŽS moramo biti pozorni predvsem na to, da so oči izven obsevalnega polja. Na konvencionalnem simulatorju se orientiramo le po kostnih strukturah (slika 3C), z VS pa sta očesni leči dobro prikazani, tako da lahko zelo natančno določimo obsevalno polje in ju ne zajamemo vanj (znana dopustna doza obsevanja za lečo je 5–10 Gy (Gray), ki je nižja od skupne tumorske doze za to področje, npr. 20 ali 30 Gy) (sliki 3A, 3B).



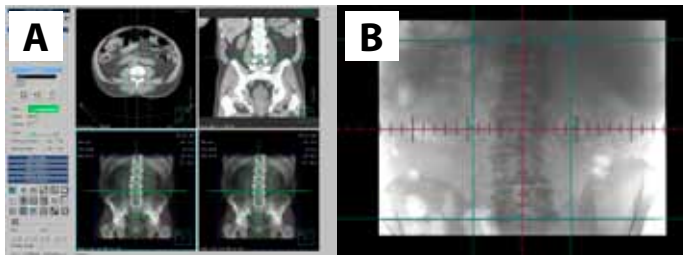
**Slika 3:** Razlika med pripravama na obsevanje CŽS z VS na CT (A, B) in na konvencionalnem simulatorju (C)

Pri pripravi bolnika na obsevanje metastaz v kolčnem predelu, lahko ob primerjavi obeh slik vidimo, da je priprava z VS natančnejša. Na voljo imamo več različnih pogledov, ki nam omogočajo kvalitetnejšo določitev obsevalnega polja po posameznih oseh. Jasno je vidna metastaza v kolku (slika 4A), česar pri sliki 4B ne moremo trditi.



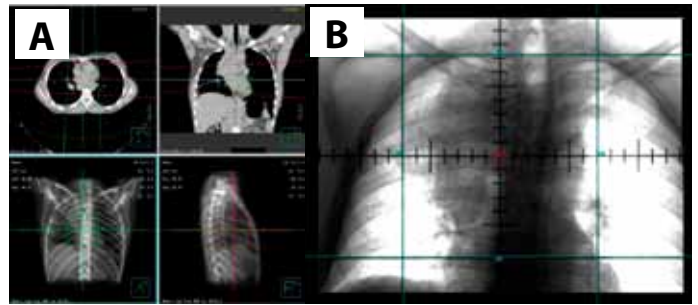
**Slika 4:** Razlika med pripravama na obsevanje kostne metastaze v kolčnem predelu z VS na CT (A) in na konvencionalnem simulatorju (B)

Pri pripravi bolnika na obsevanje pri metastazah v hrbtenici, v našem primeru v ledvenem delu (slika 5B), lahko z VS prikažemo mnogo več posameznih struktur (slika 5A). Če ima bolnik hude bolečine, lahko radioterapevt takoj po končanem CT slikanju in zarisu izocentra na njegovo kožo dokonča postopek brez prisotnosti bolnika na preiskovalni mizi. Haas et al. (2013) so v svoji raziskavi preučevali možnosti, da CT simulatorja z VS v teh primerih ne bi uporabili, ampak bi pripravo in obsevanje izvedli na linearnem pospeševalniku s Cone Beam CT opcijo za verifikacijo obsevalnega polja. Na ta način zmanjšamo število prelaganj bolnika iz postelje na obsevalno mizo in še dodatno skrajšamo čas, ki je sicer potreben za izvedbo postopka.



**Slika 5:** Razlika med pripravama na obsevanje ledvene hrbtenice z VS na CT (A) in na konvencionalnem simulatorju (B)

Pri pripravi bolnika na paliativno obsevanje pljuč in pri SZVK (slika 6B) izkoriščamo možnosti uporabe VS, da z njo natančneje določimo lego tumorja mehkih tkiv in s tem obsevalnega polja. Z uporabo 3D oblike obsevalnega polja (slika 6A) in po potrebi zaščite z MLC, izboljšamo geometrično natančnost obsevanja (McJury et al., 2001). Slaba lokalizacija tumorske tarče vodi v nepotrebno obsevanje zdravih tkiv in organov v okolici in v povečane stranske učinke obsevanja.



**Slika 6:** Razlika med pripravama na obsevanje SZVK z VS na CT (A) in na konvencionalnem simulatorju (B)

## Prednosti in slabosti: CT simulator (VS) in konvencionalni simulator

Spiralni CT simulator omogoča volumski zajem podatkov, kar s pridom izkoriščamo za prikaz različnih ravnin in rekonstrukcij slik pri pripravi bolnikov na radikalno obsevanje in pri izvajanju priprav na obsevanje z VS. Simulacija obsevanja se izvaja po principu »CT slikanje – določitev izocentra – obsevanje«, ki se nato izvede še isti dan. Tehnologija CT aparata omogoča prikaz mehkih tkiv, s čimer lahko bolj natančno določimo položaj tumorske mase glede na sosednja tkiva. Rekonstrukcija CT slik v DRR pri VS omogoča bolj natančno anatomsko primerjavo z elektronsko portalno sliko (EPI) tudi pri obsevanju (Aird and Conway, 2002; Valicenti et al., 1997). Verifikacija (DRR – EPI) omogoča radiološkemu inženirju na obsevalnih aparatih izvajanje natančnega in pravilnega obsevanja. Prednosti konvencionalnega simulatorja so v tem, da lahko s pomočjo diaskopije hitro pridobimo prikaz gibanja organov in tumorske mase ter določimo obsevalno polje (Baker, 2006). Priprava na obsevanje je ena, poteka pri bolnikih, kjer je namen obsevanja paliativen in traja kratek čas. Bolniki so v slabi fizični kondiciji in se obsevajo s preprostimi obsevalnimi tehnikami. Obsevalno polje je narisano na bolnikovi koži.

Nekateri RT oddelki so zaradi možnosti uporabe sodobnih CT simulatorjev in pripadajoče programske opreme konvencionalne simulatorje izločili iz uporabe (Driver et al., 2004). Na RT oddelku OI v Ljubljani imamo dva CT simulatorja, na enem je možnost uporabe VS in sodobni konvencionalni simulator. Kot poudarjajo Aird et al. (2002), smo tudi mi mnenja, da RT oddelk večjega formata potrebuje obe vrsti simulatorjev. Razmerje med vrstami in številom simulatorjev, kot ga ima naš oddelk, nudi v sodobno opremljenem RT oddelku pravo ravnotežje pri načrtovanju zdravljenja z obsevanjem.

## ZAKLJUČEK

Uporaba VS na CT simulatorju se je izkazala kot zelo uporabna pri takojšnji določitvi tumorskega volumna in varovanju zdravih organov pri obsevanju. V obdobju izpada delovanja konvencionalnega simulatorja od 22. 2. 2013 do 22. 4. 2013 smo na CT simulatorju z VS opravili 208 priprav s paliativnim namenom zdravljenja. Število VS se je po ponovnem zagonu konvencionalnega simulatorja znatno znižalo, vendar so radioterapevti začeli vedno pogosteje uporabljati VS zaradi 3D prikaza željenega področja in boljše lokalizacije patologije. Ker je VS tudi časovno hitro izvedljiva, je to velika prednost

za bolnike, od radioloških inženirjev in ostalih sodelavcev pa zahteva veliko natančnost in zbranost pri delu.

VS na CT simulatorju lahko zelo uspešno nadomesti pripravo na konvencionalnem simulatorju, vendar ima le-ta še vedno v radioterapiji svoje mesto za lokalizacijo nekaterih tumorjev in za relativno enostavne obsevalne tehnike.

## LITERATURA/REFERENCES

Aird EGA, Conway J (2002). CT simulation for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol.* 75 (900): 937–49.

Baker GR (2006). Localization: Conventional and CT simulation. *Br J Radiol.* 79 (Spec No 1): S36–49.

But J, Hudej R, Bizjak Matošec N (2012). Priporočila za načrtovanje paliativnega obsevanja s CT-2 simulatorjem v primeru okvare konvencionalnega simulatorja. Ljubljana: Onkološki inštitut.

Driver DM, Drzymala M, Doobs HJ, Faulkner S, Harris S (2004). Virtual simulation in palliative lung radiotherapy. *Clin Oncol* 16 (7): 461–6.

Griffiths S (1995). *Imaging in practise. V: Radiotherapy: Principles to Practise.* 2nd ed. London: Churchill Livingstone, 119–31.

Haas RLM, Betgen A, Wolfrat M, Panneman C, Remeijer P (2013). Cone beam CT assisted irradiation of painful vertebral metastases without prior virtual simulation: A quick and patient friendly procedure. *Radioth Oncol* 106 (3): 375–7.

Ilić R, Trifunović Z, Mandarić V, Tišma S (2005). Sindrom gornje šupje vene izazvan epiteloidnim hemangiomom. *Vojnosanit Pregl* 62 (5): 409–12.

Karangelis G, Zamboglou N (2001). CT based virtual simulation for external beam radiation therapy. In: *International Congress Series 1230.* Amsterdam: Elsevier, 492–9.

McJury M, Fisher PM, Pledge S, Brown G, Anthony C, Hatton MQ, Conway J, Robinson MH (2001). The impact of virtual simulation in palliative radiotherapy for non-small-cell lungcancer. *Radioth Oncol* 59 (3): 311–8.

Sherouse GW, Mosher CE, Novins KL, Rosenman JG, Chaney EL (1987). Virtual simulation: concept and implementation. In: I. A. D. Brunvis IAD et al., eds.: *The Use of Computers in Radiation Therapy (Proceedings of 9th International Conference of the use of Computers in Radiation Therapy).* Scheveningen: North-Holland, 433–6.

Strojan P, Casar B, Petrič P, Serša G. (2009). Radioterapija. V: Novaković S, Hočevar M, Jezeršek Novakovč B, Strojan P, Žgajnar J. *Onkologija: raziskovanje, diagnostika in zdravljenje raka.* Ljubljana: Mladinska knjiga, 120–40; 222–37.

Valentini V, Piermattei A, Morganti AG et al. (2003). Virtual simulation: Fifteen years later. *RAYS* 28 (3): 293–8.

Valicenti RK, Frank MA, Waterman M (1997). A prospective, randomized study addressing the need for physical simulation following virtual simulation. *Int. J. Radiation Oncology Biol Phys* 39 (5): 1131–5.

# SLIKOVNO VODENA RADIOTERAPIJA Z UPORABO EXACTRAC SISTEMA

## IMAGE GUIDED RADIOTHERAPY WITH THE USE OF THE EXACTRAC SYSTEM

**Attila Šarvari**

Onkološki inštitut Ljubljana, Oddelek za radiofiziko, Zaloška 2, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Attila Šarvari, univ. dipl. fiz., E-mail: asarvari@onko-i.si

Prejeto/Recived: 26.3.2014

Sprejeto/Accepted: 10.4.2014

### POVZETEK

Na Onkološkem inštitutu se za slikovno vodeno radioterapijo (IGRT) med drugim uporablja ExacTrac sistem proizvajalca Brainlab (Brainlab AG, 2013). ExacTrac sistem je del obsevalnega aparata NovalisTx in je namenjen za natančno vsakodnevno namestitvev bolnika za obsevanje, kot tudi za preverjanje položaja bolnika med samim obsevanjem. Sistem, katerega delovanje upravlja računalniški program, ki je nameščen na delovni postaji, je sestavljen iz rentgenskega dela, infrardečega dela ter robotske mize. Rentgenski del je sestavljen iz dveh v pod poševno vgrajenih rentgenskih cevi z lastnima generatorjema napetosti ter iz dveh ploščatih detektorjev, nameščenih na strop obsevalnega prostora. Infrardeči del pa je sestavljen iz dveh infrardečih kamer ter infrardečih odsevnih označevalcev. Robotska miza s samodejnim premikanjem in nagibanjem bolnika zagotavlja, da je bolnikova lega enaka legi kot je bila pri odvzemu CT obodov. Pred pričetkom obsevanja se bolnika postavi v izhodišče za obsevanje, za tem se izvede rentgensko slikanje. Programska oprema primerja rentgenske slike z izvornimi CT slikami ter na podlagi zlitja slik izdela korekcijo trenutnega položaja bolnika. Po izvedbi premika in nagiba, za katerega pravilnost skrbi infrardeči del sistema, se ta še preveri s ponovnim slikanjem. Sistem omogoča slikanje pozicije bolnika pri različnih vrednostih zasuka mize. Z uporabo ExacTrac sistema je namestitvev bolnika hitra, zelo natančna, avtomatska, neodvisna od obsevalnega aparata in s tem bolniku ter radiološkim inženirjem prijazna tehnologija.

**Ključne besede:** ExacTrac, IGRT, nastavitev pacienta, radioterapija, rentgensko slikanje

### ABSTRACT

At the Institute of Oncology Ljubljana, the ExacTrac system, manufactured by Brainlab AG (Brainlab AG, 2013), is used for image guided radiotherapy (IGRT). The ExacTrac system is a part of the NovalisTx linear accelerator and is used for daily patient positioning as well as for the monitoring of patient position during the treatment delivery. The system operated by the software installed at the workstation is composed of an x-ray part, infrared part and of a robotic couch.

The x-ray part consists of two kV X-Ray units with their own generators recessed into the treatment room floor and of two ceiling-mounted amorphous silicon flat panel detectors. The infrared part is composed of two infrared cameras and of infrared markers. The automatic robotic couch allows moving and inclining the patient to ensure that the patient position is the same as it was when the CT scan was made. Before the treatment, the patient is positioned in its isocenter and X-ray imaging is performed. The software matches the images and corrects the patient position. X-ray verification is carried out to ensure the correct patient movements and inclinations done by the infrared part. The system allows imaging at various couch positions. The ExacTrac system provides patient positioning which is fast, accurate, automatic and independent from linac, and is therefore a patient and user friendly technology.

**Key words:** ExacTrac, IGRT, patient positioning, radiotherapy, x-ray imaging

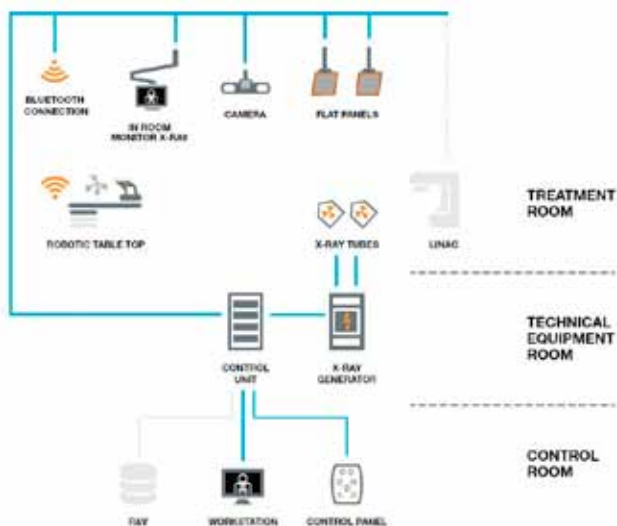
### UVOD

Že z začetki radioterapije se je pojavil problem vsakodnevnega nastavljanja pacienta za obsevanje tumorskega predela. S prihodom uporabe računalniške tomografije (CT) se je ta problem še stopnjeval, saj je bila tedaj na voljo referenčna nastavitev bolnika in podatki o njenem morebitnem odstopanju. Odstopanja so zelo pomembna v stereotaktični radiokirurgiji (Kim et al., 2011; Gevaert et al., 2011) in z namenom zmanjševanja le-teh so leta 2004 v podjetju Brainlab AG izdelali in dali v klinično uporabo sistem ExacTrac. Predhodno je že obstajalo visoko energijsko slikanje na film in kasneje na detektor (EPID – Electronic Portal Image Device), vendar so bile slike slabše kvalitete, hkrati pa je bil bolnik izpostavljen dodatni nenačrtovani dozi sevanja. S prihodom ExacTrac sistema so dobile slike, posnete z kV energijo, boljšo ločljivost kot tudi kontrastnost, hkrati pa sistem omogoča avtomatizirano poravnavo bolnika.

### METODE DELA

ExacTrac sistem podrobneje sestavljajo elementi, ki jih lahko razdelimo glede na prostor, v katerem se nahajajo (slika 1). V komandnem prostoru imamo nameščeno delovno postajo

skupaj z nadzorno ploščo. Na delovni postaji teče program za avtomatsko namestitev bolnika, kot tudi prikaz rentgenskih slik in njihovo primerjavo z digitalno rekonstruiranimi rentgenskimi posnetki računalniške tomografije (CT). V tehničnem prostoru se nahajata oba generatorja visoke napetosti za rentgenski cevi in pa kontrolna računalniška krmilna enota za krmiljenje sistema.



Slika 1: Sestavni elementi ExacTrac sistema ([www.brainlab.com](http://www.brainlab.com))

V samem obsevalnem prostoru pa imamo iz karbona izdelano mizo s pripadajočim nagibnim sistemom,



Slika 2: V pod vgrajen rentgenski vir (zgoraj) in v strop vpeta ploska detektorja ([www.brainlab.com](http://www.brainlab.com))

zaslon za prikaz podatkov, na strop montirani dve infrardeči kameri za zaznavanje infrardečih označevalcev, na strop vpeta dva ploščata detektorja iz amorfne silicija za detekcijo rentgenske slike bolnika ter dva v tla nameščena vira

rentgenskih žarkov (slika 2). Na sliki 3 je posnetek ExacTrac sistema, ki je integriran skupaj z linearnim pospeševalnikom in je postavljen na oddelku za radioterapijo Onkološkega inštituta v Ljubljani.

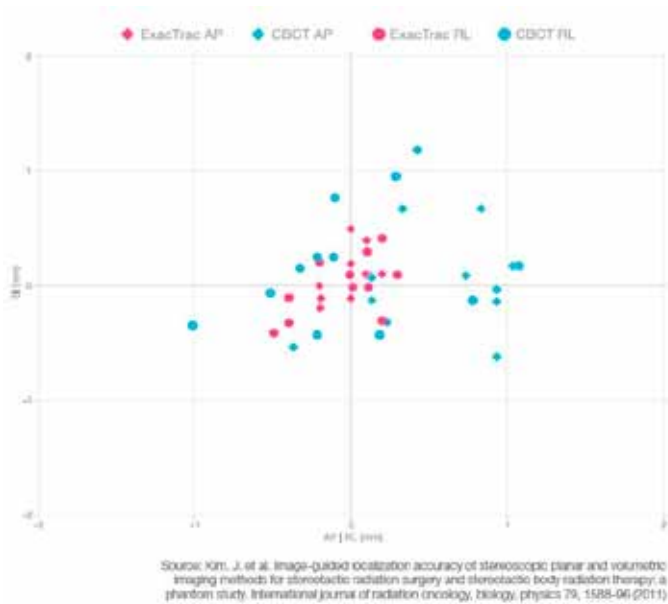


Slika 3: ExacTrac sistem skupaj z linearnim pospeševalnikom

V klinični uporabi je od leta 2010 in se že od samega začetka uporablja pri 60% vseh obsevanih bolnikov. Celotni postopek nastavitve poteka tako, da se v programu izbere bolnika, ki se primerno uleže na v center poravnano obsevalno mizo in se ga imobilizira z različnimi fiksacijskimi pripomočki (maska, razne podlage). V kolikor je imel bolnik pri jemanju CT obodov že nameščene infrardeče markerje, ga sistem avtomatsko postavi v izbrano izhodišče. Temu sledi verifikacija položaja z rentgenskim slikanjem iz obeh virov ter nato zlitje dobljenih slik z digitalno rekonstruiranimi rentgenskimi posnetki računalniške tomografije in še izračun morebitnih premikov in nagibov. Po opravljenih popravkih sledi še preverba letih s slikanjem z enim od virov in nato obsevanje oziroma zasuk mize za nekoplanarni način obsevanja. Med samimi obsevanjem je še možna verifikacija položaja bolnika in sicer s slikanjem z enim od rentgenskih virov, pri čemer je treba upoštevati trenutni nagib roke pospeševalnika.

## REZULTATI

Mnogi v referencah omenjeni avtorji (Ma et al., 2009; Verellen et al., 2003; Jin et al., 2008; Kim et al., 2011) so preverjali natančnost nastavitve bolnika z uporabo ExacTrac sistema in sistema, ki ima izvor in detektor vpet na roki linearnega pospeševalnika (OBI sistem). Rezultati odstopanj v različnih smereh, ki so bili izdelani na fantomu za primere stereotaktičnega obsevanja, so objavljeni na (slika 4) (Kim et al., 2011).



Slika 4: Rezultati odstopanj za sistem ExacTrac in CBCT sistem

Tudi na oddelku za radioterapijo Onkološkega inštituta se srečujemo s primerljivimi rezultati pri obsevanju bolnikov s stereotaktičnim načinom obsevanja (Ramakrishna et al., 2010). Večja odstopanja in s tem tudi težave nezmožnosti postavitve bolnika v pravi položaj, so se pojavila pri bolnikih, ki se že v samem začetku niso dobro namestili v fiksacijsko masko (Soete et al., 2006; Linthout et al., 2006). Po ponovni namestitvi so bila odstopanja znotraj dovoljenih toleranc in je bila možna izvedba obsevanja.

## RAZPRAVA

Že skoraj 4 letna uporaba sistema ExacTrac je pokazala, da je nastavljenost bolnikov hitrejša, natančnejša, ponovljiva znotraj mej, ob enem pa se vse postavitve zabeležijo za morebitno kasnejšo uporabo v primerih, ko bi se bolnik moral ponovno obsevati. Za bolnika je najpomembnejše, da je celotni čas obravnave na obsevalnem aparatu čim krajši, še posebej za tiste, ki so imobilizirani s termoplastičnimi fiksacijskimi maskami. Te namreč bolniku dajejo občutek utesnenosti, kot tudi onemogočajo sproščeno dihanje, kar lahko privede do premikanja bolnika med obsevanjem. Možnost nagibanja obsevalne mize, na kateri leži bolnik, pripomore k izboljšavi nastavitve bolnika, so pa nagibi omejeni ( $\pm 3^\circ$ ) zaradi preprečitve padca bolnika z mize, kot tudi izravnave bolnika, ki jole-ta začuti ob nagibu.

## ZAKLJUČEK

Na Onkološkem inštitutu, trenutno uporabljamo ExacTrac sistem na dveh obsevalnih aparatih. Korekcija poravnave obsevalne mize v 6 dimenzijah (3 kartezične koordinate in 3 rotacijske koordinate) se je pokazala za zelo koristno, saj je s tem omogočena natančnejša nastavitve bolnika in je varnostni rob, ki se ga dodaja k planirnemu tarčnemu volumnu (PTV) mnogo manjši. Vse to ima za posledice manjše obsevanje zdravega tkiva, kar je za bolnika izjemnega pomena. S prihodom ExacTrac sistema se je uvedla stereotaktična radiokirurgija z uporabo maske in hkrati tudi stereotaktična

radioterapija. Obe terapiji zahtevata veliko natančnost saj so terapevtske doze pri radiokirurgiji izjemno visoke (18 do 25Gy).

Za bolnika pomeni prihod ExacTrac sistema skrajšanje časa nastavitve za pričetek obsevanja, kot tudi preveritev položaja med dolgotrajnim obsevanjem. Za bolnike z boleznijo karcinoma prostate pa sistem omogoča rotacijsko poravnavo, saj je iz mnogih kliničnih študij znano, kakšne so vsakodnevne rotacije organa – prostate. Sistem ExacTrac prinaša na področje radioterapije ne samo možnost slikovno vodene radioterapije, pač pa tudi zelo precizno in avtomatsko poravnavo bolnika, čimer se delo radioloških inženirjev olajša in se hkrati zelo zmanjša število napak pri namestitvi bolnika v pravo lego.

## LITERATURA/REFERENCES

Brainlab AG (2013). Vodič za kliničnega uporabnika ExacTrac različica 6.0, Revizija 1.2.

Gevaert T, Verellen D, Engels B et al. (2011). Clinical Evaluation of a Robotic 6-Degree of Freedom Treatment Couch for Frameless Radiosurgery. *Int J Radiat Oncol*, 83 (1): 467–74.

Jin JY, Yin FF, Tenn SE et al. (2008). Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D system in image-guided radiotherapy. *Med Dosim*, 33 (2): 124–34.

Kim J, Jin JY, Walls N et al. (2011). Image-Guided Localization Accuracy of Stereoscopic Planar and Volumetric Imaging Methods for Stereotactic Radiation Surgery and Stereotactic Body Radiation Therapy: A Phantom Study. *Int J Radiat Oncol*, 79 (5): 1588–96.

Linthout N, Verellen D, Tournel K et al. (2006). Six dimension analysis with daily stereoscopic x-ray imaging of intrafraction patient motion in head and neck treatments using five points fixation masks. *Med Phys*, 33 (2): 504–13.

Ma J, Chang Z, Wang Z et al. (2009). ExacTrac X-ray 6 degree-of-freedom image-guidance for intracranial non-invasive stereotactic radiotherapy: comparison with kilo-voltage cone-beam CT. *Radiother Oncol*, 93 (3): 602–8.

Ramakrishna N, Rosca F, Friesen S et al. (2010). A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery versus a frameless image guided radiosurgery system for intracranial lesions. *Radiother Oncol*, 95 (1): 109–15.

Soete G, Verellen D, Tournel K et al. (2006). Setup accuracy of stereoscopic X-ray positioning with automated correction for rotational errors in patient treated with conformal arc radiotherapy for prostate cancer. *Radiother Oncol*, 80 (3): 371–3.

Verellen D, Soete G, Linthout N et al. (2003). Quality assurance of a system for improved target localization and patient setup that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-ray imaging. *Radiother Oncol*, 67 (1): 129–41.

## VPLIV REKONSTRUKCIJ NA KVANTITATIVNO ANALIZO PET SLIKE

### INFLUENCE OF RECONSTRUCTION ON THE QUANTITATIVE ANALYSIS OF PET IMAGES

**Sebastijan Rep, Luka Ležaić**

Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinika na nuklearno medicino, Zaloška 7, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Sebastijan Rep dipl. inž. rad., E-mail: sebastijan.rep@guest.arnes.si

Prejeto/Recived: 15.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

#### POVZETEK

**Uvod:** Dva glavna načina obdelave podatkov, dobljenih s PET (pozitronsko emisijsko tomografijo), sta FBP (filtrirana povratna projekcija) in OSEM (ordered subset expectation maximisation) iterativna rekonstrukcija. FBP je analitični pristop, ki ne omogoča modeliranja signala med rekonstrukcijo slike. Iterativna rekonstrukcija v primerjavi s FBP omogoča modeliranje šuma tako, da se z rekonstrukcijo izboljšajo razmerje signal-šum (SNR), prostorska ločljivost, modeliranje geometrije detektorja ... Kvantitativna ocena in SNR pri iterativni rekonstrukciji sta odvisna od števila iteracij (ponovitev) in števila subsetov (podskupin).

**Namen:** Ovrednotiti FBP in iterativno rekonstrukcijo ter ugotoviti, kako število iteracij in subsetov pri iterativni rekonstrukciji vpliva na kvantitativno oceno slike.

**Materiali in metode:** Podatki 18 patoloških procesov so bili pridobljeni po aplikaciji radiofarmaka 18F-deoksiglukoze (FDG) na Siemens Biograph 128 TruePoint PET/CT skenerju. Iterativne rekonstrukcije smo opravili z uporabo od 1 do 6 iteracij in 24 subsetov. Primerjali smo tudi FBP s priporočljivimi parametri pri OSEM iterativni rekonstrukciji, z 2 iteracijama in 24 subseti. Povprečno standardizirano vrednost kopičenja (SUV mean) in najvišjo standardizirano vrednost kopičenja (SUV max) radiofarmaka v določenem interesnem volumnu (VOI) smo kvantitativno ovrednotili in statistično obdelali.

**Rezultati:** Povprečna vrednost SUV max in SUV mean se je večala sorazmerno z večanjem števila ponovitev. Pri SUV mean je bila statistična razlika velika ( $p < 0,001$ ) pri uporabi nizkih vrednosti iteracij, pri SUV max, je bila razlika velika ( $p < 0,001$ ) pri vseh vrednostih iteracij. Pri primerjavi FBP in priporočljive iterativne rekonstrukcije je bila vrednost  $p$  za SUV max  $p = 0,049$  in za SUV mean  $p = 0,011$ .

**Zaključek:** Zaključili smo, da z izbiro števila iteracij in subsetov ter z različnimi rekonstrukcijskimi metodami vplivamo na kvantitativno analizo dobljenih podatkov.

**Ključne besede:** iteracije, OSEM iterativna rekonstrukcija, filtrirana povratna projekcija, SUV max, SUV mean

#### ABSTRACT

**Introduction:** The main two methods of processing of data obtained by positron emission tomography (PET) are filtered back projection (FBP) and ordered subset expectation maximization (OSEM) iterative reconstruction. FBP is an analytical approach that does not allow modelling of signal during the image reconstruction. Compared to FBP, iterative reconstruction enables noise modelling, so that the reconstruction improves signal-to-noise ratio (SNR), spatial resolution, modelling of detector geometry ... Quantitative assessment and SNR in an iterative reconstruction depend on the number of iterations and on the number of subsets.

**Purpose:** To evaluate the FBP and iterative reconstruction and to determine the influence of the number of iterations and of the subsets of the iterative reconstruction on the quantitative assessment of the image.

**Materials and methods:** Data of 18 pathological processes were obtained after the administration of the radiopharmaceutical 18F-deoxyglucose (FDG) at the Siemens Biograph 128 TruePoint PET/CT scanner. Iterative reconstructions were performed by using 1 to 6 iterations and 24 subsets. We also compared FBP with the recommended parameters in OSEM iterative reconstruction with 2 iterations and 24 subsets. The mean standardised uptake value (SUVmean) and the maximum standardised uptake value (SUVmax) of a radiopharmaceutical in a given volume of interest (VOI) were quantitatively evaluated and statistically analysed.

**Results:** The mean SUVmax and SUVmean were increasing in proportion to the number of repetitions. In SUVmean, there was a statistically significant difference ( $p < 0.001$ ) in the use of low-value iterations, in SUVmax, a statistically significant difference ( $p < 0.001$ ) was present in all values of iterations. When comparing FBP and recommended iterative reconstruction, the  $p$ -value for SUVmax was  $p = 0.049$  and for SUVmean  $p = 0.011$ .

**Conclusion:** We concluded that the selection of the number of iterations and subsets, as well as various reconstructive methods, influence the quantitative analysis of the data obtained.



**Key words:** iterations, OSEM iterative reconstruction, filtered back projection, SUV max, SUV mean

## UVOD

Pozitronska emisijska tomografija (PET) je slikovna diagnostična metoda, ki se vedno pogosteje uporablja za potrjevanje diagnoze, sledenje boleznim in vrednotenje odziva na terapijo (Weber, 2000; Smith, 1998). Zanimanje za PET slikovne metode se je posebej povečalo z integracijo PET z računalniško tomografijo (PET/CT), ki omogočajo zajemanje anatomskih in metaboličnih ali funkcionalnih informacij in vivo v enem postopku skeniranja. Uspešnost PET/CT skeniranja temelji najpogosteje na uporabi FDG (Fletcher et al., 2008; Mawlawi, 2009). V klinični praksi je vizualna ocena PET ali PET/CT slike glavno orodje za interpretaciji slik. Čeprav za oceno stopnje obolezlosti (staging) oziroma za ponovno oceno stopnje obolezlosti po zdravljenju (restaging) zadostuje vizualni pregled slike (Juweid et al., 2007; Cheson et al., 2007), je potrebno odziv tumorjev na terapijo in uspešnost zdravljenja ovrednotiti in oceniti v obliki kvantifikacije. Najbolj uporabljena metoda za kvantifikacijo FDG PET/CT študij je standardizirana vrednost prevzema (SUV). SUV predstavlja kopičenje FDG (18F-deoksiglukoze) znotraj tumorja, ki se meri v določenem intervalu (Weber, 2005; Weber, 2006). Vrednost FDG je normalizirana na odmerek FDG v brizgalki in s korekcijskim faktorjem (najpogosteje telesno težo bolnika), ki upošteva njeno porazdelitev po celotnem telesu (Stahl, 2004; Kim, 1996).

SUV vrednost, preračunana na telesno težo bolniku (BW) se določi z enačbo:

$$SUV = AC_{voi} \text{ (kBq/ml)} / FDG\text{-doza} \times BW \text{ (kg)},$$

kjer  $AC_{voi}$  predstavlja povprečno koncentracijo radiofarmaka v kBq/ml v določenem volumskem interesnem področju (VOI); FDG-doza je odmerek FDG, ki ga apliciramo bolniku (povprečno se aplicira i.v. 3 MBq/kg radiofarmaka; vrednost radiofarmaka je korigirana s fizikalnim razpolovnim časom).

Številni dejavniki vplivajo na kvantitativno vrednost SUV. Ti dejavniki so lahko fiziološke (Lindholm et al., 1993), tehnične (Geworski et al., 2002) in fizikalne narave (Jaskowiak et al., 2005).

V naši raziskavi smo se osredotočili na fizikalni dejavnik, na vpliv rekonstrukcijskih algoritmov in rekonstrukcijskih parametrov na kvantitativno oceno slike.

Pri obdelavi slik se lahko uporablja analitični ali iterativni rekonstrukcijski algoritem. Najpogosteje uporabljena analitično rekonstrukcijska metoda je filtrirana povratna projekcija (FBP), ki je občutljiva na šum in lahko vsebuje zvezdaste artefakte. Zaradi teh razlogov so razvili OSEM (ordered subset expectation maximisation), iterativni rekonstrukcijski algoritem, ki je v večini primerov zamenjal FBP in se je s časom dopolnil oziroma izboljšal (Anderson et al., 1997). Izboljšave vključujejo korekcije atenuacije fotonov, boljšo prostorsko ločljivost na osnovi zmanjševanja efekta delnega volumna in izboljšanje kontrastnosti (Chin et al., 2002). Slabša prostorska ločljivost je posledica geometrijske

razporeditve detektorskih sistemov (oblika ringa). Foton, ki zadene kristal, prepotuje določeno razdaljo, preden se njegova energija pretvori v svetlobo. Če foton prihaja iz središča vidnega polja (FOV), bo linija odziva (LOR) verjetno pravilno lokalizirana v kristalu, katerega je foton zadel. Pri fotonih, ki ne pridejo iz središča FOV bo verjetno LOR napačno lokalizirana, ker bo foton, ki bo zadel kristal pod kotom, potoval na drug kristal, preden bo svojo energijo pretvoril v svetlobo (Panin et al., 2006). Za zmanjšanje šuma in izboljšanje kontrastnosti PET/CT sistemi vsebujejo scintilatorje z zelo hitrim odzivom »time off flight (TOF)«. TOF temelji na določevanju razlike v času pri detekciji dveh anihilacijskih fotonov. Razlika v času detekcije vsebuje podatke o položaju pozitrona vzdolž LOR. Za uspešno uporabo TOF je potrebno natančno časovno usklajevanje, hitri detektorski sistemi in visoko senzitivna in hitra elektronika (Karp et al., 2008).

## NAMEN

Namen raziskave je prikazati razliko med FBP in OSEM iterativno rekonstrukcijo in oceniti vpliv na povprečno standardizirano vrednost kopičenja (SUVmean) in najvišjo standardizirano vrednost kopičenja (SUVmax) s spreminjanjem iteracij (ponovitev) v procesu OSEM iterativne rekonstrukcije študij, pridobljenih s PET/CT.

## MATERIALI IN METODE

### PET/CT slikanje

Podatke 18 patoloških procesov smo pridobili s slikanjem, ki je bilo opravljeno približno 45 minut po i.v. aplikaciji 3 MBq radifarmaka FDG na kilogram telesne teže bolnika. Uporabili smo PET/CT (Biograph mCT) skener, ki sestoji iz CT s 128-rezinskim detektorskim sistemom in sistemom PET, ki vsebuje 24.336 LSO kristalov ( $4 \times 4 \times 20 \text{ mm}^3$ ) in 16,2 cm FOV. Za detekcijo fotonov smo uporabili energijsko okno 435–650 keV in koincidenčno okno 4,1 ns. Sistem dovoli uporabo TOF informacije pri merjenju dveh koincidenčnih dogodkov, vendar ga v raziskavi nismo uporabljali. Protokol vključuje nizko dozni CT (120 kV; 25 mA) sken za korekcijo atenuacije in fuzijo slik.

Podatke smo rekonstruirali z FBP in iterativno rekonstrukcijo. Pri iterativni rekonstrukciji proizvajalec priporoča uporabo 2 iteracij in 24 podskupin (48 posodobitev). V naši raziskavi smo za rekonstrukcijo podatkov uporabili 1, 2, 3, 4, 5, 6 iteracij, število subsetov (podskupin) (24) je ostalo nespremenjeno. Seti podatkov so bili rekonstruirani v standardni matriki  $200 \times 200 \times 109$  z uporabo velikosti voksla  $4 \times 4 \times 2 \text{ mm}^3$  in uporabo povečave vidnega polja 1.

Analizo SUV vrednosti smo opravili na transverzalnih rezih. Na izbranih rezih smo poiskali patološki proces, ki se je pokazal kot povečano kopičenje FDG. Za kvantitativno oceno smo uporabili VOI okoli patološkega procesa. Enako področje smo ponovno izbrali na vseh rekonstruiranih slikah.

## Analiza PET podatkov

Akumulirano aktivnost FDG smo kvantitativno ovrednotili s SUVmax in SUVmean, korigirano s telesno težo. Za analizi smo uporabili SUVmax in SUVmean, ki smo ju pridobili z uporabo VOI, katerega velikost je bila odvisna od velikosti patološkega procesa. Povprečen SUVmax in SUVmean in standardno deviacijo (SD) smo računali za vsako število iteracij pri rekonstrukciji. Med zaporednimi iteracijami smo računali odstotek odstopanj ter s Studentovim t testom izračunali ali so bile razlike med zaporednimi skupinami statistično pomembne.

## REZULTATI

V raziskavi smo ocenili 18 patoloških procesov. Povprečen volumen le-teh je znašal  $0,31 \text{ cm}^3$  (min  $0,15 \text{ cm}^3$ , max  $0,75 \text{ cm}^3$ ), mediana  $0,27 \text{ cm}^3$  in  $SD \pm 0,188$ . Povprečna vrednost SUVmax in SUVmean se je večala sorazmerno z višanjem števila iteracij. Odstotek odstopanja med minimalno izbiro ene in maksimalno 6 iteracij je bil pri SUVmax 12,47% in pri SUVmean 10,69%. Tabela 1 prikazuje povprečno vrednost SUVmax in SUVmean za vsako stopnjo iteracije in odstotek odstopanja pri različnih iteracijah.

**Tabela 1.: Razlike v povprečnem SUVmax in SUVmean pri različnih skupinah iteracij**

Iteracije	SUVmax			SUVmean		
	povprečen	SD	% spremembe	povprečen	SD	% spremembe
1	4,49	$\pm 2,21$		3,74	$\pm 1,69$	
2	4,72	$\pm 2,22$	5,12%	4,01	$\pm 1,74$	7,21%
3	4,83	$\pm 2,15$	2,33%	4,07	$\pm 1,72$	1,49%
4	4,92	$\pm 2,12$	1,86%	4,11	$\pm 1,72$	0,98%
5	4,98	$\pm 2,11$	1,22%	4,13	$\pm 1,72$	0,48%
6	5,05	$\pm 2,14$	1,41%	4,14	$\pm 1,75$	0,24%

Studentov t test smo uporabili za določitev statističnih razlik med različnim številom iteracij. Razlike smo ugotavljali med 1 proti 2, 2 proti 3, 3 proti 4, 4 proti 5 in 5 proti 6 iteracij. Tabela 2 prikazuje p vrednosti med različnimi iteracijami.

**Tabela 2.: Statistična razlika med različnim številom iteracij**

Št. Iteracij	SUVmax vrednost p	SUVmean vrednost p
1 : 2	< 0,001	< 0,001
2 : 3	< 0,001	< 0,001
3 : 4	< 0,001	0,023
4 : 5	< 0,001	0,01
5 : 6	0,002	0,41

Primerjali smo tudi iterativno rekonstrukcijo s priporočljivimi parametri (2 iteraciji, 24 subsetov) in FBP. Odstopanje med povprečnim SUVmax in SUVmean, SD in odstotkom odstopanja od priporočljive iterativne rekonstrukcije in FBP je prikazano v tabeli 3.

**Tabela 3.: Primerjava med SUVmax in SUVmean med priporočljivo (2i; 24p) OSEM iterativno in FBP rekonstrukcijo**

Rekonstrukcija	SUVmax			SUVmean		
	povprečen	SD	% spremembe	povprečen	SD	% spremembe
FBP	4,33	$\pm 1,73$		3,81	$\pm 1,44$	
OSEM	4,72	$\pm 2,22$	9,01%	4,01	$\pm 1,74$	5,24%
vrednost p		0,011			0,049	

## RAZPRAVA

Raziskava je pokazala, da so z večanjem števila iteracij v postopku OSEM rekonstrukcije, razlike v povprečnem SUVmean in SUVmax statistično pomembne glede na različne skupine iteracij. Analiza rezultatov SUV podatkov je pokazala, da je najbolj pomembna razlika SUVmean pri rekonstrukciji z uporabo med 1 in 2 ter 2 in 3 iteracijami. Vrednost p med 1 in 2 ter 2 in 3 iteracijami je bila < 0,001. Pri določanju SUVmax, je bila vrednost p skoraj med vsemi meritvami, ki smo jih dobili z različnimi iteracijami, 0,001. Pri primerjavi 5 proti 6 iteracijam je bila p vrednost 0,002.

Določanje SUVmean nakazuje večanje vrednosti pri majhnem številu iteracij, in da pri višjem številu iteracij to večanje ni tako izrazito. Nasprotno, pri SUVmax se dobljena vrednost sistematično povečuje pri majhnem številu iteracij, pri velikem številu iteracij se isti trend nadaljuje. Sprememba v odstotkih je bila 12,47% pri SUVmax in 10,69% pri SUVmean.

Jaskowiak et al. (2005) so v svoji raziskavi dobili podobne rezultate. Pomembne razlike so opazili pri uporabi majhnega števila iteracij pri SUVmean in dokaj sorazmerno večanje SUVmax z večanjem števila iteracij.

Riddell et al. (2001) je v raziskavi uporabili iterativno rekonstrukcijo OSEM (3 iteracije, 21 subsetov, 63 posodobitev) in opazili, da v primerjavi s FBP, iterativna rekonstrukcija izboljša razmerje med signalom in šumom (SNR), še posebej v regijah z manjšim številom impulzov, zaradi boljše lokalizacije šuma.

Barrett et al. (1994) so dokazali, da se hladna področja (področje z malo ali brez nakopičene aktivnosti) v ozadju z visoko aktivnostjo konvergirajo počasneje z iterativno rekonstrukcijo kot vroča polja (področja s povišano aktivnostjo) na ozadje z nižjo aktivnostjo. Menili so, da je to pomembno za določanje tumorjev in za preiskave v kardiologiji. Uporabljali so OSEM iterativno rekonstrukcijo s 24 in 64 posodobitvami z in brez glajenja in FBP. Njegovi podatki kažejo, da je razmerje signal-šum na sliki odvisno od števila iteracijskih posodobitev in je za vsak organ specifično.

Torej kako lahko število iteracij in število subsetov vpliva na sliko? Pomemben parameter je število posodobitev, ki ga dobimo, če pomnožimo število iteracij in število podskupin. Pomanjkljivost iterativnih rekonstrukcijskih metod je, da je kvantitativna natančnost in SNR odvisna od števila ponovitev. Večje število posodobitev poveča ločljivost, poveča se šum in podaljša se čas rekonstrukcije. Premalo število posodobitev povzroča kvantitativno netočnost. Razen tega, je natančnost kvantitativne ocene z iterativno rekonstrukcijo odvisna od

aktivnosti v patološki leziji in od nivoja aktivnosti v ozadju, senzitivnosti oziroma števnosti sistema, filtriranja in drugih dejavnikov.

## ZAKLJUČEK

Če povzamemo, število iteracij pri iterativni rekonstrukciji ima veliko vlogo pri kvantitativnem ovrednotenju patološkega procesa. Rezultati so pokazali, da je pri rekonstrukciji podatkov potrebno paziti na rekonstrukcijske parametre, če se kot indeks metabolične aktivnosti tumorja uporabljata kvantitativni vrednosti SUVmax in SUVmean. Zaključimo lahko, da je kvantitativna točnost odvisna od akumulacije 18-FDG v leziji in v ozadju, števila posodobitev, filtriranja in drugih dejavnikov.

## LITERATURA/REFERENCES

Anderson JM, Mair BA, Rao M, Wu CH (1997). Weighted leastsquares reconstruction methods for positron emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 16 (2): 59–65.

Barrett HH, Wilson DW, Tsui TMW (1994). Noise properties of the EM algorithm: I.Theory. *Phys Med Biol* 39 (5): 833–46.

Chin BB, Lyengar S, Sabundayo BP et al. (2002). Standardized uptake values in 2-deoxy-2-F-18 fluoro-D-glucose with positron emission tomography: clinical significance of iterative reconstruction and segmented attenuation correction compared with conventional filtered back projection and measured attenuation correction. *Mol Imaging Bio* 14 (4): 294–300.

Cheson BD, Pfistner B, Juweid ME et al. (2007). Revised response criteria for malignant lymphoma. *J Clin Oncol* 25 (5): 579–86.

Fletcher JW, Djulbegovic B, Soares HP et al. (2008). Recommendations on the use of F-18-FDG PET in oncology. *J Nucl Med* 49 (3): 480–508.

Geworski L, Knoop BO, de Wit M et al. (2002). Multi center comparison of calibration and crosscalibration of PET scanners. *J Nucl Med* 43 (5): 635–39.

Jaskowiak CJ, Bianco JA, Perlman SB et al. (2005). Influence of reconstruction iterations on 18 F-FDG PET/CT standardized uptake values. *J Nucl Med* 46 (3): 424–28.

Juweid ME, Stroobants S, Hoekstra OS et al. (2007). Use of positron emission tomography for response assessment of lymphoma: consensus of the Imaging subcommittee of international harmonization project in lymphoma. *J Clin Oncol* 25 (5): 571–78.

Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME et al. (2008). Benefit of time-of-flight in PET: experimental and clinical results. *J Nucl Med* 49 (3): 462–70.

Kim CK, Gupta NC (1996). Dependency of standardized uptake values of fluorine-18 fluorodeoxyglucose on body size:

comparison of body surface area correction and lean body mass correction. *Nucl Med Commun* 17 (10): 890–94.

Lindholm P, Minn H, Leskinen-Kallio S et al. (1993). Influence of the blood glucose concentration on FDG uptake in cancer: a PET study. *J Nucl Med* 34 (1): 1–6.

Mawlawi O, Townsend DW (2009). Multimodality imaging: an update on PET-CT technology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 36 (suppl 1): S15–S29.

Panin VY, Kehren F, Michel C et al. (2006). Fully 3-D PET reconstruction with system matrix derived from point source measurements. *IEEE Trans Med Imaging* 25 (7): 907–21.

Riddell C, Carson RE, Carrasquillo JA et al. (2001). Noise reduction in oncology FDG PET images by iterative reconstruction: a quantitative assessment. *J Nucl Med* 42 (9): 1316–23.

Smith TAD (1998). FDG uptake, tumour characteristics and response to therapy: a review. *Nucl Med Commun* 19 (1): 97–105.

Stahl A, Ott K, Schwaiger M, Weber WA (2004). Comparison of different SUV-based methods for monitoring cytotoxic therapy with FDG PET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 31 (11): 1471–79.

Weber WA, Schwaiger M, Avril N (2000). Quantitative assessment of tumor metabolism using FDG-PET imaging. *Nucl Med Bio* 27 (7): 683–7.

Weber WA (2005). Use of PET for monitoring cancer therapy and for predicting outcome. *J Nucl Med* 46 (6): 983–95.

Weber WA (2006). Chaperoning drug development with PET. *J Nucl Med* 47 (5): 735–7.

Strokovni prispevek / Professional article

## ANALIZA POPRAVKOV POLOŽAJA PACIENTA S POMOČJO EXACTRAC SISTEMA PRI GINEKOLOŠKIH KARCINOMIH

THE ANALYSIS OF POSITIONING CORRECTIONS WITH EXACTRAC SYSTEM IN GYNECOLOGICAL CANCERS

**Boštjan Selak, Anej Razboršek**

Onkološki inštitut Ljubljana, Oddelek za teleradioterapijo, Zaloška 2, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Boštjan Selak, dipl. inž. rad., E-mail: bostjan.selak@gmail.com

Prejeto/ Recived: 16.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Ginekološka rakasta obolenja spadajo med najpogostejša rakasta obolenja pri ženskah. Leta 2008 so skupaj z rakom dojke predstavljala kar 32% vseh rakastih obolenj pri ženskah. Poleg kirurškega in sistemskega zdravljenja s citostatiki se za zdravljenje ginekoloških rakastih obolenj uporablja tudi zdravljenje z obsevanjem, kjer je v veliki meri potreben pravilni položaj pacientke med obsevanjem in ustrezna verifikacija obsevalnih polj. Za določitev pravilnega položaja pacientke se pogosto uporablja elektronsko portalno slikanje (EPI), oziroma ExacTrac sistem, ki s pomočjo robotske mize, poleg vseh translacijskih premikov, omogoča še izvajanje rotacijskih premikov, s čimer dosežemo skladnost položaja pacientke skozi celoten potek radioterapije (od priprave do zadnjega dne obsevanja).

**Namen:** Namen članka je predstaviti prednosti uporabe ExacTrac sistema pri izvajanju slikovno vodene radioterapije (IGRT) in analizirati dnevne rotacijske premike pri verifikaciji lege pacientk.

**Metode dela:** Uporabila sva deskriptivno metodo, zbiranje in analizo tuje in domače literature ter retrospektivno metodo, to je črpanje podatkov iz baze ExacTrac sistema, v povezavi z linearnim pospeševalnikom Clinac 2100, na Onkološkem inštitutu v Ljubljani. Obdelala sva numerične podatke 30 naključno izbranih pacientk z ginekološkim tumorjem, obsevanih s konformno 3D in IMRT tehniko na linearnem pospeševalniku Clinac 2100. V analizi je bilo zajetih 3750 podatkov o rotacijskih premikih med obsevanji v obdobju od 1. 2. do 30. 8. 2013.

**Rezultati in razprava:** Korekcije rotacijskih odstopanj so potrebne pri vseh legah pacientk. Rezultati so pokazali, da je največji delež vseh rotacijskih premikov v lateralni smeri in to kar v 63%. Korekcija le-teh zmanjša odstopanje od tarče obsevanja. Z uporabo sistema ExacTrac povečamo kvaliteto pozicioniranja pacientk.

**Zaključek:** Pomemben dejavnik, ki vpliva na uspešnost obsevanja, so geometrijske napake. IGRT predstavlja

napredno orodje za uspešno radioterapijo. Uporaba ExacTrac sistema nam omogoči korekcijo rotacijskih odstopanj. S tem dosežemo, da so odstopanja med načrtovanim in izvedenim obsevanjem minimalna.

**Ključne besede:** Korekcija lege, ExacTrac sistem, ginekološki raki

### ABSTRACT

**Introduction:** Gynaecological cancers are among the most common cancers in women. In 2008, together with breast cancer, they accounted for 32% of all cancers in women. In addition to the surgical system and the use of chemotherapeutic agents, radiation can also be used for the treatment of gynaecological cancers. The latter requires correct positioning of the patient during irradiation and the corresponding verification of the irradiation field. To determine the correct patient position, the electronic portal imaging (EPI) or ExacTrac system with a robotic couch is often used, which, in addition to any translational movement, enables the implementation of rotational movements, in order to adjust the position of the patient throughout the entire course of radiotherapy (from the preparation to the last day of irradiation).

**Purpose:** The purpose of this article is to present the advantages of using the ExacTrac system in the implementation of the image-guided radiotherapy (IGRT) and to analyse daily rotational movements in the verification of the patient position of female patients.

**Methods:** We used the descriptive method, collection and analysis of foreign and domestic literature and retrospective method, i.e. drawing the data from the ExacTrac system database, in conjunction with the linear accelerator Clinac 2100, at the Institute of Oncology in Ljubljana. We processed the numerical data of 30 randomly selected female patients with gynaecological tumours treated with IMRT and 3D conformation technique at the linear accelerator Clinac 2100. The analysis included 3750 pieces of data on rotating movements during the radiation treatment in the period from 1 February to 30 August 2013.

**Results and discussion:** The corrections of rotational inaccuracies were required in all positions of female patients. The results have shown that the largest proportion of all rotational movements was in the lateral direction, i.e. 63 %. Correction of these inaccuracies reduces deviations from the irradiation target. The use of the ExacTrac system increases the quality of patient positioning.

**Conclusion:** An important factor that affects the efficiency of irradiation is the geometric error. IGRT represents an advanced tool for successful radiotherapy. The use of the ExacTrac system allows us to correct rotational inaccuracies and to minimise deviations between the planned and performed irradiation.

**Keywords:** Position correction, ExacTrac system, gynaecological cancers

## UVOD

Način zdravljenja ginekološkega rakastega obolenja je odvisen od stadija bolezni in splošne kondicije pacientke. Če je bolezen omejena, lahko zdravljenje poteka operativno (oziroma z drugimi invazivnimi posegi) ali z radioterapijo v kombinaciji s kemoterapijo. V kasnejših stadijih se uporabljata paliativna radioterapija in kemoterapija. Radioterapija se izvaja kot konformno načrtovana (3D) tehnika, tehnika štirih smeri (box tehnika), intenzitetno modulirana radioterapija (IMRT) ali pa volumetrično modulirana ločna terapija (VMAT) (Uršič Vrščaj in Baškovič, 2009).

Za določitev pravilnega položaja pacientke se uporablja elektronsko portalno slikanje (EPI) ali ExacTrac sistem, ki s pomočjo robotske mize omogoča izvajanje translacij in rotacij. Uporaba tega sistema bistveno pripomore k natančnemu pozicioniranju pacientk, oziroma ponavljanju položaja, ki smo ga določili pri simulaciji obsevanja (Uršič Vrščaj in Baškovič, 2009).

Med ginekološka rakasta obolenja prištevamo: rak materničnega telesa, materničnega vratu, jajčnikov, nožnice in zunanega spolovila. Vsi ti skupaj predstavljajo najpogostejše rakaste bolezni pri ženskah), med njimi je najpogostejši rak materničnega telesa. Histološko gre najpogosteje za adenokarcinom, ki se redko pojavi pred 35. letom starosti. Najpogosteje se pojavi med 60. in 65. letom, pogosteje med ženskami s prekomerno težo, diabetesom, hipertenzijo in pri tistih, ki so neplodne (Uršič Vrščaj in Baškovič, 2009).

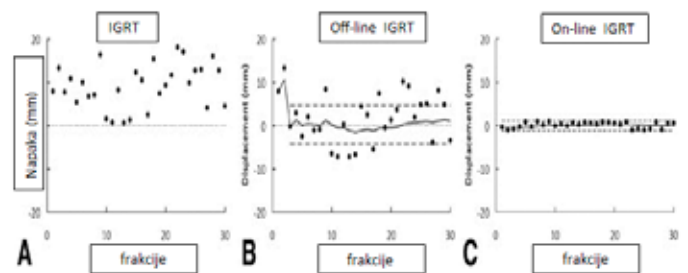
Rak materničnega vratu je drugi najpogostejši maligni tumor pri ženskah. Navadno nastane v zvezi s kroničnim cervicitisom, erozijo ali displazijo povrhnjega epitelija, pomembno vlogo pripisujejo tudi infekciji s papiloma virusi. Najpogosteje vznikne med 35. in 40. letom, histološko gre večinoma za ploščato celični karcinom. Pojavljanje pred 20. letom je izredno redko (Uršič Vrščaj in Baškovič, 2009). Na tretjem mestu po pogostosti ginekoloških rakov je rak jajčnikov. Ločimo mnogo različnih tipov, od katerih je veliko benignih in se večinoma pojavljajo pri mladih ženskah, maligni tumorji pa so pogostejši pri starejši populaciji. Petletno preživetje je pri tumorjih jajčnika nižje kot pri tumorjih endometrija in materničnega vratu; dolgo namreč ostajajo asimptomatski, hitro pa se tudi širijo v medenico (Uršič Vrščaj in Baškovič, 2009).

## Vloga IGRT

Radioterapija je način zdravljenja, izboljšanja preživetja, nadzora tumorske rasti, lajšanja simptomov in kakovosti življenja nasploh. To dosežemo s pomočjo visoko kvalitetne radioterapije, ki vključuje geometrično natančno konformalno (skladno s predvidenim) apliciranje načrtovane doze in varovanje okolnega tkiva v največji možni meri (Huh et al., 2004).

Pot do visoko kvalitetne radioterapije je kompleksna, vendar jo lahko razčlenimo po korakih. Najprej s pravočasno odkrito diagnozo rakastega obolenja, pravilno oceno stadija in klinično oceno. Nadalje je pomembno, da izberemo pravilno dozo in obsevalni volumen, pri čemer je važna velika zanesljivost, torej minimalno odstopanje med predpisano in izsevano terapijo (Solberg et al., 2006). Nazadnje sledi še temeljita analiza vseh dejavnikov kliničnega vpliva radioterapije na pacienta. Ta del opravijo radioterapevti. Radiološki inženirji smo odgovorni za natančno in pravilno izvedbo radioterapije. Van de Bunt in sod. (2006) opozarjajo, da je tudi tu, tako kot v vseh kompleksnih procesih zdravljenja, prisotna določena stopnja tveganja. Nove tehnologije, kot sta IMRT in VMAT, povečajo konformnost, hkrati pa tudi tveganje pojava napak v drugih korakih. Pomembni dejavniki, ki vplivajo na kvaliteto radioterapije so geometrijske napake, ki privedejo do nepravilne porazdelitve doze med potekom radioterapije. IGRT (image guided radiotherapy – slikovno vodena radioterapija) je definirana kot slikovna metoda v terapevtskem prostoru. S korekcijami geometrijskih odstopanj predstavlja napredno orodje za uspešno radioterapijo (Bujold et al., 2012). Neposreden vpliv IGRT na klinični rezultat je morda težko določljiv, možno pa je preučevati, kaj omogoča, saj kljub odsotnosti neposrednega vpliva na klinični rezultat lahko prepreči veliko geometrijsko napako. Zmanjšanje vsaj enega od dejavnikov tveganja (geometrijske napake, dozimetrično odstopanje), lahko izboljša uspešnost radioterapije. Izid zdravljenja brez uporabe ExacTrac sistema, je lahko vprašljiv (Bujold et al., 2012).

Slika 1 predstavlja vpliv uporabe IGRT na pravilno ujemanje lege kostnih struktur pri planiranju in vsakokratnem izvajanju obsevanja, oz. odstopanje od pravilne poravnave v še dovoljenih mejah pri radioterapevtskem postopku zdravljenja. Na odstopanja vpliva tudi metoda izvajanja IGRT. ExacTracsistem sproti korigira odstopanja (on-line IGRT). Ponovljivost položaja pacienta je skupek korakov, kjer vsak korak sestavlja več nalog. IGRT predstavlja končni nadzor postopkov (Bujold et al., 2012).



Slika 1: Vpliv uporabe IGRT (Bujold et al., 2012)

Brez IGRT so odstopanja lahko zelo velika in nenadzorovana. Pri IGRT z zakasnitvijo (off-line IGRT) sicer pride do zmanjšanja vrednosti sistemske napake, medtem ko sprotna korekcija prinaša majhno sistemsko napako in majhno verjetnost dnevnih napak. Tako ni prepuščen naključju niti en obsevalni dan. IGRT omogoči večjo natančnost izvajanja radioterapije, tako se lahko z zahtevnimi in naprednimi obsevalnimi tehnikami obsevajo tumorji z visokimi dozami in hkrati ščitijo zdrava tkiva (Sonke et al., 2009).

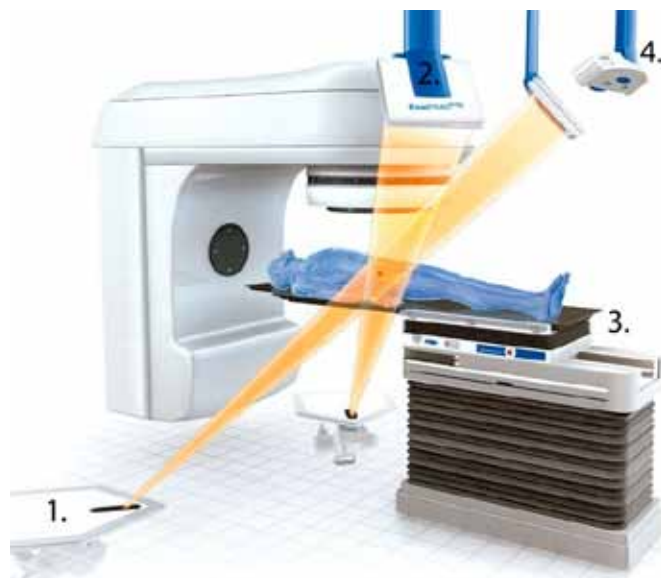
Z uporabo IGRT tehnik povečamo natančnost nastavitve pacienta, kar ima za posledico tudi zmanjšanje varnostnih robov okoli tumorja in nižjo dozo na zdrava tkiva (Bujold et al., 2012).

### ExacTrac sistem

Verifikacijo in korekcijo izračunanih rotacij nam omogoča ExacTrac sistem, ki je blagovna znamka podjetja Brainlab. Sistem vsebuje veliko komponent, ki so potrebne za uspešno delovanje (slika 2), med njimi dve rentgenski cevi in dva detektorja, robotska miza ter infrardeča (IR) kamera, ki zaznava označevalne kroglice. Izvedba korekcije se začne tako, da po namestitvi pacienta zajamemo dve rentgenski sliki, ki ju programska oprema primerja s prej vnesenimi digitalnimi rekonstruiranimi rentgenogrami (DRR), ki so ustvarjeni iz CT slik. Nato s fuzijo slik izračuna potrebno korekcijo poravnave glede na kostne strukture. Izračunane korekcije se izvajajo s translacijami in rotacijami mize. Translacijske korekcije so premiki mize v treh ravninah (vertikalna, lateralna, longitudinalna os). Ti premiki so lahko, z ozirom na človeško telo, antero-posteriorni, supero-inferiorni in medio-lateralni. Robotska miza (Robotics, slika 3) poleg translacij, omogoča še rotacijske premike okrog vseh osi. Tak premik se izvede kot naklon mize, izražen v stopinjah. Predznak izračunane rotacije pove smer naklona, npr.  $-1^\circ$  longitudinalne rotacije pomeni nagib mize za  $1^\circ$  v pacientovo desno. Primer lateralne rotacije:  $+1^\circ$  pomeni nagib mize za  $1^\circ$  navzgor, oziroma naprej ipd. (Jin et al., 2008).

Izračunane korekcije (rotacije in translacije) sistem avtomatsko izvede s pomočjo robotske mize, ki jo nadzoruje IR kamera, le-ta se orientira po odsevnih označevalnih kroglicah, ki so nameščene na pacientu ali po namestitveni matriki, ki je pritrjena na obsevalno mizo. Sledenje odsevnih kroglic z IR kamero pove sistemu trenutni položaj mize oziroma pacienta med izvajanjem korekcije (Jin et al., 2008).

Po korekciji premika je potrebno pacienta ponovno verificirati (zajamemo še dve rentgenski sliki). Šele po zadovoljivi poravnavi (fuziji) med DRR in novimi zajetimi rentgenskimi slikami lahko pričnemo z obsevanjem.



Slika 2: ExacTrac sistem - 1. rentgenska cev, 2. detektor, 3. robotska miza, 4. IR kamera ([http://www.newswise.com/images/uploads/2007/12/07/fullsize/ExacTrac\\_X-Ray\\_6D.jpg](http://www.newswise.com/images/uploads/2007/12/07/fullsize/ExacTrac_X-Ray_6D.jpg))



Slika 3: Robotska miza Robotics (lateralna, longitudinalna, vertikalna rotacija) ([http://www.brainlab.com/assets/images/products/rt\\_intratreatment\\_position\\_verification/t3\\_intra\\_treatment\\_robotics\\_full.jpg](http://www.brainlab.com/assets/images/products/rt_intratreatment_position_verification/t3_intra_treatment_robotics_full.jpg))

### NAMEN

Namen članka je predstaviti prednosti in vpliv uporabe ExacTrac sistema pri izvajanju IGRT in analizirati dnevne rotacije pri verifikaciji položaja pacientke. Želela sva raziskati ali IGRT izboljša kvaliteto radioterapije in ugotoviti standardna rotacijska odstopanja, ki jih pri tem postopku tudi odpravljamo.

### METODE DELA

Uporabila sva deskriptivno metodo, zbrala in analizirala tujo in domačo literaturo, ter retrospektivno metodo, črpanje podatkov iz baze ExacTrac sistema, v povezavi z linearnim pospeševalnikom Clinac 2100, na Onkološkem inštitutu v Ljubljani.

Obdelala sva numerične podatke 30 naključno izbranih pacientk v različnih starostnih obdobjih z ginekološkim

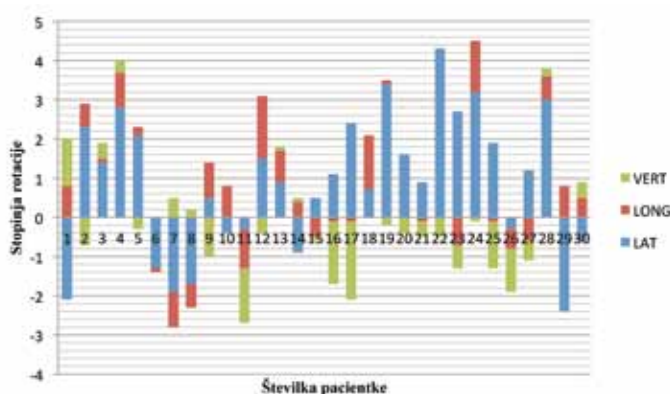
tumorjem, obsevanih s konformno 3D in IMRT tehniko na linearnem pospeševalniku Clinac 2100, opremljenem z ExacTrac sistemom. Analizirala sva 3750 podatkov o rotacijah, zajetih med zdravljenji v obdobju od 1. 2. do 30. 8. 2013. Pri obsevanjih ginekološkega področja so naju zanimala rotacijska odstopanja od ujemanja lege kostnih struktur pri planiranju in vsakokratnem izvajanju obsevanja oz. ali so odstopanja od pravilne poravnave v še dovoljenih mejah ( $\geq 1$  mm translacija,  $0,5^\circ$  rotacija).

Pisno dovoljenje o uporabi numeričnih podatkov sva pridobila od predstojnice in od vodje radioloških inženirjev Radioterapevtskega oddelka na Onkološkem Institutu v Ljubljani.

Pacientka začne s pripravo na obsevanje na CT simulatorju. Posamejno se CT slike in označijo izhodiščne točke na koži. Na aparatu se vsakodnevno poravna pacientko s pomočjo izhodiščnih točk, iz katerih jo znatančno izračunanim premikom pomaknemo v položaj, kot je bil določen pri planiranju obsevanja. Pacientka je v ležečem položaju (na hrbtu). Stabilno lego dosežemo z uporabo ustreznih fiksacijskih pripomočkov. Običajno je pomembna tudi primerna polnjenost mehurja (se ujema s polnitvijo na simulatorju), kar pomeni, da pacientka pol ure pred obsevanjem najprej izprazni sečni mehur in nato popije pol litra tekočine (vode).

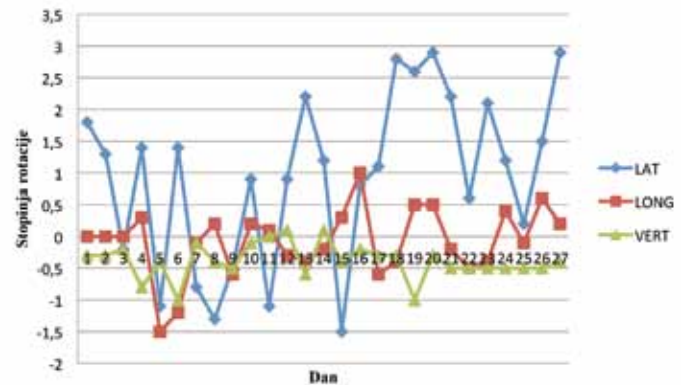
## REZULTATI

V rezultatih bova najprej prikazala vse povprečne rotacije pri tridesetih pacientkah, ki so bile vključene v raziskavo (slika 4). Povprečne rotacije so bile izračunane iz vseh dnevnih rotacij za vsako pacientko posebej. Število dni obsevanja je pogojeno s številom frakcij (od 17 do 25), ki so predpisane s skupno dozo zdravljenja. Barva stolpcev nam pove delež rotacije v določeni ravnini, vrednost (pozitivna, negativna) pa smer rotacije. Pozitivne vrednosti rotacij predstavljajo naklon mize navzgor, levo in vrtenje mize v levo, negativne pa pomenijo naklon mize navzdol, desno in vrtenje mize v desno.



Slika 4: Povprečne rotacije pri 30. pacientkah

Slika 5 prikazuje izračunane rotacije naključno izbrane pacientke. Vrednosti so nanizane tako kot na sliki 4, in sicer glede na kot (v stopinjah) in smer rotacije (lateralna, longitudinalna, vertikalna). Razvidna je pogostost rotacij in delež vsake izmed njih. Povezane točke na grafu prikazujejo dnevno izračunane rotacije v posameznih smereh.



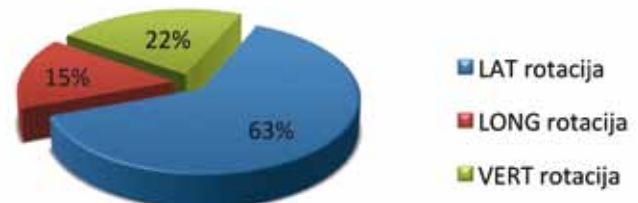
Slika 5: Dnevne rotacije pri naključno izbrani pacientki

Tabela 1 prikazuje povprečje vseh izračunanih rotacij pri tridesetih pacientkah, maksimalno in minimalno rotacijo ter standardno deviacijo.

Tabela 1: Rezultati vseh izračunanih rotacij pri tridesetih pacientkah

Rotacija	povprečje	max	min	SD
LAT	0,88	4,3	-2,4	1,780949637
LONG	-0,22	1,6	-1	0,688368052
VERT	-0,30	1,2	-2	0,68455036

Rezultati so pokazali, da je največji delež vseh rotacijskih premikov v lateralni smeri in to kar v 63% (slika 6).



Slika 6: Delež vseh rotacij

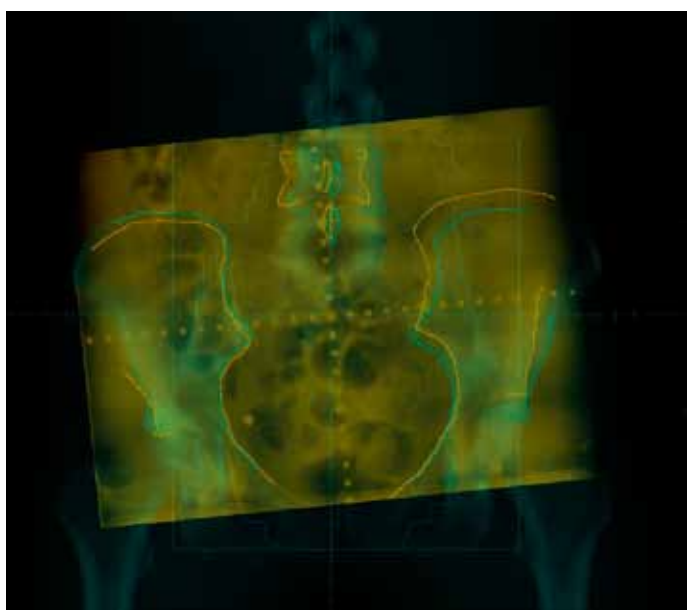
## RAZPRAVA

Po obdelavi in analizi podatkov naključno izbranih 30 pacientk sva ugotovila individualne in sistemske napake pri korekcijah rotacijskih smeri.

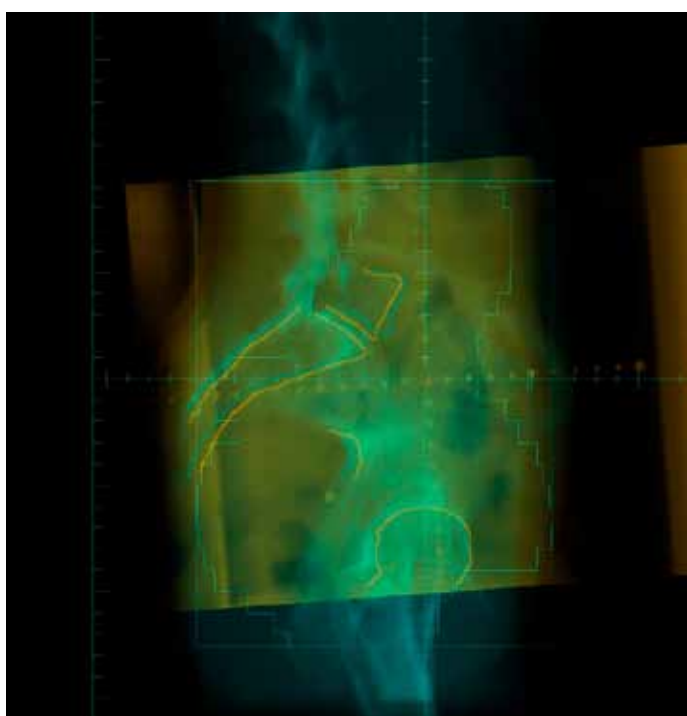
Če upoštevamo podatke o vseh rotacijah pri vseh obravnavanih pacientkah, je bila maksimalna rotacija  $4,3^\circ$  okrog lateralne osi (tabela 1). Maksimalna rotacija pri naključno izbrani pacientki (slika 5), je znašala  $2,9^\circ$  okrog lateralne osi, vendar se je ta izkazala za popolnoma naključno, ker so se v naslednjih dneh pojavljale rotacije v nasprotni smeri. Torej trditev, da se rotacije tekom frakcionacije zmanjšujejo zaradi manjšega stresa pacientk kot na začetku obsevanja, oziroma na pripravi na obsevanje, ni povsem pravilna. Dinamičnost dnevnih razlik pri izračunanih rotacijah dokazuje, da ne gre za standardno napako pri nastavitvi pacienta, ampak za naključno dnevno odstopanje. Dejavniki, ki vplivajo na ta

odstopanja, so poleg izgube telesne teže in prisotnih bolečin, lahko še psihičnega izvora (npr. stres, strah pred obsevanjem). To vpliva na sproščenost pacientke in optimalno ponovljivost pozicioniranja pred obsevanjem.

Na slikah 7 in 8 sta z EPID sistemom prikazani vertikalna in lateralna rotacija pred korekcijo. Rotacije po longitudinalni osi s tem sistemom ni mogoče prikazati. Antero–posteriorna EPI slika 7 prikazuje primer vertikalne rotacije. Z modro barvo so obrisane strukture na DRR sliki, rumeni obrisi pa predstavljajo strukture na EPI sliki. Zaradi neujemanja kostnih struktur obeh slik, je v takem primeru, brez uporabe ExacTrac sistema potrebna korekcija s kompromisnimi translacijskimi premiki, oziroma ponovna nastavitvev pacienta. Pri stranski portalni sliki (slika 8) je na enak način prikazana najpogostejša lateralna rotacija medenice.



Slika 7: Prikaz vertikalne rotacije medenice z EPID sistemom



Slika 8: Prikaz lateralne rotacije medenice z EPID sistemom

Trenutno ni enotnih standardov kdaj, kako pogosto in v katerih kombinacijah uporabljati IGRT tehniko in v katerih EPID sistem. Izbira slikovne metode je običajno odvisna od razpoložljive opreme posameznega radioterapevskega oddelka (Kamrava, 2011).

## ZAKLJUČEK

Prednost uporabe ExacTrac sistema pred verifikacijskim sistemom EPID, je vsekakor hitro izračunavanje korekcij rotacijskih naklonov in translacijskih premikov ter izvajanje le-teh pred vsakokratnim obsevanjem. Pri sistemu EPID se rotacije sicer lahko izmerijo, korekcije pa se izvajajo s kompromisnimi translacijskimi premiki. S pomočjo translacij dosežemo, da so rezultati meritev glede na poravnavo slik kostnih struktur znotraj dovoljenih odstopanj. Večja rotacijska odstopanja se korigirajo s ponovnim nameščanjem pacienta, oziroma s fizično (ročno) poravnavo rotacije v izmerjeni smeri.

Za doseganje visoke kvalitete radioterapije, kar vključuje geometrično natančno konformalno apliciranje sevanja in varovanje okolnega tkiva v največji možni meri, je smiselna uporaba tehnološko naprednih sistemov, ki omogočajo korekcijo geometrijske napake med potekom radioterapije. Kot so Bujold in sod. (2012) predstavili pomembnost vseh korakov, ki pripomorejo h kvalitetni radioterapiji, je torej slikovno vodena radioterapija (IGRT), ki jo omogoča ExacTrac sistem, ključnega pomena v tej verigi in predstavlja pacientom prijazno radiološko tehnologijo. Pridobljeni rezultati nas opozarjajo na stalno prisotnost rotacijskih odstopanj. Najbolje je, da imamo na voljo tehnologijo, ki nam omogoča natančno merjenje in odpravljanje teh odstopanj. V grobem je mogoče ta odstopanja zmanjšati tudi tako, da so radiološki inženirji seznanjeni s problematiko rotacijskih odstopanj na vseh obsevalnih napravah, že pri sami nastavitvi pacientk na obsevalno mizo in preverjanju lege z drugimi slikovnimi metodami. Seveda pa jim je brez ustreznih slikovnih metod (kot je ExacTrac) težje oceniti uspešnost korekcijskih postopkov, zato je smiselno da se v največji možni meri opremi oddelek tako, da so vse pacientke z ginekološkim tumorjem optimalno pozicionirane.

## LITERATURA/REFERENCES

Bujold A, Craig T, Jaffray D et al. (2012). Image-Guided Radiotherapy: Has it influenced patient outcome? *Semin Radiat Oncol* 22 (1): 50–61.

Huh SJ, Lee JE, Han Y et al. (2004). Interfractional variation in position of the uterus during radical radiotherapy for cervical cancer. *Radiother Oncol* 71 (1): 73–9.

Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD (2008). Use of the brainlab exactrac x-ray 6d system in Image-guided radiotherapy. *Med Dosim* 33 (2): 124–34.

Kamrava M, Mell LK, Yashar C (2011). In room image guided radiation therapy for cervical cancers. In: Mundt AJ, Yashar CM, Mell LK eds. *Gynecologic Cancer*. New York: Demos Medical Publishing, 351–67.



Uršič Vrščaj M, Baškovič M (2009). Tumorji rodim. V: Novaković S, Hočvar M, Jezeršek Novaković B, Strojani P, Žgajnar J. Onkologija: raziskovanje, diagnostika in zdravljenje raka. Mladinska knjiga: Ljubljana, 334–45.

Solberg DT, Wink NM, Tenn SE, Kriminski S, Hugo GD, Agazarian N (2006). Control Breathing Motion: Techniques and models (Gated Radiotherapy). In: Schlegel W, Botrfeld T, Grosu AL, eds. New Technologies in Radiation Oncology. New York: Springer, 299–303.

Sonke JJ, Rossi M, Wolthaus J et al. (2009). Image-guided and Adaptive Radiation Therapy: Errors, Margins, Localization and corrections. Philadelphia: Lippincott, 41–4.

van de Bunt L, van der Heide UA, Ketelaars M et al. (2006). Conventional, conformal, and intensity-modulated radiation therapy treatment planning of external beam radiotherapy for cervical cancer: the impact of tumor regression. Int J Radiat Oncol, 64 (1): 189–96.

Brain Lab (2012) [http://www.brainlab.com/assets/images/products/rt\\_intratreatment\\_position\\_verification/t3\\_intra\\_treatment\\_robotics\\_full.jpg](http://www.brainlab.com/assets/images/products/rt_intratreatment_position_verification/t3_intra_treatment_robotics_full.jpg) <1.10.2013>

News Wise (2007) [http://www.newswise.com/images/uploads/2007/12/07/fullsize/ExacTrac\\_X-Ray\\_6D.jpg](http://www.newswise.com/images/uploads/2007/12/07/fullsize/ExacTrac_X-Ray_6D.jpg) <1.10.2013>

**Članek avtoric Jožice Gmeiner Rajbar in Majde Pahor z naslovom MOTIVACIJA MENTORJEV ZA DELO S ŠTUDENTI RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE NA RADIOLOŠKIH ODDELKIH V SLOVENIJI je bil objavljen v Biltenu 30 (2)**

**Članek avtoric Katice Leva in Majde Pahor z naslovom SODELOVANJE MED POKLICNIMI SKUPINAMI V ZDRAVSTVENIH TIMIH RADIOLOŠKEGA ODDELKA IN KIRURŠKE AMBULANTE PRI OBRAVNAVI URGENTNEGA PACIENTA je bil objavljen v Biltenu 30 (2)**

## ALI BITJE SRCA VPLIVA NA NATANČNOST OBSEVANJA LEVE IN DESNE DOJKE?

DOES THE HEARTBEAT AFFECTS ACCURACY IN IRRADIATION OF A LEFT AND RIGHT BREAST?

**Urban Giovani, Marjeta Jelovčan**

Onkološki inštitut Ljubljana, Oddelek za teleradioterapijo, Zaloška 2, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: Marjeta Jelovčan, dipl. inž. rad., E-mail: mjelovcan@onko-i.si

Prejeto/Recived: 11.9.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Pri obsevanju dojke dihanje in bitje srca najbolj vplivata na možnost odstopanja od sprejemljivih odmikov pri natančnosti obsevanja, kar se dokazuje z meritvami elektronskih slik (EPI – Electronic Portal Imaging), ki se primerjajo s predhodno pridobljenimi referenčnimi slikami (DRR – Digital Reconstructed Radiograph) z računalniško tomografskega (CT) simulatorja. Dozne omejitve za rizične organe se pri obsevanju leve in desne dojke razlikujejo. Pri obsevanju leve dojke je potrebno paziti na dozno izpostavljenost srca; načrtovanje obsevanja se izvaja s predpisanim vrisovanjem tumorskih volumnov in natančno določa ščitenje srca z večlistnim kolimatorjem (MLC – Multileaf Collimator).

**Namen:** Na podlagi meritev pridobljenih z EPI slikami želiva ugotoviti ali ima bitje srca vpliv na natančnost obsevanja leve oziroma desne dojke.

**Metode dela:** V raziskavo sva zajela podatke meritev 120 EPI slik v obdobju od 2. 1. 2013 do 20. 7. 2013, pri katerih je bilo obsevanih dvajset levih in dvajset desnih dojk. Izmerjeni in statistično obdelani so bili absolutni odmiki EPI slik glede na referenčno sliko. Za vsako dojko so bile narejene tri zaporedne meritve.

**Rezultati:** Rezultati so pokazali, da med natančnostjo obsevanja leve in desne dojke ni razlik, ki bi bile pogojene z bitjem srca. Izračunano povprečje odmikov pri levih dojkah je bilo 0,238 cm (SD = 0,168 cm). Ta vrednost je manjša kot pri desnih dojkah, kjer je bilo povprečje odmikov 0,271 cm (SD = 0,183 cm). Statistično so rezultati nerelevantni ( $p < 0,31$ ).

**Razprava in zaključek:** Z uporabo statične metode meritev EPI in DRR slik sva ugotovila, da med natančnostjo obsevanja leve in desne dojke ni statističnih razlik, ki bi jih povzročilo bitje srca, in da najpomembnejši dejavnik, ki vpliva na odmike EPI od referenčnih slik ostaja dihanje. Raziskave na tem področju bi bilo smiselno nadgraditi z dinamičnim pristopom, kot je priprava na obsevanje s štiri dimenzionalnim CT simulatorjem in izvajanjem nadzora dihanja (gating) med obsevanjem.

**Ključne besede:** obsevanje dojke, bitje srca, odmik

### ABSTRACT

**Introduction:** In breast irradiation, breathing and heartbeat have the biggest influence on the acceptable deviation in irradiation accuracy, which is proven by the electronic portal imaging (EPI) measurement data compared to preliminary acquired digital reconstructed radiograph (DRR) from the computed tomography (CT) simulator. There are differences between the left and right breast irradiation due to organs at risk. In the left breast, careful attention must be given to the dose distribution in the heart; treatment planning for breasts is defined by strict target volume contouring and specifies shielding of the heart in the left breast irradiation (by using a Multileaf Collimator – MLC).

**Purpose:** Based on the EPI acquired data, we would like to determine if heartbeat has any influence on accuracy in irradiation of a left and right breast.

**Methods:** The research included measurement data of 120 EPIs in the period from 2 January 2013 to 20 July 2013 in which research included twenty left-breast and twenty right-breast irradiations. Absolute deviations in EPIs, with respect to DRRs, were measured and statistically analysed. Three consecutive measurements were made for each breast.

**Results:** The results showed that the heartbeat does not affect the accuracy of irradiation of the left and right breast. The calculated average deviation in the left breast was 0.238 cm (SD = 0.168 cm). This value is lower than in the right breast, where the average deviation was 0.271 cm (SD = 0.183 cm). The results are not statistically relevant ( $p < 0.31$ ).

**Discussion and conclusion:** By using the static measurement methods with EPI and DRR images, it was determined that the heartbeat does not affect accuracy in irradiation of a left and right breast, and that the most relevant factor in EPI image deviations is breathing. Additional research in this field should be upgraded with a dynamic approach, such as planning with 4D (four-dimensional) CT simulator and breathing control (gating) during irradiation.

**Keywords:** breast irradiation, heartbeat, deviation

## LITERATURA/REFERENCES

Darby S, Ewertz M, McGale P et al. (2013). Risk of Ischemic Heart Disease in Women after Radiotherapy for Breast Cancer. *N Engl J Medicine* 368: 987–98.

Erven K, Weltens C, Van Limbergen E et al. (2008). Modern radiotherapy techniques for breast cancer. *Belg J Med Oncol* 2 (6): 308–16.

Jelovčan M, Giovani U (2012), Obsevanje dojke in supraklavikularne lože s skupnim izocentrom – monoizocenter. Ljubljana: Onkološki inštitut, Oddelek za teleradioterapijo, neobjavljeno gradivo.

Jelovčan M, Marinko T, Grabec D in sod. (2011). Protokol za obsevanje dojke s supraklavikularno ložo. Ljubljana: Onkološki inštitut, Oddelek za teleradioterapijo, neobjavljeno gradivo.

Klein EE, Taylor M, Michaletz-Lorenz M, et al. (1994). A monoisocentric technique for breast and regional nodal therapy using dual asymmetric jaws. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28 (3): 753–60.

The Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine (2008). *On Target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy*. London: Royal College of Radiologists, 48–9.

## OTROKOVE PREDSTAVE O RENTGENSKEM SLIKANJU

### CHILDREN'S PERCEPTION OF X-RAY IMAGING

**Tina Starc<sup>1</sup>, James Harding<sup>2</sup>, Michaela Davis<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

<sup>2</sup>UCD School of Medicine and Medical Science (UCDSMMS), University College Dublin, UCD Belfield, Dublin 4.

*Korespondenca / Correspondence: Tina Starc, MSc. rad. teh., E-mail: tina.starc@zf.uni-lj.si*

*Prejeto/Received: 7.10.2013*

*Sprejeto/Accepted: 12.11.2013*

### POVZETEK

**Uvod:** V zdravstvu je pomemben vidik izvajanja tudi tistih raziskav, s katerimi spoznamo poglede otrok na nek proces, npr. v radiološki tehnologiji. Le tako se lahko približamo njihovim potrebam, zagovarjata Horstman in Bradding (2002).

**Namen:** Ugotoviti, kakšno predstavo imajo o rentgenski diagnostiki, aparatu in osebju, ki tam dela otroci, stari 6–10 let. Nadalje, primerjati ugotovitve z raziskavo na Irskem (Roe, 2011).

**Metode:** »Write and draw« tehnika, barvice, flomastri, papir; tehnika prijazna otroku. Slike so bile kodirane po vzorcu »kdo, kaj in kje«. Odobritev etične komisije UCD Dublin in dovoljenje Pionirskega doma v Ljubljani ter Otroškega letovišča v Pacugu. Sodelovanje otrok je bilo prostovoljno.

**Rezultati in razprava:** Obravnavali smo 73 otroških slik. Slovenski otroci so v prostoru narisali zdravnika ali medicinsko sestro v 11%, irski v 91%; radiološkega inženirja v 20%, irski v 6%. 82% slovenskih otrok je narisalo rentgenski aparat, irskih 15%, za kar bi bil lahko vzrok v tem, da se je več slovenskih otrok srečalo z rentgenskim slikanjem ali pa so bili pod vplivom ostalih otrok v skupini, kjer je raziskava potekala. Le 3% slovenskih otrok se boji, da bi jih pri slikanju zbadli z iglo, irskih 31%. Na slikah je 42% slovenskih izrazilo strah, na Irskem pa 55%.

**Zaključek:** Rezultati raziskave so prikazali vpogled v otrokova razmišljanja. Slovenski otroci bolje prepoznajo mesto radiološkega inženirja v rentgenski diagnostiki kot irski in se manj bojijo, da bi jih med slikanjem zbadli z iglo. Zagotovilo, da slikanje ne bo boleče, lahko pri otrocih pomaga premagati strah pred slikanjem.

**Ključne besede:** otrok v radiološki tehnologiji, rentgensko slikanje – razumevanje otrok

### ABSTRACT

**Introduction:** Bradding and Horstman (2002) state that in the medical field it is also important to perform research which show us children's perception of a certain process, e.g. in radiology, as this is the only way to understand and meet their needs.

**Purpose:** The aim of this study was to determine the perception of X-ray diagnostics, devices and staff among children aged between 6 and 10 years and to compare the results with the research conducted in Ireland (Roe, 2011).

**Methods:** The "Write and Draw" technique, coloured pencils, markers, paper; child-friendly technique. The images were coded according to the model of "who, what and where". The approval was obtained from the UCD Dublin ethics committee and the permission was given by Pionirski dom in Ljubljana and children's holiday camp in Pacug. Children's participation was voluntary.

**Results and discussion:** 73 children took part in the research. 11% of the Slovenian children and 91% of the Irish children drew a doctor or a nurse in the room; 20% of the Slovenian children and 6% of the Irish children drew a radiographer. An X-ray device was drawn by 82% of the Slovenian children and by 15% of the Irish children. The reason for that could be that more of the participating children in Slovenia have undergone x-ray imaging or that they were influenced by other children in the group where the research took place. Only 3% of the Slovenian children are afraid that the injection needle might be a part of the examination, whereas in Ireland, 31% of the children expressed that concern. Fear was depicted in the images of 42% of the Slovenian children and 55% of the Irish children.

**Conclusion:** The results gave us insight in children's thinking. The children in Slovenia identify the role of the radiographer in X-ray diagnostics better than the Irish children and are less afraid that the needle is a part of the X-ray imaging procedure. Reassurance that X-ray imaging is not painful can help children overcome fear of the procedure.

**Keywords:** Children in radiologic technology, X-ray imaging – understanding children

### LITERATURA/REFERENCES:

Bradding A, Horstman M (1999). Using the write and draw technique with children. *Eur J Oncol Nurs* 3 (3): 170–5.

Bradding A, Horstman M (2002). Helping children speak up in the health service. *Eur J Oncol Nurs* 6 (2): 75–94.

Roe A (2011). An Exploration of Children's Perception and Understanding of X-ray in Radiography. University College Dublin.

## DIGITALNA TOMOSINTEZA DOJKE

### DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS

**Danica Köveš, Metka Lukinovič**

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

Korespondenca: Danica Köveš, inž. rad., E-mail: dana.koves@gmail.com

Prejeto/Recived: 29.8.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Rak dojke je najpogostejši rak pri ženskah v razvitem svetu. Zgodnje odkrivanje te bolezni je zelo pomembno za nadaljnje zdravljenje in tudi zmanjšanje smrtnosti. Tomosinteza je rentgenska diagnostična preiskava, ki prinaša nov diagnostični pogled. Uporablja se le pri mamografiji. Podobno kot pri CT posnetkih, dobimo pri tomosintezi slike dojke v milimetrskih rezih.

**Namen:** Namen tomosinteze je zgodnje odkrivanje bolezni, kar pripomore k hitrejši končni diagnozi in nadaljnji obravnavi pacientke. Tridimenzionalna rekonstrukcija teh posnetkov omogoča natančen pregled celotne dojke, z njo se izognemo tudi superpoziciji tkiva pri gostih dojkah in lažno pozitivnim ali lažno negativnim rezultatom.

**Metode dela:** Tomosintezo opravimo pri ženskah, pri katerih zaradi gostote dojke, mikrokalcinacij in drugih nejasnosti ni mogoče napisati natančnega radiološkega izvida. Lahko uporabljamo tudi druge metode, kot so magnetna resonančno in ultrazvočno slikanje, izotopske metode, galaktografija ali novejša metode kot so, kontrastno ojačana mamografija, duktoskopija in druge.

**Rezultati:** Prednosti tomosinteze: 30% povečan prikaz rakastih sprememb v prsni, izboljšanje natančnosti odkrivanja raka dojke, zmanjšanje števila ponovnih slikanj, boljši prikaz mikrokalcinacij, lažja določitev lastnosti lezije, prikaz multifokalnosti lezije, doza je primerljiva z mamografijo v dveh projekcijah. Slabosti tomosinteze: kompresija traja dlje časa kot pri klasični mamografiji, daljši čas skeniranja, večja obremenjenost računalnikov in delovnih postaj, daljši čas odčitavanja.

**Razprava:** Tomosinteza je boljše slikovna metoda kot klasična mamografija, vendar še vedno ni idealna. Študije bodo pokazale ali je tomosinteza uporabna tudi v screeningu in možnost kombinacije le-te z ostalimi preiskovalnimi metodami.

**Zaključek:** Tomosinteza predstavlja optimalno in originalno rešitev, ki omogoča odlične klinične rezultate. Je izjemen napredek v mamografski tehniki. Radiolog bistveno lažje diagnosticira dojke, preiskovanke pa so manj obremenjene z dodatnimi slikanji (povečava in kompresija dojke), so pa pri njej bolj obsevane, kar je šibkost dodatnih slikanj.

**Ključne besede:** tomosinteza, mamografija, prednosti tomosinteze, slabosti tomosinteze

### ABSTRACT

**Introduction:** Breast cancer is the most common female cancer in the developed world. Its early detection is very important for further treatment and for reducing mortality. Tomosynthesis is an X-ray diagnostic procedure that provides a new diagnostic view. It is only used in mammography. Similar to the CT images, we get breast images in millimetre slices.

**Purpose:** The purpose of tomosynthesis is early detection of disease, which contributes to a faster final diagnosis and further treatment of the patients. A three-dimensional reconstruction of these images provides a detailed view of the entire breast and eliminates the superposition of dense breast tissue and false positive or false negative results.

**Methods:** Tomosynthesis is used in women whose breast density and microcalcification prevent writing an accurate radiological report. Other methods can also be used, such as magnetic resonance and ultrasound imaging, isotopic methods and galactography, or newer methods, such as contrast enhanced mammography, ductoscopy and others.

**Results:** Advantages of tomosynthesis: the display of cancerous changes in breast tissue is increased by 30%, it increases accuracy of breast cancer detection, it reduces the number of repeated scans, it provides better display of microcalcification, it makes it easier to identify lesion characteristics, it displays multifocality of lesions, the dose is comparable to mammography in two projections. Disadvantages of tomosynthesis: the compression is longer than in conventional mammography, longer scan time, greater computer and workstation load, longer reading time.

**Discussion:** Although tomosynthesis is a better imaging technique than the conventional mammography, it is still not ideal. The studies will show whether tomosynthesis can also be used in screening, and the possibility of combining tomosynthesis with other examination methods.

**Conclusion:** Tomosynthesis is an optimal and original solution which provides excellent clinical results. It represents

a remarkable progress in mammography technique. It facilitates breast cancer diagnosis and the patients are less burdened with additional imaging (magnification and breast compression). However, the patients are more exposed to radiation, which is also a disadvantage of additional imaging.

**Keywords:** tomosynthesis, mammograms, advantages of tomosynthesis, disadvantages of tomosynthesis

## LITERATURA/REFERENCES

<http://www.braintec.si/index.php/zdravje-zensk/mamografija/selenia-dimensions> <5.12.2013>.

[http://www.damiba.rs/index.php?option=com\\_content&view=article&id=51&Itemid=65&lg](http://www.damiba.rs/index.php?option=com_content&view=article&id=51&Itemid=65&lg) <5.12.2013>.

Sophia Z (2013) Digital breast tomosynthesis. V: Galen advanced course, Breast Imaging, Salzburg, 13. december 2013. Salzburg: European School of Radiology.

## ANGIOGRAFIJA KORONARNIH ARTERIJ

### ANGIOGRAPHY OF CORONARY ARTERIES

**Ksenija Rečnik, Vida Šušteršič, Valter Jalšovec, Peter Šoba**

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

Korespondenca / Correspondence: Peter šoba, dipl. inž. rad., E-mail: pericasoba@gmail.com

Prejeto/Recived: 10.12.2013

Sprejeto/Accepted: 15.12.2013

#### POVZETEK

**Uvod:** Selektivna angiografija koronarnih arterij je invazivna metoda za prikaz koronarnih arterij, s katero se preko katetrov vbrizgava kontrastno sredstvo v ustje koronarnih arterij.

**Namen:** Z angiogrami prikazati osnovne angiografske preiskave ter projekcije ki se najpogosteje uporabljajo pri angiografiji koronarnih arterij.

**Metode:** Pregled literature o koronarni angiografiji in predstavitev osnovnih projekcij.

**Rezultati in razprava:** Prikaz projekcij RAO, LAO, LAO kranialno, RAO kranialno, RAO kavdalno, LAO kavdalno, AP projekcija in spider projekcija.

**Zaključek:** Vloga radiološkega inženirja pri angiografijah je izrednega pomena saj s svojim znanjem anatomije in poznavanjem osnovnih angiografskih projekcij ter radiološke tehnologije, pripomore k dobremu končnemu rezultatu, to je dobro izpeljani diagnostiki in zdravljenju pacienta.

**Gljučne besede:** angiografija koronarnih arterij, angiogram, RAO, LAO, RAO kranialno/kavdalno, LAO kavdalno/kranialno, AP, spider projekcija.

#### ABSTRACT

**Introduction:** Selective coronary angiography is an invasive method which uses contrast media injected true catheters into the mouth of coronary arteries to visualize them.

**Purpose:** To use angiograms to show basic angiographic examinations and projections used in coronary angiography.

**Methods:** Literature review on coronary angiography and presentation of basic projections.

**Results and discussion:** Display of RAO, LAO, LAO cranial, RAO cranial, RAO caudal, LAO caudal, AP and spider projections.

**Conclusion:** The role of radiographers is very important in angiography, because with their knowledge of anatomy, basic angiographic projections and radiologic technology they contribute to good results, i.e. to proper diagnostics and treatment of a patient.

**Key words:** angiography of coronary arteries, angiogram, RAO, LAO, RAO cranial/caudal, LAO caudal/cranial, AP, spider projection.

#### LITERATURA/REFERENCES

<http://www.heartfoundation.org.au/SiteCollectionDocuments/Angiography.pdf> <12.1.2014>

<http://www.slideshare.net/doctorjain1973/basics-of-coronary-angiography-13222417> <12.1.2014>

<http://www.slideshare.net/drFuadFarooq/angiographic-projections> <12.1.2014>

[http://www.littlechick-design.com/secondary/kok/koronarna\\_bolezen/za\\_bolnike.php](http://www.littlechick-design.com/secondary/kok/koronarna_bolezen/za_bolnike.php) <12.1.2014>

## VPLIV GLASBE NA PACIENTE PRI MAMOGRAFIJI

### EFFECT OF MUSIC ON PATIENTS UNDERGOING MAMMOGRAPHY SCREENING

**Davor Tadić<sup>1</sup>, Anamarija Kostiov<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>

<sup>2</sup> Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: asist. Anamarija Kostiov, dipl. inž. rad., E-mail: anamarija.kostiov@zf.uni-lj.si

Prejeto/Received: 14.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

#### POVZETEK

**Uvod:** Primerna glasba ima na človeka vrsto pozitivnih vplivov. Pri mamografiji se glasba, za razliko od nekaterih drugih medicinskih preiskav, zaenkrat v namene lajšanja bolečine in sproščanje ne uporablja. Na to temo je bila izvedena samo ena študija, ki ni dala pričakovanih rezultatov (Domar, 2005).

**Namen:** Namen naloge je raziskati vse pozitivne vplive glasbe pri mamografiji in ugotoviti ali poslušanje glasbe pred in med mamografijo zmanjša stres in posledično lajša bolečino ki nastane zaradi kompresije dojke.

**Metode dela:** Uporabili smo naslednje metode raziskovanja: študij knjižnih in elektronskih virov ter anketni vprašalnik. V garderobo, kjer se pacientke preoblačijo, smo namestili prenosni radio, na katerem smo predvajali zgoščenko s sproščujočo glasbo (jazz, soft rock in klasično glasbo). Radio je bil skrit očem pacientk. Glasbo smo predvajali med pripravo na mamografijo ter med preiskavo samo, z glasnostjo, ki je omogočala normalno komuniciranje med pacientko in radiološkim inženirjem. Na koncu preiskave smo pacientke prosili če si lahko vzamejo 5 minut časa in izpolnijo anketni vprašalnik. Izpolnilo ga je 98 pacientk.

**Rezultati:** Raziskava in pridobljeni rezultati so pokazali, da ima glasba pri mamografiji na pacientke vpliv, vendar ne zelo velik. Vpliva predvsem na lajšanje stresa in tesnobe saj so bile pacientke, ki so glasbo slišale in poslušale, v povprečju mirnejše od tistih, ki je niso slišale. Posledično so čutile tudi manjšo bolečino. Glasba lahko pacientko sprosti do te mere, da je občutek bolečine bolj vzdržan in ne tako hud, kot bi lahko bil brez glasbe, nikakor pa ne more spremeniti razmeroma boleče mamografije v popolnoma nebolečo.

**Zaključek:** Menimo, da bi se morala glasba uvesti v vseh mamografskih diagnostikah v Sloveniji, saj gre za zelo poceni in nezahtevno spremembo, ki ima pozitiven vpliv na pacientke. Prav tako pa so pacientke izrazile kar veliko željo po glasbi pri mamografijah v prihodnosti in mislim da jo velja upoštevati.

**Ključne besede:** mamografija, glasba, stres, bolečina

#### ABSTRACT

**Introduction:** Appropriate music has a number of positive effects on a person. As opposed to some other medical examinations, music is currently not used in mammography screening for the purpose of relieving pain and relaxing the patient. There was only one study conducted on the subject which did not give expected results (Domar, 2005).

**Purpose:** The purpose of the study was to explore all the positive impacts of music in mammography and to determine whether listening to music before and during mammography screening relieves stress and reduces pain resulting from breast compression.

**Methods:** The following research methods were used: review of literature and internet resources, a questionnaire. A portable radio (music player) was placed inside the dressing room where the patients get ready for mammography. A CD with relaxing music was used (jazz, soft rock and classical music). The radio could not be seen by the patients. The music was playing during patient preparation and during mammography screening. The volume of the music allowed normal communication between the radiographer and the patient. At the end of the examination, the patients were asked to take 5 minutes and complete an anonymous questionnaire; 98 patients participated.

**Results:** The results of the study showed that music has a certain effect on the patients undergoing mammography screening, but it is not very significant. Above all, it relieves stress and anxiety. The patients who listened to the music were, on average, calmer than those who did not listen to the music. Consequently, they also felt less pain. The music can relax a patient to the extent that it makes pain a bit more tolerable and not as bad as it would have been without music. However, it cannot turn a relatively painful mammography screening into a painless examination.

**Conclusion:** I believe that music should be used in all mammography diagnostics in Slovenia, because it is a cheap and simple change which has a positive impact on patients. The patients have also expressed a strong desire for music in mammography examinations in the future and I believe it should be taken into account.



**Key words:** mammography, music, stress, pain

## LITERATURA/REFERENCNCES

Borštnar S, Bračko M, Čufer T, Hertl K et al. (2006). Rak dojke: kaj morate vedeti, 2. dopolnjena izdaja. Ljubljana: Onkološki inštitut.

Binek J, Sagmeister M, Borovicka J, Knierim M, Magdeburg B, Meyenberger C (2003). Perception of Gastrointestinal Endoscopy by Patients and Examiners with and without Background Music. *Digestion* 68 (1): 5–8.

Davey B (2006). Pain during mammography: Possible risk factors and ways to alleviate pain. *Radiography* 13 (3): 229–34.

Dibble SL, Israel J, Nussey B, Sayre JW, Brenner RJ, Sickles EA (2005). Mammography with breast cushions. *Women health* iss 15 (2): 55–63.

Domar AD, Eyvazzadeh A, Allen S, et al. (2005). Relaxation Techniques for Reducing Pain and Anxiety During Screening Mammography. *AJR* 184 (2): 445–7.

DORA. [http://dora.onko-i.si/presejanje\\_za\\_raka\\_dojk/index.html/](http://dora.onko-i.si/presejanje_za_raka_dojk/index.html/). <14.7.2013>

How Music Affects Us and Promotes Health. <http://www.emedexpert.com/tips/music.shtml/>. <14.02.2013>

IVZ. <http://www.ivz.si/register/>. <14.7.2013>

Jančar B (2001). Mamografija: metoda za zgodnje odkrivanje raka dojk. Ljubljana: Društvo onkoloških bolnikov Slovenije.

Kokot A (2007). Bolečina pri mamografiji. Diplomsko delo. Ljubljana: Zdravstvena fakulteta.

Korf A, Herbst CP, Rae WID (2009). The relationship between compression force, image quality and radiation dose in mammography. *SA J Radiol* 14 (1): 86–92.

Marshall JB, Bechtold ML (2010). Effect of Music on Patients Undergoing Colonoscopy. *Am J Clin Med* 7 (3): 151–4.

UH Case Medical Center. <http://www.uhhospitals.org/case/services/music-therapy/about-music-therapy/>. <14.7.2013>

## POZNAVANJE IN UPORABA DODATNIH PROJEKCIJ PRI MAMMOGRAFIJI

### KNOWLEDGE AND USE OF ADDITIONAL PROJECTIONS IN MAMMOGRAPHY

Špela Tevž<sup>1</sup>, Anamarija Kostiov<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Splošna bolnišnica Celje, Oddelek za radiologijo, Oblakova ulica 5, 3000 Celje

<sup>2</sup>Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za radiološko tehnologijo, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

Korespondenca / Correspondence: asist. Anamarija Kostiov, dipl. inž. rad., E-mail: anamarija.kostiov@zf.uni-lj.si

Prejeto/Received: 14.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Za ugotavljanje obolenj dojke uporabljamo dve osnovni diagnostični metodi: klinični pregled dojke in mamografijo. Z njo je mogoče odkriti drobne, klinično nezaznavne spremembe, ki jih ne odkrije nobena druga metoda. Dojke največkrat slikamo v dveh osnovnih projekcijah, to sta CC (cranio-caudalna, žarek poteka v kranio-kavdalni smeri) in MLO (medio-lateralna, žarek poteka medio-lateralno). Za pojasnitev in natančnejši prikaz nepravilnosti uporabljamo dodatne projekcije, kot so: ciljana kompresija, ciljana povečava, ML, LM, XCCL, XCCM, rolled-on, cleavage, tangencialna.

**Namen:** Ugotoviti, koliko radiološki inženirji v Splošni bolnišnici Celje, Zdravstvenem domu Celje in Onkološkem inštitutu Ljubljana poznajo in uporabljajo dodatne projekcije pri mamografijah; katere projekcije, poleg osnovnih, uporabljajo; ali jim pozicioniranje povzroča težave; kako pogosto se udeležujejo strokovnih izpopolnjevanj.

**Metode:** Pregled literature in zbiranje podatkov o poznavanju dodatnih projekcij s pomočjo anketnega vprašalnika ter analiza zbranih podatkov in njihova interpretacija v rezultatih.

**Rezultati in razprava:** V raziskavi je sodelovalo 27 radioloških inženirjev iz Splošne bolnišnice in Zdravstvenega doma Celje ter Onkološkega inštituta. V Splošni bolnišnici Celje je anketni vprašalnik izpolnilo 6 radioloških inženirjev, v Zdravstvenem domu v Celju le 3, na Onkološkem inštitutu v Ljubljani pa 18. V Zdravstvenem domu v Celju poleg ciljane kompresije in povečave delajo tudi XCC (2) ter ML projekcijo (1), ena pa je do sedaj delala samo ciljano kompresijo in povečavo. Na Onkološkem inštitutu so vsi anketirani že kdaj naredili tudi ostale dodatne projekcije.

**Zaključek:** Ugotovili sva, da zaposleni na Onkološkem inštitutu poznajo več dodatnih projekcij, kot tisti v Splošni bolnišnici in v Zdravstvenem domu Celje. Poleg ciljane kompresije in povečave poznajo v Celju le še ML in XCC, ena radiološka inženirka pa tudi LM projekcijo.

**Ključne besede:** mamografija, osnovne projekcije pri mamografiji, dodatne projekcije pri mamografiji

### ABSTRACT

**Introduction:** Two basic diagnostic methods are used to identify breast conditions, i.e. standard breast examination and mammography. The latter is used to detect the smallest, clinically undetectable changes that cannot be detected by any other method. Breast imaging is usually performed in two basic projections, i.e. CC (craniocaudal – the beam travels in craniocaudal direction) and MLO (mediolateral – the beam travels in mediolateral direction). In order to clarify and display irregularities seen on basic mammographs more accurately, additional projections are used, such as targeted compression, targeted magnification, ML, LM, XCCL, XCCM, rolled-on, cleavage and tangential.

**Purpose:** To determine how well the radiographers at the Celje General Hospital, Celje Medical Centre and at the mammography section of the Institute of Oncology in Ljubljana know and use the additional projections in mammography and which projections they use, in addition to the basic ones. We also wanted to determine whether they have problems with patient positioning and how often they attend professional training programmes.

**Methods:** Literature review and collection of data on the knowledge of additional projections by means of a questionnaire, collected data analysis and interpretation of results.

**Results and discussion:** The study included 27 radiographers from the Celje General Hospital (6 participants), Celje Medical Centre (3 participants) and from the Institute of Oncology in Ljubljana (18 participants). In the Celje General Hospital, three of the radiographers have had experience with ML, LM and tangential projection, while the other three have conducted only targeted compression and magnification. One of the radiographers has conducted only targeted compression and magnification. In Celje Medical Centre, in addition to targeted compression and magnification, the radiographers had conducted XCC projection (2) and ML projection (1). At the Institute of Oncology in Ljubljana all of the participants have conducted some of the additional projections (ML, LM, XCC, rolled-on, etc.).

**Conclusion:** We have discovered that the employees at the Institute of Oncology in Ljubljana are familiar with more additional projections compared to the employees of the Celje General Hospital and Celje Medical Centre. In addition to targeted compression and magnification, the employees at the Celje General Hospital and Celje Medical Centre know only ML, XCC, whereas one of the radiographers knows LM projection.

**Keywords:** mammography, basic mammography projections, additional mammography projections

## LITERATURA/REFERENCES

Berkowitz JE, Gatewood OMB, Donovan GB, Gayler BW (1987). Dermal breast calcifications: localization with template-guided placement of skin marker. *Radiology* 163 (1); 282.

Eržen D (1998). Klinični pregled dojk. *Radiol Oncol* 32 (supl. 7): 27–9.

Haclar B, Peterlin K, Čebulj K (2008). Mamografija: film ali računalnik?. V: Zbornik predavanj in posterjev strokovnega seminarja Društva radioloških inženirjev, Radenci, 18.–20. april 2008. Ljubljana: Društvo radioloških inženirjev Slovenije, 196–9.

Hudales B, Kokot A, Špeh P (2001). ML, LM, XCC, rolled-on projekcije. *Radiol Oncol* 35 (supl. 1): 74–80.

Jančar B (1998). Mamografska diagnostika. V: Snoj M., ur. *Rak dojke*. Ljubljana: Onkološki inštitut Ljubljana, 25–8.

Jančar B (2009). Mamografija: metoda za zgodnje odkrivanje raka dojke. Ljubljana: Društvo onkoloških bolnikov Slovenije, 18–26.

Kadivec M, Vargazon T, Hertl K (1998). Pregled slikovnih diagnostičnih metod pri boleznih dojk. *Radiol Oncol* 32 (supl. 7): 59–65.

Kokot A, Hudales B, Špeh P (2001). Dodatne projekcije (cleavage, tangencialna projekcija, slikanje vsadkov, moška dojka). *Radiol Oncol* 35 (supl. 1): 8–6.

Kranjc Z, Renner M, Rataj A, Rusjan P, Novak G, Čebulj K (2004). Pozicioniranje in kontrola kakovosti mamograma. *Radiol Oncol* 38 (supl. 1): 35–49.

Muttarak M, Kongmebhol P, Sukhamwang N (2009). Breast calcifications: which are malignant? <http://www.docstoc.com/docs/90351774/Breast-calcifications-which-are-malignant> <4.8.2013>.

Špeh P, Kokot A, Hudales B (2001). Ciljana kompresija in povečava. *Radiol Oncol* 35 (supl. 1): 87–91.

Us J (1994). Mamografija – rentgenska preiskava dojk. *Medicinski razgledi* 33 (1): 39–49.

## MR ENTEROGRAFIJA

### MR ENTEROGRAPHY

**Dejan Zavolovšek, Robi Rožman**

Univerzitetni klinični center Maribor, Oddelek za radiologijo, Ljubljanska 5, 2000 Maribor

Korespondenca / Correspondence: Dejan Zavolovšek, dipl. inž. rad., E-mail: dejan.zavolovsek@gmail.com

Prejeto/Recived: 26.9.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** V zadnjem letu smo v UKC Maribor pričeli izvajati magnetnoresonančno (MR) enterografijo. Preiskava je v svetu že uveljavljena diagnostična tehnika tankega črevesa. Tehnična prednost te metode je uporaba hitrih slikovnih tehnik in luminalno razširjane tankega črevesja z uporabo per os kontrastnega sredstva (KS), apliciranega per os ter naknadno aplikacijo KS intravenozno.

**Namen:** S to preiskavo želimo odkriti oz. izločiti morebitne spremembe na notranji steni tankega črevesja, razne vnetne procese in Chronovo bolezen.

**Materiali in metode:** Kar nekaj let je bila visoko resolucijska MR slikovna diagnostika tankega črevesja težavna zaradi dolgih časov preiskave in artefaktov, povzročenih z dihanjem in peristaltiko. Z uporabo hitrih in ultra hitrih slikovnih tehnik ter možnostjo da naredimo sekvenco v enem zadržanem vdihu (15–25 s), je postala MR enterografija tankega črevesja možna in diagnostično uporabna. Pacient eno uro pred začetkom preiskave začne piti 3% sorbitol raztopino in jo do začetka spiše vsaj 1,5 l. Preiskavo izvajamo na 1,5 T GE aparatu. Pacient leži na trebuhu, tako bolje prikažemo razširjeno steno tankega črevesja, slike v koronarni ravnini pa so bolj natančne. Pred začetkom mu intramuskularno apliciramo anti-spazmolitik, da preprečimo popačenje in nejasnost slik, ki jih povzroča peristaltika. Za primerno diagnozo oz. ocenitev tankega črevesja moramo izvesti več sekvenc: single shot T2 obtežene sekvence v koronarni in aksialni ravnini, steady state sekvenco FIESTA in T1 obteženo 3D sekvenco LAVA, pri kateri pred drugo ponovitvijo apliciramo KS intravenozno, naredimo pet ponovitev.

**Rezultati in razprava:** Glavna indikacija za MR enterografijo je spremljanje aktivnosti Crohnove bolezni. Lahko se uporablja tudi kot alternativa za endoskopijo pri pacientih, pri katerih simptomi kažejo na limfome in polipe tankega črevesa. Pri uporabi MR enterografije ne prikažemo samo luminalne patologije ampak lahko dobro prikažemo tudi ekstra luminalno, ki z endoskopsko tehniko ni vidna. Raziskave so usmerjene na protokole s 3 T MR enterografijo.

**Zaključek:** MR enterografija je uporabna, lahko pa tudi dodatna diagnostična metoda za odkrivanje bolezni tankega črevesja.

**Ključne besede:** MR enterografija, hitre slikovne tehnike, kontrastno sredstvo

### ABSTRACT

**Introduction:** In UKC Maribor, we started conducting MR enterography in the past year. This technique is already used worldwide in small intestine diagnostics. The advantage of this technique is the use of fast MRI sequences with per os application of the contrast and subsequent intravenous application of the contrast.

**Purpose:** With this diagnostic method we want to discover and eliminate any changes on the inner wall of the small intestine, various inflammatory processes and Crohn's disease.

**Materials and methods:** For several years, the use of high resolution MRI techniques for the small intestine was problematic, because the sequences were too long and artefacts were present due to breathing and peristalsis. The use of high-speed and ultra-high-speed imaging techniques and the possibility to make a sequence in one retained breath (15-25s) made MR enterography of the small intestine possible and diagnostically useful. One hour before the examination, the patient slowly drinks 1.5 L of a 3% sorbitol solution. The examination is conducted on a 1.5T GE machine; the patient is in a prone or supine position. The prone position is preferred for a better image of the extended wall of the small intestine. To reduce the artefacts produced by peristalsis, the patient receives an intramuscular injection of an anti-spasmodic. Several sequences are needed for proper diagnosis of the small intestine, such as; Single shot T2 in coronary and axial plane, a steady state sequence-FIESTA and T1 weighted 3D sequence-LAVA where the contrast is applied intravenously before the second repetition; 5 repetitions are made.

**Results and discussion:** The main indication for MR enterography is monitoring the activities of Crohn's disease. It can also be used as an alternative to endoscopy in patients whose symptoms suggest lymphomas and polyps of small intestine. It does not show only luminal pathology but also extraluminal pathology. Research has focused on the protocols with 3 T MR enterography.

**Conclusion:** MR enterography is a diagnostically useful method and can also be used as an additional diagnostic method for detection of diseases in the small intestine.

**Keywords:** MR enterography, high-speed sequences, contrast

## LITERATURA/REFERENCES

Cronin CG, Lohan DG, Mhuirheartaigh JN et al. (2008). MRI small-bowel follow-through: prone versus supine patient positioning for best small-bowel distention and lesion detection. *AJR* 191 (2): 502–6.

Del Vescovo R, Sansoni I, Caviglia R et al. (2008). Dynamic contrast enhanced magnetic resonance imaging of the terminal ileum: differentiation of activity of Crohn's disease. *Abdom Imaging* 33 (4): 417–424.

Froehlich JM, Daenzer M, von Weyman C et al. (2009). Aperistaltic effect of hyoscine N –butyl bromide versus glucagon on the small bowel assessed by magnetic resonance imaging. *EurRadiol* 19 (6): 1387–1393.

Hirota WK, Zuckerman MJ, Adler DG et al. (2006). ASGE guideline: the role of endoscopy in the surveillance of premalignant conditions of the upper GI tract. *Gastrointest Endosc* 63 (4): 570–580.

Horsthuis K, Bipat S, Stokkers PC et al. (2009a). Magnetic resonance imaging for evaluation of disease activity in Crohn's disease: a systematic review. *Eur Radiol* 19 (6): 1450–1460.

Laghi A, Paolantonio P, Hassan C (2009). Small bowel imaging. *Semin Roentgenol* 44 (4): 99–110.

Oto A, Zhu F, Kulkarni K et al. (2009). Evaluation of diffusion weighted MR imaging for detection of bowel inflammation in patients with Crohn's disease. *Acad Radiol* 16 (5): 597–603.

Sharman A, Zealley IA, Greenhalgh R et al. (2009). MRI of small bowel Crohn's disease: determining the reproducibility of bowel wall gadolinium enhancement measurements. *Eur Radiol* 19 (8): 1960–1967.

## RENTGENSKO SLIKANJE CELOTNE HRBTENICE

### TOTAL SPINE X-RAY IMAGING

**Karina Zelivyanska, Boris Tomič, Katja Kocijančič**

Ortopedska bolnišnica Valdoltra, Oddelek za radiologijo, Jadranska cesta 31, 6280 Ankaran

Korespondenca / Correspondence: Karina Zelivyanska, dipl. inž. rad. E-mail: karina.zelivyanska@gmail.com,

Prejeto/Recived: 14.10.2013

Sprejeto/Accepted: 12.11.2013

### POVZETEK

**Uvod:** Skolioza je tridimenzionalna deformacija hrbtenice, ki se izrazi kot rotacija ter odklon v frontalni in sagitalni ravnini. Pri vseh skoliozah je osnovna diagnostična preiskava rentgensko slikanje celotne hrbtenice, s katero skoliozo potrdimo, določimo tip in izmerimo njeno velikost (Mohar in sod., 2009). Za slikanje celotne hrbtenice v Ortopedski bolnišnici Valdoltra uporabljamo digitalni rotacijski sistem.

**Namen:** Predstaviti digitalni rotacijski sistem zajemanja slik celotne hrbtenice in ugotoviti, kakšne so njegove prednosti in slabosti v primerjavi z analognim sistemom folija-film.

**Metode dela:** Predstavili bomo podatke 6 pacientov starosti od 9 do 16 let, ki smo jim slikali celotno hrbtenico z rotacijskim sistemom zajemanja slik proizvajalca Siemens.

**Rezultati in razprava:** Prikazali smo parametre za slikanje celotne hrbtenice z digitalnim rotacijskim sistemom zajemanja slik in jih primerjali z analognim sistemom folija-film. Pri obeh sistemih je na rentgenski sliki distorzija enaka, ker je enaka tudi razdalja gorišče-slikovni sprejemnik, ki znaša 3 m. Pri digitalnem sistemu se je zmanjšal produkt mAs in izboljšala kvaliteta rentgenskih slik. Slabost tega sistema pa je v daljšem času zajemanja slike.

**Zaključek:** V času rasti in razvoja se spreminja krivina hrbtenice, običajno evolutivno do zaključka rasti. Z rastjo se povečujejo tudi deformacije hrbtenice. Za spremljanje napredovanja deformacije je potrebno slikanje celotne hrbtenice v AP in stranski projekciji stoje ali sede. Rentgenogram je potreben za meritve deformacije. Leta 2012 smo v Ortopedski bolnišnici Valdoltra prešli iz analognega na digitalni radiografski sistem in s tem spremenili način zajemanja slik celotne hrbtenice. Z digitalnim rotacijskim sistemom smo izboljšali kvaliteto rentgenskih slik.

**Ključne besede:** rentgensko slikanje, celotna hrbtenica, rotacijski sistem zajemanja slik, skolioza

### ABSTRACT

**Introduction:** Scoliosis is a three-dimensional spinal deformity which consists of a rotation and inclination in the frontal and sagittal plane. In all types of scoliosis, the basic diagnostic examination is the total spine x-ray imaging which allows us to confirm the scoliosis diagnosis, determine the type of

scoliosis and measure its degree (Mohar et al., 2009). In this research the system adopted for total spine imaging was the digital image rotating system which is used at the Valdoltra Orthopaedic Hospital.

**Purpose:** To present the digital image rotating system in the total spine imaging and to establish its advantages and disadvantages in comparison to the analogue x-ray system.

**Methods:** We examined 6 patients aged from 9 to 16. The total spine imaging was performed by the digital image rotating system manufactured by Siemens.

**Results and discussion:** We analysed the parameters for total spine imaging with the digital image rotating system and compared them with the analogue x-ray system. In both systems, the distortion of radiologic images was the same. A very important factor is the source-to-image receptor distance (SID), which is 3 m. With the digital system the mAs was reduced and the quality of the images was improved. A disadvantage of the system is longer image capture time.

**Conclusion:** During the growth and development, the curvature of the spine undergoes changes which usually end when the growth stops. During the growth, spinal deformities tend to progress. In order to monitor the development of the spinal deformity, AP and lateral images of the total spine in the standing or sitting position have to be taken. The radiology images are needed for accurate measurements of spinal deformities. In 2012, the Valdoltra Orthopaedic Hospital switched from the analogue to digital radiography, thus introducing a change in the total spine imaging. The use of the digital image rotating system lead to an improvement in the quality of radiologic images.

**Keywords:** radiology imaging, total spine, image rotating system, scoliosis

### LITERATURA/REFERENCES

Dickson RA, Archer IA (1987). Surgical treatment of late-onset idiopathic thoracic scoliosis: The Leeds procedure. J Bone Joint Surg Br 69 (5): 709–14.

Gillingham BL, Fan RA, Akbarnia BA (2006). Early onset idiopathic scoliosis. J Am Acad Orthop Surg 14 (2): 101–12. <http://bjr.birjournals.org/content/55/657/local/advertising.pdf> <28.10.2013>.

Lanasi ST (2009). Pomen pravilne telesne aktivnosti za bolečine v križu različnega vzroka. Ljubljana: Univerza v Ljubljani fakulteta za šport 42–52.

Moha J, Mihalič R, Hero N (2009). Primerjava operativnega zdravljenja skolioz v Ortopedski bolnišnici Valdoltra v letih 1998 in 2008. Zdravniški Vestnik 78 (supl. 2): 64–72.

Tribus CB (2003). Degenerative lumbar scoliosis: Evaluation and management. J Am Acad Orthop Surg 11 (3): 174–83.

# ČE PACIENT NI V STRESU, TUDI TEHNOLOGIJA LAŽJE OPRAVI SVOJE DELO

**Ko zbolimo, smo negotovi, šibki, v stresu. Zato toliko bolj potrebujemo vrhunsko storitev, ki pa danes ni izvedljiva brez najnaprednejših tehnologij. Kako lahko tehnologija prispeva k učinkovitemu zdravljenju, smo se pogovarjali z Gregorjem Gantarjem, vodjo sektorja Zdravstvo v družbi Siemens d.o.o.**

### *Kaj vi razumete pod pojmom pacientu prijazna radiološka tehnologija?*

Če želimo odgovoriti na to vprašanje, moramo najprej spregovoriti o tem, kaj pacienti pričakujejo od slikovne diagnostike. Seveda najprej upravičeno zahtevajo čim bolj zanesljive in končne rezultate preiskav, torej takšne, ki ne bodo zahtevali ponovnih ali pa dodatnih posegov. Pacient, ki je že obremenjen z domnevo, da z njegovim zdravjem ni vse v redu, pričakuje da mu preiskava ne bo škodovala, oziroma, če že ne gre drugače, da bo morebitna škoda zaradi preiskave bistveno manjša, kot so koristi rezultatov preiskave. Tretji pomemben dejavnik pa je udobje pacienta med samo preiskavo. Preiskava mora biti čim manj stresna, kar pomeni čim krajša, čim manj boleča in brez ostalih neprijetnih vplivov. Če pacient ni v stresu, namreč tehnologija lažje natančno in zanesljivo opravi svoje delo.

### *Od česa vse je odvisna kakovost radiološke preiskave?*

Prav vsak člen v izvedbi preiskave je pomemben. Gre za kompleksne procese, ki zahtevajo vrhunsko strokovno izpopolnjenost. Tehnologija mora biti taka, da z njo radiološki inženirji enostavno upravljajo in da svoje kompetence osredotočajo na samo diagnostiko, ne pa na učenje kompliciranih in neprijetnih uporabniških vmesnikov, dodatnih programskih rešitev za obdelavo podatkov ali morda za njihovo posredovanje drugim členom v verigi izvedbe preiskave. Naprave morajo biti preproste za uporabo, intuitivne in uporabniški vmesnik mora omogočati isti rezultat, ne glede na to, ali z napravo dela že več let ali pa jo uporablja prvič. Ob tem ne smemo pozabiti, da še tako profesionalno izvedena preiskava še ne pomeni nujno odlične zdravstvene storitve, če morajo pacienti na izvide čakati preveč časa. Tudi tukaj ima tehnologija ključno vlogo, zdravniku mora omogočiti, da kar najbolj enostavno in hitro napiše natančen in zanesljiv izvid preiskave. V Siemens Healthcare sledimo vsem tem načelom, saj želimo omogočiti zdravstvenim ustanovam, da so bolnikom prijazne in konkurenčne, bolnikom pa cenovno dostopno, učinkovito zdravstveno storitev, seveda po kriteriju tehnološke in ekonomske upravičenosti.

### *Omenili ste ekonomsko upravičenost, zakaj? Ali ni to termin, ki sodi bolj na področje zasebnega sektorja?*

Siemens vlaga v raziskave in razvoj blizu 4 milijarde evrov letno, v razvojnih oddelkih pa dela več kot 30.000 ljudi. Prepričan sem, da je med vsemi njihovimi idejami le majhen delež tistih, ki pridejo na trg. Izumiti in projektirati vrhunsko napravo pa je na žalost v teh razmerah včasih lažje kot jo prodati. Tudi v

bogatih, razvitih državah se zdravstvene ustanove ne odločajo za tehnološko najbolj napredne naprave, ker so preprosto predrage, morebiti preveč specifične in namenjene samo določenemu tipu pacientov, za samo določene bolezni. Zato ne pridejo v množično izdelavo, pač pa služijo za potrebe razvoja – tako tehnologij znotraj Siemens kot tudi diagnostike, analize bolezni in odkrivanja učinkovitejših načinov njihovega zdravljenja. Če bi, denimo, magnetno rezonanci tomograf z jakostjo 9 T, razvijali za množični trg, bi bili prodajni rezultati slabi, s tem pa bi se zmanjšala tudi sposobnost investiranja v nadaljnji razvoj in kakovost bi verjetno nazadovala.

### *Ko govorimo o radioloških tehnologijah, najprej pomislimo na rentgensko sevanje in dozo, ki jo pacient prejme pri preiskavi. Je rentgensko sevanje sploh lahko prijazno do pacienta?*

To je ključno vprašanje. Mislim, da se je pred dvema ali tremi leti prvič zgodilo, da je bil največji del doze, ki ga je prejela svetovna populacija, posledica medicinskih preiskav. O tem dejstvu se je razpravljalo na najvišjih nivojih, v javnost pa ta informacija ni prišla prav na velika vrata. Vsekakor je bilo to dejstvo vzvod, da so tudi v državah, kjer prej niso posebej pazili na dozno obremenitev pacienta, začeli razmišljati o dozah preiskav, dozno ozaveščene države pa so začele tudi z dodatnimi programi za zmanjšanje in evidentiranje doz, ki jih prejmejo pacienti. To seveda ima vpliv tudi na proizvajalce, ki se sedaj še bolj trudijo, da razvijajo in izdelujejo aparate, ki omogočajo uspešno izvedene preiskave z bistveno manjšo dozo, kot je bilo to mogoče v preteklosti. Kaj pravzaprav želimo doseči? Da bi bila dozna obremenitev pacienta pri medicinski preiskavi le delček tiste doze, ki jo običajen človek prejme v obliki kozmičnega sevanja in sevanja radioaktivnih snovi v naravi. Torej govorimo o nekaj stotink ali desetink mSv. Če bi bile doze na tej ravni, bi se zopet v večji meri lahko začelo izvajanje preventivnih preiskav: če že ne na celotni populaciji, pa vsaj na rizični.

### *Kako pa v Siemensu zmanjšujete doze sevanja vaših diagnostičnih aparatov?*

Začnimo pri najosnovnejših aparatih. V radiografiji je dozna obremenitev z uvedbo direktnih digitalnih detektorjev močno padla. V mamografiji je bil lansko leto predstavljen aparat Mammomat Inspiration PRIME, ki omogoča ob nespremenjeni kvaliteti slike slikanje brez rešetke in na ta način do 30 % zmanjšanje doze preiskave. Vsi Siemensovi angiografski sistemi so opremljeni s sistemom CARE in CLEAR, kar tudi prispeva k občutnemu zmanjšanju doze. Dodati je tudi treba, da se dozi lahko ognemo tudi s spretno strategijo preiskave.



Npr. pri mamografiji se vedno bolj uveljavlja tomosinteza. Znana sta dva pristopa, z večjim kotom ali manjšim kotom zajema slike. Vsak ima svoje prednosti in slabosti, vendar pa se je izkazalo, da je primernejši večji kot zajema slike, ki pa se izvede le v enem položaju, kot pa dvakratni zajem z manjšim kotom, kot deluje drug pristop. Skupna doza je v prvem primeru precej manjša, prvi rezultati pa kažejo tudi na boljše rezultate tega načina dela.

### ***Kaj pa CT preiskave, te so bile znane kot preiskave, kjer pacient prejme največjo dozo?***

Res je. Sploh z uvedbo večvrstičnih CT aparatov so se doze pri CT preiskavah močno dvignile. Očitno so bili proizvajalci in uporabniki preveč navdušeni nad zmogljivostmi, ki so jih taki CT aparati omogočali in so dozo pač privzeli kot škodo na račun koristi preiskave. Danes pa so te tehnologije že močno izboljšane. Siemens je prav na zadnjem ECR prvič v Evropi predstavil najmodernejši CT aparat, kjer so dozne obremenitve več 10 krat nižje kot pri preiskavah z običajnimi CT aparati.



### ***Kako pa Siemens na svojih aparatih izboljšuje udobje pacienta med preiskavo?***

Začel bom z MR sistemi. Ti, kot je znano, ne uporabljajo rentgenskega sevanja in so torej po tej strani neškodljivi. Na kvaliteto preiskave in udobje pa bolj, kot si mislimo, vpliva velikost in dolžina odprtine MR sistema. Siemens je prvi MR s 70 cm odprtino predstavil že pred več kot 10 leti in kot se danes izkazuje, je to boljša pot za iskanje udobja pacientov kot podkvasti MR sistemi, ki so bili takrat razumljeni kot relevantni razvojni model. Danes ima Siemens v proizvodnji po dva modela s 70 cm odprtino tako v segmentu 1,5 T kot tudi v segmentu 3 T. Drug moteč faktor pri MR preiskavi je sama dolžina preiskave. Siemens je s Tim sistemom nakazal in razvil pravo pot, kako je mogoče preiskave krajšati, z najnovejšim sistemom DOT pa je vse skupaj nadgradil, saj so preiskave krajše tudi zaradi hitrega dela, ki je omogočen vsakemu uporabniku. Pacient je tako manj časa v MR sistemu, kar prav gotovo vpliva na njegovo počutje. Tretji najbolj moteč faktor pri MR preiskavah pa je hrup. Siemens je že do sedaj skrbel, da nobena od sekvenc ni bila glasnejša od 100 dB (npr. Magnetom Avanto) in torej uporaba slušalk ali čepkov ni bila obvezna, letos pa smo svojim uporabnikom dali na voljo tudi nekatere sekvence, ki so popolnoma tiho in pa celoten nabor sekvenc za nevrološke in ortopedske preiskave, kjer je glasnost zmanjšana za do 70%. Vse seveda brez škode za kvaliteto slik.



### ***Verjetno je udobje še zlasti relevanten dejavnik v preiskavah dojk?***

Vsi smo si enotni, da gre za precej stresno preiskavo in niti predstavljati si ne želim, kako se večinoma pacientke počutijo med kompresijo dojk. Verjamem, da izkušeni radiološki inženirji vedo, kolikšna je potrebna kompresija, a še bolje bi bilo, če bi jim povedal to sistem sam. In ravno to delajo vsi Siemensovi mamografski aparati. Sistem namreč opazuje premik kompresijske plošče glede na potrebno povečanje sile. Ko enkrat pride do točke, kjer narašča samo sila, dojka pa se skoraj ne kompresira več, kompresijo ustavi. V tej stopnji je torej dosežen kompromis med bolečino in potrebno kompresijo za uspešno slikanje. Da razliko enega in drugega sistema močno občutijo, mi je povedalo že več pacientk, ki so imele možnost preiskave na klasičnem in Siemensovem sistemu.



## ***Doslej ste govorili o napravah za izvedbo preiskav, kaj pa podporni sistemi, predvsem programske in IT rešitve?***

Tu bi na prvem mestu omenil Syngo, Siemensov uporabniški vmesnik za vse slikovne medicinske aparate. Ko se izvajalec preiskave nauči uporabe enega, denimo CT-ja, pridobi osnovo, s katero lahko uporablja tudi Siemensove PET CT, MR sisteme, rentgen... Tako lahko uspešno dela na več delovnih mestih z manj privajanja in z manj napakami. Druga pomembna programska rešitev je DOT pri MR sistemih. DOT omogoča, da ustanova standardizira MR preiskave ter z jasnimi navodili in strategijami omogoči vsem uporabnikom (torej izkušnim in manj izkušnim) izvajanje vseh, še tako zahtevnih preiskav z maksimalno kvaliteto glede na stanje pacienta.

## ***Brez izkušenega, kompetentnega radiologa ni kakovostne preiskave. Kako podpirate njih pri izvedbi preiskav?***

Pacienti pričakujejo izvid preiskave v najkrajšem času. Na tem področju je bilo veliko dela opravljenega z uvedbo PACS in RIS sistemov. Poleg same kvalitete slik pa je danes največji problem dela zdravnikov velika količina podatkov, velika količina slik, ki jih morajo pregledati. Pred 20 leti je CT preiskava dala do 20 slik, danes jih vsaka CT preiskava daje 1000 in več in trend se sploh še ni ustavil. Odgovor Siemens na naraščajočo količino podatkov je Syngo.via. To je poleg PACS in RIS sistema osnovno orodje radiologa in tudi drugih zdravnikov, ki sodelujejo pri zdravju pacienta. Syngo.via omogoča, da so vse slike ob odprtju razdelka določenega pacienta razporejene po ekranu tako, kot si je to zaželel vsak posamezen uporabnik. Večinoma so avtomatsko izvedene tudi meritve patologij ali pa je meritve izjemno enostavno izvesti. Poleg tega se izjemno enostavno merijo volumni, avtomatsko je možno slediti časovnemu razvoju patologije, avtomatsko so omogočene projekcije, ki so bile doslej na stranskem tiru, ker bi zahtevale toliko časa za pripravo, jasno z željo po enostavnejši in zanesljivejši postavitvi diagnoze, Uporabniki so navdušeni. Delo, za katero so do uvedbe Syngo.via porabili eno uro, sedaj lahko opravijo v nekaj minutah. In še nekaj je pomembno. Obdelava slik ni več nujno delo radioloških inženirjev po borbi za obdelovalno postajo, pač pa rutinsko orodje zdravnikov samih, na vsaki delovni postaji, saj Syngo.via deluje na principu strežnik-uporabnik.

***Gregor Gantar je vodja sektorja Zdravstvo v družbi Siemens d.o.o. Za dodatna vprašanja ali pojasnila je dosegljiv na telefonski številki 031/746-164 ali na elektronskem naslovu [gregor.gantar@siemens.com](mailto:gregor.gantar@siemens.com).***

Sponzorski članek / Sponsor article

## PHILIPS dStream The digital revolution in MRI

### A true paradigm shift in clinical imaging

Clarity and speed have long been the opposing forces in MR technology. Now Philips brings them together, in an exciting new MR system architecture that offers the best of both worlds: crystal clear images and remarkable speed. Add technology that makes RF upgrades a thing of the past, and you'll understand why dStream has the power to change your MR services.

One of the consistent challenges in MRI is to optimize image quality for each clinical application. That is why in the last two decades, with the introduction of parallel imaging techniques, the numbers of receiving channels in the system and elements in the RF coils have increased substantially. This increase in the number of channels has necessitated a subsequent increase in data rates and reconstruction performances. MRI systems have had to support more and more channels which, in turn, means additional long receiving cables between coil elements and the MRI data acquisition system. These analog cables, with their bulky connectors and associated electronics, can make the system extra sensitive to noise pickup, which deteriorates image quality. But now with dStream architecture these issues are eliminated, and the result is an exceptional image quality with major benefits in workflow and throughput time.

#### Key advantages

- Increase SNR by up to 40%
- As much as 30% improvement in throughput
- Easy expandability of clinical capabilities

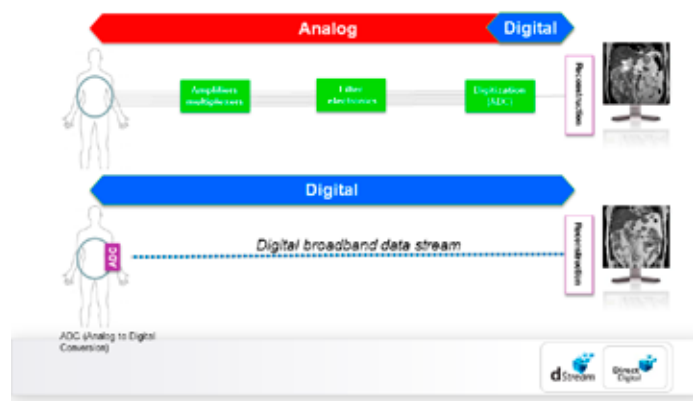
### dStream architecture highlights

Philips dStream architecture has three components: **DirectDigital RF** receive technology, **FlexStream** workflow and **EasyExpand** to deliver clarity, speed and expandability.

**Gain up to 40% Signal to Noise Ratio.** DirectDigital RF is Philips' exclusive receive technology that samples the MR signal directly in the coil, on the patient. The fiber-optic transmission of digital broadband data from the coil to the image reconstructor removes potential noise influences typical of analog RF chains. The result is up to 40% higher SNR, enabling greater speed and resolution, as well as a dynamic range that exceeds 185 dB.

PHILIPS

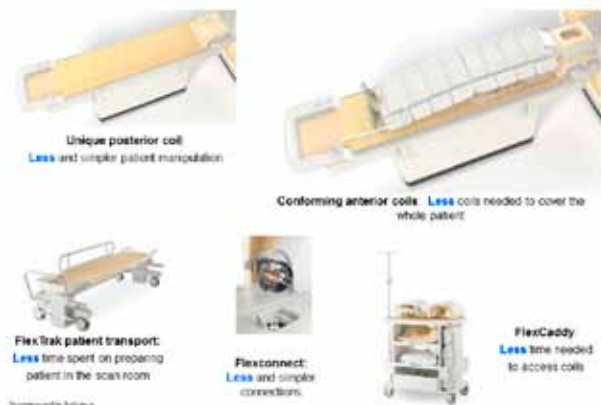
#### Moving from analog to digital broadband



**Streamlined and efficient workflow.** FlexStream is a new concept in exam management designed to streamline workflow and reduce exam time, bringing about a 30% improvement in throughput. Hinged upon the unique FlexCoverage Posterior coil that provides neck-to-toe coverage without the need for any manual coil removal or patient repositioning, FlexStream enables imaging with fewer coils and reduces patient setup time. The FlexCoverage Posterior coil combines effortlessly with other dStream coils to provide large imaging coverage and allows head or feet first imaging for most applications. Around 60% of routine exams can be performed without additional coil connections.

PHILIPS

#### Simple, flexible patient setup: Imaging with less\*



**Easy expandability of clinical capabilities** Philips EasyExpand is an inherent benefit of dStream architecture. By moving digitization inside the RF receive coil, the number of RF channels is now determined by the coils, rather than the system. The MR system becomes channel independent. This means that the number of RF channels is no longer a system specification. This enables plug-and-play expansion of clinical capabilities without major system changes, resulting in economical upgrades to keep your system state-of-the-art and lower lifecycle costs.

## PHILIPS

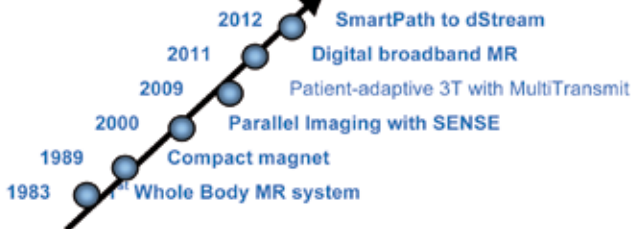
### High parallel imaging performance



## PHILIPS

### Built on a legacy of breakthrough innovations

SmartPath to dStream: strong technological foundation to leverage



## Sponzorski članek / Sponsor article

# RISEYE IN SYNAPSE PACS ZA KAKOVOSTNEJŠI RADIOLOŠKI IZVID

Jernej Gigerl, dip. inž. rad., Image & Information d.o.o., Litostrojska cesta 60, 1000 Ljubljana

E-mail: jernej.gigerl@fujifilm.si,

Tomo Hafner, SRC Infonet d.o.o., Cesta talcev 39, 4000 Kranj

E-mail: Tomo.Hafner@infonet.si

## POVZETEK

Podjetje SRC Infonet in Image & Information d.o.o. predstavlja novo kakovostnejšo in cenejšo rešitev integracije informacijskih sistemov za radiologijo v slovenskih zdravstvenih ustanovah z novim radiološkim informacijskim sistemom RisEye in sistemom za pregledovanje, komunikacijo in arhiviranje rentgenskih posnetkov Synapse PACS proizvajalca Fujifilm. Skupna rešitev omogoča neomejeno število uporabnikov in prilagoditve sistema po željah in potrebah uporabnika ter zmanjšuje stroške vzdrževanja in potrebne strežniške opreme.

**Ključne besede:** RIS, PACS, RisEye, Synapse, informacijski sistemi, SRC Infonet, Fujifilm,

## UVOD

Podjetje SRC Infonet je v letu 2012 izdelalo novo rešitev z imenom RisEye, ki opravlja nalogo radiološkega informacijskega sistema. Razvoj novega informacijskega sistema je posledica potreb na slovenskem tržišču po sistemu, ki ga je mogoče prilagajati na potrebe posameznih uporabnikov brez omejitev. V sodelovanju s podjetjem Image & Information d.o.o., ki v Sloveniji zastopa produkte proizvajalca Fujifilm, smo skupaj pripravili paket rešitev za ustanove, ki si želijo sistem uporabljati brez omejitev in z možnostjo sprotnega nadgrajevanja in prilagoditev sistemov na potrebe ustanove in vzporedno zmanjšati stroške vzdrževanja programske in strežniške opreme.

## RisEye

RisEye je nova Infonetova rešitev za podporo delu v funkcionalni diagnostiki in integracijo digitalnih naprav z osnovnim zdravstvenim oziroma bolnišničnim informacijskim sistemom in je torej namenjena uporabnikom na vseh oddelkih, ki producirajo slikovni ali filmski material.

Izkušnje s preteklih projektov so pokazale, da delne integracije HIS-a in RIS-a niso najboljša rešitev in da je samo s kompleksno in celovito ali, če hočete, brezšivno integracijo HIS-a kot osrednjega informacijskega sistema in RIS-a kot strokovnega informacijskega sistema v radiologiji (vključno s popolno integracijo vseh naprav) mogoče doseči zelene rezultate in optimalno informacijsko podporo zagotavlja optimalno informacijsko podporo tako klinikam kot radiologom, posledično pa bolj učinkovito delo v zdravstvenih ustanovah

ter v končni fazi maksimalno raven kakovosti zdravljenja pacienta.

S tem v mislih smo razvili lastno RIS rešitev, ki je, za razliko od PACS/RIS produktov ostalih ponudnikov, že v osnovi brezšivno integriran z našim bolnišničnim informacijskim sistemom BIRPIS21 in z informacijskim sistemom za osnovno zdravstvo ISOZ21. Tako so neposredno iz osnovnega bolnišničnega oziroma zdravstvenega informacijskega sistema dostopni pacientovi radiološki ter tudi vsi ostali izvidi. Na ta način smo zagotovili popolno sledljivost vseh preiskav, vezanih na pacienta, poleg tega pa taka povezava zagotavlja zmanjšanje možnosti napak pri obravnavi posameznega pacienta.

RisEye podpira različne modalitete, kot so oddelek radiologije (MR, CT, RTG, UZ ...), oddelki endoskopije, kolonoskopije, laringoskopije, laparoskopije, histologije, kardiologije z UZ napravo in dopplerjem, različne kamere ipd. Pri tem igra zelo pomembno vlogo uporaba standardov, kot so DICOM in HL7. Rešitev RisEye je tudi popolnoma lokalizirana (podpora šumnikom, upoštevanje regulative itd.) in povezljiva s katerimkoli arhivom radioloških slik (PACS).

Ker se slike in izvidi shranjujejo na računalniškem sistemu, se podatki lahko enostavno vzdržujejo in arhivirajo, do njih pa lahko pristopajo samo pooblaščen uporabniki. Vsak uporabnik dostopa do podatkov, potrjuje izvide itn. izključno preko svojega prijavnega imena in gesla, vse aktivnosti pa se nadzorujejo in shranjujejo. Tako smo zagotovili, da gre za varno informacijsko rešitev, ki ustreza vsem tozadevnim zakonskim predpisom. Vsi pregledi in izvidi se shranjujejo na računalniški opremi, katere komponente delujejo v popolni redundanci, kar pomeni, da je rešitev RisEye tudi izjemno zanesljiva.

## Fujifilm Synapse PACS

Podjetje Image & Information d.o.o. v Sloveniji zastopa produkte proizvajalca Fujifilm, ki je eno od vodilnih podjetij na svetu na področju medicinskih informacijskih sistemov. Z novo verzijo programske opreme Fujifilm Synapse PACS za obdelavo, pregledovanje in arhiviranje rentgenskih posnetkov je Fujifilm svoj sistem približal željam uporabnikov in s tem utrdil svoje mesto med najzaupljivejšimi dobavitelji PACS sistemov.

Nove rešitve in orodja ter popolna prilagodljivost sistema uporabnikom omogočajo hitrejšo in kakovostnejšo opravljanje dela na radiološkem oddelku. Posebnost Synapse

PACS sistema so uporabniške licence saj Fujifilm-ov sistem ne omejuje števila uporabnikov kot tudi ne omejuje števila priklopljenih aparatov v sam sistem. Synapse PACS odlikuje enostavna uporaba pregledovalnika in centralen nadzor delovanja sistema, ki tudi administratorjem v bolnišnicah olajša delo in vzdrževanje sistema.

Celoten sistem deluje na tako imenovani »WEB BASE« tehnologiji, ki omogoča enostaven dostop iz vseh lokacijah v ustanovi in oddaljenih lokacij. S tem je zagotovljena tudi enostavna širitev PACS-a v prihodnjih letih, skladno z rastočimi potrebami in možnost enostavnega, neproblematičnega dodajanja delovnih postaj, vključevanja dodatnih slikovnih sistemov in dodatnih arhivskih kapacitet PACS-a. Omejitve pri razširitvi Synapse PACS sistema ni, saj lahko nadgradimo licence za število opravljenih preiskav v neomejenih vrednostih. Temu primerno moramo povečati le podatkovno bazo in procesorske zmogljivosti računalniške opreme.

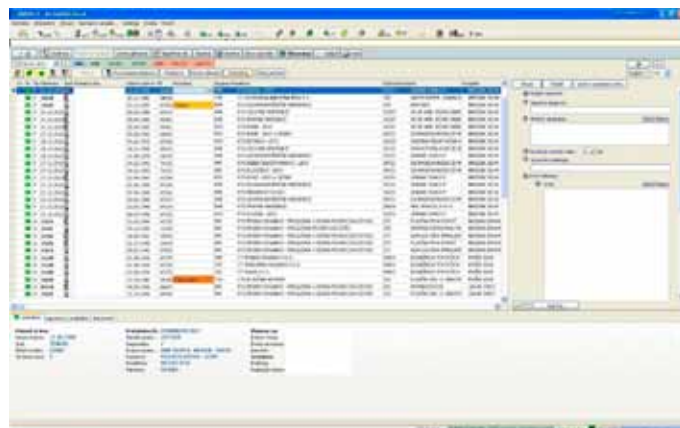
## Integracija skupne rešitve v bolnišnici Topolšica

Naročnik si je zadal poenotiti tehnološko platformo za RIS z Birpis21 (bolnišnični informacijski sistem) in posledično zmanjšati število strežnikov za RIS in PACS ter z njimi povezane stroške. Želel je odpraviti podvajanje posameznih korakov v delovnem procesu ter z novim RIS pridobiti možnost samostojnega administriranja delovnega procesa in šifrantov radioloških preiskav. Radiologom je želel z RisEye omogočiti enostaven dostop do celotne pacientove zgodovine, tako da bi radiolog z nekaj klikmi dostopal ne samo do radioloških izvidov, ampak tudi do vse ostale potrebne pacientove dokumentacije: laboratorijskih in ambulantnih izvidov, odpustnih pisem, optično prebranih napotnic itd.

Obstoječi arhiv slik v PACS je bilo potrebno prepisati v Synapse PACS in oddaljenim uporabnikom omogočiti uporabo RisEye in Synapse PACS iz domačega naslonjača. Več radiologov namreč izvide piše v svojih matičnih bolnišnicah ali tudi doma, kar pride izredno prav pri urgentnih primerih, ko je hitrost dostopa do slik odločilnega pomena pri obravnavi urgentnih zdravstvenih stanj.

Za Synapse PACS pa je bila poglavitna zahteva, da omogoča uporabo neomejenega števila licenc za pregledovalnik slik.

Ker RisEye in Birpis21 uporabljata isto podatkovno bazo, lahko govorimo o brezšivno integriranih aplikacijah. Posledično to pomeni, da za izmenjavo podatkov med RIS in BIS uporaba protokola HL7 ni bila potrebna, ampak je bil HL7 uporabljen zgolj za posodobitev podatkov na slikah v PACS. Tako se iz Birpis21 v Synapse PACS pošiljajo fonetična imena pacientov in dejansko opravljene preiskave (pogosto namreč pride do scenarija, ko je izvedena druga preiskava, kot je bila naročena).



## Funkcionalno bistveni elementi RIS/PACS rešitve v Bolnišnici Topolšica:

- Radiološki informacijski sistem (RIS) brezšivno integriran z bolnišničnim informacijskim sistemom (BIS)
- neomejeno število licenc za uporabo RIS in pregledovalnik radioloških slik PACS,
- uporaba RIS/PACS iz oddaljenih lokacij,
- razvrščanje radioloških preiskav glede na lokacijo pisanja izvida,
- verzioniranje radioloških izvidov,
- beleženje tiskanja izvidov, pri čemer se beleži število tiskanj; osebo, ki je tiskala izvid; datum in ura tiskanja ter enoto, v kateri je bil natisnjen,
- dostop uporabnika RIS do celotne pacientove dokumentacije, kot so laboratorijski izvidi, ambulantni izvidi, odpustna pisma, optično prebrane napotnice,...
- RIS prek protokola HL7 posodablja podatke na radioloških slikah v PACS, kot npr. fonetična imena pacientov, preiskavo v primeru zamenjave preiskave,
- v RIS integriran sistem za prepoznavo govora SpeechMagic,
- zapisovanje slik iz PACS na medij CD/DVD,
- nastavitev uporabniškega vmesnika RIS glede na tip uporabnika,
- uvoz multimedijskih podatkov v RIS,
- obračun in zaključek obravnave iz RIS,
- naročanje več kot ene preiskave z eno napotitvijo,
- pošiljanje napotitve za dodatno mnenje radiologa,
- beleženje zgodovine vpogledov v podatke radioloških preiskav,

V RisEye je integriran tudi sistem za prepoznavo govora SpeechMagic z radiološkim kontekstom, ki ga je eden izmed radiologov uporabljal že v predhodnem RIS. S sistemom SpeechMagic radiolog narekuje izvid, katerega tekst se istočasno izpisuje v RisEye.

Na strani RisEye je bil razvit DICOM komunikacijski modul, ki napravam iz RisEye posreduje napotitve, da lahko računalniški tomograf in konvencionalni rentgenski aparat kreirata delovno listo pacientov za slikanje. Prav DICOM komunikacijski modul je bil ključni del projekta, saj se radiološke naprave znajo pogovarjati zgolj v DICOM jeziku. DICOM (Digital Imaging and

Communications in Medicine) je sicer medicinski standard za upravljanje, shranjevanje, tiskanje in prenos podatkov na radioloških slikah.

## **Večja učinkovitost za nižje stroške**

RisEye v Bolnišnici Topolšica uporabljajo eno leto in že sedaj z gotovostjo lahko trdimo, da medicinsko osebje storitve opravlja kakovostneje in bolj strokovno: RisEye radiologom na vpogled nudi vse pacientove izvide, ambulantni in oddelčni zdravniki pa pregledovalnik slik Synapse uporabljajo brez kakršnih koli omejitev.

Poenotena platforma med RIS RisEye in BIS Birpis21 je odpravila potrebo po ločenem strežniku za RIS in po vzdrževanju in nadgrajevanju povezave med RIS in BIS ter dveh ločenih sistemov, saj se z eno nadgradnjo posodobita tako Birpis21 kot RisEye. Ena nadgradnja za RIS in BIS logično pomeni tudi zgolj eno vzdrževalno pogodbo za RIS in BIS in posledično nižje stroške za programsko opremo radiološkega oddelka v Bolnišnici Topolšica.

# Popoln vpogled. Zagotovljen.



Od sistemov za preslikave do povezljivosti radiološke mreže, zagotavljamo več kot le sisteme. Prisluhnemo. Razumemo in s strokovnim znanjem ter dolgoletnimi izkušnjami zagotavljamo pravo in celostno rešitev. Za kakovostne storitve v zdravstvu je potreben popoln vpogled. In mi ga zagotavljamo.

 **Interexport**

Interexport d.o.o., Potok pri Komendi 12, 1218 Komenda  
Tel: 01 834 44 00, e-mail: [info@interexport.si](mailto:info@interexport.si), [www.interexport.si](http://www.interexport.si)

Več o Agfa HealthCare na  
[www.agfahealthcare.com](http://www.agfahealthcare.com)

**AGFA**   
HealthCare

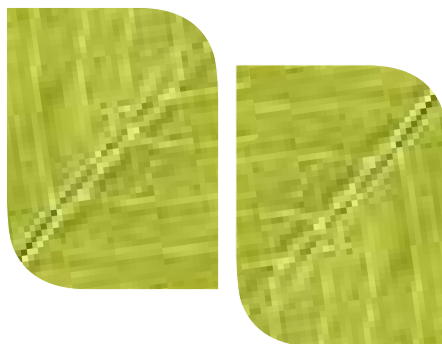


**»For patients. For life.«**

**Vascular Intervention. Accessories. Ultrasound.**

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

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



LIFE FROM INSIDE



## Diagnostična oprema



GE Healthcare



Kongres je organiziralo Društvo radioloških inženirjev Slovenije  
s podjetjem:

MEDITRADE 

Sponzorji kongresa:



CARSO

FUJIFILM

GE Healthcare



AGFA 

**gorenje**

Gorenje GTI, d.o.o.

**PHILIPS**





**SIEMENS**



**ZVD**

