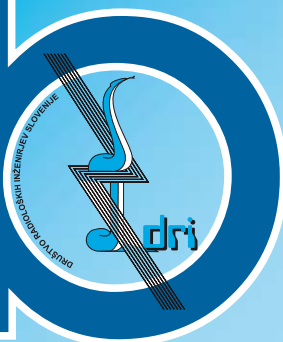


bilten



glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije





ORTHOPHOS XG 3D

Najbolj priljubljen rentgen na svetu. Sedaj tudi v 3D!

Z družino naprav ORTHOPHOS XG lahko ustvarite:

- Visoko kakovostne panoramske, cefalometrične in 3D posnetke s caesium iodide scintillator.
 - Redukcijo kovinskih artefaktov z naprednim MARS programom.
 - HD senzor in manjše vidno polje za edodontijo.
 - Zagotavlja dobro resolucijo tudi ob manjši dozi sevanja, kar zmanjša šum na slikah. Dobra slika pa omogoča zanesljivo diagnostiko.
 - Enostavno pozicioniranje pacienta
- Uživajte vsak dan s Sirono.**



Interdent d.o.o.

Tel.: 03 425 62 00 • E-mail: info@interdent.cc

Glasilo Društva radioloških inženirjev Slovenije in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije

Izdajatelj:

Društvo radioloških inženirjev Slovenije in Zbornica radioloških inženirjev Slovenije

Urednik:

Nejc Mekiš
nejc.mekis@zf.uni-lj.si

Uredniški odbor:

Aleksandra Lukič Oklješa
Sebastijan Rep
Irena Hercog
Nina Bauer
Tina Starc

Naslov uredništva:

Zbornica radioloških inženirjev Slovenije
Zdravstvena pot 5
1000 Ljubljana
tel.: 01 300 11 53
Tajnica DRI:
Mojca Lenarčič
moja.lenaric@gmail.com
Tajnica ZRI:
Martina Nezman
martina.nezman@gmail.com

Prevajalka:

Janja Gaborovič

Članki so recenzirani z zunanjo recenzijo
Recenzije so anonimne

Naklada:

640 izvodov

Grafično oblikovanje in tisk:

Tisk 24 d.o.o. Ljubljana

Bilten je uradna strokovna revija Društva in Zbornice radioloških inženirjev Slovenije, z zunanjimi recenzijami.

Namen Biltena so objave člankov z vseh področij diagnostičnega slikanja (diagnostična radiološka tehnologija, CT, MR, UZ in nuklearna medicina) ter terapevtske radiološke tehnologije in onkologije.

Članki so strokovni in znanstveni: rezultati raziskovalnega dela, tehnološke ocene, opisi primerov itd. V Biltenu objavljamo tudi sindikalne novice ter informacije o izobraževanju, je pa tudi mesto za izmenjavo informacij in mnenj radioloških inženirjev.



*Spoštovane kolegice, kolegi,
želim vam vesel in miren Božič,
Srečno in uspešno
Novo leto 2013.*

Nejc Mekiš

radioterapevtska tehnologija

4

ANALIZA ELEKTRONSKIH PORTALNIH SLIK PRI INTENZITETNO MODULIRANI RADIOTERAPIJI GLAVE IN VRATU IN OVREDNOTENJE ROBOV PRI PLANIRANEM TARČNEM VOLUMNU

ANALYSIS OF ELECTRONIC PORTAL IMAGES WITH INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY IN HEAD AND NECK RADIOTHERAPY AND EVALUATION OF THE PLANNING TARGET VOLUME

nuklearnomedicinska tehnologija

10

IZVEDBA TESTA SPREJEMLJIVOSTI ZA MERILNIK AKTIVNOSTI S POMOČJO PROGRAMSKE APLIKACIJE TESTDOSECAL

PERFORMANCE OF ACCEPTANCE TEST FOR A DOSE CALIBRATOR WITH THE HELP OF A TESTDOSECAL SOFTWARE APPLICATION

diagnostična radiološka tehnologija

16

MAGNETNO REZONANČNA SPEKTROSKOPIJA PRI SUMU NA MOŽGANSKI TUMOR

MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY IN SUSPECTED BRAIN TUMOUR

plan izobraževanja

23

povzetek zapisnika letne skupščine DRI

24

Strokovni članek

ANALIZA ELEKTRONSKIH PORTALNIH SLIK PRI INTENZITETNO MODULIRANI RADIOTERAPIJI GLAVE IN VRATU IN OVREDNOTENJE ROBOV PRI PLANIRANEM TARČNEM VOLUMNU

Professional Article

ANALYSIS OF ELECTRONIC PORTAL IMAGES WITH INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY IN HEAD AND NECK RADIOTHERAPY AND EVALUATION OF THE PLANNING TARGET VOLUME

Atidža Zenjiloska Dikoska, dipl. inž. rad. tehn. Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana, atidza.zenjiloska@gmail.com

Matevž Mlekuz, dipl. inž. rad., dozimetrist, Onkološki inštitut, Oddelek za radiofiziko, Zaloška cesta 2, 1000 Ljubljana, MMlekuz@onko-i.si

dr. Valerija Žager, univ. dipl. org. in dipl. inž. rad., Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana, valerija.zager@zf.uni-lj.si

POVZETEK

Uvod in namen: Poznavanje geometričnih natančnosti v postopkih priprave in izvajanja obsevanja je pomembno pri določitvi roba klinično tarčnega in planiranega volumna (CTV – PTV). Učinkovit način za merjenje in določanje odstopanj med lego bolnika v času priprave in izvajanja obsevanja (setup errors) je portalno slikanje. Namen članka je določiti sistematično in naključno napako in ovrednotiti primernost velikosti CTV – PTV roba pri intenzitetno modulirani radioterapiji (IMRT) glave in vratu.

Metode dela: V raziskavi smo uporabili podatke 20 bolnikov s tumorji glave in vratu, obsevanih z IMRT tehniko na linearnem pospeševalniku. Uporabili smo 396 anteroposteriornih in lateralnih elektronskih portalnih slik in jih primerjali z referenčnimi slikami – digitalno rekonstruiranimi radiogrami. Izračunali smo povprečne premike in standardni odklon za vsakega bolnika, sistematično (Σ) in naključno (σ) napako za celotno populacijo ter CTV – PTV robove.

Rezultati in razprava: Povprečna vrednost premikov vseh bolnikov je bila v AP smeri $-0,25$ mm; v DL smeri $-0,22$ mm in v SI smeri $-0,01$ mm. Več kot 97% premikov je bilo v vseh treh smereh v mejah 5 mm. Populacijska sistematična odstopanja (Σ) so bila v AP smeri 1,45 mm, v DL smeri 1,48 mm in v SI smeri 1,53 mm. Populacijska naključna odstopanja (σ) v enakih smereh so bila 1,84 mm, 1,80 mm in 1,48 mm.

Zaključek: Velikost CTV – PTV roba mora biti takšna, da zagotovimo primerno dozno pokritost CTV. Raziskava je pokazala, da so rezultati primerljivi z drugimi študijami. Izračunan CTV – PTV rob v treh smereh je ≤ 5 mm in zagotavlja zadostno pokritost CTV.

Ključne besede: CTV – PTV rob, elektronsko portalno slikanje, IMRT, tarčni volumen, geometrična neskladnost, sistematične napake, naključne napake

ABSTRACT

Introduction and purpose: Knowledge of geometric errors is important in determining the CTV to PTV margin. Portal imaging is an effective way of measuring uncertainties between the patient's position at the time of preparation and at the time of treatment (setup errors). The purpose of this project work was to evaluate the systematic and random errors in patient positioning and to evaluate the optimum size of the CTV to PTV margin for patients undergoing head and neck intensity modulated radiotherapy (IMRT).

Methods: Twenty patients treated with dynamic IMRT were included in the study. A total of 396 anteroposterior and lateral electronic portal images were compared to simulator reference images. Mean displacements, population systematic (Σ) and random (σ) errors and CTV – PTV margins were calculated.

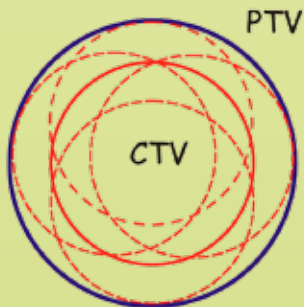
Results and discussion: The mean displacement in all patients in the AP direction was -0.25 mm in RL direction -0.22 mm and in SI direction -0.01 mm respectively. More than 97 % of the displacements were within 5 mm in all three cardinal directions. Population systematic (Σ) errors were 1.45, 1.48 and 1.53 mm in AP, RL and SI direction respectively. Random errors (σ) were 1.84, 1.80 and 1.48 mm in AP, RL and SI direction respectively.

Conclusion: The CTV – PTV margin has to provide sufficient dose coverage of the CTV and protection of surrounding healthy tissues. The results of the present study are well comparable with the published data. The CTV – PTV margin was less than 5 mm in all directions and ensures effective coverage of CTV.

Key words: CTV – PTV margin, electronic portal imaging, IMRT, target volume, geometric uncertainties, systematic errors, random errors

UVOD

Med naprednejše oblike tridimenzionalne konformne radioterapije (3D CRT) spada intenzitetno modulirana radioterapija (IMRT), kjer v nasprotju s 3D CRT, kjer je žarkovni snop uniformen, pridobimo intenzitetno moduliran žarkovni snop. Njegovo obliko sestavlja več segmentov z različnim doznim prispevkom. Prednost IMRT pred 3D CRT tehniko je v skladnejši porazdelitvi doze z ozirom na obliko tarčnega volumna in sočasno nižjim prispevkom doze na okolna zdrava tkiva (Remeijer and Herk, 2005; Khan, 2007). Za doseg najboljšega terapevtskega indeksa so CTV – PTV robovi med kliničnimi tarčnimi volumni (CTV) in planiranimi tarčnimi volumni (PTV) čim manjši (Remeijer and Herk, 2005). Ostri prehodi med visoko in nizko doznimi področji pri IMRT glave in vratu lahko ob nenatančni pripravi ali izvajanju obsevanja vodijo v prenizko dozno pokritost tarčnega volumna ali previsoko dozo na zdravo tkivo (van Herk, 2004). Skladno s priporočili ICRU 50 in 62 (1993, 1999) so tarčni volumni določeni. GTV (gross tumor volume) je definiran kot makroskopska vidna ali tipna maligna rast. Ta volumen se nato vključi v volumen, ki ga definiramo kot klinični ciljni volumen oz. volumen tarče. Namen radioterapevtskega zdravljenja je natančna dodelitev tumorske doze na CTV. PTV je geometrijski pojem, ki zajema CTV z dodatnim varnostnim robom zaradi odstopanj pri nastavitvi bolnika in premikanju organov pri pripravi na obsevanje in pri obsevanju (slika 1). Določen je z namenom, da se predpisana doza dejansko absorbira v CTV (ICRU 50, 1993). Je geometrični koncept in vključuje premikanje organov (IM – internal margin – notranji rob) in SM (set up margin – napaka pri nastavitvi bolnika). Odstopanja so po svoji naravi lahko sistematična in naključna (ICRU 62, 1999).

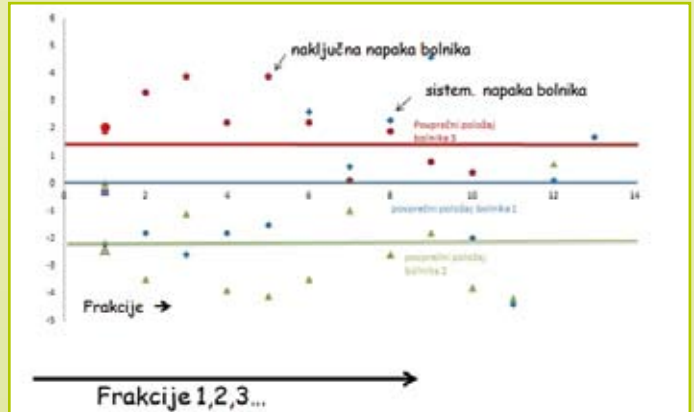


Slika 1: PTV upošteva različne položaje CTV

Natančnost obsevanja v radioterapiji je določena z dvema, med seboj povezanimi komponentama: dozimetrično in geometrično. Geometrično nenatančnost razdelimo v dve kategoriji: nenatančnosti pri pripravi na obsevanje in nenatančnosti pri izvajanju obsevanja (slika 2).

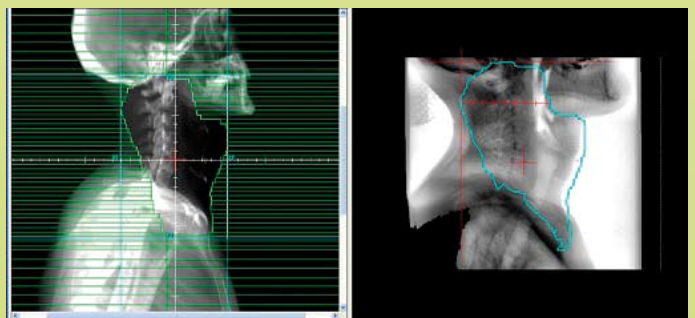
Nenatančnosti pri izvajanju obsevanja so naključne in variirajo med posameznimi frakcijami (interfrakcijske napake) in znotraj posamezne frakcije (intrafrakcijske napake). Ker so dnevna odstopanja pri posameznih frakcijah različna, imajo naključne napake manj značilen učinek na kumulativno dozno pokritost CTV (dozna razostritev doze) (McKenzie et al., 2002; RCR, 2008).

Napake pri pripravi na obsevanje so sistematične napake (npr. premik bolnika pri obsevanju za vse frakcije, glede na obsevalni načrt). Sistematične napake imajo značilnejši vpliv in so eden od vzrokov za prenizko dozno pokritost CTV. Sistematične napake se delijo na tiste, ki so značilne za vse bolnike (npr. nenatančen laserski sistem na obsevalnem aparatu) in napake, ki so značilne za posameznega bolnika (napake, ki so za posameznega bolnika sistematične, vendar naključne za populacijo bolnikov) (McKenzie et al., 2002).



Slika 2: Sistematična in naključna napaka pri posameznem bolniku

Za doseganje najboljše geometrične in posledično dozimetrične natančnosti so pomembni postopki zagotavljanja kakovosti. Verifikacija obsevanja je postopek, kjer zagotovimo, da obsevamo tarčni volumen pod enakimi pogoji, kot je bil načrtovan. Pri postopkih zagotavljanja kakovosti obsevanja z IMRT na obsevalnem aparatu uporabimo kot referenčno sliko digitalno rekonstruiran radiogram (DRR), pri drugih obsevalnih tehnikah pa se lahko uporabi tudi simulatorska slika (virtualna projekcija oblike obsevalnega polja z večlistnim kolimatorjem). Učinkovit način za merjenje in določanje odstopanj med lego bolnika v času priprave in izvajanja obsevanja je portalno slikanje (Remeijer and Van Herk, 2005). Naprava za elektronsko portalno slikanje (EPID) omogoča zajem in obdelavo slike. Portalno sliko, zajeto na obsevalnem aparatu primerjamo z DRR (slika 3). Odvisno od opremljenosti obsevalne naprave so slike lahko megavoltne – MV (EPID) ali kilovoltne – kV (računalniška tomografija s stožčastim snopom CT – cone beam CT, OBI – on board imager, Exac Trac itd.).



Slika 3: Primerjava DRR in portalne slike

Strategija geometrične verifikacije je lahko takšna, da se morebitna odstopanja med portalno in referenčno sliko upošteva pri naslednji frakciji obsevanja (off-line verifikacija) ali pa se odstopanje popravi pred dodelitvijo frakcije oziroma pred obsevanjem (on-line verifikacija). Slednja predstavlja naprednejši koncept slikovno vodene radioterapije (IGRT – image guided radiotherapy). Ker PTV zajema geometrični koncept, je pri določitvi CTV – PTV roba pomembno poznavanje geometričnih napak. Velikost roba CTV – PTV je kompromis med verjetnostjo za poškodbo zdravega tkiva in prenizko dozno pokritostjo tarčnega volumna (Stroom et al., 2002). V literaturi so opisani različni načini za izračun velikosti roba CTV – PTV. Klinično se najpogosteje uporablja enačba Marcela van Herka. Za določanje geometrične nenatančnosti je uporabil minimalno kumulativno dozo na CTV. Na osnovi populacijskih histogramov je določil formulo za določitev roba 3D CTV – PTV, ki zagotavlja, da 90% bolnikov v populaciji prejme kumulativno dozo, ki je vsaj 95% predpisane doze (van Herk, 2004).

NAMEN

Namen raziskave je oceniti sistematična in naključna odstopanja in ovrednotiti velikost CTV – PTV robov na podlagi analize portalnih slik pri radioterapiji v področju glave in vratu z IMRT obsevalno tehniko. Raziskovalno vprašanje je ali velikost CTV – PTV roba 5 mm v treh smereh zagotavlja zadostno pokritost CTV.

METODA

Podatke smo pridobili na Onkološkem inštitutu Ljubljana, na oddelku za radioterapijo, s pregledom literature in z deskriptivno metodo, ki daje osnovo za oblikovanje teoretičnih izhodišč raziskave in možnost, da postavimo svoje raziskovalno delo v okvir že znanih podatkov in idej (Cencič, 2002). Eksperimentalna metoda omogoča preverjanje dejstev, znanstvenih zakonov ter postavljanje novih hipotez. Z meritvami smo preverili in analizirali podatke. Uporabili smo kvantitativno metodo analize podatkov.

Meritve na programski opremi Mosaic

Raziskava je vključevala 20 naključno izbranih bolnikov s tumorji glave in vratu, ki so bili obsevani z IMRT obsevalno tehniko na linearnem pospeševalniku Varian Clinac DBX (Varian medical systems). Bolniki so bili imobilizirani s termoplastično masko (slika 4). Elektronske portalne slike so bile posnete z opremo Portal Vision (Varian Medical Systems). Referenčne slike DRR so bile izdelane v načrtovalnem sistemu XiO (2.64, Elekta). Primerjavo portalnih slik z referenčnimi slikami smo izvedli s programsko opremo Mosaic (2.2.07 C2, Elekta).



Slika 4: Termoplastična maska z narisanim izocentrom

Analiza in statistična obdelava podatkov

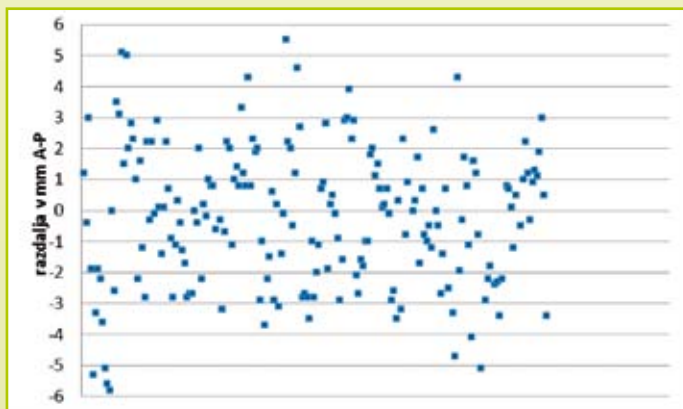
Analiza je bila narejena na podlagi označevanja treh referenčnih anatomskih kostnih točk na EPI in DRR sliki, in sicer smo na slikah v anteriorno–posteriorni projekciji označili spodnjo in zgornjo čeljustnico ter trn tretjega vratnega vretenca. Na stranskih slikah smo označili alveolarni odrastek zgornje čeljustnice, bazo lobanje in telo tretjega vratnega vretenca. Izračun premikov je bil računalniški. V milimetrih smo izmerili odstopanja v superiorni–inferiorni (SI), lateralni (DL – desno – levo) in anteriorno–posteriorni smeri (AP). Pomiki v superiorno, desno in anteriorno smer so bili določeni kot pozitivne, v inferiorno, levo in posteriorno smer pa kot negativne vrednosti.

Iz izmerjenih odstopanj smo za vsakega bolnika izračunali povprečno odstopanje (m) in standardni odklon (SD). Sistematično odstopanje vseh bolnikov (populacije) je povprečje (M_{popul}) povprečnih vrednosti posameznih bolnikov. Ker lahko M_{popul} znatno odstopa od referenčnega položaja, je bilo populacijsko sistematično odstopanje (Σ) izračunano kot SD povprečnih vrednosti vseh bolnikov. Naključno odstopanje za posameznega bolnika smo določili kot SD vseh izmerjenih odstopanj na portalnih in referenčnih slikah. Populacijsko naključno odstopanje (σ) je določeno kot koren povprečja kvadratov (RMS – root mean square) SD vseh bolnikov.

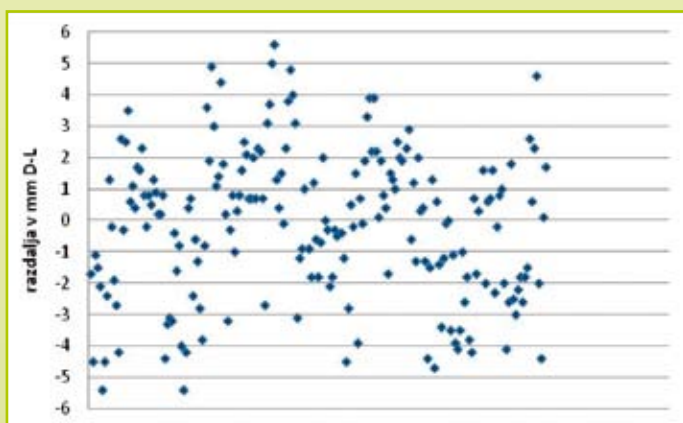
Za določitev velikosti roba CTV – PTV smo uporabili formulo $(2,5 \times SD \text{ populacijskega sistematičnega odstopanja}) + (0,7 \text{ RMS populacijskega sistematičnega odstopanja})$ oziroma $3D \text{ CTV – PTV rob} = 2,5 \Sigma + 0,7 \sigma$ (van Herk, 2004).

REZULTATI

V grafih 1, 2 in 3 so prikazani rezultati merjenj v posameznih smereh (AP, DL, SI) oziroma vrednosti odstopanj (mm) portalne od referenčne slike (DRR). Premiki so bili izračunani na 396 portalnih slikah (205 anteroposteriornih in 191 stranskih).



Graf 1: Odstopanja v AP smeri



Graf 2: Odstopanja v DL smeri



Graf 3: Odstopanja v SI smeri

V AP smeri je bila povprečna vrednost premikov $-0,25$ mm (razpon od $-3,36$ do $+2,41$ mm), v DL smeri $-0,22$ mm (razpon od $-2,44$ do $+2,06$ mm) in v SI smeri $-0,01$ mm (razpon od $-2,43$ do $+2,88$ mm). Ugotovili smo, da je več kot 97% premikov v mejah 5 mm v vseh treh smereh.

Sistematična in naključna odstopanja

Iz tabele 1 je razvidno, da so populacijska sistematična odstopanja (Σ) v AP 1,45 mm, v DL 1,48 mm in v SI smeri 1,53 mm. Populacijska naključna odstopanja (σ) so v istih smereh 1,84 mm, 1,80 mm in 1,48 mm. Po van Herkovi enačbi je bil 3D CTV – PTV rob v AP smeri 4,91 mm, v RL smeri 4,96 mm in v SI smeri 4,84 mm.

Tabela 1: Populacijska sistematična in naključna odstopanja ter CTV – PTV robovi v vseh treh smereh

Vrednosti Smeri	M_{popul} (mm)	Σ (mm)	σ (mm)	3D CTV – PTV rob (mm)
AP (mm)	-0,25	1,45	1,84	4,91
DL (mm)	-0,22	1,48	1,80	4,96
SI (mm)	-0,01	1,53	1,49	4,84

RAZPRAVA

Izračuni po van Herkovi formuli so pokazali, da so v vseh treh smereh CTV – PTV robovi v mejah 5 mm, kar je primerljivo drugimi raziskavami (Gilbeau et al., 2001; Humphreys et al., 2005; Suzuki et al., 2006; Gupta et al., 2007). Primerljiva so populacijska sistematična in naključna odstopanja, kar je razvidno iz tabele 2. Možne pa so neskladnosti med meritvami različnih raziskav, zaradi ročne postavitve merilnih točk na kostne strukture (subjektivni faktor) in zaradi uporabe različnih računalniških programov.

Tabela 2: Primerjava rezultatov populacijskih sistematičnih (Σ) in naključnih (σ) odstopanj ter medsebojne povezanosti odstopanj z verjetnostjo obsega pokritosti tarče (v mm) med našo raziskavo in podatki iz literature

Sistematično odstopanje (Σ)	Naključno odstopanje (σ)	3D CTV – PTV rob	
Vrednosti Raziskave	Σ (mm)	σ (mm)	Premiki ali odstopanja (mm)
Gilbeau et al., 2001	1 – 2,2	0,7 – 2,3	4,5 mm – 5,5 mm za 90% verjetnost pokrivanja tarče
Humphreys et al., 2005	0,02 – 0,9	0,4 – 0,7	95 % premikov ≤ 3 mm 99 % premikov ≤ 5 mm
Suzuki et al., 2006	0,7 – 1,3	0,7 – 1,6	5 mm rob za PTV Ostale vrednosti niso podane
Gupta et al., 2007	0,96 – 1,2	1,94 – 2,48	93 % premikov v mejah 5 mm
Naši rezultati	1,45 – 1,53	1,48 – 1,8	97 % v mejah 5 mm

Namen tujih raziskav je bil podoben našemu, razlike so bile v uporabi drugačnih fiksacijskih pripomočkov, slikovnih metod, vzorca bolnikov in števila slik (Gilbeau et al., 2001; Humphreys et al., 2005; Suzuki et al., 2006; Gupta et al., 2007).

Gilbeau s sodelavci (Gilbeau et al., 2001) je v svojo raziskavo vključil 30 bolnikov s tumorji glave in vratu ter 915 portalnih slik. Slike so bile analizirane s pomočjo PIPS programa (Portal Image Processing System). Bolniki so bili fiksirani z različnimi maskami (kratka s tremi, doprsna s štirimi in doprsna s petimi fiksacijskimi točkami). Njihovi rezultati so pokazali, da je za

90% verjetnost pokrivanja tarče potreben 4,5 mm – 5,5 mm velik rob, vendar je izračun temeljil na formuli ($d3D = \sqrt{d2A-P} + \sqrt{d2R-L} + \sqrt{d2M-L}$), kjer je bil rob enak korenu vsote kvadratov odmikov v posamezni smeri. Rezultate so dobili glede na vrednosti sistematičnih napak (razpon od 1 mm – 2,2 mm) in vrednosti za naključne napake (razpon od 0,7 mm – 2,3 mm) (tabela 2).

Humphreys (Humphreys et al., 2005) je s sodelavci v raziskavo vključil 20 bolnikov. 354 portalnih slik so primerjali s simulatorskimi referenčnimi slikami. Tabela 2 prikazuje, da je bilo okoli 94% premikov manjših ali enakih 3 mm, 99% pa enakih ali manjših od 5 mm. Po van Herkovi enačbi so bili CTV – PTV robovi v AP smeri 3,3 mm, v DL smeri 2,6 mm in v SI smeri 2,9 mm. Za širino sprejemljivega roba so določili 3 mm.

Suzuki in sodelavci (Suzuki et al., 2006) so v raziskavo vključili 22 bolnikov, ki so jim glavo in vrat obsevali z IMRT tehniko. Sistematične napake so bile v razponu od 0,7 mm do 1,3 mm, povprečja naključnih napak pa od 0,7 mm do 1,6 mm. Ocenili so, da je dopustna širina PTV roba 5 mm (tabela 2).

Tabela 3: Populacijske sistematične in naključne napake in pripadajoče vrednosti CTV-PTV robov

Raziskave in smeri	Vrednosti	Σ (mm)	σ (mm)	CTV-PTV rob (mm)
Naši rezultati	AP	1,45	1,84	4,91
	DL	1,48	1,80	4,96
	SI	1,53	1,49	4,84
Gupta et al. (2007)	AP	0,96	1,94	3,76
	DL	0,98	1,97	3,83
	SI	1,20	2,48	4,74

Raziskava Gupta in sodelavcev (2007) je najbolj primerljiva z našimi rezultati, ker je bil postopek pridobivanja podatkov zelo podoben. Ugotavljali so sistematične in naključne napake ter CTV – PTV robove v treh smereh. V raziskavo so vključili 25 bolnikov, ki so imeli konvencionalno radioterapijo glave in vratu. S tehniko postavljanja anatomskih točk na DRR in EPI slikah so analizirali 186 slik. 93% premikov je bilo v vseh treh smereh v mejah 5 mm. Povprečni premik v AP smeri je bil enak premiku v naši raziskavi. V DL smeri se je premik razlikoval od našega za 0,22 mm, v SI smeri pa za 0,44 mm. Razponi so bili v primerjavi z našimi rezultati večji (v AP smeri od –6,50 do +7,70 mm, v DL smeri od –5,50 do +7,80 mm in v SI smeri od –7,30 do +7,40 mm) (tabela 3). Populacijska sistematična odstopanja (Σ) so bila v AP, DL in SI smeri 0,96 mm, 0,98 mm in 1,20 mm. Naključna odstopanja (σ) v istih smereh so bila 1,94 mm, 1,97 mm in 2,48 mm. Σ v naši raziskavi v istih smereh so 1,45 mm, 1,48 mm in 1,53 mm, σ pa 1,84 mm, 1,80 mm in 1,49 mm. Tudi razlika med sistematičnimi odstopanji je bila majhna. Vrednosti so se gibale med 0,33 mm in 0,58 mm. Vrednosti so se v AP smeri razlikovale za 0,05 mm, v DL za 0,17 mm in v SI za 0,09 mm. CTV – PTV robove so Gupta in sodelavci določili po van

Herkovi formuli, njihovi rezultati so bili 3,76 mm, 3,83 mm in 4,74 mm, v vseh treh smereh manjši od 5 mm. Iz tabele 3 so razvidne vrednosti CTV – PTV robov obeh raziskav. Razlike med našo in njihovo raziskavo so v AP smeri 1,15 mm ter 1,13 mm v DL in 0,10 mm v SI smeri. Najmanjša razlika je v SI smeri (tabela 3). Razlike med rezultati obeh raziskav lahko pripišemo človeškemu faktorju (postavljanje točk na anatomske strukture), ki je subjektiven, različnemu vzorcu v obeh raziskavah (število bolnikov, število portalnih slik), različnim obsevalnim aparatom in različnim računalniškim programom.

ZAKLJUČEK

Za bolnike s tumorji glave in vratu, obsevane z IMRT tehniko na Onkološkem inštitutu v Ljubljani uporabljamo izotropni rob CTV – PTV, ki je velik 5 mm. Velikost CTV – PTV roba mora biti takšna, da zagotovimo zadostno dozno pokritost CTV. Sistematične in naključne napake imajo različen vpliv na dozno porazdelitev. Sistematične napake so prisotne pri vsaki frakciji obsevanja in lahko povzročijo pre nizko dozo na klinično tarčnem volumnu. Odstopanja pri vrisovanju tarčnih volumnov (delineation error) po svoji naravi prav tako spadajo v sistematične napake in vključujejo subjektivni faktor. Preprečimo jih lahko z uporabo več modalnih preiskav (CT, MR, PET CT) in medsebojno kontrolo pri delovnem procesu. Dozimetrično posledico naključnih odstopanj opisujemo kot zabrisano dozno porazdelitev (dozna razozritev doze). Večino geometričnih sistematičnih in naključnih odstopanj med pripravo in izvajanjem obsevanja lahko ovrednotimo z analizo portalnih slik. Zbrani podatki kažejo, da je velikost CTV – PTV roba pri obsevanju bolnikov z IMRT tehniko v področju glave in vratu primerna.

LITERATURA

Cencič M (2002). Pisanje in predstavljanje rezultatov raziskovalnega dela: kako se napiše in predstavi diplomsko delo (nalogo) in druge vrste raziskovalnih področij. Ljubljana: Pedagoška fakulteta Univerze v Ljubljani.

Gilbeau L, Octave-Prignot M, Loncol T, Renard L, Scalliet P, Gregoire V (2001). Comparison of set up accuracy of three different thermoplastic masks for the treatment of brain and head and neck tumors. *Radiother Oncol* 58: 155-162.

Gupta T, Chopra S, Kadam A, Agarwal JP (2007). Assessment of three-dimensional set-up errors in conventional head and neck radiotherapy using electronic portal imaging device (short report). *Radiation Oncology* 2 (1).

Humphreys M, Guerrero Urbano MT, Mubata C, Miles E, Harrington KJ, Bidmead M, Nutting CM (2005). Assessment of customized immobilization system for head and neck IMRT using electronic portal imaging. *Radiother Oncol* 77: 39-44.

Jaffray D, Kupelian P, Djemil T, Macklis RM (2007). Review of image guided radiation therapy. *Expert Rev Anticancer Ther* 7: 89-103.

Khan F M, (2007). *Treatment Planning in Radiation Oncology*. 3th ed. Minneapolis: Lippincott Williams & Wilkins: 48-76.

McKenzie A, Van Herk M, Mijnheer B (2002). Margins for geometric uncertainty around organs at risk in radiotherapy. *Radiation Oncology* 62: 299-307.

Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (1993). ICRU REPORT 50. International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, MD: ICRU Publications.

Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50) (1999). ICRU REPORT 62. International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, MD: ICRU Publications: 25-35.

Remeijer P, Van Herk M (2005). Imaging for IMRT. *Radiation Oncology Biol. Phys.* 43 (2): 254-272.

Shalev S (1995). Treatment verification using digital imaging. In: Smith AR, ed. *Radiation therapy physics*, Berlin: Springer: 155–173.

Stroom JC, de Boer HC, Huizenga H, Visser AG (1999). Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43: 905-919.

Stroom JC, Heijmen BJM (2002). Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. *Radiother Oncol* 64: 75-83.

Suzuki M, Nishimura Y, Nakamatsu K, (2006). Analysis of interfractional set-up errors and intrafractional organ motions during IMRT for head and neck tumors to define an appropriate planning target volume (PTV) - and planning organs at risk volume (PRV) –margins. *Radiotherapy and Oncology* 78: 283-290.

The Royal College of Radiologists, Society an College of Radiologists (2008). *Institute of Physics and Engineering in Medicine: On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy*. London: The Royal College of Radiologists.

Van Herk M, Remeijer P, Rasch C et al. (2000). The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 47(4): 1121-

Van Herk M, (2004). Errors and Margins in Radiotherapy. *Seminars in Radiation Oncology*, 14 (1):52-64.

Izvirni znanstveni članek

IZVEDBA TESTA SPREJEMLJIVOSTI ZA MERILNIK AKTIVNOSTI S POMOČJO PROGRAMSKE APLIKACIJE TESTDOSECAL

Original Article

PERFORMANCE OF ACCEPTANCE TEST FOR A DOSE CALIBRATOR WITH TESTDOSECAL SOFTWARE APPLICATION

Damjan Kuzmič, dipl. inž. rad., Dejavnost nuklearne medicine, Splošna bolnišnica Izola, Polje 40, 6310 Izola, damjan.kuzmic@gmail.com;

doc. dr. Gregor Omahen, univ. dipl. fiz., Center za fizikalne meritve, Zavod za varstvo pri delu, Chengdujska c. 25, 1260 Ljubljana – Polje

doc. dr. Eva Podovšovnik Axelsson, univ. dipl. soc., Univerza na Primorskem, Fakulteta za turistične študije, Obala 11a, 6320 Portorož

doc. dr. Damijan Škrk, univ. dipl. fiz., Uprava Republike Slovenije za varstvo pred sevanji, Ajdovščina 4, 1000 Ljubljana

POVZETEK

Uvod: Merilnik aktivnosti se uporablja za beleženje aktivnosti radiofarmaceutikov. Test sprejemljivosti se izvede ob namestitvi in pred predajo merilnika aktivnosti v klinični namen, saj s tem zagotovimo, da le-ta deluje v skladu s kliničnimi specifikacijami in namembnostjo.

Namen: Namen članka je predstaviti programsko aplikacijo TestDoseCal za izračun končnih vrednosti testa sprejemljivosti kot orodje pri preverjanju ustreznosti delovanja merilnika aktivnosti.

Metode dela: Test sprejemljivosti merilnika aktivnosti, ki vključuje test točnosti, geometrije, linearnosti in stabilnosti, je izvedel radiološki inženir. Programska aplikacija izvede vse izračune, ki so potrebni ob navedenih testih in nam rezultate predstavi tako, da je takoj vidno, ali so znotraj predpisanih meja ali ne. Izmerjene količine so bile ustrezno statistično obdelane. Vse postopke in rezultate je preveril izvedenec medicinske fizike.

Rezultati: Programska aplikacija zelo olajša izvedbo testa sprejemljivosti merilnika aktivnosti. Radiološki inženir lahko samostojno izvede test sprejemljivosti merilnika aktivnosti.

Razprava in sklep: Radiološki inženir je zmožen ob dodatnem izobraževanju in usposabljanju ter s pomočjo programske aplikacije TestDoseCal samostojno izvesti test sprejemljivosti merilnika aktivnosti. Zaradi pomanjkanja izvedencev medicinske fizike bi lahko radiološki inženir prevzel odgovornost za izvedbo testa sprejemljivosti merilnika aktivnosti.

Ključne besede: merilnik aktivnosti, test sprejemljivosti, preverjanje kakovosti, radiološki inženir.

ABSTRACT

Introduction: The dose calibrator is used for radiopharmaceutical activities measurement. Acceptance test is performed after the installation and before the

clinical usage of a dose calibrator in order to guarantee that it is performing according to its clinical specifications and purpose.

Purpose: The purpose of this article is to present a TestDoseCal software application. It automatically calculates the results of the acceptance test and determines the adequacy of performance of the dose calibrator.

Material and methods: Constancy, geometry, linearity and accuracy tests as part of the acceptance testing for dose calibrators were performed by a nuclear medicine technologist. TestDoseCal makes all the calculations that are needed with these tests and presents them in the manner which allows us to immediately see whether they are within the prescribed limits. All the results and procedures were reviewed by a medical physics expert.

Results: TestDoseCal application facilitates the implementation of the acceptance testing for dose calibrator. A nuclear medicine technologist is able to independently perform the acceptance testing for dose calibrator.

Conclusion: A nuclear medicine technologist is able to perform the acceptance testing for dose calibrator with additional education and with the help of TestDoseCal application. With the lack of medical physics experts, a nuclear medicine technologist could take the responsibility of performing the acceptance testing for dose calibrators.

Key words: dose calibrator, acceptance test, quality control, nuclear medicine technologist.

UVOD IN NAMEN

Nuklearna medicina uporablja radiofarmaceutike za prikaz velikosti in oblike organov, njihove fiziološke funkcije ter narave njihovega tkiva. Radiofarmaceutiki so radioaktivno označene snovi, ki jih zaradi diagnostike ali zdravljenja apliciramo bolnikom. Ob aplikaciji radiofarmaceutika je potrebno natančno poznati njegovo aktivnost. Aktivnost radiofarmaceutikov se meri z merilnikom aktivnosti. Uspešno zdravljenje pacienta dosežemo le z uporabo optimalnih

aktivnosti radiofarmacevtikov v diagnostičnih in še posebej terapevtskih nuklearno-medicinskih postopkih. Le v primeru, ko merilnik aktivnosti natančno beleži aktivnosti radioizotopov, lahko jamčimo, da smo pacientom aplicirali pravilni odmerek radiofarmacevtikov.

Meritev aktivnosti radioizotopa je eden izmed osnovnih postopkov monitoringa v nuklearni medicini (Busemann Sokole et al., 2010).

Če aktivnost ni optimalna, lahko pacientom apliciramo prenizke ali previsoke aktivnosti. Aplikacija prenizkih aktivnosti lahko privede do lažno negativnih rezultatov, dodatnih diagnostičnih in terapevtskih postopkov, zamude v diagnosticiranju oziroma zdravljenju bolezni pacienta in zato do kompleksnejšega in dolgotrajnejšega zdravljenja ter zvišanja stroškov za zdravstveno zavarovalnico. Aplikacija previsokih aktivnosti pa ima za posledico lažno pozitivne rezultate, porast nepotrebnih intervencij in medicinsko induciranih rakastih obolenj ter prav tako zvišanje stroškov za zdravstveno zavarovalnico (Clark, 2001).

Merilnik aktivnosti mora po nakupu in montaži ter pred predajo v klinični namen prestati test sprejemljivosti. Ta zahteva je zapisana v Pravilniku o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu (Ur. l. RS, št. 111/2003), ki pravi, da se lahko poseg izvede samo z uporabo opreme, ki ustreza merilom sprejemljivosti za izbrano vrsto posegov. V Pravilniku o obveznostih izvajalca sevalne dejavnosti in imetnika vira ionizirajočih sevanj (Ur. l. RS, št. 13/2004), pa je določeno, da mora biti merilna oprema pred prvo uporabo umerjena na način, ki zagotavlja sledljivost. Delodajalec mora preverjati merilno opremo v rednih obdobjih na način, s katerim zagotovi, da merilna oprema daje ponovljive rezultate v okviru navedene natančnosti pri znanih in vnaprej določenih pogojih.

Mednarodna agencija za atomsko energijo (IAEA) izpostavlja test sprejemljivosti kot morda najbolj kritični del zagotavljanja kakovosti. Test ne zagotavlja le delovanja opreme v skladu z zahtevanimi specifikacijami, temveč služi tudi kot referenca za kasnejše periodične teste preverjanja kakovosti (IAEA, 2006). Odbor za fiziko Evropskega združenja za nuklearno medicino (EANM) zahteva, da je potrebno nuklearno medicinsko opremo po namestitvi in pred prvo uporabo skrbno preveriti, s tem dokažemo, da instrument deluje v skladu s svojimi specifikacijami in klinično namembnostjo (Busemann Sokole et al., 2010). Torej, meritve ob izvedbi testa sprejemljivosti izvedemo pred začetkom uporabe in s tem potrdimo ustrezno delovanje merilnika aktivnosti. Preverjanje kakovosti pa se nadaljuje skozi celotno obdobje delovanja aparata in te meritve ponavljamo v predpisanih intervalih.

Test sprejemljivosti merilnika aktivnosti je sestavljen iz:

1. testa točnosti,
2. testa geometrije,
3. testa linearnosti in
4. testa stabilnosti.

S testom točnosti se preverja, če merilnik aktivnosti pravilno beleži aktivnost izotopa.

S testom geometrije preverjamo ali merilnik aktivnosti pravilno beleži aktivnost merjenega izotopa, ne glede na geometrijo (obliko) vsebnika, v katerem se izotop nahaja med meritvijo in ne glede na prostornino izotopa v vsebniku. Moreira de Bessajeva (2008) navaja sledeče razloge, zakaj je potrebno izvesti test geometrije: zaradi različnih materialov, iz katerih so narejeni vsebniki, ki jih ob svojem delu uporabljamo (plastika, steklo); zaradi različnih debelin stene, ki jih imajo brizge, ki jih klinično uporabljamo, in ker pri kliničnem delu uporabljamo različne prostornine raztopin. V klinični praksi uporabljamo drugačne vsebnike (brizge, vialo) od tistih, ki jih proizvajalec uporablja za umerjanje merilnika aktivnosti, vsebniki imajo različne absorpcijske faktorje. Prav tako uporabljamo drugačne prostornine radionuklidnih raztopin (Moreira de Bessajeva et al., 2008).

S testom linearnosti se preverja, če merilnik aktivnosti pravilno (linearno) beleži ves razpon aktivnosti, od najvišjih do najnižjih, ki jih pri delu na nuklearni medicini klinično uporabljamo.

S testom stabilnosti se preverja ali se odziv detektorja skozi daljši čas spreminja (Moreira de Bessajeva et al., 2008).

Odbor za fiziko EANM v svojih smernicah predvideva, da test sprejemljivosti izvede izvedenec medicinske fizike oziroma usposobljen predstavnik proizvajalca ob prisotnosti neodvisnega izvedenca medicinske fizike (Busemann Sokole et al., 2010). Žal se v slovenskem prostoru inštitut izvedenca medicinske fizike počasi uveljavlja zaradi omejenih kadrovskih in finančnih resursov. Ravno zato poskušamo v tem članku dokazati, da je radiološki inženir sposoben izvajati zagotavljanje kakovosti merilnikov aktivnosti.

Namen članka je predstaviti v programu MS Excel 2007 razvito programsko aplikacijo TestDoseCal za izračun končnih vrednosti testa sprejemljivosti kot pomoč pri preverjanju ustreznosti delovanja merilnika aktivnosti. Test sprejemljivosti predstavlja referenco za kasnejše periodične teste preverjanja kakovosti, zato se ga lahko uporablja tudi pri rutinskem preverjanju kakovosti merilnika aktivnosti.

METODE

Test sprejemljivosti je bil opravljen na merilniku aktivnosti Capintec CRC-35R. V raziskavi smo z metodama opazovanja in eksperimenta preverili ali merilnik aktivnosti ob izvedbi različnih testov pravilno beleži aktivnost sevanja. Pridobljene podatke meritev smo statistično obdelali z v ta namen razvito programsko aplikacijo TestDoseCal v programu MS Excel 2007. Razlike smo nato preverjali s pomočjo t-testa.

Test točnosti

Za potrebe testa točnosti smo uporabili certificirana zaprta vira sevanja (^{57}Co , ^{137}Cs), prikazana na sliki 1. Aktivnosti, ki ju je zabeležil merilnik aktivnosti, smo primerjali z aktivnostmi, navedenimi v certifikatu. Aktivnost virov ^{57}Co , ^{137}Cs s časom pada, zato je potrebno izmerjeni aktivnosti pomnožiti z ustreznima časovnima popravkoma.



Slika 1: Certificirana zaprta vira sevanja ^{57}Co in ^{137}Cs , uporabljena pri testu točnosti in stabilnosti

Časovne popravke programska aplikacija izračuna po sledeči formuli:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} = N_0 2^{-t/T_{1/2}}, \text{ pri čemer je } N(t) \text{ vrednost količine v času } t, N_0 \text{ pa vrednost } N \text{ v času } t=0.$$

Razpolovni čas za ^{57}Co je 271,79 dni, za ^{137}Cs pa 30,17 leta.

Test geometrije

Test geometrije smo izvedli z uporabo naslednjih vsebnikov $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (prikazani na sliki 2 od leve proti desni): 11 ml in 5 ml viala proizvajalca Mallinckrodt, 5 ml in 3 ml brizga SOFT-JECT proizvajalca Hanke Sass Wolf ter 1 ml brizga InSu/Light proizvajalca Rays.



Slika 2: Vsebniki, ki smo jih uporabili pri testu geometrije

V 1 ml brizgi smo z merilnikom aktivnosti izmerili aktivnost $^{99\text{m}}\text{Tc}$ v fiziološki raztopini pri prostornini 0,1 ml. To je najmanjša prostornina, ki se v taki brizgi še klinično uporablja. Nato smo v brizgo dodajali natančno določene količine (vsakič po 0,1 ml) fiziološke raztopine do najvišje prostornine, ki se še klinično uporablja. Vsakokrat smo posebej izmerili aktivnost. Dobljene rezultate je programska aplikacija pomnožila z ustreznimi časovnimi popravki.

Postopek smo ponovili še pri drugih brizgah in vialah. V tabeli 1 so za vsak vsebnik prikazane prostornine, pri katerih smo merili aktivnost $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Tabela 1: Vsebniki in prostornine (v ml), pri katerih smo merili aktivnost $^{99\text{m}}\text{Tc}$

1 ml brizga	3 ml brizga	5 ml brizga	viala 5 ml	viala 11 ml
0,1	0,25	1	1	1
0,2	0,5	1,5	1,5	2
0,3	0,75	2	2	3
0,4	1	2,5	2,5	4
0,5	1,25	3	3	5
0,6	1,5	3,5	3,5	6
0,7	1,75	4	4	7
0,8	2	4,5	4,5	8
0,9	2,25	5	5	9
1	2,5	-	-	10
-	2,75	-	-	-
-	3	-	-	-

Za vsako posamezno prostornino je programska aplikacija izračunala odstopanje izmerjene aktivnosti glede na osnovno aktivnost. Osnovna aktivnost za vsak vsebnik je bila tista, ki smo jo izmerili pri klinično najbolj uporabljani prostornini vsebnika pri vsakdanjem delu.

Razpolovni čas za $^{99\text{m}}\text{Tc}$ je 6,01 ur.

Test linearnosti

Pri testu linearnosti se izmeri aktivnost $^{99\text{m}}\text{Tc}$ v eluatu Mo/Tc generatorja takoj po eluiranju (čas $t=0$), ko je njegova aktivnost najvišja. To je najvišja aktivnost $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ki jo v Dejavnosti za nuklearno medicino Splošne bolnišnice Izola klinično uporabljamo. Aktivnost eluata smo merili 1, 2, 3, 6, 12, 24, 27, 36, 48, 51 in 60 ur po eluiranju, ko je aktivnost $^{99\text{m}}\text{Tc}$ padla pod najnižjo, ki jo klinično uporabljamo. Vrednosti izmerjenih aktivnosti $^{99\text{m}}\text{Tc}$ smo nato logaritmirali. S tako dobljenimi vrednostmi je programska aplikacija izračunala regresijsko premico, ki predstavlja pričakovane rezultate meritev. Nato aplikacija za posamezno meritev izračuna odmik med logaritmom izmerjene aktivnosti in vrednostjo na regresijski premici, v odstotkih. Dodatno smo ustreznost rezultatov testa linearnosti preverili z izračunom koeficienta determinacije (R^2) in Spearmanovega koeficienta korelacije (ρ vrednost je bila izračunana s pomočjo t testa).

Test stabilnosti

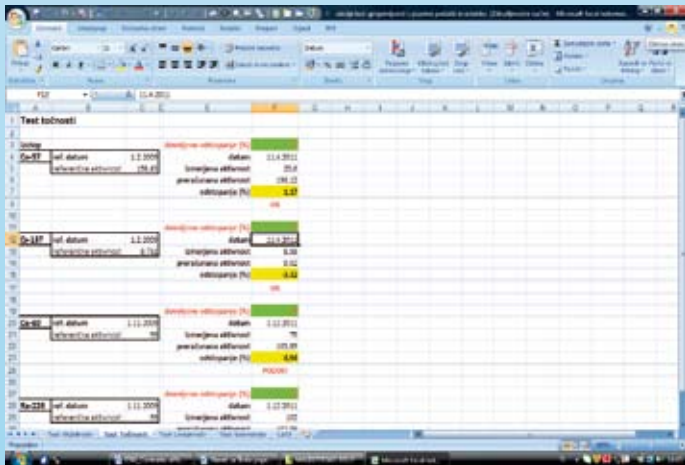
Radionuklidoma ^{57}Co in ^{137}Cs smo v obdobju enega meseca dnevno merila aktivnost. Njuna aktivnost s časom pada, zato smo izmerjene aktivnosti pomnožili z ustreznimi časovnimi popravki. Iz rezultatov prvih 10 meritev smo izračunali standardno deviacijo in njen dvo in trikratnik. Dvokratnik standardne deviacije smo določili kot nivo opozorila, trikratnik pa kot akcijski nivo. Za vsak izotop posebej smo opravili 33 meritev.

REZULTATI IN RAZPRAVA

Zaradi naključne narave radioaktivnega razpada dve istovrstni meritvi zaznata različno število dogodkov (razpadov), različno število interakcij in različno število nastalih ionskih parov. Naključna je tudi interakcija med sevanjem (fotoni γ) in atomi plina v ionizacijski celici. Zato pri večkratnih meritvah aktivnosti istega vzorca dobimo različne vrednosti. Na dobljene rezultate vpliva še tip ionizacijske celice, debelina stene ionizacijske celice, elektronika v merilniku aktivnosti, položaj vira v ionizacijski celici, prostornina vira in drugo (National Physical Laboratory, 2006).

Test točnosti

Na sliki 3 je prikazana uporaba okolja TestDoseCal za test točnosti. Test točnosti smo izvedli le s ^{57}Co in ^{137}Cs . Rezultati za ostale izotope so prikazani le z namenom, da bi predstavili programsko aplikacijo TestDoseCal, ki omogoča izvedbo testa tudi z drugimi radionuklidi. V programsko aplikacijo se vnese referenčno aktivnost in referenčni datum, datum meritve in izmerjeno aktivnost ter dovoljeno odstopanje. Programska aplikacija izmerjeno aktivnost pomnoži z ustreznim časovnim popravkom in tako izračuna preračunano aktivnost, ki jo nato primerja z referenčno aktivnostjo. Če je odstopanje manjše od dovoljenega, se pojavi napis OK, če pa je večje, se pojavi napis POZOR!



Slika 3: Prikaz testa točnosti v okolju TestDoseCal

Pri testu točnosti je bila pričakovana aktivnost ^{57}Co 198,43 MBq, izmerjena in časovno popravljena aktivnost pa 196,12 MBq, kar pomeni, da je bilo odstopanje med izmerjeno in pričakovano aktivnostjo $-1,17\%$. Pričakovana aktivnost ^{137}Cs je bila 8,732 MBq, izmerjena in časovno popravljena pa 9,022 MBq, odstopanje pa $3,32\%$. Direktorat za okolje Evropske komisije in Jedrsko regulatorna komisija ZDA predpisujeta, da je lahko odstopanje pri testu točnosti do 5% . Oba naša rezultata sta bila znotraj meja dovoljenega odstopanja (EU Criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations, 1997; U.S.NRC, 2005; Zanzonico 2008). Programska aplikacija TestDoseCal je v naprej pripravljena za radionuklide ^{57}Co , ^{137}Cs , ^{60}Co in ^{226}Ra .

V nadaljevanju smo s pomočjo t-testa preverjali, ali so odstopanja od kritičnih vrednosti pri testu točnosti statistično značilna ali ne. Ugotovili smo, da v primeru točnosti za ^{57}Co znaša t vrednost 5488,4965 in je (pri 29 stopnjah prostosti) statistično značilna s skoraj nično stopnjo značilnosti. V primeru točnosti za ^{137}Cs znaša t vrednost (pri 29 stopnjah prostosti) 1776,6464 in je prav tako statistično značilna s skoraj nično stopnjo značilnosti.

Test geometrije

Na sliki 4 je prikazan test geometrije za 5 ml brizgo v okolju TestDoseCal. V programsko aplikacijo se vnesejo prostornine, v katerih se meri aktivnost, izmerjene aktivnosti, čas med meritvami prve in drugih prostornin ter dovoljen odstotek odstopanja. Programska aplikacija izračuna povprečje meritev. Te pomnoži z ustreznimi časovnimi popravki za izračun časovno popravljene aktivnosti. Nato je potrebno ročno določiti klinično najbolj uporabljano prostornino, ki služi za osnovo. Aplikacija časovno popravljene aktivnosti posameznih prostornin deli s časovno popravljeno aktivnostjo osnovne prostornine in izračuna odstopanje. Če je odstopanje manjše od dovoljenega, se pojavi napis OK, če pa je večje, se pojavi napis POZOR!

Številka	5 ml brizga	dovoljeno odstopanje (%)					5,00
prostornina	aktivnost z	aktivnost z	aktivnost z	čas (min) od 1. meritve	kor. A	odstopanje (%)	
1	1417,0	1417,0	1418,0	1417,0	0	0,0	
2	1418,0	1418,0	1419,0	1418,0	2	0,0	
3	1419,0	1419,0	1420,0	1419,0	4	0,0	
4	1420,0	1420,0	1421,0	1420,0	6	0,0	
5	1421,0	1421,0	1422,0	1421,0	8	0,0	
6	1422,0	1422,0	1423,0	1422,0	10	0,0	
7	1423,0	1423,0	1424,0	1423,0	12	0,0	
8	1424,0	1424,0	1425,0	1424,0	14	0,0	
9	1425,0	1425,0	1426,0	1425,0	16	0,0	
10	1426,0	1426,0	1427,0	1426,0	18	0,0	
11	1427,0	1427,0	1428,0	1427,0	20	0,0	
12	1428,0	1428,0	1429,0	1428,0	22	0,0	
13	1429,0	1429,0	1430,0	1429,0	24	0,0	
14	1430,0	1430,0	1431,0	1430,0	26	0,0	

Slika 4: Prikaz testa geometrije za 5 ml brizgo v okolju TestDoseCal

Na zgoraj opisani način smo izračunali odstopanja aktivnosti posameznih prostornin od osnovne prostornine. Največja odstopanja pri posameznih vsebnikih so prikazana v tabeli 2. Odstopanje ni nikjer preseгло dovoljene meje 5% . Na podlagi tega testa lahko potrdimo, da se raven sevanja gama ^{99m}Tc primerno beleži ne glede na prostornino ^{99m}Tc v posameznem nosilcu.

Tabela 2: Največja odstopanja aktivnosti posameznih prostornin od osnove, dobljena pri testu geometrije

Vsebnik	Največje odstopanje aktivnosti (%)
11 ml viala	-1,1
5 ml viala	0,6
5 ml brizga	0,8
3 ml brizga	0,5
1 ml brizga	-4,7

Test linearnosti

V programsko aplikacijo se vnese čas (ure in minute), ki je pretek od prve meritve do vsakega naslednjega merjenja in izmerjene aktivnosti, ki jih program nato logaritmirajo in izmerjene aktivnosti, ki jih program nato logaritmirajo. Iz teh vrednosti aplikacija izračuna regresijsko premico, ki predstavlja pričakovane vrednosti. Enačba regresijske premice je $Y=10,17-0,115X$. Aplikacija nato za posamezno meritev izračuna odmik med logaritmom izmerjene aktivnosti in vrednostjo na regresijski premici, izražen v odstotkih. Glede na vneseno dovoljeno mejo odstopanja izračuna ali je razmerje med dobljenimi in pričakovanimi vrednostmi znotraj dovoljene meje odstopanja. Vsa izračunana odstopanja so bila pod dovoljeno mejo 5%.

1	test linearnosti s Tc-99m s metodo razpada	R2	0,9999	OK	
2	Nukleon (t)	0,115701996	Spearmanov koeficient	0	OK
3	Presečna (t)	13,17070819		0,075	OK
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					
21					
22					
23					
24					
25					
26					
27					
28					
29					
30					
31					
32					
33					
34					
35					
36					
37					
38					
39					
40					
41					
42					
43					
44					
45					
46					
47					
48					
49					
50					
51					
52					
53					
54					
55					
56					
57					
58					
59					
60					
61					
62					
63					
64					
65					
66					
67					
68					
69					
70					
71					
72					
73					
74					
75					
76					
77					
78					
79					
80					
81					
82					
83					
84					
85					
86					
87					
88					
89					
90					
91					
92					
93					
94					
95					
96					
97					
98					
99					
100					

Slika 5: Prikaz testa linearnosti v okolju TestDoseCal.

Programska aplikacija dodatno izračuna še koeficient determinacije in Spearmanov koeficient korelacije ter preveri ali so dobljeni rezultati znotraj dovoljenih odstopanj. Koeficient determinacije je 0,9999, Spearmanov korelacijski koeficient pa -1 in nakazuje na negativno linearno korelacijo, ki je statistično značilna s skoraj nično stopnjo značilnosti ($p = 0,001$). Tako lahko trdimo, da merilnik aktivnosti pravilno – linearno beleži vse aktivnosti v klinični uporabi od najvišje do najnižje.

Test stabilnosti

Pri izvedbi testa stabilnosti je potrebno v preglednico vpisati datum meritve in izmerjeno aktivnost. Programska aplikacija iz prvih 10 meritev izračuna povprečje in standardno deviacijo (SD). Pričakovati je, da bo ena meritev od dvajsetih presegla opozorilni nivo 2 SD. Akcijski nivo 3 SD naj bi presegla manj kot ena meritev od 370 (American Society for Testing and Materials, 1991). Na sliki 6 je prikazan teoretični izračun testa stabilnosti s pomočjo okolja TestDoseCal. Prikazani so teoretično možni rezultati z namenom predstavitve programske aplikacije TestDoseCal.

Pri naših meritvah je bil opozorilni nivo (2 SD) pri obeh merjenih radionuklidih presežen enkrat. Akcijski nivo (3 SD) ni bil presežen pri nobeni meritvi. Če je presežen opozorilni nivo, aplikacija izpiše POZOR!, če pa je presežen akcijski nivo, se prikaže napis STOP!

1	test linearnosti s Tc-99m s metodo razpada	R2	0,9999	OK	
2	Nukleon (t)	0,115701996	Spearmanov koeficient	0	OK
3	Presečna (t)	13,17070819		0,075	OK
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					
21					
22					
23					
24					
25					
26					
27					
28					
29					
30					
31					
32					
33					
34					
35					
36					
37					
38					
39					
40					
41					
42					
43					
44					
45					
46					
47					
48					
49					
50					
51					
52					
53					
54					
55					
56					
57					
58					
59					
60					
61					
62					
63					
64					
65					
66					
67					
68					
69					
70					
71					
72					
73					
74					
75					
76					
77					
78					
79					
80					
81					
82					
83					
84					
85					
86					
87					
88					
89					
90					
91					
92					
93					
94					
95					
96					
97					
98					
99					
100					

Slika 6: Prikaz testa stabilnosti v okolju TestDoseCal

S t-testom smo preverjali, če so rezultati testa stabilnosti statistično značilni. Pri testu stabilnosti za ^{57}Co je bila t vrednost 1409,6483 (pri 32 stopnjah prostosti), statistično značilna s skoraj nično stopnjo značilnosti. Pri testu stabilnosti za ^{137}Cs je bila t vrednost (pri 32 stopnjah prostosti) 1637,0822, statistično značilna s skoraj nično stopnjo značilnosti. Merilnik aktivnosti je uspešno prestopil test stabilnosti.

Radiološki inženir kot izvajalec testa sprejemljivosti

Ali je radiološki inženir sposoben uspešno izvesti test sprejemljivosti merilnika aktivnosti? Težavo pri izvedbi testa sprejemljivosti predstavlja pomanjkljiva usposobljenost radiološkega inženirja. Da se teoretično seznanimo s potekom testov, je poleg tega članka primerna tudi literatura, navedena v virih. Ta je večinoma brezplačno na voljo na svetovnem spletu. Potrebno se je zavedati, da so v članku obravnavani testi pomembni del rutinskega preverjanja kakovosti merilnika aktivnosti. Zato je pomembno, da se radiološki inženir usposobi za celotno preverjanje kakovosti merilnika aktivnosti. Postopke, rezultate meritev, izračune in ugotovitve bi moral preveriti tudi izvedenec medicinske fizike. Torej potrebujemo le željo in čas za „samo usposobitev“ in izvedbo testov sprejemljivosti. Potreba po znanju matematike za izračun časovnih popravkov, regresijske premice in standardne deviacije se z uporabo okolja TestDoseCal zelo zmanjša.

Vsi testi so bili uspešno izvedeni. Postopke in rezultate je pregledal izvedenec medicinske fizike. Na podlagi pridobljenih rezultatov lahko trdimo, da je merilnik aktivnosti prestopil test sprejemljivosti in da je radiološki inženir sposoben samostojno izvesti test sprejemljivosti.

ZAKLJUČEK

Merilnik aktivnosti je naprava, s katero se meri aktivnost radiofarmaceutikov. V članku je opisana izvedba testa sprejemljivosti merilnika aktivnosti. Predstavljeni so testi točnosti, geometrije, linearnosti in stabilnosti, ki skupaj sestavljajo test sprejemljivosti merilnika aktivnosti. Predstavljeni so pomen, potek in pričakovani rezultati testov. Potrdili smo, da je radiološki inženir sposoben samostojno opraviti test sprejemljivosti, kakor tudi ustreznost delovanja merilnika aktivnosti. Kot pomoč pri izvedbi testa sprejemljivosti je pomembna programska aplikacija TestDoseCal v programu MS Excel 2007, ki samodejno opravi potrebne izračune. V navodilih, ki so priložena aplikaciji, je opisan postopek izvedbe testa.

Izvajanje postopkov preverjanja kakovosti predstavlja za zdravstveno ustanovo upoštevanje zakonov in predpisov, dvig kakovosti storitev in strokovnosti. Kljub vsemu pa izvajanje preverjanja kakovosti samo še ne doprinese k dobremu imenu ustanove. Ključnega pomena je zavedanje radioloških inženirjev o pomenu preverjanja kakovosti. Izvajalec testa sprejemljivosti merilnika aktivnosti je test uspešno izvedel, za kar pa je bilo potrebno dodatno izobraževanje in usposabljanje.

Kot priporočilo je vsekakor potrebno izpostaviti zahtevo o udejanjenju zahtev zagotavljanja in preverjanja kakovosti na oddelkih za nuklearno medicino. Da bi to lahko dosegli, bi bilo potrebno kader, ki je že zaposlen na oddelkih za nuklearno medicino, ustrezno izobraziti in motivirati.

LITERATURA

- American Society for Testing and Materials (1991). Manual of Presentation of Data and Control Chart Analyses, Baltimore, USA
- Busemann Sokole E, Płachcńska A, Britten A (2010). Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 37: 672-81
- Busemann Sokole E, Płachcńska A, Britten A (2010). Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 37: 662-71
- Clark M (2001). National protection radiological board: Bulletin 231
- EU Criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations. Radiation protection No 91 (1997)
- IAEA: Technical Reports Series No. 454 – Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine (2006). IAEA, Vienna, Austria
- Moreira de Bessa AC, Martins da Costa A, Caldas LVE (2008). Survey on quality control of radiopharmaceutical dose calibrators in nuclear medicine units in the city of São Paulo, SP, Brazil. *Radiol Bras* 41(2):115-8
- National Physical Laboratory (2006). Measurement Good Practice Guide No. 93: Protocol for Establishing and Maintaining the Calibration of Medical Radionuclide Calibrators and their Quality Control Teddington, Middlesex, United Kingdom
- Pravilnik o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu (2003). *Ur List RS* 03 (111): 15314 – 9
- Pravilnik o obveznostih izvajalca sevalne dejavnosti in imetnika vira ionizirajočih sevanj (2004). *Ur List RS* 04 (13): 1293 - 305
- U.S.NRC: Regulatory Guide 10.8 - Guide for the Preparation of Applications for Medical Use Programs; http://www.nrc.gov/reading-rm/doc-collections/reg-guides/general/rg/10-008/#_1_31; <04.04.2011>
- Zanzonico P (2008). Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. *J Nucl Med* 49(7): 1114–31

Strokovni članek

MAGNETNO REZONANČNA SPEKTROSKOPIJA PRI SUMU NA MOŽGANSKI TUMOR

Professional Article

MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY IN SUSPECTED BRAIN TUMOUR

Tina Lončarič, dipl. inž. rad. tehn., Univerza v Ljubljani, Medicinska fakulteta, Center za klinično fiziologijo, Vrazov trg 2, 1000 Ljubljana, tina.loncaric@mf.uni-lj.si

mag. Janez Podobnik, dipl.inž.rad., pred., Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška c. 7, 1000 Ljubljana, janez.podobnik@kclj.si

Nuška Pečarič Meglič, dr. med., specialistka nevroradiologinja, Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška c. 7, 1000 Ljubljana, nuska.pecaric@kclj.si

POVZETEK

Uvod: Magnetno resonančna spektroskopija (MRS) je neinvazivna preiskava, ki omogoča zaznavo prisotnosti tumorjev in meri biokemične spremembe v možganih. Namen prispevka je izpostaviti njen glavni pomen pri diagnostiki različnih možganskih sprememb in bolezni.

Metode: Metodi dela sta pregled literature in retrospektivni pregled baze 13 pacientov z napotno diagnozo možganski tumor, pri katerih so v obdobju od januarja 2011 do januarja 2012 opravili MRS za razjasnitev napotne diagnoze možganski tumor. V raziskavo so bili zajeti pacienti v starosti od 5. do 70. leta starosti, rezultate sprememb vrednosti posameznih metabolitov pri izbranih vrstah bolezenskih sprememb v možganih pa smo primerjali z navedbami v literaturi.

Rezultati: Prikazani so magnetno resonančni spektri bolezenskih sprememb pri pacientih, ki so opravili MRS, s pomočjo katere so bile ugotovljene vrste bolezenskih sprememb kot so absces, astroцитom, glioblastom multiforme, gliom, demielinizacijski plak, metastaza itd.

Razprava in zaključek: MRS pomaga pri postavitvi diagnoze, razlikuje med benignimi in malignimi spremembami, vendar ne vedno uspešno. Nemirni pacienti in uporaba neprimerne tuljave za slikanje glave lahko v magnetno resonančnem spektru povzročijo veliko dodatnega šuma in tako onemogočijo diagnosticiranje možganskih sprememb.

Ključne besede: magnetno resonančni spekter, metaboliti, ppm, pulzni zaporedji STEAM in PRESS.

ABSTRACT

Introduction: The magnetic resonance spectroscopy (MRS) is a non-invasive diagnostic test for detecting the presence of tumours and for measuring biochemical changes in the brain. The purpose of this article was to highlight its purpose in connection with diagnosing brain tumours and brain diseases.

Methods: Literature review and the retrospective database review of 13 patients with the referral diagnosis of brain tumour who in the period from January 2011 to January

2012 underwent MRS to clarify the referral diagnosis of brain tumour. The study included patients aged 5 to 70 years and the results of changes in the value of individual metabolites in selected types of pathological changes in the brain were compared with the published literature.

Results: The magnetic resonance spectra of pathological changes are shown with patients who underwent MRS in order to determine the types of pathological changes such as abscess, astrocytoma, glioblastoma multiforme, glioma, demyelinating plaque, metastasis, etc.

Discussion and conclusion: The purpose of the MRS is to distinguish between benign and malignant changes, however it is not always successful. Restless patients and the use of unsuitable coils for head imaging can cause a lot of additional noise in the magnetic resonance spectrum and thus prevent the diagnosis of brain changes.

Key words: magnetic resonance spectrum, metabolites, ppm, the STEAM and PRESS pulse sequences.

UVOD IN NAMEN

Magnetno resonančna spektroskopija (MRS) je neinvazivna preiskava, ki meri biokemične spremembe v možganih in zaznava prisotnost tumorjev (Orgon in Vagal, 2010). MRS deluje na enakih fizikalnih načelih kot magnetno resonančna tomografija (MRT), kjer prihaja do izmenjave energije med zunanjim magnetnim poljem in jedri atomov v človeškem telesu. Najpomembnejša razlika med MRT in MRS je ta, da pri MRT dobimo dvo ali tridimenzionalne slike, pri MRS pa spekter možganskih metabolitov (Medical Policy, 2011). MRT daje informacije o anatomski strukturi tkiva preiskovanega dela telesa ter podatke o distribuciji vode in maščobe v telesu, MRS pa omogoča pridobiti biokemične informacije o sestavi tkiv v telesu. MRT prikaže lokacijo in obliko tumorja, MRS pa stopnjo njegove agresivnosti (In vivo magnetic resonance spectroscopy, 2011).

Glavni cilji MRS, ki je razmeroma nova diagnostična metoda, so (Koren, 2002):

1. diferenciranje diagnoz bolezenskih procesov,
2. ocenjevanje napredka bolezni in
3. ocenjevanje končnega rezultata zdravljenja.

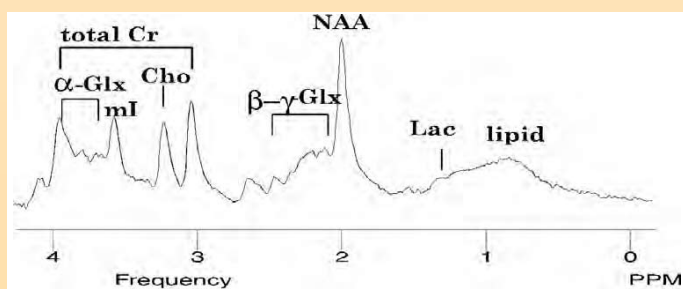
Protonsko MRS kot spektroskopsko preiskavo najpogosteje uporabljajo v nevroradiologiji. Človeški možgani vsebujejo na stotine različnih metabolitov, vendar pa protonska MRS lahko odkrije le tiste, katerih koncentracija je vsaj mili-molarna.

MR protonski spekter prikazuje metabolite v določenem zaporedju. Metaboliti so prikazani kot serija vrhov v grafu, MR spektru. Vrh lahko opišemo kot MR signal skupine protonov, na primer treh protonov CH₃ molekulske skupine. Položaj njenega vrha na horizontalni osi je odvisen od lokalnega magnetnega polja na mestu te skupine protonov. Horizontalna os je os kemičnega premika ali frekvenčna os. Vrhovi protonov različnih molekulskih skupin v različnih spojinah so na horizontalni osi na različnih položajih, glede na magnetno polje, ki ga ustvarja njihova molekulska skupina, resonirajo pri različnih frekvencah. Položaj vrha na osi kemičnega premika je značilen za vsako posamezno spojino oziroma možganski metabolit. Višina vrha ali ploščina pod krivuljo pomeni količino metabolita, ki je prikazan z grafom. Graf prikazuje razmah resoniranja metabolitov v določeni frekvenci. Abscisna os označuje resonančno frekvenco v enoti ppm (angl. parts per million) ali v Hz (hertz), ordinatna os pa izraža velikost signala. Vrh spektra pokaže prisotnost oziroma odsotnost ter količino metabolitov in predstavlja biokemični prstni odtis možganov (Danielsen in Ross, 1999). Glavni možganski metaboliti so predstavljeni v tabeli 1.

Tabela 1: Glavni možganski metaboliti (Sajjad in Alam, 2007)

Vrsta metabolita	Pomen metabolita	Vrh v MR spektru
n-acetil aspartat (NAA)	marker nevronov	2,0 ppm
holin (cho)	indikator gostote celic in izmenjave snovi skozi celično membrano	3,22 ppm
kreatin (cr)	povezan s prenosom celične energije	3,0 ppm
laktat (lac)	odsoten v normalnem tkivu možgan, prisoten pri procesu anaerobne glikolize	1,33 ppm
lipid (lip)	povišan pri pojavu tumorja, infekcije ali metabolnega procesa	1,3 ppm
mio-inositol (ins)	sladkor, marker v znotrajceličnih osmotskih procesih	3,56 / 4,06 ppm
glutamat/glutamin/gaba	nevrottransmiterji, markerji nevronske-glijalnih interakcij	2,0 - 2,5 ppm / 3,4 - 3,7 ppm

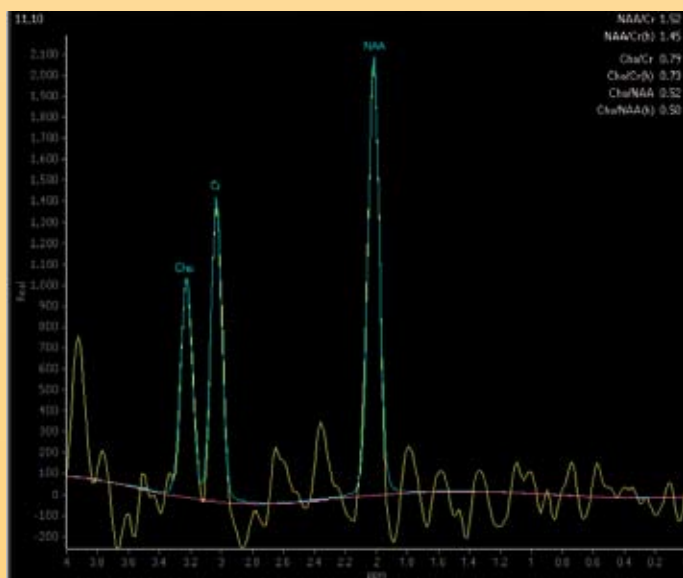
Osnovni metaboliti so n-acetil aspartat (NAA), holin (Cho) in kreatin (Cr). Količina metabolita je izražena v razmerju višine metabolita glede na Cr, ki ima med vsemi metaboliti najbolj stabilno koncentracijo. Ppm skala se po dogovoru bere od leve proti desni (Hasselink). Protonski MR spekter na sliki 1 prikazuje razmerje metabolitov v normalnih možganih pri odraslem človeku, kjer dominantni vrh, ki je najvišji, predstavlja metabolit NAA (2,0 ppm), sledijo mu kreatin (3,0 ppm), holin (3,22 ppm) in glutamat/glutamin z dvema vrhovoma levo od NAA, na desni strani pa se nahajajo laktat (Lac) (1,33 ppm) in lipidi (1,3 ppm).



Slika 1: Protonski MR spekter normalnega možganskega tkiva (Royal Philips Electronics N.V., 2006)

Razmerja med metaboliti pomagajo pri razlikovanju med posameznimi vrstami tumorjev in določanju vrste bolezni opazovanega tkiva.

Pri MRT celotni signal iz vseh protonov v vsakem volumskem elementu pripomore k nastanku slike. Če bi za nastanek slike uporabili celotni signal, bi bila spektralna vrhova vode in maščobe tako velika, da bi ostale metabolite naredila nevidne. Ker nas pri MRS voda in maščoba ne zanimata, se maščobi izognemo s postavitvijo volumskega elementa, v katerem opravimo meritve v izbrano področje možganov tako, da se izognemo maščobi, kostnemu mozgu in lasišču. Zasičenje signala vode (angl. water suppression) dosežemo z uporabo sekvenčnega zaporedja CHESS (angl. CHEmical-Shift-Selective) ali IR (angl. Inversion Recovery). Metode zasičenja vode so ekscitacija, inverzija, SWAMP in BASING pulz (Royal Philips Electronics N.V., 2006).

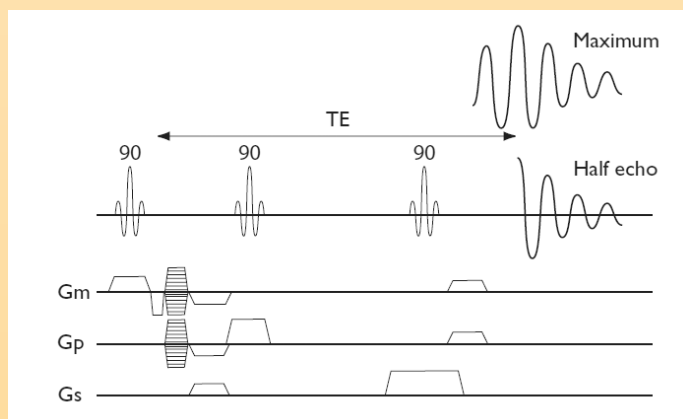


Slika 2: MR spekter normalnega možganskega tkiva (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2010)

Pri teh tehnikah uporabljamo dve vrsti pulznih zaporedij in sicer STEAM in PRESS:

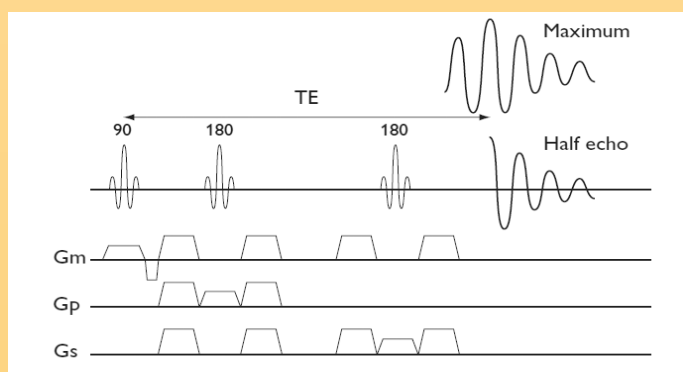
- **STEAM** (angl. STimulated Echo Acquisition Mode) (slika 3) je pulzno zaporedje z 90° radiofrekvenčnim pulzom, ki pridobiva signal kot zaporedje gradient echo. Zaporedje zagotavlja krajši čas odmeva, vendar na račun slabšega razmerja signal-šum (Hasselink). STEAM vsebuje tri 90° pulze. Želeni končni signal dosežemo z vzbujevalnim pulzom, ki ga sestavljajo transverzalna magnetizacija

iz prvega 90° pulza, sprememba v longitudinalno magnetizacijo v drugem 90° pulzu in vrnitev nazaj v transverzalno magnetizacijo v tretjem 90° pulzu. Čas med drugim in tretjim pulzom, ko je magnetizacija v longitudinalnem stanju, se imenuje čas mešanja (angl. mixing time). Ta čas ima vpliv na pojav določenih metabolitov v MR spektru, kot so npr. laktat, glutamin/ glutamat.



Slika 3: STEAM pulzno zaporedje (Royal Philips Electronics N.V., 2006)

- **PRESS** (angl. Point REsolved SpectroScopy) (slika 4) je pulzno zaporedje s 180° radiofrekvenčnim pulzom (Hasselink). PRESS je metoda izbora v protonski MRS. Zaporedje vsebuje 90° vzbujevalni pulz, kateremu sledita dva 180° pulza (Royal Philips Electronics N.V., 2006). V izbranem pulznem zaporedju začetnemu 90° radiofrekvenčnemu pulzu sledi fazni gradient. Da izničimo nezaželen signal proste precesije, sta 180° pulza postavljena med dva izravnalna gradienta. Moč gradienta in trajanje izravnalnih gradientov določa kontrola parametrov meritve (Royal Philips Electronics N.V., 2006). Trenutno je PRESS preferenčna metoda izbora, predvsem na račun boljšega razmerja signal-šum (Koren, 2002).



Slika 4: PRESS pulzno zaporedje (Royal Philips Electronics N.V., 2006)

MRS se lahko izvaja z različnimi metodami. Med njimi bomo izpostavili dve. Prva je SVS (angl. Single-Voxel Spectroscopy), pri kateri en sam volumski element postavimo na izbrano področje tkiva in z njegovo pomočjo pridobimo celoten spekter metabolitov. Druga metoda je MVS (angl. Multi-Voxel Spectroscopy), na podlagi katere spekter metabolitov pridobimo iz velikega števila volumskih elementov,

postavljenih v izbrani del tkiva (Sajjad in Alam, 2007). MVS imenujemo tudi slikanje kemijskega premika (angl. Chemical Shift Imaging – CSI). V primeru, da izvajamo slikanje v eni rezini je to 2D tehnika, če uporabimo večrezinsko tehniko, pa 3D tehnika. Tehnika SVS se uporablja pri postavljanju začetnih diagnoz, ker je razmerje signal-šum visoko in zajame prikaz vseh metabolitov. Tehnika MVS pa se uporablja za oceno odgovora na zdravljenje bolezni in morebitne ponovitve tumorja (Hasselink).

Eden izmed parametrov, ki močno vplivajo na obliko spektra metabolitov je TE (čas odmeva). S kratkim TE (30 msec) prikažemo metabolite s kratkim in dolgim časom T2 relaksacije, z dolgim TE (270 msec) pa tiste z dolgim T2 časom. Kratak TE omogoča bolj natančno diagnosticiranje možganskih sprememb na splošno, medtem ko je dolgi TE primernejši za diagnosticiranje posameznih bolezenskih sprememb na primer meningeomov (Majos et al., 2004).

Metoda MRS se uporablja pri odkrivanju metaboličnih sprememb v možganskih tumorjih, pri možganskih boleznih in spremembah, kot so možganski infarkt, Alzheimerjeva bolezen, depresija, epilepsija, infekcije in nevrodegenerativne bolezni, kjer prihaja do porušenega razmerja metabolitov v normalnem MR spektru (In vivo magnetic resonance spectroscopy).

Namen prispevka je predstaviti metodo magnetno resonančne spektroskopije, ki kot razmeroma nova diagnostična metoda omogoča pridobitev biokemičnih informacij o tkivih v človeškem telesu. V raziskovalnem delu prispevka bomo prikazali glavni pomen uporabe metode MRS pri različnih možganskih spremembah in boleznih ter rezultate uporabe te metode, kot spektralni prikaz vrednosti posameznih metabolitov pri določeni možganski spremembi npr. možganskem tumorju ali metastazi itd.

METODE

Metodi, ki smo ju uporabili, sta pregled literature, ki obravnava MRS in retrospektivni pregled baze pacientov (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek), pri katerih so opravili MRS za razjasnitev napotne diagnoze možganski tumor, v obdobju od januarja 2011 do januarja 2012. Zajeli smo 13 pacientov, od tega 8 žensk in 5 moških v starosti od 5. do 70. leta starosti, ki so jim z MRS diagnosticirali možganski tumor oziroma druge spremembe v možganih.

V tabeli 2 so osnovni podatki o aparatu, na katerem so bile preiskave MRS izvedene, delovni postaji, programski opremi, vrsti tuljave in uporabljenem pulznem zaporedju.

Tabela 2: Osnovne značilnosti MR aparata

Aparat	Philips Achieva 1.5 T Nova, HP gradients, 16 channel
Delovna postaja	EMW – Extended MR WorkSpace
Programska oprema	SpectroView
Tuljava	Sense Head coil 1.5 T, 8 elements
Pulzno zaporedje	PRESS

REZULTATI

Pri vseh pacientih z napotno diagnozo suma na možganski tumor, ki so predhodno opravili CT preiskavo, se ni moglo ugotoviti, za kakšno spremembo oziroma vrsto tumorja gre. Predstavljene so značilnosti patoloških MR spektrov pacientov, pri katerih so za določitev diagnoze uporabili preiskavo MRS. V tabeli 3 so pacienti označeni z zaporednimi

številkami od 1 do 13, naveden je njihov spol in starost, s pomočjo MRS ugotovljena diagnoza, spremembe vrednosti posameznih metabolitov in uporabljena metoda slikanja.

Tabela 3: Podatki o pacientih zajetih v raziskavo

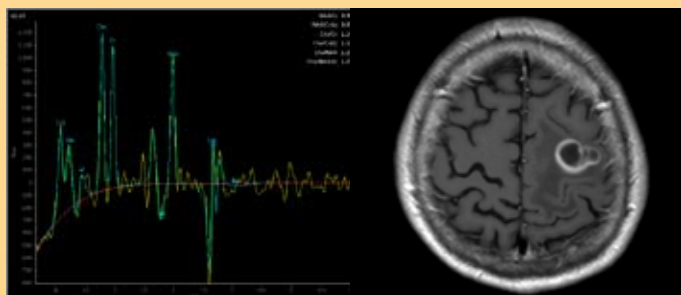
Zaporedna številka pacienta	Spol	Starost	Vrsta bolezenske spremembe	Spremembe vrednosti metabolitov	Metoda slikanja
1	moški	68 let	absces	↑laktat ↑↑prosti lipidi ↑aminokisliline ↑sukcinat	2D PRESS TE 144 ms
2	ženski	54 let	astrocitom oziroma primarni limfom	↓NAA ↑holin	SV PRESS TE 31 ms, SV PRESS TE 144 ms
3	ženski	50 let	svež demielinizacijski plak, limfomska sprememba manj verjetna	↓NAA ↑holin lipidni vrh prisoten laktat	3D PRESS TE 144 ms
4	ženski	58 let	glioblastom	↓↓↓NAA ↑↑↑holin ↑laktat ↑lipidi	3D PRESS TE 144 ms
5	ženski	58 let	maligni astrocitom (gradus III do IV)	↑holin ↓NAA ↑laktat ↑lipidi	2D PRESS TE 144 ms, 3D PRESS TE 144 ms
6	ženski	5 let	maligni gliom	↓NAA ↑holin ↑laktat ↑lipidi	3D PRESS TE 144 ms, SV PRESS TE 29 ms
7	moški	17 let	gliom mesencefalona	↓NAA ↑holin	2D PRESS TE 144 ms
8	ženski	61 let	metastaza	↓↓↓NAA ↑holin ↑laktat ↑lipidi	2D PRESS TE 144 ms
9	ženski	26 let	gliom 4. ventrikla	↓NAA ↑holin vrednosti laktata in lipidov niso povišane	2D PRESS TE 144 ms, SV PRESS TE 144 ms
10	ženski	56 let	glioblastoma multiforme oziroma limfom	↓↓↓NAA ↑holin ↑laktat ↑lipidi	3D PRESS TE 144 ms
11	moški	49 let	glioblastoma multiforme	↓↓↓NAA ↑↑↑holin ↑laktat ↑lipidi	2D PRESS TE 144 ms
12	moški	63 let	glioblastoma multiforme	↓↓↓NAA ↑↑↑holin, ↑laktat ↑lipidi	2D PRESS TE 144 ms
13	moški	70 let	demielinizacijska lezija v sklopu borelioze, glivične oziroma parazitarne vnetne spremembe	↓↓↓NAA ↑↑↑holin ↑vrh laktata in lipidov	2D PRESS TE 144 ms

Legenda: ↑ = malo povišano, ↑↑ = zmerno povišano, ↑↑↑ = močno povišano, ↓ = malo znižano, ↓↓ = zmerno znižano, ↓↓↓ = močno znižano

Po opravljeni preiskavi MRS so pri pacientu 1 postavili diagnozo absces zaradi povišanih vrednosti signalov laktata, prostih lipidov, aminokislin in sukcinata. MRS pri pacientu 2 lahko kaže na astrocitom ali pa primarni limfom z znižano vrednostjo NAA in povišanim holinom. Pacientu 5 so zaradi izrazito povišanega holina in znižanega NAA ter prisotnih vrhov laktata in lipidov postavili diagnozo maligni astrocitom stopnje III do IV. Pri pacientih 3 in 13 je MRS pokazala prisotnost demielinizacijskega plaka oziroma lezije, z naslednjimi spremembami vrednosti metabolitov: povišano razmerje holin/kreatin, znižano razmerje NAA/kreatin ter pojav vrhov lipida in laktata. Pacientom 6, 7 in 9 so diagnosticirali gliom, vendar spremembe vrednosti metabolitov niso pri vseh enake, saj so pri pacientu 6 vrednosti laktata in lipidov povišane, pri pacientu 9 pa ne. Pri pacientu 7 z gliomom mesencefalona je povišan holin, znižan NAA in povišana vrednosti lipidov. Pacientom 4, 10, 11, 12 so postavili diagnozo glioblastom oziroma glioblastom multiforme. Spremembe vrednosti metabolitov se pri tej možganski bolezni kažejo v povišanih vrednostih holina, znižanih vrednostih NAA ter pojavu vrhov laktata in lipidov. Pacient 8 ima metastazo, za katero so značilne odsotnost NAA, povišane vrednosti holina ter pojav vrhov laktata in lipidov.

Za dokončno postavitev diagnoze pri različnih možganskih spremembah je potrebno oceniti izgled spremembe na MRT slikah ter spremembe vrednosti metabolitov in razmerja med vrednostmi posameznih metabolitov.

V nadaljevanju so prikazani MR spektri možganskih sprememb izbranih pacientov z različnimi vrstami bolezni.



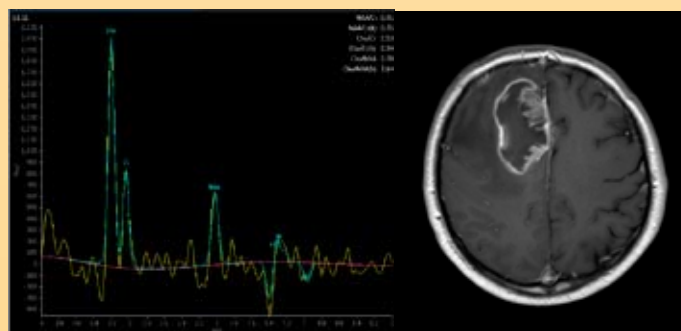
Slika 5: MR spekter možganske spremembe in MR slika s kontrastnim sredstvom pacienta 1 (absces) (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2010)



Slika 6: MR spekter možganske spremembe in MR slika s kontrastnim sredstvom pacienta 13 (demyelinizacijska lezija) (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2010)



Slika 7: Nastavitev SV meritve in MR spekter možganske spremembe pacienta 9 (gliom) (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2010)



Slika 8: MR spekter možganske spremembe in MR slika s kontrastnim sredstvom pacienta 12 (glioblastoma multiforme) (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2010)



Slika 9: Nastavitev 2D MVS meritve in MR spekter možganske spremembe pacienta 8 (metastaza) (Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2010)

RAZPRAVA

MRS se kot neinvazivna diagnostična metoda uporablja za pomoč pri ločevanju med različnimi bolezenskimi procesi, ki imajo podobno morfološko sliko (na primer tumorsko tvorbo, abscesom ali infekcijo) in pri določanju stopnje malignosti.

V prvem delu razprave so opisane spremembe vrednosti posameznih metabolitov pri akutni možganski kapi, gliomatozi možganov ter primarni in sekundarni neoplazmi. Spremembe vrednosti metabolitov pri teh boleznih bomo opisali, kot jih navaja literatura in jih ne bomo primerjali z MR spektri obravnavanih pacientov, ker ti tovrstnih bolezenskih sprememb niso imeli.

Po **akutni možganski kapi** se pojavi laktat, ki v normalnih možganih ni prisoten, NAA in kreatin pa se znižata (Vink, 1997). Saunders (2000) navaja tudi, da po infarktu prihaja do povečanih vrednosti holina.

Pri **gliomatozi možganov** MRS omogoča oceno razširjenosti bolezni in nadomešča biopsijo, ki tudi lahko potrdi to bolezen. Rezultati preiskave kažejo na povišane vrednosti razmerja holin/kreatin in holin/NAA in znižane vrednosti razmerja NAA/kreatin (Bendszusa et al., 2000).

MRS kot ena izmed naprednih tehnik pripomore tudi h klasifikaciji in diagnosticiranju intraaksialnih možganskih tumorjev in tumorjem podobnih tvorb pri odraslih pacientih. Pri **primarnih neoplazmah** glialnega izvora so zvišane vrednosti lipidov, holina in mio-inositola vrednosti NAA pa znižane. Do potrditve **sekundarne neoplazme** vodi povišan signal lipidov, laktata, holina ter znižan signal oziroma odsotnost signala NAA (Al-Okaili et al., 2006).

V nadaljevanju razprave bomo izpostavili možganske spremembe pri obravnavanih pacientih. Podatke o spremembah vrednosti metabolitov, kakršne pri njihovih boleznih najdemo v literaturi, bomo primerjali z njihovimi rezultati MRS.

MRS možganskih **abscesov** kaže na povišan signal aminokislilin, laktata, alanina, acetata, piruvata, sukcinata in na odsotnost signala NAA, kreatina in holina (Al-Okaili et al., 2006). V MR spektru pacienta 1 z diagnozo absces so povišane vrednosti laktata, prostih lipidov, aminokislilin in sukcinata, kar se sklada z navedbami v literaturi. Signali metabolitov NAA, kreatina in holina so malo nižji, vendar prisotni, ker je rob volumskega elementa zajel tudi del zdrave možganovine.

Za **limfome** je značilen povišan signal lipidov, laktata, holina ter znižan signal NAA (Al-Okaili et al., 2006). Vrednosti spremembe metabolitov v MR spektru pacienta 2 kažejo na astroцитom ali primarni limfom. Vrednosti holina so zvišane, vrednosti NAA znižane, kar je v skladu s podatki v literaturi, vendar pa lipidi in laktat niso prisotni.

Demielinizirane lezije (npr. multipla skleroza) kažejo zvišano vrednost holina in znižan signal NAA (Al-Okaili et al., 2006). Pacienta 3 in 13 z demielinizacijsko lezijo oziroma plakom, vidnim na MRT sliki, imata v MR spektru povišane vrednosti

holina in znižane vrednosti NAA, pojavita pa se tudi vrha lipidov in laktata, kar je skladno z literaturo.

Za **visoko maligne astroцитome** je značilno znižanje razmerja mio-inositol/kreatin, pri **nizko malignih** pa je to razmerje povišano (Sajjad in Alam, 2007). Pacient 5 z diagnozo maligni astroцитom (stopnja III do IV) ima v MR spektru močno povišane vrednosti holina, vrednosti NAA so močno znižane, nekoliko povišane pa so tudi vrednosti laktata in lipidov. Glede na citirano literaturo pri pacientu 5 v MR spektru ni metabolita mio-inositola, zato njegovega razmerja s kreatinom ne moremo oceniti.

Možganski tumorji navadno kažejo povišano vrednost holina, znižano vrednost ali odsotnost NAA, prisotnost laktata in lipidov, ki so v normalnem tkivu odsotni. Ocenjevanje razmerja med vrednostjo holina in kreatina se uporablja za diferenciacijo med nizko malignimi astroцитomi in oligodendrogliomi ter visoko malignimi astroцитomi. Gliomi kažejo na zmerno znižanje vrednosti kreatina (Sajjad in Alam, 2007). Pacient 6 z diagnozo maligni gliom ima zvišane vrednosti laktata in lipidov. Pacient 9 z diagnozo gliom 4. ventrikla nima povišanih vrednostih laktata in lipidov. Pri pacientu 7 z diagnozo gliom mesencefalona se pojavlja vrh lipidov in močno zvišan holin.

V **glioblastomih** oziroma **glioblastomu multiforme** je izrazito povišan holin, povišano je tudi razmerje holin/kreatin (Sajjad in Alam, 2007). Pacienti z diagnozama glioblastoma ali glioblastoma multiforme (pacienti 4, 11, 12) imajo zelo povišan signal holina, vrednosti holina pa pri pacientu 10 z enako diagnozo pa niso izrazito povišane. Prav tako je v MR spektrih pri vseh močno znižan signal NAA, pojavljata se tudi vrhova laktata in lipidov.

Meningeomi kažejo na povišano vrednost holina, znižanje kreatina in skoraj na popolno odsotnost NAA. V okolici **metastaz** lahko opazimo znižano vrednost holina zaradi vazogenega edema in tkivne tekočine, medtem ko je za gliome značilna povišana vrednost holina v okolici zaradi infiltrativne raščice. Metastaze imajo povišane vrednosti holina in se v primerjavi z visoko malignimi gliomi razlikujejo glede na povišano vrednost lipidov. Vrednosti NAA in kreatina so v primerjavi s primarnimi možganskimi tumorji značilno znižane (Sajjad in Alam, 2007). Pacient 8 z diagnozo solitarne metastaze v možganih ima v MR spektru povišan signal holina in znižan signal NAA, kar se sklada z navedbo vrednosti metabolitov v literaturi, ki navaja zvišane vrednosti holina in lipidov v okolici metastaz.

ZAKLJUČEK

Magnetno resonančna spektroskopija kot neinvazivna diagnostična metoda omogoča vpogled v metabolično stanje izbranega tkiva in pomaga pri postavljanju diagnoz bolezenskih procesov, pri ocenjevanju napredka bolezni (na primer malignost tumorja) in tudi pri podajanju ocene končnega rezultata zdravljenja. MRS v nekaterih primerih omogoča postavitev diagnoze, na primer razlikovanje med benignimi in malignimi spremembami, vendar pa preiskava z MRS ni vedno uspešna. Kadar gre za nemirne paciente, ki

se med preiskavo iz različnih vzrokov premikajo, je razmerje signal-šum zelo slabo, kar povzroči v MR spektru veliko dodatnega šuma in onemogoči diagnosticiranje možganskih sprememb. Na poslabšanje MR spektra lahko vpliva tudi uporaba neprimerne tuljave za slikanje glave.

Spremembe vrednosti metabolitov pri obravnavanih pacientih so v večini primerov v skladu s podatki v literaturi, v določenih primerih pa prihaja do odstopanj, med drugim tudi zaradi zgoraj navedenih vzrokov.

Raziskava je lahko izhodišče za nadaljnje raziskave z namenom, da bi oblikovali optimalne tehnične protokole za MRS preiskave, tako da bi bila občutljivost preiskave čim večja.

LITERATURA

- Al-Okaili R N, Krejza J, Wang S, Woo J H, Melhem E R (2006). Advanced MR Imaging Techniques in the Diagnosis of Intraaxial Brain Tumors in Adults. *RadioGraphics* 26: 173-189.
- Bendszusa M, Warmuth-Metza M, Kleina R, Burgera R, Schichora C, Tonna J C, Solymosia L (2000). MR Spectroscopy in Gliomatosis Cerebri. *AJNR* 21: 375-380. <http://www.ajnr.org/content/21/2/375.full> <06.01.2012>
- Hasselink J R. Fundamentals MR Spectroscopy. <http://spinwarp.ucsd.edu/neuroweb/Text/mrs-TXT.htm> <06.01.2012>
- In vivo magnetic resonance spectroscopy (2011). Wikipedia, the free encyclopedia. http://en.wikipedia.org/wiki/In_vivo_magnetic_resonance_spectroscopy <06.01.2012>
- Danielsen E R, Ross B (1999). *Magnetic Resonance Spectroscopy Diagnosis of Neurological Disease*. New York: Marcel Dekker.
- Koren A (2002). Magnetic resonance spectroscopy: an overview of the method and its application in clinical neuroradiology. *Radiol Oncol* 36(2): 95-102.
- Majos C, Sape J M, Alonso J, Serallonga M, Aquilera C, Acebs J J, Arus C, Jaume G (2004). Brain Tumor Classification by Proton MR Spectroscopy: Comparison of Diagnostic Accuracy at Short and Long TE. *AJNR Am J Neuroradiol* 25: 1696-1704.
- Medical Policy (2011). Magnetic resonance spectroscopy. <http://blue.regence.com/trgmedpol/radiology/rad27.html> <06.01.2012>
- Orgon Stamper T, Vagal A (2010). *Magnetic Resonance (MR) Spectroscopy basic level*. Mayfield Clinical & Spine Institute. <http://www.mayfieldclinic.com/PE-MRSpectroscopy.HTM> <06.01.2012>
- Royal Philips Electronics N.V. (2006). *Application Guide*. Volume 4: 9 chapters.
- Sajjad Z, Alam S (2007). Magnetic resonance spectroscopy (MRS): Basic principles and applications in focal brain lesions. *Pak J Neurol Sci* 2(1): 42-46. <http://www.pakjns.com/Previous/Archived/Jan-Mar-07/Contents/docs/FRONTIERS.pdf> <06.01.2012>
- Saunders D E (2000). MR spectroscopy in stroke. *British Medical Bulletin* 56(2): 334-345. <http://bmb.oxfordjournals.org/content/56/2/334.full.pdf> <06.01.2012>
- Vink R (1997). *Magnetic resonance spectroscopy*. 261-268. <http://www.neurotraumasociety.org/thebook/Chap14.pdf> <06.01.2012>

PLAN IZOBRAŽEVANJA ZA LETO 2013

Društva radioloških inženirjev Slovenije, Zbornice radioloških inženirjev Slovenije in Katedra za radiološko tehnologijo Zdravstvene fakultete Univerze v Ljubljani ter tuje strokovne organizacije radioloških inženirjev bodo v letu 2013 organizirali naslednja strokovna srečanja:

7. – 11. marec	<i>ECR 2013 (evropski radiološki kongres)</i>	<i>Dunaj, Avstrija</i>
22. – 23. marec	<i>Šola rentgenskega slikanja v stomatologiji – ortopantomogram, digitalna tehnologija</i>	<i>Zdravstvena fakulteta, Ljubljana</i>
19. – 23. april	<i>2nd ESTRO Forum</i>	<i>Ženeva, Švica</i>
8. – 12. maj	<i>BCNM 2013 (2nd Balkan Congress of Nuclear Medicine)</i>	<i>Beograd, Srbija</i>
10. – 11. maj	<i>Šola slikanja prsnih organov – nativna rentgenska slika</i>	<i>Zdravstvena fakulteta, Ljubljana</i>
22. – 24. maj	<i>Nordic Congress 2013</i>	<i>Bergen, Norveška</i>
19. – 23. oktober	<i>EANM 13 (Annual Congress of the European Association of Nuclear Medicine)</i>	<i>Lyon, Francija</i>
<i>pomlad</i>	<i>predavanje s predstavitevijo radiološkega oddelka ene od slovenskih bolnišnic – aktualna tema</i>	<i>datum in kraj bosta objavljena naknadno</i>
<i>november</i>	<i>predavanje in redna letna skupščina DRI</i>	<i>datum in kraj bosta objavljena naknadno</i>
	<i>strokovni sestanek sekcije za kardiovaskularno in interventno radiologijo</i>	<i>datum in kraj bosta objavljena naknadno</i>
	<i>strokovni sestanek sekcije za CT in MR</i>	<i>datum in kraj bosta objavljena naknadno</i>
	<i>strokovni sestanek sekcije za klasično radiologijo</i>	<i>datum in kraj bosta objavljena naknadno</i>
	<i>strokovni sestanek sekcije za radioterapijo</i>	<i>datum in kraj bosta objavljena naknadno</i>

Obvestila o datumih in krajih strokovnih srečanj ter ostale podrobnosti bodo objavljene na spletni strani DRI www.radioloski-inzenirji.si in v Biltenu.

Ljubljana, 21.11. 2012

Vodja izobraževalne komisije pri DRI in ZRIS
Gašper Podobnik

POVZETEK ZAPISNIKA VOLILNE LETNE SKUPŠČINE DRUŠTVA RADIOLOŠKIH INŽENIRJEV SLOVENIJE

ki je bila v sredo, 28. 11. 2012 ob 17.00 uri v predavalnici stavbe C na Onkološkem inštitutu v Ljubljani

Na skupščini je bilo prisotnih 69 članov DRI.

Predlagan in sprejet je bil naslednji dnevni red:

1. Poročilo verifikacijske komisije.
2. Otvoritev in izvolitev delovnega predsedstva.
3. Pregled zapisnika zadnjega sestanka predsedstva DRI in program DRI za leto 2013.
4. Poročilo predsednika, blagajničarke, predsednika nadzornega odbora in člana mednarodne organizacije.
5. Razrešnica dosedanjim organom društva.
6. Poročilo kandidacijske komisije
7. Volitve predsednika, podpredsednika, članov predsedstva, nadzornega odbora, disciplinske komisije in člana mednarodne organizacije.
8. Pregled dela DRI v letu 2012 in plan dela za 2013.
9. Poročila sekcij pri DRI.
10. Poročilo volilne komisije.
11. Razno.

Ad 2.

Otvoritev in izvolitev delovnega predsedstva

Prisotne je pozdravil predsednik DRI Uroš Gačnik in otvoril 58. redno letno skupščino DRI, nato pa predal besedo namestniku predstojnice oddelka za teleradiologijo Onkološkega inštituta, asist. mag. Franetu Anderluhu, dr.med., ki je pozdravil prisotne in jim zaželel uspešen potek skupščine.

V delovno predsedstvo so bili izvoljeni: Stane Starič za predsednika, Mojca Lenarčič in Gregorj Korošec za člana, Mojca Lenarčič za zapisničarko ter Vesna Mekiš in Nina Djurić za overovatelja zapisnika.

Ad 4.

Poročilo člana mednarodne organizacije

Poročilo je objavljeno internetni strani DRI.

Ad 6.

Poročilo volilno – kandidacijske komisije

Volilno – kandidacijska komisija, katere člani so Mojca Lah – predsednica ter Dejan Zavolovšek in Barbara Petrinjak, je imela v letu 2012 tri dopisne seje. Komisija je vsem regijam, komisijam DRI in članom predsedstva poslala obrazce, na katerih naj bi predlagali nove člane organov DRI za naslednje mandatno obdobje. Ker odgovorov ni bilo, je komisija predlagatelje obvestila, da bo v primeru, če novi kandidati ne bodo predlagani, na kandidacijsko listo uvrstila dosedanje člane organov DRI. Za tiste predlagatelje, ki tudi na to obvestilo niso odgovorili oziroma predlagali novih kandidatov, je komisija smatrala, da se

z njenim predlogom strinjajo. Odgovorili so člani iz ZD Ljubljana, Stomatološke klinike in mariborske regije.

Kandidaturi za podpredsednika DRI sta vložila Aleš Kravanja in Nejc Mekiš.

Ad 8.

Poročilo predsednika DRI za obdobje december 2011 – december 2012

Društvo radioloških inženirjev je leta 2012 delovalo v skladu s statutom DRI ter programoma dela in izobraževanja za leto 2012.

V letu 2012 so bili štiri sestanki predsedstva in več organizacijskih sestankov, na katerih smo pripravljali kongres v Ankaranu. Žal je bila prisotnost na sestankih predsedstva slaba, zato nekaterih predlogov nismo mogli izglasovati.

Maja 2012 je bil v Ankaranu 1. Kongres Društva radioloških inženirjev Slovenije, z mednarodno udeležbo. Organizacija kongresa je bila zelo zahteven projekt, ki ga je opravil organizacijski odbor s pomočjo članov organizacijske ekipe. Na kongresu je bilo 217 udeležencev, osem sponzorskih podjetij je imelo razstavne prostore, štiri pa so pripravili sponzorska predavanja. Strokovni del je obsegal 16 predavanj in 18 plakatov. Od predavanj sta bili dve vabljeni, štiri sponzorska, dve iz tujine, tri znanstvena in pet strokovnih. Predavanja in povzetki plakatov so bili objavljeni v posebni publikaciji, suplementu Biltena, ki je na voljo v knjižnicah. Da je strokovni del kongresa potekal odlično, velja posebna zahvala vsem, ki so pripravili predavanja in plakate, strokovni komisiji, moderatorjem in uredništvu Biltena, ki je pripravilo publikacijo.

Pri organizacijah drugih oblik izobraževanj smo sodelovali z Zdravstveno fakulteto Univerze v Ljubljani, priredili izobraževanja v nekaterih bolnišnicah in srečanja po strokovnih sekcijah.

Vesel sem dejavnosti Radiološkega društva dr. Mile Kovač iz Maribora, ki je letošnje leto pričelo s kongresom. Organizacijskemu odboru čestitam za opravljeno delo in jim tudi v bodoče želim vse dobro.

V prihajajočem letu 2013 pa našemu društvu želim, da uspešno nadaljujemo načrtano pot in usmeritve.

Plan dela DRI za leto 2013

V letu 2013 bo društvo še naprej sledilo svojim osnovnim usmeritvam, ki so zapisane v Statutu DRI.

Izobraževanje bo potekalo skladno s planom izobraževanja, ki je objavljeno na spletni strani društva.

Pričeli bomo z načrtovanjem in organizacijo dvodnevnega Kongresa DRI, ki je predviden za maj 2014, zato v letu 2013 večjega seminarja ali kongresa ne bo. Na kongresu bomo obeležili 60. obletnico ustanovitve DRI, ob tej priložnosti bomo izdali zbornik, v katerem bo opisan tudi nastanek, razvoj in delovanje društva v teh letih.

Prav tako bomo še naprej sodelovali z drugimi strokovnimi organizacijami kot so ESTRO, EFRS, ISRRT, ZRI, SSS...

Načrtujemo prenovu internetne strani DRI, ki bo uporabnikom prijaznejša, obogatena z arhivi novic, foto galerijo, povezavami z izobraževalnimi stranmi, arhivom Biltena itd.

Tudi prihodnje leto se bomo udeležili že uveljavljenih tradicionalnih športnih dogodkov, X-ray regate in X-ray smučanja, ki ga pripravljajo naši člani. Kolegi iz Srbije bodo spet organizirali X-ray rafting. Lepo vabljeni tudi na te prireditve.

Prosim vse člane, ki še niso uredili svojih podatkov na spletni strani DRI, da to nemudoma storijo, saj so točni podatki ključnega pomena, da informacija pride pravi čas v prave roke.

O datumih in krajih izvedbe strokovnih srečanj in ostalih podrobnostih bodo člani društva obveščeni preko spletne strani DRI www.radioloski-inzenirji.si in v Biltenu.

Ad 9.

Poročila sekcij pri DRI

Poročila so podali predsedniki sekcij.

Sekcija za radioterapijo (predsednik sekcije Matjaž Jeraj)

Radioterapija deluje v Sloveniji samo na Onkološkem institutu v Ljubljani. Izobraževalni proces teče dobro in vsako leto v večjem obsegu. Na sestankih, ki jih v okviru sekcije organiziramo enkrat do dvakrat na mesec, tim radioterapevt – radiofizik – dozimetrist – radiološki inženir predstavlja delo in novosti na svojih področjih. Tako dosegamo visoko kakovost izmenjave znanj in tudi medsebojno sodelovanje ter diskusijo.

Poleg tega so približno enkrat na mesec izobraževanja organizirana tudi na radioterapevtskem oddelku, kjer radiološki inženirji večinoma prenesemo kolegom svoje izkušnje iz izobraževanj, obiskov v tujih centrih in podobno, poleg tega pa predhodno predstavimo tudi predavanja, ki jih pripravljamo za strokovna srečanja izven naše institucije.

Podrobnega plana za leto 2013 še ne moremo napraviti, ker se vsebina in termini določajo sproti, mesečno.

Menim, da izobraževanja radioloških inženirjev na radioterapiji tečejo nadpovprečno dobro, za kolege, ki delajo na drugih področjih, pa predstavimo naš delo na seminarjih in kongresih, poleg tega pa tudi redno pripravljamo predavanja, tako kot letos ob skupščini DRI.

Mamografska sekcija (predsednik sekcije Gašper Podobnik)

Sekcija letos ni bila aktivna, posamezniki pa so se udeležili izobraževanj v tujini in aktivno sodelovali na 1. Kongresu DRI v Ankaranu.

V prihodnje bo sekcija delovala aktivno, če se bodo člani sekcije za aktivno delo zanimali.

Sekcija za kardio-vaskularno in interventno radiologijo (predsednik Robert Pintarič)

V letu 2012 smo v sekciji poskušali realizirati cilje, ki smo si jih zastavili lani. Delavnico, ki smo jo hoteli realizirati spomladi 2011, smo prenesli na leto 2013. Delavnica bo potekala bo v sklopu delavnice za angiografske metode, ki jo pripravljamo v UKC Maribor.

V okviru sekcije smo se udeležili naslednjih prireditev:

- Na prvem kongresu Društva radioloških inženirjev Slovenije v Ankaranu smo predstavili aktualne interventne teme.
- Izvedli smo analizo za pripravo in aplikacijo protokolov na nekaterih interventnih in angiografskih področjih.
- S predavanji in posterji smo sodelovali na prvem kongresu radiološkega Društva dr. Mile Kovač v Mariboru.
- Kolegi iz UKC Maribor so z aktivno udeležbo zastopali sekcijo na strokovnem srečanju v Novem Sadu.
- Marca 2012 smo prejeli pobudo naših članov, naj sekcija vsaj dvakrat letno pripravi predavanja in sestanek sekcije, saj se na področju angiografij in interventne radiologije v zadnjih letih naglo spreminja tehnologija in materiali, ki so nam na razpolago.
- Maja smo priredili prvo letošnjo redno strokovno sejo sekcije na Kliničnem inštitutu za radiologijo v UKC Ljubljana. Organizirali smo predavanja, na katerih smo predstavili novosti na našem področju in nekaj drugih aktualnih tem.
- V Splošni bolnišnici Celje pripravljamo decembra drugo redno strokovno sejo v letošnjem letu in predavanje 10 let sodobne interventne radiologije v Splošni bolnišnici Celje.

Cilji v letu 2013: Strategija sekcije ostaja nespremenjena, na nivoju bolnišnic spremljamo novosti na angiografskem in interventnem področju ter jih predstavljamo na strokovnih srečanjih. Veseli smo tudi, da se število članov sekcije iz leta v leto povečuje.

Študentska sekcija (predsednica Tina Listar)

V študijskem letu 2011/2012 so bili študentje študijskih programov Radiološka tehnologija Zdravstvene fakultete Univerze v Ljubljani aktivni na dveh srečanjih radioloških inženirjev:

- Dunaj, ECR (2. – 4. 3. 2012): kongresa se je udeležilo 35 študentov 2. in 3. letnika. Kot predstavnica študentske sekcije sem se udeležila mednarodnega seminarja na fakulteti na Dunaju – letno srečanje HENRE, kjer smo z ostalimi predstavniki razpravljali o izobraževanju v posameznih državah, praksi in možnostih mednarodnega povezovanja.
- Ankaran, kongres DRI (18. – 19. 5. 2012): kongresa se je udeležilo 13 študentov 2. letnika, ki so pomagali pri izvedbi seminarja.

Ad 10.

Poročilo volilne komisije

Predsednica volilne komisije Mojca Lah je poročala, da je glasovalo 69 članov DRI, izmed vseh glasovnic je bilo 10 neveljavnih. Prisotni so z 59 glasovi za potrdili kandidatno listo, za podpredsednika pa izvolili Nejca Mekiša.

V organe DRI so bili za obdobje 2012 – 2014 izvoljeni:

Predsednik DRI: Uroš Gačnik

Podpredsednik DRI: Nejc Mekiš

Vodje regionalnih odborov DRI in njihovi namestniki:

- celjska regija: Klemen Rebevšek in Predrag Mladenović
- kopraska regija: Jovo Mrdjen in Aljoša Sabadin
- novogoriška regija: Matjaž Sulič in Matej Koren
- dolenska regija: Mojca Kregel Marko Krnc
- gorenjske regija: Anton Svoljšak in Daniel Karas
- koroška regija: Jani Marn in Ana Mari Zabukovnik
- prekmurska regija: Danica Köveš in Andrej Štajer
- mariborsko-ptujska regija: Dejan Zavolovšek in Robert Pintarič
- ljubljanska regija: Marjeta Jelovčan in Roman Ljubijankič

Vodje interesnih področij DRI in njihovi namestniki:

- nuklearna medicina: Ivan Slodnjak in Branka Tatalović
- stomatološka dejavnost: Mojca Lah in Nataša Törner
- radioterapija: Aleš Posl in Andrej Breznik
- zdravstveni domovi: Martina Dolšak in Barbara Petrinjak

Nadzorni odbor DRI: Tine Holc, Tina Starc, Matevž Mlekuž

Disciplinska komisija DRI: Tatjana Pernek, Dejan Hribar, Nadja Sterle

Predstavnik DRI v mednarodnih organizacijah radioloških inženirjev: Dean Pekarovič

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
www.interexport.si

Več o Agfa HealthCare na
www.agfahealthcare.com

AGFA 
HealthCare

SIEMENS



Scan this code
with your
smartphone
for more
information.



She's ready to take center stage, are you?

Get the flexibility to see more. 360 degrees in 6 seconds.

www.siemens.com/artis-zeego-club

After just a few stretches, she's ready to take on her next performance with flexibility and speed. For you, though, it takes more than stretching your body. You need to stretch your capabilities with a solution that will enable you to see more, faster in your interventional suite. Meet Artis zeego® and syngo® DynaCT 360.

Use syngo DynaCT 360 with your Artis zeego and you can acquire large-organ, soft-tissue images—faster than with any previous syngo DynaCT application. Thanks to syngo DynaCT 360, for the first time an angiography

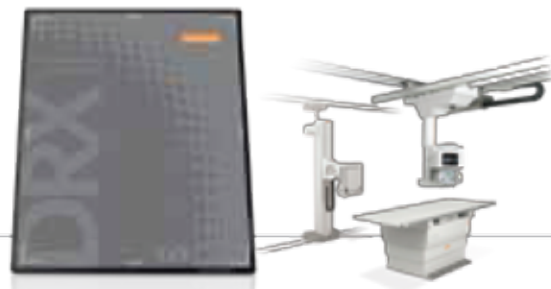
system can rotate 360 degrees in six seconds. You'll have better image quality, fewer motion artifacts, greater patient comfort, and use less contrast agent.

Imagine how a broader field of view could impact your patient care. Visualize the entire tumor anatomy and feeding vessels to support interventional oncology during abdominal and thorax applications. Or detect endoleaks and improve precise graft positioning during vascular treatments of the abdomen. You'll have the flexibility to see more, which, ultimately, can enable you to do more.

Answers for life.

Invest in imaging equipment that will meet your needs today and position you well for the future – The DRX Family of products.

SIMPLE. GENIUS.



At the core of the DRX Family is the first proven cassette-size wireless detector, the DRX-1. This unique detector moves from room to room offering you the ultimate flexibility in workflow. Use your existing equipment without modification – SIMPLE. Retrofit your current portable units – GENIUS.

Carestream has enabled more than a thousand satisfied radiology service providers to maximize their investment and simplify their workflow.

**THE DRX FAMILY.
A SMARTER WAY FORWARD.**

www.carestream.ch

Carestream



LOOKING FOR A DIGITAL SOLUTION THAT WILL EVOLVE WITH YOU?

A SMARTER WAY FORWARD.

MEDITRADE 

Središka ulica 21
1000 Ljubljana
Tel: +386 1 5854 600
www.meditrade.si