

PROTOKOL PREVERJANJA KAKOVOSTI ZA MAGNETNO RESONANČNI TOMOGRAF

QUALITY CONTROL PROTOCOL FOR A MAGNETIC RESONANCE IMAGE SCANNER

Nina Djurić¹, Janez Podobnik¹, Dejan Žontar²

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

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

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

Prejeto/Received: 15. 11. 2015

Sprejeto/Accepted: 28. 1. 2016

IZVLEČEK

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

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

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

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

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

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

ABSTRACT

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

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

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

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

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

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

UVOD

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

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

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

NAMEN

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

METODE DELA

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



Slika 1: Tuljava za slikanje glave



Slika 2: Tuljava za slikanje glave in vratu

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

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



Slika 3: Tuljava za slikanje hrbtenice

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



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



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



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

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

Analiza slik

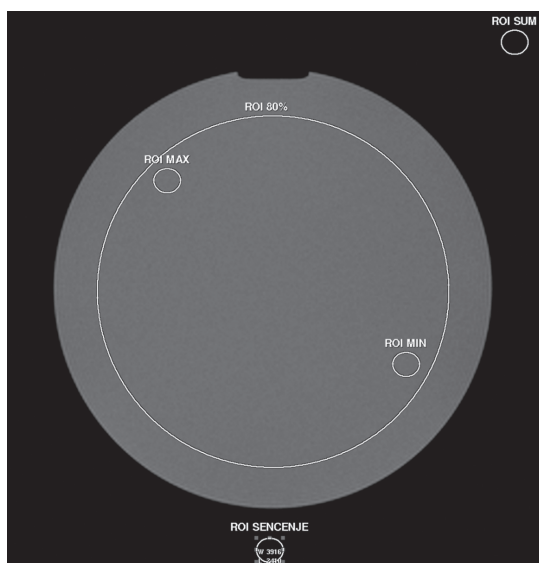
Po zajemu slik fantomov smo s pomočjo grafik (elips), ki jih omogoča programska oprema proizvajalca MR tomografa, izrisali in izmerili srednje vrednosti signala interesnih področij, ki jih potrebujemo za izračun posameznih parametrov preverjanja kakovosti (slika 7).

Tabela 1: Protokol slikanja pri avtomatskem preverjanju kakovosti

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

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

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

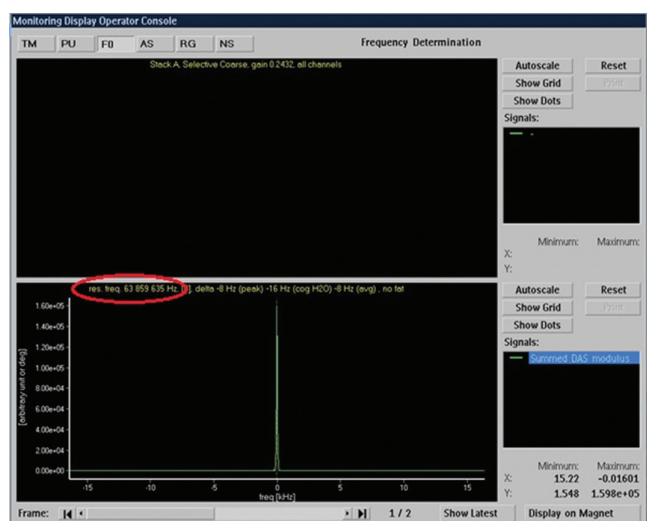


Slika 7: Prikaz postavitve interesnih področij za izračun posameznih parametrov preverjanja kakovosti

Parametri preverjanja kakovosti

Resonančna frekvenca

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



Slika 8: Vrednost resonančne frekvence procesiranja protonov

Ocena geometrijske natančnosti

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

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

(enačba 1)

Popačenja na slikah

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

Tabela 3: Ocenjevanje popačenj na MR slikah fantoma

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

Integralna uniformnost

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

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

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

Odstotek signala senčenja

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

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

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

Razmerje signal šum (RSŠ)

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

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

(enačba 4)

Vizualni pregled

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

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

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

Preverjanje količine helija

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

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

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

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

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

REZULTATI IN RAZPRAVA

Resonančna frekvenca

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

Ocena geometrijske natančnosti

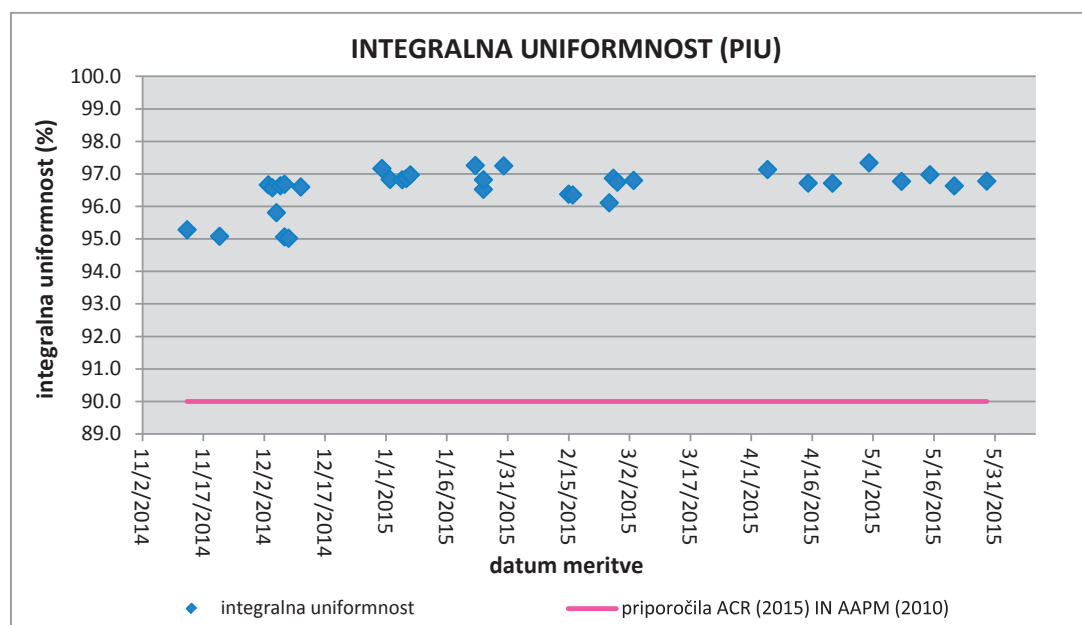
Stopnja geometrijskega popačenja pri meritvah dolžine fantoma je v povprečju znašala 0% (SD = 0,1), pri meritvah premera fantoma v obeh smereh pa 0,3% (SD = 0,1). Izmerjene dimenzije fantoma oz. stopnje geometrijskega popačenja pri nobeni od meritev ne presegajo 1% in tako dosegajo normative priporočil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

Ocena popačenj

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

Integralna uniformnost slike

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



Slika 9: Grafični prikaz rezultatov meritev integralne uniformnosti

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

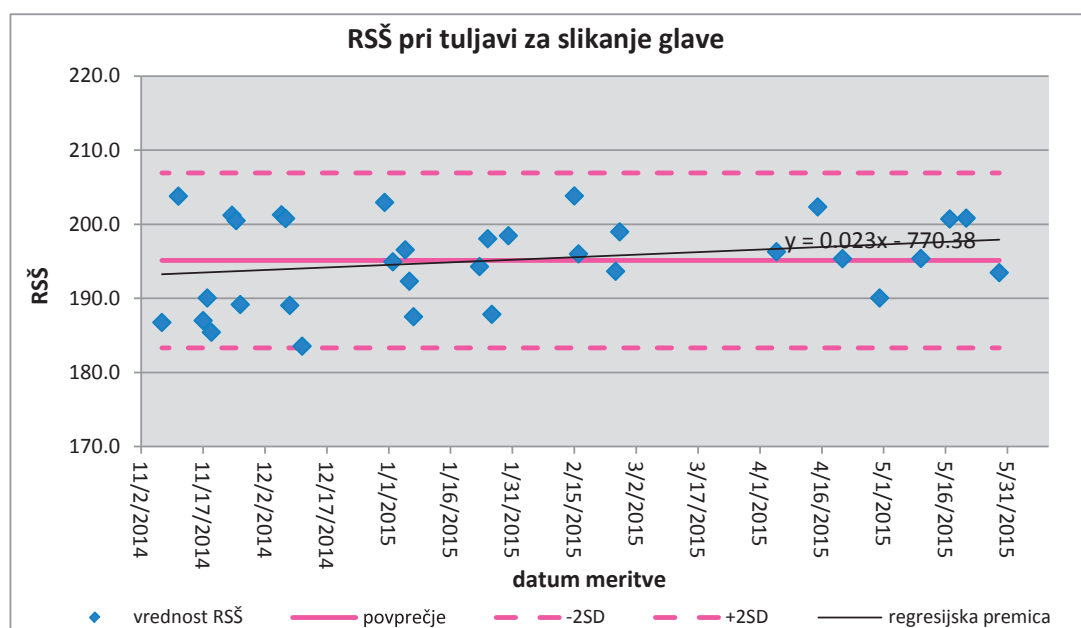
Odstotek signala senčenja

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

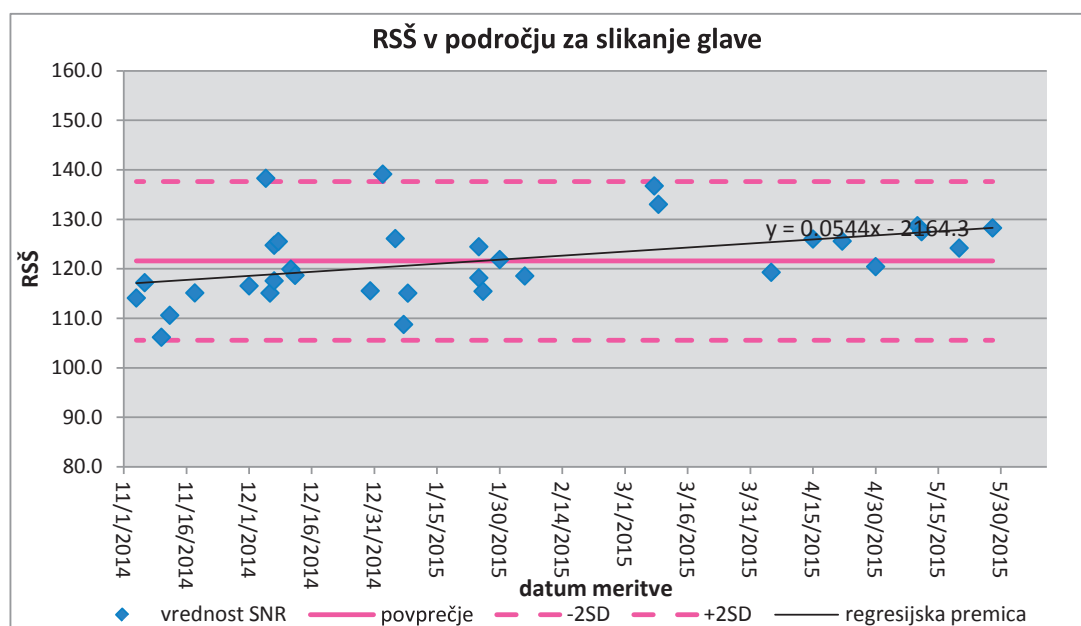
Rezultati meritev RSŠ pri posameznih tuljavah

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

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



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



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

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

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

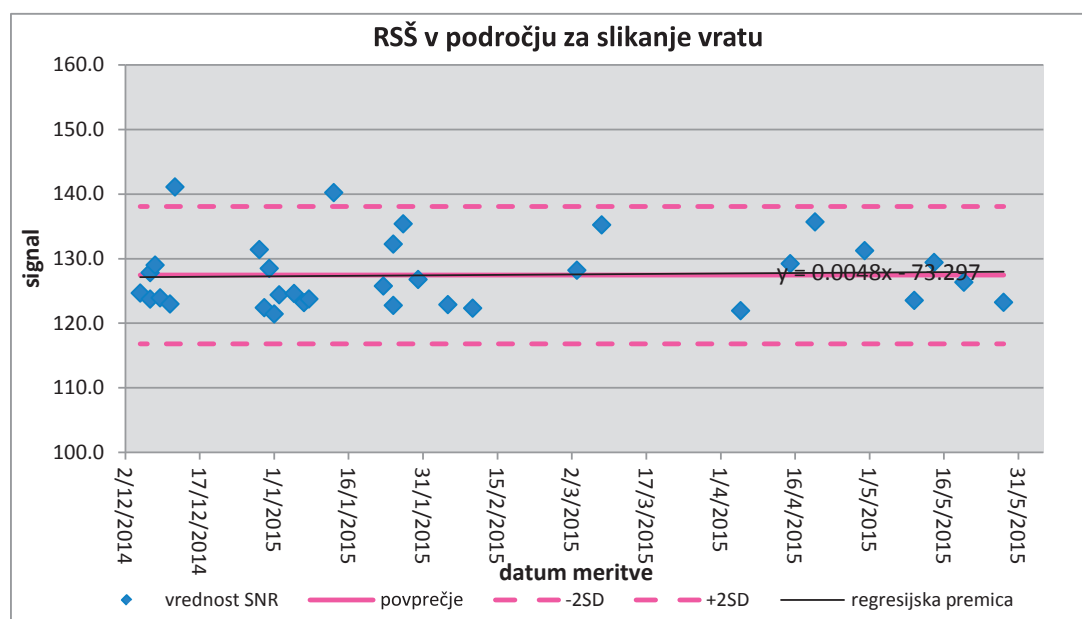
Povprečna vrednost RSŠ je pri tuljavi za slikanje hrbtenice znašala 111,9 (SD = 5,1). Zgornja meja (+2SD) je znašala 122,0, spodnja (-2SD) pa 101,7. Regresijska premica na sliki 13 ne kaže bistvenega odstopanja od časovno stabilne vrednosti RSŠ.

Vizualni pregled

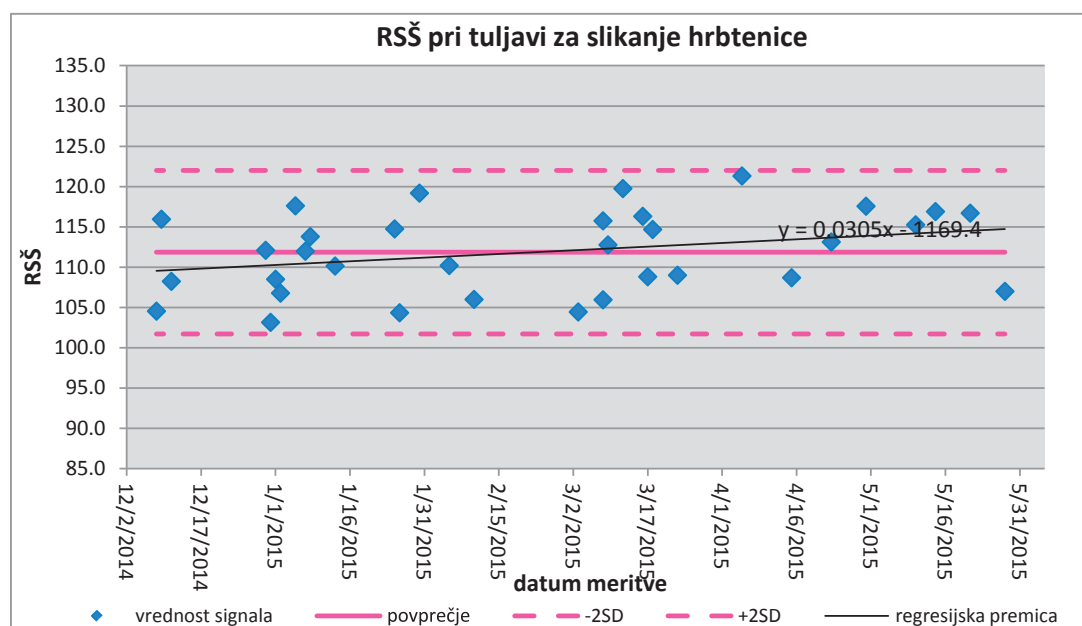
V času raziskave smo pri vizualnem pregledu odkrili tri nepravilnosti. Dne 16. 1. 2015 so se pojavile težave s premikom preiskovalne mize in prenehale so delovati luči, ki osvetljujejo tunel MR tomografa. O težavi je bil obveščen serviser, ki je ugotovil, da je potrebna zamenjava napajalnika. V času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

Rezultati meritev količine helija

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



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



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

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

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

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

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

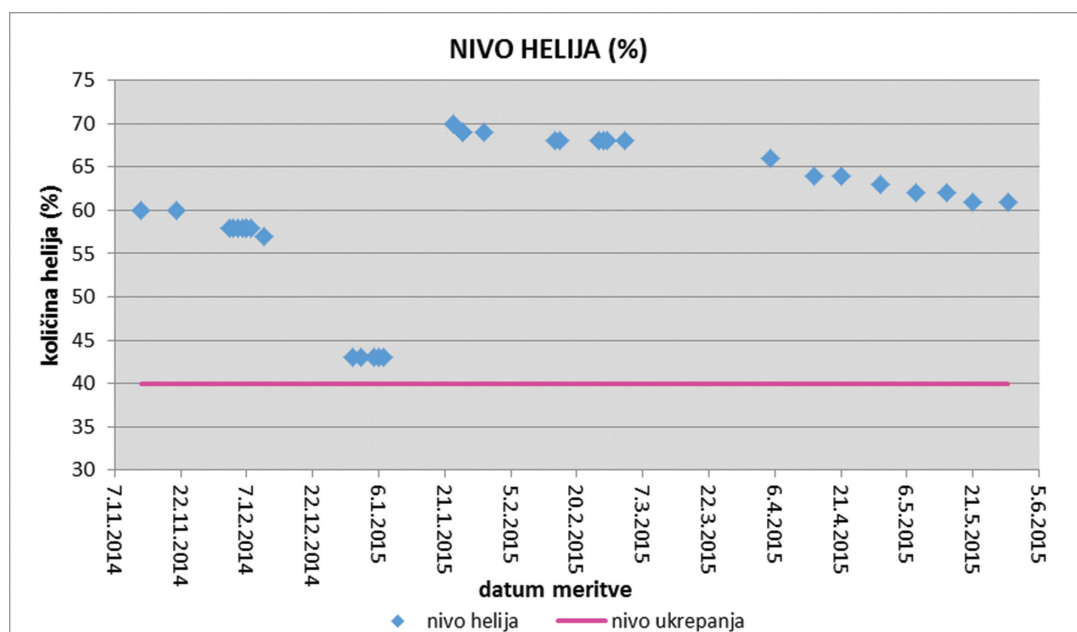
Z raziskavo nismo dokazali le ustreznega delovanja preučevanega MR tomografa temveč tudi smiselnost izvajanja rednega preverjanja kakovosti, saj lahko nepričakovani dogodki (npr. onesnaženje MR tomografa s človeškimi izločki) podajo lažno pozitivne spremembe na MR slikah v prid določne bolezni in s tem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

ZAKLJUČEK

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

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

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



Slika 14: Grafični prikaz gibanja količine helija v času raziskave

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

LITERATURA

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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