

Kontrola kvalitete magnetske rezonance

Strunje, Tea

Master's thesis / Diplomski rad

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Split / Sveučilište u Splitu**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:123695>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-24**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
SVEUČILIŠTE U SPLITU

Repository / Repozitorij:

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

Tea Strunje

KONTROLA KVALITETE MAGNETSKE REZONANCE

Diplomski rad

Split, 2021

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

Tea Strunje

KONTROLA KVALITETE MAGNETSKE REZONANCE

MAGNETIC RESONANCE QUALITY CONTROL

Diplomski rad

Mentor:

doc. dr. sc. Ivana Štula

Split, 2021

SADRŽAJ

<u>1. UVOD.....</u>	<u>1</u>
<u>2. CILJ RADA.....</u>	<u>5</u>
<u>3. RASPRAVA.....</u>	<u>6</u>
<u>3.1. POSTUPCI ISPITIVANJA PRIHVATLJIVOSTI PRIJE INSTALACIJE MR SUSTAVA.....</u>	<u>6</u>
<u>3.1.1. Mjerenja vibracija.....</u>	<u>6</u>
<u>3.1.2. Ispitivanje RF štita.....</u>	<u>8</u>
<u>3.2. POSTUPCI ISPITIVANJA PRIHVATLJIVOSTI NAKON INSTALACIJE MR SUSTAVA.....</u>	<u>10</u>
<u>3.2.1. Mapiranje rubnog magnetskog polja.....</u>	<u>10</u>
<u>3.2.2. Fantomi.....</u>	<u>11</u>
<u>3.2.2.1. Dizajn fantoma.....</u>	<u>12</u>
<u>3.2.3. Popis MR sustava.....</u>	<u>14</u>
<u>3.2.4. Opće provjere sustava.....</u>	<u>14</u>
<u>3.2.4.1. Provjere mehaničkog sustava.....</u>	<u>14</u>
<u>3.2.4.2. Provjere sustava za hitne slučajeve.....</u>	<u>15</u>
<u>3.2.4.3. Praćenje pacijenta, anesteziološki sustavi, sustavi za zatvaranje i MR kompatibilni injektori.....</u>	<u>15</u>
<u>3.2.5. Ispitivanja sustava MR skenera.....</u>	<u>17</u>
<u>3.2.5.1. Ispitivanja podsustava statičkog magnetskog polja.....</u>	<u>17</u>
<u>3.2.5.1.1. Homogenost magnetskog polja.....</u>	<u>17</u>
<u>3.2.5.1.2. Promjene jakosti magnetskog polja.....</u>	<u>18</u>
<u>3.2.5.2. Ispitivanja RF podsustava.....</u>	<u>19</u>
<u>3.2.5.2.1. Kalibracija pojačanja odašiljača.....</u>	<u>19</u>
<u>3.2.5.2.2. Stabilnost pojačanja odašiljača.....</u>	<u>20</u>
<u>3.2.5.3. Ispitivanja gradijentnih podsustava.....</u>	<u>21</u>
<u>3.2.5.3.1. Geometrijska točnost i linearnost.....</u>	<u>21</u>
<u>3.2.5.3.1.1. Test geometrijske točnosti.....</u>	<u>22</u>
<u>3.2.5.3.2. Kompenzacija vrtložnom strujom.....</u>	<u>26</u>
<u>3.2.5.4. Kombinirana ispitivanja gradijenta i RF podsustava.....</u>	<u>27</u>
<u>3.2.5.4.1. Debljina i razmak slojeva.....</u>	<u>27</u>
<u>3.2.5.4.1.1. Test preciznosti debljine sloja.....</u>	<u>28</u>

3.2.5.4.1.2. Test preciznosti položaja sloja.....	32
<u>3.2.5.5. Globalna ispitivanja sustava.....</u>	<u>36</u>
3.2.5.5.1. SNR.....	36
<u>3.2.5.5.2. Pregled postotka jednolikosti slike (PIU).....</u>	<u>37</u>
3.2.5.5.2.1. Test ujednačenosti intenziteta slike.....	38
<u>3.2.5.5.3. Prostorna rezolucija visokog kontrasta.....</u>	<u>41</u>
3.2.5.5.3.1 Test prostorne razlučivosti s visokim kontrastom.....	42
<u>3.2.5.5.4. Otkrivanje objekata s niskim kontrastom (LCOD).....</u>	<u>48</u>
3.2.5.5.4.1. Test otkrivanja objekata s niskim kontrastom.....	49
<u>3.2.5.5.5. Postotak signala artefakata pomaka.....</u>	<u>54</u>
3.2.5.5.5.1. Test postotka signala artefakata pomaka tzv. gosting.....	54
<u>3.2.6. Napredna ispitivanja MR sustava.....</u>	<u>57</u>
<u>3.2.6.1. Ultrabrzi slikovni testovi.....</u>	<u>57</u>
3.2.6.1.1. Artefakti pomicanja.....	58
3.2.6.1.2. Geometrijsko izobličenje.....	59
3.2.6.1.3. Stabilnost EPI.....	59
<u>3.2.6.2. Testovi spektroskopije.....</u>	<u>60</u>
3.2.6.2.1. VOI preciznost lokacije.....	60
3.2.6.2.2. Spektralni testovi kvalitete.....	60
<u>4. ZAKLJUČAK.....</u>	<u>63</u>
<u>5. LITERATURA.....</u>	<u>64</u>
<u>6. ŽIVOTOPIS.....</u>	<u>68</u>

TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

DIPLOMSKI RAD

Sveučilište u Splitu
Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
Radiološka tehnologija
Znanstveno područje: Biomedicina i zdravstvo
Znanstveno polje: Kliničke medicinske znanosti
Mentor: doc. dr. sc. Ivana Štula

Kontrola kvalitete magnetske rezonance
Tea Strunje, 0346003824 (661367)

Sažetak:

Magnetska rezonanca (MR) ima važnu ulogu u dijagnozi bolesti i liječenju pacijenta. Kontrola kvalitete (QC) jako je važna komponenta radiološke prakse. Dobro provedena kontrola kvalitete omogućuje prepoznavanje problema te poduzimanje ispravnih radnji za rješavanje istih, uz minimalni prekid rada.

Osiguranje kvalitete kliničkih MR skenera obvezno je za dobivanje optimalnih slika u bolničkim ustanovama. Računalni slikovni sustavi poput kompjutorizirane tomografije (CT) i magnetske rezonance (MR), imaju posebno osmišljene testove kontrole kvalitete. U Sjedinjenim Američkim Državama, Američki koledž za radiologiju (ACR) razvio je namjenske fantome i postupke kvalitete kontrole (QC) za različite modalitete snimanja. Većinu rutinskih testova poput dnevnih ili tjednih provodi radiološki tehnolog, dok polugodišnje i godišnje testove provodi medicinski fizičar ili servisni inženjer. Svakodnevne provjere kontrole kvalitete uključuju vizualni pregled cjelokupnog hardvera skenera, funkcije sigurnosnih i komunikacijskih uređaja te opću ocjenu kvalitete slike. Jednom tjedno u skener se postavlja poseban MR fantom te se bilježe i druga mjerenja kao što su geometrijska točnost, prostorna rezolucija visokog kontrasta, preciznost debljine sloja, preciznost položaja sloja, ujednačenost intenziteta slike, utvrđivanje postotka signala te otkrivanje objekta s malim kontrastom.

Ključne riječi: artefakti, fantom, kontrola kvalitete
Rad sadrži: 72 stranice, 23 slike, 40 literaturnih referenci
Jezik izvornika: hrvatski

BASIC DOCUMENTATION CARD

MASTER THESIS

University of Split
Univeristy Department for Health Studies
Radiology technology
Scientific area: Biomedicine and health
Scientific field: Clinical medical sciences
Supervisor: doc. dr. sc. Ivana Štula

Magnetic resonance quality control
Tea Strunje, 0346003824 (661367)

Magnetic resonance imaging (MR) plays an important role in the diagnosis of the disease and the treatment of the patient. Quality control (QC) is a very important component of radiological practice. Well performed quality control enables the identification of problems and taking the right actions to solve them, with minimal outage.

Quality assurance of clinical MR scanners is necessarily to obtain optimal images in hospital facilities. Computational imaging systems such as computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MR) have specially designed quality control tests. In the United States, the American College of Radiology (ACR) has developed dedicated phantoms and quality control (QC) procedures for various imaging modalities. Most routine tests such as daily or weekly tests are performed by a radiology technologist, while semiannual and annual tests are performed by a medical physicist or service engineer. Daily quality control checks include a visual inspection of the entire scanner hardware, the functions of security and communication devices, and a general assessment of the image quality. Once a week, a special MR phantom is placed in the scanner and other measurements are recorded such as geometric accuracy, high contrast spatial resolution, layer thickness accuracy, layer position accuracy, image intensity uniformity, signal percentage determination and low contrast object detection.

Key words: artifacts, phantom, quality control (QC)
Thesis contains: 72 pages, 23 figures, 40 references
Original in: Croatian

1. UVOD

Magnetska rezonanca (MR) relativno je kasno stigla u svijet dijagnostičke radiologije. Prva izvješća u radiologiji koja se odnose na magnetsku rezonancu (MR) objavljena su 1980. godine, 7 godina nakon što je Paul Lauterbur dobio prve MR slike (1).

Povijest MR-a seže još od 1938. godine, kada je Isidor Isaac Rabi poslao snop molekula kroz magnetsko polje i pokazao da se od njih mogu stvoriti radiovalovi na određenim frekvencijama. Raymond Damadian predložio je 1971. da se MR vrijeme opuštanja može koristiti za razlikovanje raka od zdravog tkiva (2). 1977. su objavljene prve anatomske MR slike, 6 godina nakon prvih anatomske CT slike. Prvoj studiji anatomske MR snimanja, trebalo je gotovo 5 sati (3).

Prva ljudska MR slika bila je slika prsta (4). Ova je slika dobivena neučinkovitim tehnikom linijskog slikanja koja je zahtijevala oko 20 minuta prikupljanja podataka za jednu sliku. Prvu tjelesnu sliku ubrzo nakon toga dobili su Damadian i suradnici uporabom nuklearnog MR-a usredotočenog na polje (5). Izumom tehnike oblikovanja spin-warp slike zasnovane na Fourierovoj transformaciji 1980. godine postalo je moguće dobiti dvodimenzionalnu sliku u razumnom vremenu snimanja (6).

Povijest kliničkog napretka na polju MR snimanja paralelna je s iznimnim napretkom tehnologije MR snimanja. Otporni elektromagneti koji su se koristili u početku bili su slabe jačine polja, obično manje od 0,3 T (7). Uređaj od 3T počeo se klinički primjenjivati od 1998. Od tada se kontinuirano radi na još većoj jačini polja, s komercijalnim sustavima koji rade na 7 T, a istraživački sustavi cijelog tijela i do 9,4 T. Ovi sustavi s velikom jačinom polja posebno su korisni za MR spektroskopiju (8).

RF sustav odgovoran je za prijenos RF energije u pacijenta i za obrada MR slikovnih signala iz tijela pacijenta. RF sustavi u ranim MR slikama bili su prilično pojednostavljeni. Prijenos RF i prijem signala obavljani su pomoću volumenskih zavojnica koje su okruživale provrt magneta ili dijela tijela ili jednoelementnih, krutih površinskih zavojnica (9). Tehnologija RF zavojnica napravila je napredak 1990. godine, kada je Peter Roemer opisao zavojnice s faznim nizom. Zavojnice s faznim nizom prvi su put omogućile upotrebu proširenih kraniokaudalnih vidnih polja koja su uvelike poboljšale kvalitetu slike i učinkovitost MR snimanja kralježnice. Uz zavojnice s faznim nizom, razvijene su i druge vrste RF zavojnica. Za snimanje prostate i rektuma pokazalo se korisnim koristiti intrakavitarnu zavojnicu (10).

Najranija tehnika brzog snimanja bila je jedna od najsofisticiranijih. Sir Peter Mansfield prvi je put opisao tehniku eho-planarnog snimanja 1977. godine (11). 1986. Haase i suradnici predložili su tehniku brze snimke (FLASH), koja je bila pulsna sekvenca gradijent-eho koristeći kratko vrijeme ponavljanja i optimizirani kut preokreta za RF pobudu (12). Puno brže snimanje spin-echo, koje je pružalo pravi T2 kontrast i otpor prema nehomogenostima statičkog magnetskog polja, postalo je izvedivo uvođenjem brze akvizicije s poboljšanjem opuštanja. Ova je tehnika dalje usavršena u brze tehnike snimanja spin-echom, koje se danas rutinski koriste (13). Danas je uobičajeno da zavojnice s faznim nizom sadrže 32–48 elemenata, dok neke istraživačke zavojnice koje se koriste za napredne primjene mogu imati 96 ili više elemenata (14).

MR snimanje je tehnika oslikavanja koja se temelji na ponašanju atomske jezgre pojedinih kemijskih elemenata od kojih se sastoji tkivo organa u jakom i homogenom magnetnom polju. Na temelju ponašanja atomskih jezgri moguće je dobiti slike slojeva tijela (15).

Jezgra svakoga atoma sastoji se od protona i neutrona-nukleona. Protoni su čestice pozitivnoga naboja, a neutroni nemaju naboja. Protoni i neutroni ne miruju u atomskoj jezgri, već kruže po orbitama te imaju vlastitu kutnu količinu gibanja koja se naziva spin. Neutron unatoč tome što mu je ukupni naboj nula, posjeduje magnetski moment. Ukoliko jezgra sadrži parni broj protona i neutrona ona neće imati magnetska svojstva jer se momenti pojedinih čestica poništavaju zbog suprotne orijentacije. Ukoliko bi neka jezgra imala paran broj protona, a neparan broj neutrona, imala bi magnetska svojstva. Takve se jezgre ponašaju kao mali magneti (16).

Pri dijagnostici magnetskom rezonancom koristi se jezgra vodika. Njegova koncentracija u tijelu je najveća te je propusna za magnetsko polje. Kako se u oslikavanju magnetskom rezonancijom koriste prvenstveno atomi vodika čija se jezgra sastoji samo od jednog protona, bez neutrona, time će broj spinova unutar atoma vodika uvijek biti neparan te će uvijek imati magnetsko polje uzrokovano magnetskim momentom neparanog spina. Signal magnetske rezonance nastaje zbog različitih energijskih stanja jezgri, te je bolje što je ta razlika veća (16).

Za oslikavanje tijela magnetskom rezonancijom potreban nam je izvor stalnog vanjskog magnetskog polja jakosti B_0 i izvor radio valova. Dok se tijelo nalazi van stalnog magnetskog polja magnetski momenti protona nasumično su orijentirani te je zbroj momenata jednak nuli. Da bi se dobio signal iz tijela treba pobuditi protone RF valom. Istovremeno sa RF pulsom, izabere se ravnina sloja. Ona se izabire sa gradijentima koji su smješteni u gantry-u MR uređaja.. Odabirom gradijenata moguće je izvršiti mjerenje u presjecima bilo koje ravnine. Rezolucija u MRI ovisi o homogenosti statičnog magnetskog polja B_0 i veličini prostornih gradijenata. Što je homogenije jako magnetsko polje i što su veći njegovi gradijenti, to je bolja rezolucija slike. U praksi je bitno da je magnetsko polje što jače jer se time skraćuje vrijeme snimanja te je utjecaj šuma manji (17).

Glavni cilj dijagnostičke radiologije je pružanje kvalitetne dijagnostičke informacije o nekom procesu ili anatomskom detalju unutar tijela pacijenta. Osiguranje kontrole kvalitete uključuje zadovoljavanje tehničkih karakteristika rada uređaja kao i optimalno korištenje ostale opreme i resursa (18). Glavni kriterij kvalitete kontrole je ocjena kvalitete slike te nalaženje uzroka loše. Sustav mora osigurati da su dijagnostičke slike zadovoljavajuće kvalitete koja omogućuje razlučivost detalja. Za uspješnu uspostavu i provedbu kontrole kvalitete važno je osigurati dobru suradnju tima stručnjaka koji će biti odgovorni za provedbu kontrole kvalitete. Kontrola kvalitete treba uključivati pisane naputke o zadanim ciljevima koji se žele dostići i procedure za provođenje svih radnji kojima će se osigurati ispravnost izvođenja potrebnih postupaka (19).

Testovi kontrole kvalitete se rade odmah nakon instalacije uređaja. Testovi prihvatljivosti su testovi koji se provode prije kliničke primjene, a moraju pokazati da uređaj zadovoljava specifikacije proizvođača. Testovi moraju biti u skladu s nekim od prihvaćenih standarda, najčešće su to NEMA (National Electrical Manufacturers Association) standardi. Ako ovi testovi ne zadovolje to će se negativno odraziti na rad uređaja tijekom njegovog čitavog radnog ciklusa. Testovi se ponavljaju u različitim vremenskim razmacima polugodišnje, godišnje i obavezno nakon servisnih zahvata na uređaju, posebno onih koji uključuju zamjenu komponenata. Rezultati prihvatnih testiranja se moraju zapisati i pohraniti te se na osnovu njih provodi kasnija kontrola rada uređaja odnosno rutinski testovi kvalitete (20).

Rutinski testovi kvalitete su jednostavni postupci kojima se mogu otkriti promjene performansi uređaja tijekom njegovog rada. Provode se u određenim vremenskim intervalima, točno određenim postupcima, a provodi ih obučeno osoblje. Rutinski testovi kvalitete moraju biti sastavni dio svakodnevnog rada, a rezultati ispitivanja moraju biti zabilježeni. U slučaju da se testiranjem zabilježe odstupanja potrebno je prema točno utvrđenim postupcima krenuti u njihovo rješavanje. Ti postupci moraju biti zabilježeni, a nakon njihovog pozitivnog učinka nadležna osoba donosi odluku o prihvatljivosti uređaja za klinički rad. Prije svakodnevne primjene uređaja potrebno je

učiniti fizičku inspekciju koja uključuje vizualni pregled svih komponenti s ciljem uočavanja mogućih nepravilnih položaja, oštećenja ili postojanja stranih predmeta koji bi pokretanjem uređaja mogli izazvati oštećenja. Također je potrebno izvršiti provjeru sigurnosnih sustava kao što su "emergency " stop sustavi. Ova ispitivanja su dio svakodnevnih poslova radiološkog tehnologa koje treba provesti na početku smjene, a povremeno i tijekom radnog dana. Osim ovih testova koji se rade svakodnevno i više puta dnevno postoje i specifičniji testovi koji se rade po točno određenim postupcima i u određenim vremenskim intervalima. Većinu ovih testova provode posebno obučeni djelatnici odnosno medicinski fizičari, ali jednostavnije testove mogu obavljati i radiološki tehnolozi (21).

2. CILJ RADA

Cilj rada je prikazati komponente magnetske rezonance koje se ispituju u svrhu provjere kontrole kvalitete magnetske rezonance te uočavanja kvara i otklanjane istog uz minimalni prekid rada.

3. RASPRAVA

Kvaliteta kontrole magnetske rezonance je postupak koji obuhvaća testove prihvaćanja ugradnje skenera i testove učinkovitosti skenera, funkciju sigurnosnih i komunikacijskih uređaja te ocjenu kvalitete slike uključujući i artefakte, odnosno ocjenjuju se performanse cjelokupnog sustava MR-a. Testovi koji se vrše da bi se provjerila kvaliteta magnetske rezonance uz to što ocjenjuju sustav, također utvrđuju i kvar na opremi.

Jednom tjedno se u skener postavlja poseban MR fantom te se vrše i bilježe razna mjerenja. Takva mjerenja uključuju točnost položaja stola, središnju frekvenciju, ujednačenost intenziteta slike, pojačanje ili slabljenje odašiljača, geometrijsko izobličenje, prostornu razlučivost, procjenu artefakata te procjenu omjera signal-šum. Utvrđuju se maksimalno prihvatljive razlike za svako mjerenje. Sva mjerenja se bilježe u zapisnik.

Glavni dobavljači magnetske rezonance nude softverske pakete koji svakodnevno vrše automatska mjerenja osiguranja kvalitete koristeći vlastite fantome. Po isporuci novog skenera te svako 6-12 mjeseci treba provesti detaljniju procjenu kvalitete slike od strane obučenog fizičara ili inženjera. Ovi testovi uključuju mjerenje homogenosti magnetskog polja, točnost položaja presjeka, točnost debljine sloja, ispitivanja prostorne razlučivosti, analizu artefakata i kalibraciju RF zavojnice. Odstupanja od utvrđenih pragova moraju se dokumentirati i po potrebi poduzeti korektivne mjere.

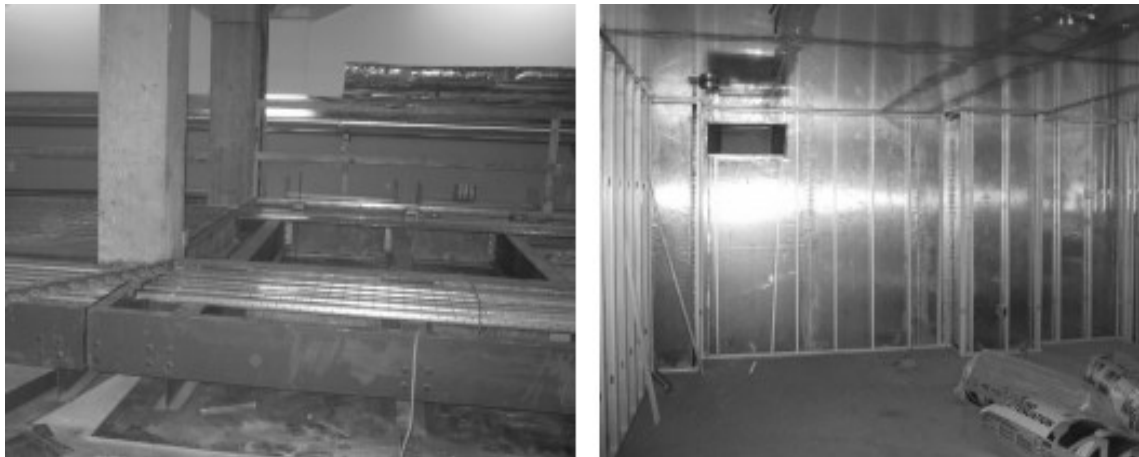
3.1. POSTUPCI ISPITIVANJA PRIHVATLJIVOSTI PRIJE INSTALACIJE MR SUSTAVA

3.1.1. Mjerenja vibracija

Većina dobavljača MR sustava određuje prihvatljive razine vibracija. Razine vibracija koje premašuju specifikacije mogu rezultirati faznim artefaktima na slikama što može biti teško dijagnosticirati i eliminirati. Budući da je naknadno pronalaženje takvih artefakata puno teže nakon instalacije, mnogo je učinkovitije identificirati probleme s vibracijama prije nego što se sustav instalira. Rješenja takvih problema postaje ograničeno nakon isporuke i instaliranja sustava (22).

Problemi s vibracijama postaju sve važniji jer su dobavljači, kako bi olakšali ograničenja postavljanja i poboljšali udobnost pacijenta, dizajnirali novije generacije magnetna da budu što lakši i manji. Kao kompromis s tim poboljšanjima, sustavi su osjetljiviji na vibracije nego što su to bili prethodni sustavi s većim i masivnijim magnetima. Stoga, mnogi dobavljači preporučuju ili zahtijevaju ispitivanje vibracija zgrade prije nego što MR sustav bude instaliran. Stacionarna i prolazna razina vibracija procjenjuje se u tri pravokutna smjera pomoću akcelerometra. Ako je moguće, fizičar treba biti prisutan tijekom takvih ispitivanja, kako bi se potvrdilo da su privremene i ustaljene razine vibracija unutar specifikacija dobavljača MR sustava. Izvještaj o ispitivanju vibracija trebao bi biti dio ispitivanje prihvatljivosti i održava se u objektu. Ako analiza vibracija u ustanovi pokaže da stabilne ili privremene razine vibracija premašuju specifikacije, ustanova može nastaviti s utvrđivanjem izvora vibracija i prikladnim načinima postizanja potrebnih specifikacija vibracija bilo izoliranjem podloge skenera od zgrade, ako je na podnom ili nižem stupnju, ili određivanjem izvora vibracije i izoliranjem ili smanjenjem vibracija od tog izvora (23).

Nije neuobičajeno da artefakti zbog vibracija nastanu i nakon instalacije sustava i ispitivanja prihvatljivosti. Na primjer, veliki ventilacijski sustavi mogu uzrokovati fazne artefakte na MR slikama ako sklop ventilatora postane neuravnotežen. Stoga, ako se pojave artefakti pomaka i ne mogu se eliminirati ponovnom kalibracijom sustava ili zamjenom komponente od strane dobavljača ili servisne organizacije, analizu vibracija treba ponoviti kako bi se utvrdilo jesu li se razine vibracija značajno povećale i, ako jesu, pomoći u određivanju izvora vibracije i načinima kako minimizirati njezin učinak na performanse sustava. Također kako mehanika stola pacijenta stari, vibracije stola se mogu povećavati, posebno kod lakših objekata, poput djece i beba. Vibracije inducirane pulsiranjem zavoja gradijenta s vremenom će uzrokovati popuštanje nekih gradijentnih, RF i drugih veza sa skenerom koje, ako se ne isprave, mogu rezultirati "bijelim pikselima" u slikanju ultra velike brzine. Dobavljač obično može pravilno spriječiti ili ispraviti posljednja dva problema održavanje skenera tijekom zakazanih servisnih poziva (23).



Slika 1 – zaštitni okviri iznad poda i zidova (izvor:<http://jeacoustics.com/library/P112.pdf>)

3.1.2. Ispitivanje RF štita

MR sustav vrlo je osjetljiv RF prijamnik, dizajniran za primanje RF signala s amplitudama reda milivolta, najčešće u frekvencijskom opsegu 10–150 MHz. Zbog velike raznolikosti RF signala iz okoline koji mogu ometati željeni signal, RF štit je sastavni dio bilo kojeg MR sustava. Kako su RF smetnje vrlo čest artefakt na MR slikama, RF zaštita treba biti temeljito ispitana. RF štit je u osnovi Faradayev kavez koji u potpunosti okružuje MR skener. Najčešće je ovaj štit u obliku bakrene ploče u zidovima, stropu i podu, bakrena mreža na prozorima, i posebno dizajnirana RF vrata koja, kada su zatvorena, održavaju integritet štita. Većina dobavljača određuje izvedbu štita u smislu slabljenja (u decibelima [dB]) na određenoj frekvenciji. Na primjer, za $\leq 1,5$ tesla (T) uređaje, uobičajeni kriteriji prihvatanja su prigušenje od 100 dB na ravnom valu 100 MHz. Frekvencija za uređaje od 3.0 T obično se povećava na 150–170 MHz. Štit je obično električno izoliran od građevinskog tla. Oba ova kriterija su navedena za ispitivanja koja su izvršena prije nego što je MR skener stvarno instaliran. Stoga se ispitivanje mora provesti nakon instalacije RF štita, ali prije nego što se instalira MR uređaj i završi izgradnja MR sobe za skeniranje (22).

Stvarno ispitivanje performansi RF štita postiže se postavljanjem antene na jednu stranu štita i emitiranjem RF testnih signala kroz štit. Druga RF antena na drugoj strani štita koristi se kao prijamnik, a slabljenje signala određuje se usporedbom tih signala s neoslabljenim referentnim signalima dobivenim, na primjer, kroz otvorena RF vrata. Stoga za ispitivanje trebaju generator frekvencije, RF pojačalo, dvije podešene antene i analizator spektra. Takva oprema nije obično dostupna medicinskom fizičaru pa to ispitivanje obično provodi prodavač ili dobavljač. Sudjelovanje medicinskog fizičara prilično je važno u temeljitom ispitivanju zaštićene sobe. Medicinski fizičar bi trebao osigurati da se testiraju slabe točke prostorije, a ne samo jako prigušenija područja, i rezultati dokumentiraju na crtežu sobe koja se ispituje.

Slabe točke su najčešće RF vrata, prozor, područje u blizini prodora ventilacije kroz štit, proboji štita za ventilacijske kanale u sobi i probojna ploča na kojoj se MR skener spaja s ostatkom sustava. Ako se ne koristi suhi cijevni sustav za prskanje požara, ispitivanje RF zaštite treba provesti s vodom u sustavu prskalica. Ovo ispitivanje se provodi nakon postavljanja RF štita, ali prije dovršavanja prostorije i instaliranja skenera. Tijekom instalacije skenera, dio štitnika mora se ukloniti da bi se instalirao MR sustav. Štit se zatim ponovno zatvara i izvođači dovršavaju završnu obradu prostorije. Završavajući sobu, nisu rijetki slučajevi da građevinski radnici slučajno dovedu do kratkog spoja RF štita, na primjer, zabijanjem čavla ili vijka kroz uzemljenu konstrukciju u RF štit. Ovim postupkom narušit će se cjelovitost štita i, ako ne bude otkrivena dok prve MR slike ne pokažu pretjeranu RF buku, takvu pogrešku može biti teško pronaći i popraviti. Stoga, kako bi se spriječili takvi problemi, nakon ispitivanja štita može se instalirati zajednički alarmni krug. U osnovi se alarmni sustav sastoji od zujalice na bateriju povezane između štita i tla zgrade. Ako štit postane kratko spojen tijekom faze završetka gradnje, alarm se oglašava odmah i problem se lako može riješiti. Većina dobavljača RF štita pomoći će u pružanju takvog kruga alarma. Preporučuje se da se izvrši drugo ispitivanje RF štita nakon instalacije MR sustava i završetka izgradnje sobe. Kriteriji ispitivanja prihvatanja RF štita će biti oni dobiveni prije instaliranja skenera, a ne naknadno (24).

Cjelovitost štita se može procijeniti na osnovni način pomoću FM radija na baterije. Kad su RF vrata zatvorena, radio prijem ne bi trebao biti moguć u dobro zaštićenoj sobi. Takav se osnovni test ne može smatrati testom prihvatanja. Međutim, ako se vide RF smetnje i upitnost integriteta RF štita, ovaj jednostavan test može otkriti ozbiljno ugroženi štit. Treba biti oprezan pri izvođenju ovog ispitivanja jer su supravodljivi i trajni magneti uvijek "uključeni". Budući da većina prijenosnih FM radija sadrži neke željezne materijale, kao primjerice baterije, treba paziti da se radio ne uvuče u provrt magneta (24).

3.2. POSTUPCI ISPITIVANJA PRIHVATLJIVOSTI NAKON INSTALACIJE MR SUSTAVA

Jednom kada je MR sustav instaliran i kalibriran od strane dobavljača, fizičar mora izvršiti testove prihvaćanja. To može biti zahtjevno jer većina modernih skenera ima najmanje pet glavnih tipova impulsnih sekvenci, može snimati slike u bilo kojoj ravnini, uključujući kose ravnine i imati najmanje 10 RF zavojnica. Uz to, konzola uređaja može imati ili ne mora imati na raspolaganju potrebne alate za obradu slika za provođenje testova. Za ispitivanja moraju biti dostupni odgovarajući fantomi. Veliki dio rada fizičara sastoji se u određivanju koliko toga treba testirati, koje fantome koristiti za testove i kako prikupiti i analizirati podatke na najučinkovitiji način (22).

3.2.1. Mapiranje rubnog magnetskog polja

Rubno polje je periferno magnetsko polje izvan jezgre magneta. Ovisno o dizajnu magneta i prostorije, umjereno veliko rubno polje može se protezati nekoliko metara oko, iznad i ispod MR skenera (25).

Jednom kada je MR sustav instaliran i magnet pod naponom, rubna polja povezana s magnetom treba izmjeriti i zabilježiti na crtežu objekta. Poželjno je da fizičar ima pristup crtežima za planiranje mjesta kojima je prodavač obložio predviđena rubna polja. Fizičar može jednostavno izvršiti mjerenja na točkama kako bi provjerio točnost predviđenih rubnih polja, bilježeći bilo kakva odstupanja na crtežima. Posebnu pozornost treba posvetiti rubnim poljima od 5 gaussa, jer većina MR uređaja postavlja signalizaciju zone isključenja 5 gaussa, upozoravajući osobe s elektrostimulatorima i neurostimulatorima da ne ulaze u područje ograničeno znakovima. Takva dokumentirana mjerenja rubnih polja trebala bi postati dio dokumenata o ispitivanju prihvatljivosti i objekt bi ih trebao održavati. Fizičar bi trebao provjeriti je li odgovarajuća signalizacija, višezječna po potrebi, postavljena na granicama zone isključivanja od 5 Gaussa, a uz to je na vratima sobe za skeniranje MR predviđena odgovarajuća signalizacija, uz napomenu o dodatnim ograničenjima. Najčešći način

mjerenja magnetskih polja je ručni mjerač Gauss mjerač koji pomoću sonde Hallovog efekta određuje veličinu i smjer magnetskog polja. Iako takvi mjerači nisu skupi, nemaju svi medicinski fizičari pristup takvom uređaju. Dobavljači MR sustava obično će imati Gauss mjerač koji ako je pravilno kalibriran, fizičar može koristiti za neovisne mjere rubnih polja. Točnost, preciznost i ispravnost kod pojedinog Gauss mjerača fizičar treba dobro razumjeti ako želi samostalno provjeriti magnetska polja. Većina ručnih mjerača zraka koristi jednoosne sonde s Hallovim efektom, a ne skuplje troosovinske sonde. S jednoosnim sondama izmjereno magnetsko polje jako ovisi o orijentaciji sonde u polju. S takvim sondama treba zabilježiti maksimalno dobiveno očitavanje (26).

3.2.2. Fantomi

Gotovo svi MR fantomi su sferni ili cilindrični objekti ispunjeni tekućinom. Tekućina koja ispunjava fantome, za jačine polja $\leq 2T$, obično je voda punjena paramagnetskom supstancom kako bi se smanjila vremena opuštanja spin-rešetke (T_1) i spin-spin (T_2) na vrijednosti reda od 200-500 milisekundi (ms), odnosno 150–300 ms. Uz to, NaCl se može dodati kako bi se osigurale vodljivosti slične onima koje se nalaze u ljudskom tijelu. Čineći to, fantom je napravljen da električno optereti RF zavojnicu na način sličan ljudskom tkivu. Dvije otopine za punjenje su: 1 litra H_2O , 3,6 grama (g) NaCl i 1,25 g čistog $CuSO_4$ ili 1,96 g $CuSO_4 \cdot 5H_2O$ i 10 mM $NiCl_2$ i 75 mM NaCl. Ključna prednost upotrebe $NiCl$ kao materijala za punjenje je smanjena temperaturna ovisnost vremena relaksacije T_1 otopine. Često dobavljač MR sustava uz skener pruži razne fantome koji će koristiti osoblje (27).

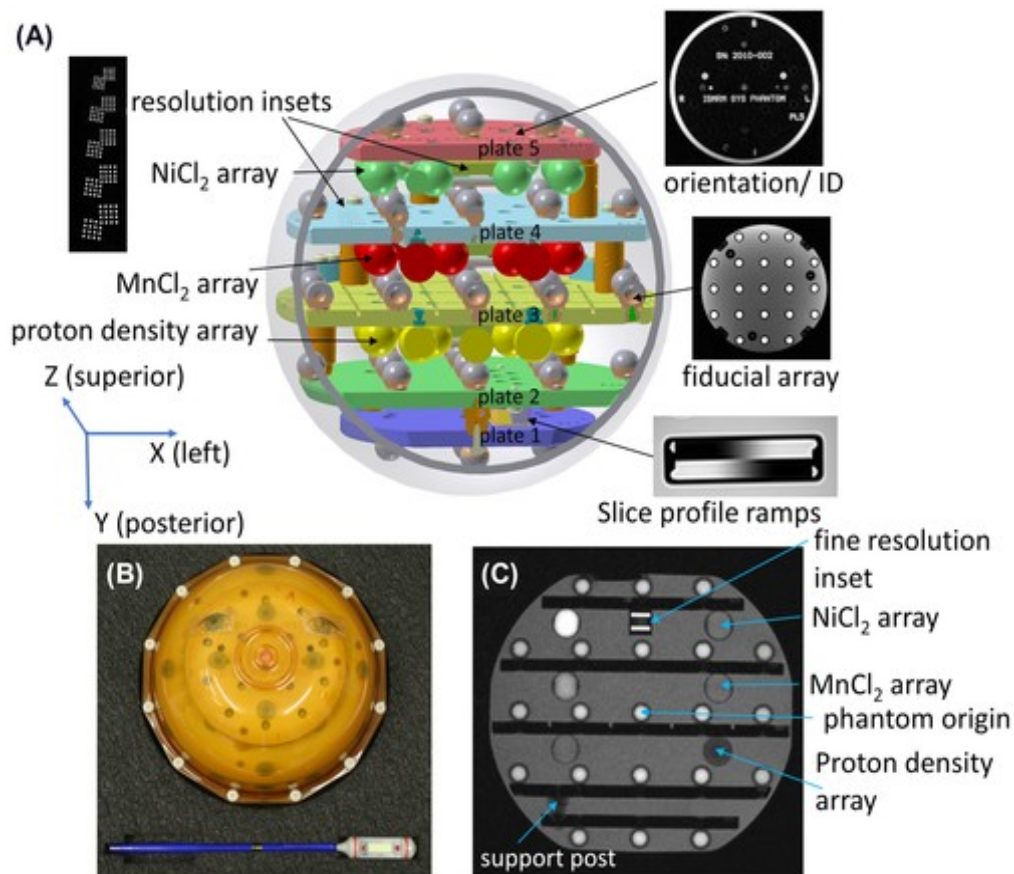
Posebno korisni fantomi su sferni ili cilindrični fantomi dimenzija sličnih ljudskoj glavi i trbuhu i cilindrični fantomi koji služe za procjenu debljine sloja i razmaka, geometrijsku točnost, visoku kontrastnu razlučivost i mogućnost otkrivanja niskog kontrasta (27).

Kako se instalira više sustava ultra visokih polja ($\geq 3T$) za kliničko snimanje, fantomi napunjeni vodom nisu optimalni za neke testove prihvaćanja i kontrolu kvalitete pa druge otopine za fantomsko punjenje, poput ulja, mogu biti prikladnije (27).

3.2.2.1. Dizajn fantoma

Prototip fantoma MRI sustava, prikazan na slici 2, sastoji se od sferične polikarbonatne ljuske ispunjene vodom s unutarnjim promjerom od 200 mm (ID). Sferni promjer odabran je da oponaša ljudsku glavu i dizajniran je da stane u većinu sklopova zavojnica glave. Sferni dizajn također omogućuje lako okretanje fantoma. Unutar sferne ljuske nalazi se okvir koji se sastoji od pet ploča od polifenilen sulfida (PPS) debljine 8,0 mm, povezanih s PPS šipkama i kinematičkim nosačima. PPS se koristi jer je riječ o plastici visokih performansi s malom apsorpcijom vode, malim toplinskim širenjem i dobrom obradivošću. PPS ploče se žare radi ublažavanja naprezanja, a zatim obrađuju do debljine manje od 0,04 mm. Ploče podupire 57 sfera, niz od 14 elemenata NiCl₂, niz od 14 elemenata MnCl₂, niz od 14 elemenata protonske gustoće, dva rezolucijska umetka i klinovi za profile slojeva. Ploče, kao što je prikazano na slici 2, sadrže sljedeće strukture: ploča 1 sadrži 5 kuglica na dnu, ploča 2 sadrži 13 kuglica na vrhu i klinove za slojeve, ploča 3 sadrži 21 kuglu na vrhu, niz protonske gustoće na dnu, ploča 4 sadrži umetak grube razlučivosti u ploči, 13 kuglica na vrhu, niz MnCl₂ na dnu, ploča 5 sadrži 5 kuglica na vrhu, serijske brojeve i fantomski ID na ploči, a niz NiCl₂ i uložak fine razlučivosti na dnu. Uložak fine razlučivosti također se može postaviti na ploče 3 ili 4 (28).

Fantomski koordinatni sustav odabran je tako da odgovara tipičnim koordinatama skenera i pacijenta. Na oklopu fantoma nalazi se set naljepnica kako bi se omogućilo lako prepoznavanje i postavljanje fantoma unutar skenera, kao što je prikazano na slici 2B. Fantom se postavlja na isti način kao i pacijent koji leži na krevetu za snimanje. Podaci o fantomskoj identifikaciji, zajedno sa serijskim brojem, ugraviraju se u pločicu 5, koje je lako pročitati u 3D skeniranju (slika 2A). MR parametri slikaju se koronarnim skeniranjem (28).



Slika 2 Građa fantoma (izvor:<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.28779>)

Unutarnji okvir prototipa fantoma dizajniran je da bude vrlo krut i omogućava da se centri sfere smjeste s točnošću od $\pm 0,1$ mm. Precizna konstrukcija prototipova dovodi do povećanih troškova zbog potrebe za računalno upravljanom obradom. Smatra se potrebnim da prototipovi imaju takvu preciznost da omoguće proučavanje geometrijskih izobličenja skenera. Fantom sustava sadrži 3D niz koji se može koristiti za procjenu geometrijskih izobličenja, jednolikosti slike i homogenosti B1 (28).

3.2.3. Popis MR sustava

Zbog složenosti MR sustava i velike raznolikosti dostupnih opcija (impulsne sekvence, RF zavojnice, sučelja za snimanje i umrežavanje, paketi naknadne obrade, itd.), potrebno je izvršiti cjelovit popis svih komponenti. Dobavljač će često imati evidenciju opreme koju može pružiti član instalacijskog tima fizičaru kako bi se minimaliziralo vrijeme potrebno za bilježenje broja modela, serijskog broja, broja verzije i datuma proizvodnje svake komponente (ako je primjenjivo). No, rijetkost je otkriti da određene opcije nisu omogućene ili instalirane, površinska zavojnica nije isporučena ili druge "manje" pogreške. (U stvari, ovo je jedan od najčešćih problema pri ispitivanju prihvatljivosti MR sustava.) Ovo je također dobro vrijeme za bilježenje adresa internetskog protokola (IP) za sva računala i bilo koje podatke o konfiguraciji Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) . Imati takve informacije u dokumentaciji o ispitivanju prihvaćanja obično štedi značajno vrijeme kasnije kada treba uspostaviti nove mrežne veze ili odredišta za prijenos i ispis DICOM-a. (22).

3.2.4. Opće provjere sustava

3.2.4.1. Provjere mehaničkog sustava

Provjere mehaničkog sustava koje treba izvršiti su ispitivanja: mehanizama za pomicanje i spajanje stola, točnost položaja stola, prozračivanje i osvjetljenje provrta magneta, analiza i prikaz slike, opcija i arhiva slika i mogućnosti snimanja i umrežavanja. Za mnoge od ovih provjera i operativni testovi su jednostavni. Mehanizmi za priključivanje i pomicanje stola mogu se fizički procijeniti radi nesmetanog i pravilnog rada. Ispravan rad sustava ventilacije i osvjetljenja provrta može se procijeniti izravnim promatranjem. Preciznost pozicioniranja stola može se provjeriti usporedbom udaljenosti koja stvarno pomiče stol s onom naznačenom na digitalnom zaslonu. Analiza slike i mogućnosti prikaza trebaju se testirati tijekom prihvaćanja sustava. Takve opcije mogu uključivati, mjerenja udaljenosti i kuta, mjerenja profila, statistiku

područja interesa i 3D načine prikaza. Treba provjeriti rad arhiva slika kao i mogućnosti umreženja s PACS.om (sustav za arhiviranje slika i komunikaciju) (26).

3.2.4.2. Provjere sustava za hitne slučajeve

Svi MR sustavi dolaze s više sigurnosnih značajki koje bi trebalo testirati. Uz samo jednu iznimku, preporučuje se testiranje svakog hitnog sustava. Neki sustavi imaju do tri razine kontrole "zaustavljanja u nuždi". Prva razina obično prekida napajanje RF i gradijentnog hardvera u provrtu magneta. Druga razina može prekinuti napajanje svih komponenti sustava, uključujući računalne sustave. Treća razina, na sustavima supravodljivih magneta, gasi superprovodljivi magnet. Ovaj krug gašenja trebalo bi testirati samo osoblje za servis MR sustava, ali medicinski fizičar trebao bi osigurati da je ispitivanje provedeno i rezultati dokumentirani. Iako ovi sustavi uglavnom rade kako je zamišljeno, ponovna inicijalizacija sustava nakon takvog hitnog isključivanja može zahtijevati intervenciju servisnog osoblja. Supravodljivi MR sustavi obično imaju ispušne sustave kriogena koji se aktiviraju za gašenje. Ako postoje ručni prekidači ispušnog sustava za kriogen, oni bi trebali biti testirani i jasno označeni (26).

3.2.4.3. Praćenje pacijenta, anesteziološki sustavi, sustavi za zatvaranje i MR kompatibilni injektori

Svi MR skeneri imaju sustav upozorenja za pacijenta, obično alarm na konzoli skenera i dvosmjerne interfonске sustave pacijenta i operatera koji omogućuju komunikaciju između pacijenta i operatora. Oba ova sustava treba testirati, dok skener radi u normalnom radu, tijekom postupka ispitivanja prihvatljivosti. Ako su instalirani televizijski nadzorni sustavi, treba provjeriti i njihov ispravan rad. Monitori kisika, za otkrivanje niske razine kisika u prostoru snimanja, rjeđe se instaliraju. Jednostavno ispitivanje tog sustava može se izvesti snažnim izdisajem na senzor kisika kako bi se postiglo smanjeno očitavanje kisika. Treba imati na umu da ovaj sustav, poput ostalih sustava za hitne slučajeve povezane s MR skenerom, može "ugasiti" komponente sustava (26).

Mnogi moderni sustavi imaju višenamjensku opremu za praćenje pacijenta, anesteziološke sustave i brizgaljke instalirane zajedno s MR sustavom. Takvi monitori pacijenta mogu biti samostalni ili mogu biti u sučelju sa skenerom. Komunikacija između monitora i skenera se provjerava pomoću fiziološkog simulatora, ako je dostupan na mjestu ili od dobavljača MR sustava. Oprema za nadzor može sadržavati magnetske komponente i na nju mogu utjecati statička ili RF magnetska polja skenera. Zbog toga bi trebalo provjeriti pravilan rad opreme. Ako u sobi za skeniranje ne postoje namjenski sustavi za nadzor pacijenta, većina MR sustava i dalje ima neku vrstu elektrokardiografa (EKG), pulsnu oksimetriju ili respiratornu opremu koja se obično koristi za vrijeme pretrage srca ili abdomena. Medicinski fizičar trebao bi provjeriti ove komponente da se na konzoli sustava ili kućištu magneta proizvodi odgovarajući signal. Preporučljiv test za ispitivanje, ako je instalirana takva „periferna“ oprema jest dobivanje osnovnog SNR mjerenja s isključenom takvom opremom, a zatim ponoviti mjerenja dok je svaki periferni sustav uključen u normalno radno stanje i postavljen na mjesto na kojem će se koristiti tijekom rutinskog rada. Takva oprema povremeno može biti izvor RF smetnji. Primjećivanje i ispravljanje takvih izvora buke tijekom ispitivanja, izbjegava zastoje. Ako se takvi periferni uređaji koriste u sobi za skeniranje, fizičar bi trebao dobiti najveću dopuštenu jačinu magnetnog polja za pravilan rad, ako je primjenjivo, i potvrditi da je mjesto uređaja kada se koristi, mjesto gdje amplituda rubnog polja ne prelazi navedenu maksimalnu vrijednost. Trajne podne oznake mogu se koristiti za označavanje sigurnih zona ili rada takvih uređaja (26).

3.2.5. Ispitivanja sustava MR skenera

Nakon izvršavanja svih zadataka vezanih uz postavljanje sučelja i sigurnosti, može započeti ispitivanje prihvatljivosti samog MR sustava. Da bi se ispitivanje izvršilo na vremenski najučinkovitiji način, preporučuje se da se prvo ispitaju neovisni podsustavi (magnet, RF, gradijent), a zatim testovi koji kombiniraju ne više od dva podsustava, završavajući testovima koji kombiniraju sve podsisteme. Na primjer, mjerenje SNR-a, iako je relativno osjetljiv alat za osiguranje kvalitete, nespecifičan je test prihvaćanja jer svaki podesivi parametar i podsustav utječe na SNR. Predloženi redoslijed ispitivanja je: ispitivanja statičkog magnetskog polja, ispitivanja RF sustava, ispitivanja sustava gradijenta, ispitivanja RF i gradijentnih sustava te ispitivanja globalnog sustava (22).

3.2.5.1. Ispitivanja podsustava statičkog magnetskog polja

3.2.5.1.1. Homogenost magnetskog polja

Na homogenost magnetskog polja utjecati će razni čimbenici, uključujući netočnosti u namotima zavojnice, te poremećaji uzrokovani vanjskim feromagnetskim strukturama u blizini magneta. Jedan od najčešćih štetnih učinaka loše homogenosti na protokole kliničkog snimanja jest neujednačenost razine supresije masti koja se vidi na slikama gdje se koriste tehnike selektivnog zasićenja kemijskim pomicanjem. Takve nehomogenosti mogu pridonijeti geometrijskim izobličenjima slika i negativno utjecati na jednolikost slike. Ovi učinci postaju ozbiljniji u ultra brzim slikovnim sekvencama, kao što je eho planarno snimanje. Loša homogenost statičkog polja ima posebno štetan učinak na podatke spektroskopije. Homogenost magnetskog polja (MFH) izražava se u frekvencijskim jedinicama (Hz) (29).

Postoje tri tehnike mjerenja:

(a) Tehnika spektralnog vršnog mjerenja

MR spektar dobiva se iz sfernog fantoma usredotočenog na izocentar magneta.

Prednosti: Brzo i jednostavno za izvođenje.

Nedostaci: Ne omogućuje procjenu homogenosti magnetskog polja u pojedinačnim ravninama (29).

(b) Tehnika mapiranja faza

Dobivaju se dvije slike s gradijentnim odjekom po ravnini s malom razlikom u vremenima odjeka. Slike se rekonstruiraju u faznom načinu, a ne u načinu standardne veličine, a zatim se oduzimaju.

Prednosti: Brzo, može procijeniti više ravnina i DSV-ova.

Mane: Zahtijeva specijalizirane tehnike rekonstrukcije slike koje su često nedostupne krajnjim korisnicima MR sustava (29).

(c) Tehnika razlike u širini pojasa.

Prostorno izobličenje u MRI ovisi o MFH, ali također utječe i gradijentna snaga.

Metoda razlike u širini pojasa (ΔBW) uspoređuje izobličenja za stjecanje male i velike širine pojasa kako bi se odredio MFH.

Prednosti: Može se koristiti na gotovo svim komercijalnim kliničkim MRI sustavima.

Mane: Može biti zamorno izvoditi više mjerenja i ručno izvoditi razne proračune.

Korištenje ove tehnike također pretpostavlja da su polja gradijenta pravilno kalibrirana.

Stoga je ovaj test često korisniji za kontinuiranu kontrolu kvalitete nego za ispitivanje prihvatljivosti, osim ako se ne potvrde točne kalibracije gradijenta prije nego što se ova tehnika koristi za procjenu MFH.

3.2.5.1.2. Promjene jakosti magnetskog polja

Promjene jakosti magnetskog polja tijekom vremena mogu utjecati na SNR i ima štetni učinak na ultra brzo slikanje i podatke spektroskopije. Promjene jakosti izmjerene na super provodnim sustavima te će biti znatno veće tijekom ispitivanja prihvaćanja nego što će biti nakon nekoliko tjedana do mjeseci kada bi se trebala smiriti na konstantnu. Kod super provodnih magneta ta je promjena jakosti posljedica malih otpornih gubitaka u supravodljivoj žbici, zavarenim spojevima i prekidaču. Kod nesupravodljivih magneta niskog polja brzina promjene jakosti magnetskog polja ovisna je o temperaturi. Temperaturne promjene u podlošcima željeza ili temperaturne promjene u magnetskom oklopu uzrokovat će odgovarajuće promjene jakosti magnetskog polja. Stoga se sobna temperatura mora pažljivo održavati (29).

Jednostavni sferni fantom je idealan za ovaj test, ali također se može koristiti cilindrični fantom s homogenim presjekom. Za ovaj test svaki put treba koristiti isti fantom te treba pripaziti da se fantom dosljedno postavi u odnosu na RF zavojnicu. Koristeći jednostavnu sekvencu spin-echo, unaprijed treba skenirati fantom da bi se dobila središnja frekvencija i zabilježiti je svakodnevno tijekom ispitivanje prihvaćanja (29).

3.2.5.2. Ispitivanja RF podsustava

3.2.5.2.1. Kalibracija pojačanja odašiljača

MR sustav mora, tijekom predskeniranja, odrediti ispravnu frekvenciju odašiljanja odnosno središnju frekvenciju. Većina skenera automatski određuje središnju frekvenciju. Korisno je prilikom ispitivanja prihvaćanja provjeriti točnost kojom skener automatski određuje frekvenciju odašiljanja i dobitke odašiljača i prijammika. Korištenjem homogenog sfernog fantoma ili cilindričnog fantoma s ujednačenim umetkom za stvaranje signala, treba omogućiti skeneru da automatski vrši predskeniranje pomoću najčešće korištenih impulsnih sekvenci, kao primjerice. spin-echo, fast spin-echo i gradientecho. Treba zabilježiti vrijednosti središnje frekvencije te ako je dostupno, dobitke odašiljača i prijammika. Ako je moguće, treba ručno preskenirati fantom koristeći iste sekvence akvizicije i parametara i usporediti dobitke dobivene ručnim prescanom s onima dobivenim pomoću autoprescan-a. Da bi se odredilo ispravno pojačanje odašiljača, treba malo promijeniti pojačanje i promatrati učinak na profilu fantoma. Na pojačanju odašiljača koje odgovara kutu nutacije od 90° , amplituda profila treba biti maksimalizirana i ta vrijednost treba odgovarati na vrijednost dobivenu pomoću auto-prescana (24).

Za sekvence gradijentnog odjeka treba automatski preskenirati fantom i zatim pribaviti slike s postavkama kuta nutacije od 20° , 50° , 80° , 90° , 100° , 130° , i 160° . Grafikon intenziteta signala u odnosu na kut prevrtanja trebao bi pokazati maksimum na 90° ako je pojačanje odašiljača pravilno kalibrirano. Za najčešće korištene impulsne sekvence treba pribaviti skup višeslojnih slika koristeći minimalni razmak presjeka. Treba promatrati slike kako bi se pronašli artefakti poput središnjih artefakata s patentnim zatvaračem ili artefakti pomaka. Njihova prisutnost može ukazivati na pogrešnu kalibraciju RF podsustava (24).

Kriteriji prihvaćanja: Slike ne smiju imati artefakte. Ručno određene vrijednosti pojačanja odašiljača trebaju se slagati u 95% s onima koje se određuju automatski, a ručno i automatsko određivanje središnje frekvencije moraju se složiti unutar 10 Hz (24).

3.2.5.2.2. Stabilnost pojačanja odašiljača

Tri mjere stabilnosti karakteriziraju odašiljač: amplitudna stabilnost, frekvencijska stabilnost i fazna stabilnost. Loša stabilnost pojačanja odašiljača rezultira raznim artefaktima slike, uključujući artefakte pomicanja, nizak SNR i lošu ujednačenost. Dobra stabilnost posebno je bitna za visokokvalitetne brze i ultrabrze slikovne studije, poput onih dobivenih brzim spin-echo odnosno EPI sekvencama, kao i za spektroskopske studije. RF podsustav trebao bi pokazivati prihvatljivu amplitudu, frekvenciju i stabilnost faze, jer je svaki od njih presudan za optimalnu kvalitetu slike. Dokumenti o ispitivanju prihvaćanja i osiguranju kvalitete predložili su vizualno ispitivanje varijacija krivulja raspada slobodne indukcije (FID) tijekom vremena. Novi uređaji ultrabrzih slikovnih i spektroskopskih sekvenci izuzetno su osjetljivi na RF nestabilnost, pa je stoga većina dobavljača razvila osjetljive alate za procjenu amplitude, frekvencije i faze koje koriste serviseri (24).

Kriteriji prihvatljivosti: Ne postoje jedinstveni kriteriji prihvatljivosti za stabilnost RF podsustava. Stoga je predloženi kriterij da stabilnost zadovoljava ili premašuje minimalnu razinu amplitude, frekvencije i fazne stabilnosti koju je utvrdio dobavljač, ako u ponudi ili ugovoru nije drugačije navedeno (24).

3.2.5.3. Ispitivanja gradijentnih podsustava

3.2.5.3.1. Geometrijska točnost i linearnost

Pod pretpostavkom da je statičko magnetsko polje homogeno, čimbenik koji utječe na geometrijsku točnost u MR sustavu je podsustav gradijentnog magnetskog polja. Geometrijska točnost procjenjuje točnost kojom slika predstavlja duljine na snimljenom subjektu. To se ponekad naziva i testom geometrijske pogreške. Sastoji se od mjerenja duljina na slikama, između lako prepoznanih mjesta u fantomu, i usporedbe rezultata s poznatim vrijednostima za te duljine. Kvar znači da se dimenzije na slikama razlikuju od stvarnih dimenzija znatno više nego što je to uobičajeno za ispravni skener. Usprkos najboljim naporima inženjera da proizvedu savršeno linearna gradijentna polja, sve fizički ostvarive zavojnice proizvode nelinearna gradijentna polja, uglavnom zbog konačnog opsega zavojnica. S nedavnom pojavom kraćih sustava bušotina, takve gradijentne nelinearnosti postale su još očitije. Da bi to nadoknadili, dobavljači uključuju algoritam iskrivljenja kako bi ispravili neobrađene slike zbog nelinearnosti dizajna zavojnice s gradijentom. Međutim, čak i uz ove korekcije, geometrijska točnost varira u FOV-u, posebno za slojeve izvan izocentra. Dobavljači obično određuju geometrijsku točnost samo za jedan presjek koji se nalazi u izocentru. Pri ispitivanju prihvaćanja treba procijeniti geometrijsku točnost MR sustava. Preporučuje se da se ova procjena provodi ne samo u izocentru, već na dva ili više mjesta izvan izocentara. Nadalje, preporuča se procjena geometrijske točnosti u sve tri glavne ravnine.

Za sustave koji će se koristiti dobivanjem podataka iz slikama u svrhu planiranja liječenja, posebnu pozornost treba posvetiti tim ispitivanjima i geometrijsku točnost treba odrediti u rasponu FOV-ova i mjesta pomaka odsječaka, kako bi se adekvatno definirao cjelokupni volumen iz kojeg će se prikupiti podaci. Nakon toga, fizičar će potvrditi točnost prostornih mjernih alata na skeneru. Ovi se alati tada mogu koristiti za naknadna ispitivanja koja zahtijevaju mjere udaljenosti, primjerice debljinu presjeka. Postotak geometrijskog izobličenja može se lako izmjeriti fantomom poznatih dimenzija ili onim koji sadrži jednoliki raspored rešetki ili rupa. Fantom treba slikati u sve tri pravokutne ravnine i mjere postotka geometrijskog izobličenja. Ako se koristi fantom koji sadrži jednoliki uzorak rešetki ili rupa, linearnost preko cijelog FOV može se odrediti iz koeficijenta varijacije razmaka rupe ili rešetke. To omogućuje temeljitiju procjenu linearnih promjena gradijenta kroz središnji fantom, ne samo u dvije točke. Ako se koristi ACR MR Accreditation Phantom, treba imati na umu da je promjer fantoma 190 mm, a duljina 148 mm. Fantom se može rotirati u nekim dostupnim glavnim zavojnicama kako bi se omogućila procjena geometrijskog izobličenja u sve tri ravnine. U neke novije zavojnice s faznim nizom, fantom se može skenirati samo u aksijalnoj ravnini, a za procjenu ostalih ravnina bit će potrebna drugačija RF zavojnica (30).

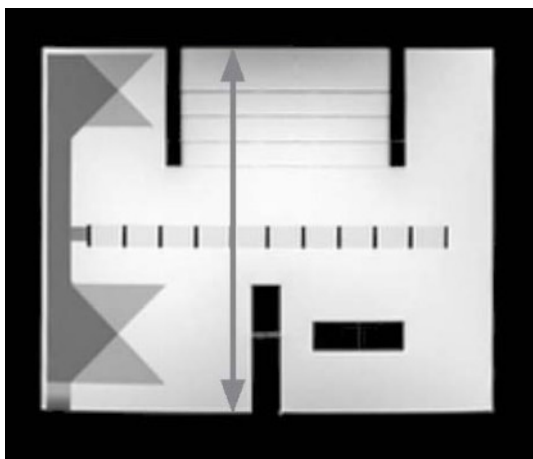
Kriteriji prihvaćanja: Apsolutna vrijednost postotka geometrijskog izobličenja ne smije prelaziti 2% te manje od 2% ako će se podaci koristiti u svrhu planiranja liječenja. Za program akreditacije ACR MR, maksimalno dopušteno geometrijsko izobličenje kada se koristi fantom ACR akreditacije je 2 mm (30).

3.2.5.3.1.1. Test geometrijske točnosti

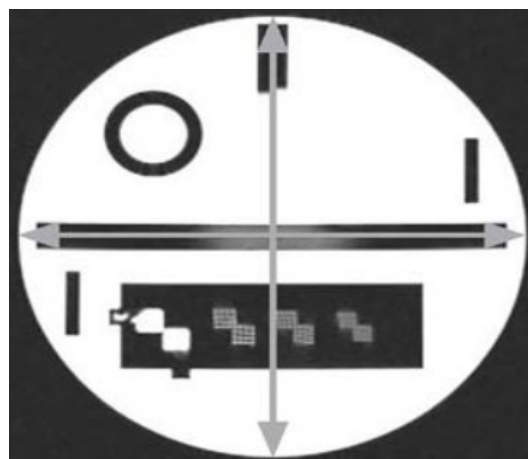
Test geometrijske točnosti procjena je točnosti kojom slika predstavlja duljine u oslikanom subjektu, a nekada se naziva i test geometrijske greške. Sastoji se od mjerenja duljina na slikama, između lokacija na fantomu te usporedbe rezultata. Pad na ovom testu znači da dimenzije na slikama ne odgovaraju stvarnim dimenzijama. Vršiti se sedam mjerenja poznatih duljina unutar fantoma pomoću alata za mjerenje duljine na zaslonu

stanice za prikaz slike. Postavke prikaza prozora i razine zaslona mogu utjecati na mjerenja duljine, pa ih je važno pravilno podesiti. U tu svrhu predviđen je zasebni pomoćni postupak za podešavanje prikaza zaslona i postavki razine. Mjerenja za ovo ispitivanje vrše se prema sljedećem postupku:

1. Prikaže se lokalizator. Podesi se prikaz prozora i razina zaslona
2. Zatim treba izmjeriti duljinu fantoma od kraja do kraja onako kako se pojavljuje u lokalizatoru. To bi trebalo izmjeriti duž crte blizu sredine fantoma, kao što je prikazano na slici 3.
3. Prikazati sloj 1, serije ACR T1. Treba podesiti prikaz prozora i razinu zaslona.
4. Izmjeriti promjer fantoma u 2 smjera: od vrha do dna i slijeva udesno (slika 4).
5. Prikazati sloj 5, serije ACR T1. Podesiti prikaz prozora i razinu zaslona kako je opisano u nastavku.
6. Izmjeriti promjer fantoma u 4 smjera: od vrha do dna, slijeva udesno i obje dijagonale (slika 5).

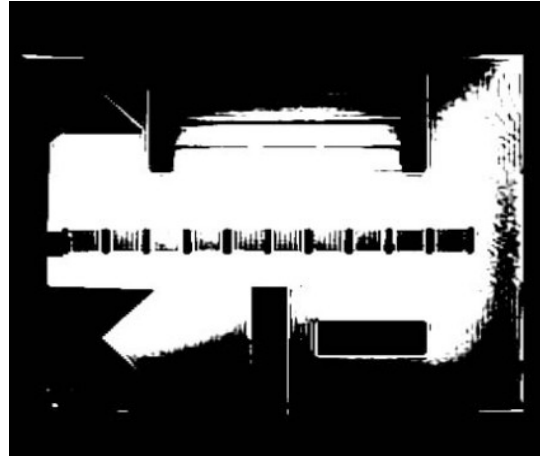
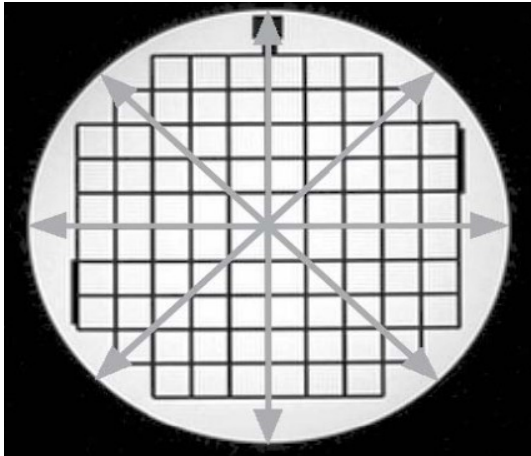


Slika 3 - mjerenje duljine fantoma



Slika 4 – mjerenje promjera fantoma

(Izvor slika 3 i 4: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)



Slika 5 - mjerenje fantoma u 4 smjera

Slika 6 - Prikazan je sagitalni lokator s prozorom zaslona postavljenim na nulu i razinom prilagođenom za približno mjerenje srednje razine signala

(Izvor slika 5 i 6: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

(Izvor slika 5 i 6: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

Postavke prikaza prozora i razine zaslona mogu utjecati na vidljivo mjesto rubova fantoma i tako uzrokovati pogreške u mjerenju duljine. Da bi se to izbjeglo, mjerenja treba izvršiti tako da se širina prozora zaslona postavi na srednju vrijednost signala i razinu postavi na vrijednost jednaku polovici srednje vrijednosti signala u područjima slike koja sadrže samo vodu. Na većini skenera može se koristiti sljedeći postupak za postavljanje prozora i razine zaslona:

1. Podesiti prozor na njegovu najužu postavku, koja je na većini skenera 0 ili 1.
2. Promatrati područja fantoma koja sadrže samo vodu, odnosno područja koja ne sadrže djelomične volumene s nekom od unutarnjih struktura fantoma. Ova područja imaju najveći signal. Smanjiti razinu zaslona sve dok signal za vodu u tim regijama ne postane bijel.
3. Podignuti razinu zaslona, dok ne potamni oko polovice ukupne površine vodenih područja. To je prikazano na slici 6 za lokalizator. Razina je potom postavljena na numeričku vrijednost koja se približava srednjem signalu područja samo za vodu te treba zabilježiti tu vrijednost.

4. Smanjiti postavku razine na polovicu srednje vrijednosti signala iz koraka 3. Povećati postavku širine prozora tako da bude jednaka srednjoj vrijednosti signala.

Neki stariji skeneri imaju numeričku vrijednost 1024 kao vrijednost intenziteta nultog piksela. Za takve skenere ovaj pomak nule mora se uzeti u obzir pri izračunavanju polovine vrijednosti srednjeg signala. Mjerenja duljine uspoređuju se s poznatim vrijednostima udaljenosti u fantomu. Unutarnja duljina fantoma od kraja do kraja je 148 mm. Unutarnji promjer fantoma je 190 mm. Sve izmjerene duljine trebaju biti unutar ± 2 mm od svojih stvarnih vrijednosti. Slike predane za akreditaciju neće uspjeti ako se bilo koja izmjerena duljina razlikuje od stvarne vrijednosti više od ± 3 mm. Neki dobavljači MR-a pružaju mogućnost odabira korekcije izobličenja gradijenta na upravljačkoj konzoli. Za ove sustave treba biti siguran da je uključena opcija korekcije izobličenja jer to može uzrokovati kvar geometrijske točnosti. Najčešći uzrok neuspjeha ovog testa je pogrešna kalibracija jednog ili više gradijenata. Pogrešno kalibrirani gradijent uzrokuje da njegova pridružena dimenzija slike (x, y ili z) izgleda dulje ili kraće nego što stvarno jest. To također može uzrokovati pogreške u pozicioniranju sloja. Normalno je da se kalibracija gradijenta s vremenom pomiče i da serviser zahtijeva ponovnu kalibraciju. Pojačalima gradijenta trebaju vremena da se zagriju i stabiliziraju kad ih se uključi. Neke ustanove preko noći isključuju hardver skenera, uključujući pojačala gradijenta. Te bi se ustanove morale pobrinuti da njihov hardver bude uključen najmanje sat vremena prije nego se krenu prikupljati slike fantoma (27).

Drugi mogući uzrok neuspjeha je korištenje preniske širine pojasaprikupljanja slike. Uobičajena je praksa na nekim skenerima i u nekim ustanovama smanjiti širinu pojasa prikupljanja radi povećanja omjera signal-šum. To može dovesti do toga da se normalne nehomogenosti u B0 manifestiraju kao prostorna izobličenja slike. Na većini skenera zadana širina pojasa za akvizicije T1 postavljena je dovoljno visoko da izbjegne ovaj problem. Ako mjerenja ispitivanja geometrijske točnosti ne uspiju, a serija ACR T1 prikupljena je s malom širinom pojasa, treba pokušati ponovo prikupiti tu seriju na većoj širini pojasa kako bi se vidjelo da li je problem uklonjen. Može se dogoditi da

abnormalno visoke B0 nehomogenosti uzrokuju značajne dimenzijske pogreške na fantomskim slikama. Takve B0 nehomogenosti mogu biti uzrokovane nepravilnim podešavanjem pomaka gradijenta, nepravilnim podešavanjem pasivnih ili aktivnih magnetnih pločica ili feromagnetskim predmetima poput džepnog noža ili velike kopče za kosu smještene u provrtu magneta. Bez obzira na uzrok, servisni inženjer tada može izmjeriti homogenost magnetskog polja, pri čemu će bilo kakve nehomogenost dovoljno velika da uzrokuju problem ispitivanja geometrijske točnosti biti odmah vidljive (27).

3.2.5.3.2. Kompenzacija vrtložnom strujom

Tijekom snimanja, gradijentne zavojnice se vrlo brzo uključuju i isključuju. Vrtložnim strujama ograničeno je minimalno vrijeme porasta polja gradijenta i maksimalna brzina prikupljanja slike. Efekti vrtložnih struja dugo muče inženjere koji dizajniraju MR sustave. Brojni artefakti proizlaze iz slabe kompenzacije vrtložnih struja, posebno u spektroskopiji i aplikaciji za ultrabrzo slikanje. Stoga je neophodna optimalna kompenzacija vrtložnom strujom. Pravilnu optimizaciju kompenzacije vrtložnim strujama izuzetno je teško provjeriti prilikom ispitivanja prihvatljivosti pomoću sekvenci i alata lako dostupnih medicinskim fizičarima. Dvije su tehnike za karakterizaciju kompenzacije vrtložnih struja. Prva je izravna mjera pomoću male zavojnice i integrirajući krug, druga je ispitivanje učinka gradijenta impulsa. Obje su tehnike prilično nepraktične za većinu medicinskih fizičara, te je to još jedno područje u kojem su dobavljači softverskih alata i fantoma izuzetno korisni (31).

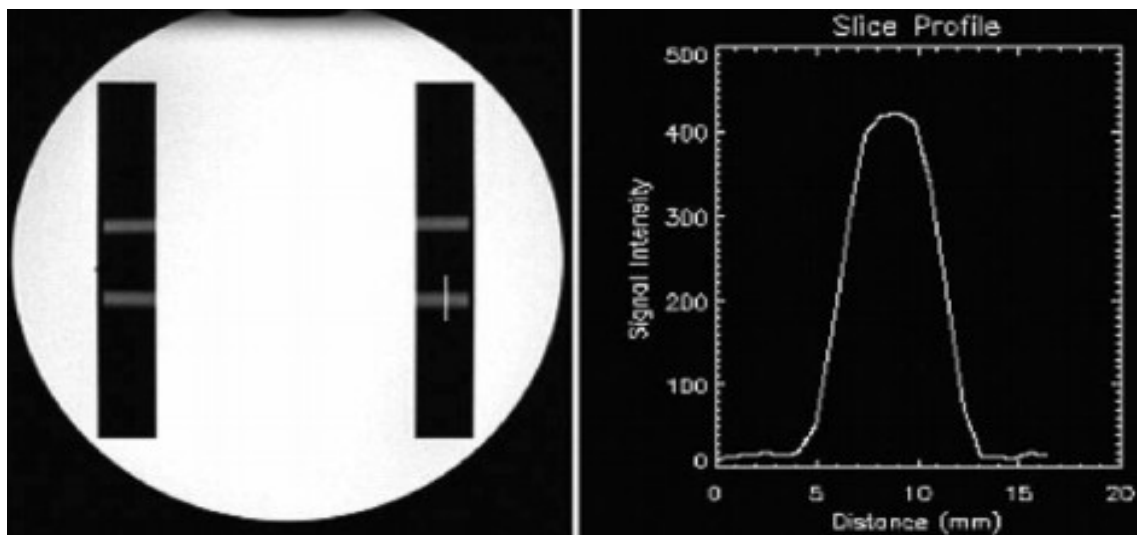
Kriteriji prihvatljivosti: Kao što je slučaj s ispitivanjima stabilnosti RF podsustava, ne postoje jedinstveni kriteriji prihvaćanja za mjere korekcije vrtložnih struja. Stoga je predloženi kriterij da rezultati korekcije vrtložnih struja zadovoljavaju ili premašuju razine koje je utvrdio dobavljač, ako u ponudi ili ugovoru nije drugačije navedeno (31).

3.2.5.4. Kombinirana ispitivanja gradijenta i RF podsustava

3.2.5.4.1. Debljina i razmak slojeva

Debljina presjeka u MRI idealno se određuje širinom pojasa impulsa RF pobude i amplitudom pripadajućeg primijenjenog gradijentnog impulsa. Debljina sloja važan je parametar u MRI, jer pogrešno debeli slojevi rezultiraju djelomičnim efektima volumena koji pogoršavaju prividnu prostornu razlučivost, dok pogrešno tanki slojevi rezultiraju lošim SNR-om. Loši profili za odabir slojeva mogu biti problematični kada su potrebni minimalni razmaci među slojevima. Čimbenici koji pogoršavaju profile slojeva uključuju nejednolikost gradijentnog polja, neujednačeno RF polje, loš oblik RF impulsa zbog nelinearnosti amplitude RF odašiljača i nestabilnosti RF faze ili amplitude, te stvaranje odjeka. Iako postoji nekoliko tehnika za mjerenje debljine i razmaka slojeva, najčešće korištena tehnika uključuje upotrebu fantomskog umetka s prekrizenom rampom. Upotreba prekrizanih rampi minimalizira pogreške u mjerenju koje su rezultat nagnutog ili zakrenutog fantoma. Preporučuje se da se procijeni debljina sloja koristeći svaki od slijedova koji se najčešće klinički koriste. Ova se preporuka temelji na činjenici da se rezultati za svaku vrstu impulsnog slijeda mogu razlikovati zbog RF valnih oblika specifičnih za slijed koji se koristi za selektivne impulse slojeva. Budući da se za odabir presjeka za svaku ravninu koristi različito polje gradijenta, također se preporučuje da se debljina sloja izmjeri u sve tri glavne ravnine koristeći barem jedan impulsni slijed. Za mjerenja razmaka presjeka, može se propisati više presjeka duž nagnutih rampi i izmjeriti razmak između rubova profila rezanja na rampi (32).

Kriteriji prihvaćanja: Izmjerena debljina presjeka, za sekvence spin-echo, trebala bi biti unutar 10% od propisane debljine za debljinu sloja 5 mm ili veću. Treba imati na umu da širina kanala ispunjenog tekućinom u rampi određuje točnost mjerenja debljine sloja. Za razmak slojeva, neslaganje između propisanih i izmjerenih razmaka trebalo bi biti $\leq 10\%$ (32).

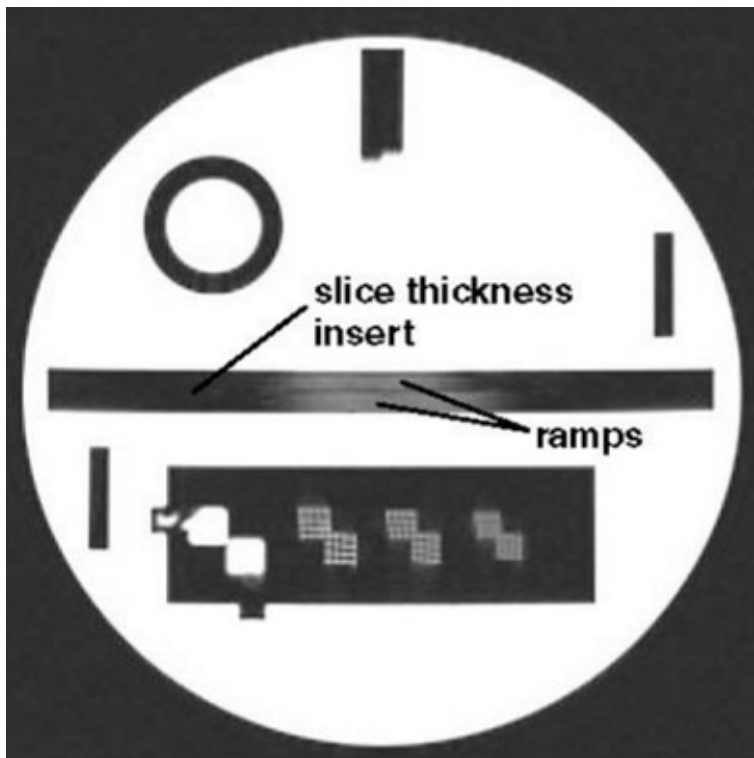


Slika 7 - Fantom debljine sloja koji sadrži dva seta prekrivenih okvira $\varphi 90^\circ$ (a) i reprezentativni profil sloja (b). (Izvor: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_100.pdf)

3.2.5.4.1.1. Test preciznosti debljine sloja

Ispitivanje preciznosti debljine sloja procjenjuje točnost postizanja odrezane debljine sloja. Propisana debljina sloja uspoređuje se s izmjerenom debljinom sloja. Neuspjeh ovog testa znači da skener proizvodi slojeve bitno drugačije debljine od propisane. Ovaj se problem obično neće pojavljivati izolirano, jer će nedostaci skenera koji ga mogu uzrokovati, uzrokovati i druge probleme sa slikom. Stoga neuspjeh nije samo u tome što su slojevi previše debeli ili tanki, već se mogu proširiti i na stvari kao što su nepravilan kontrast slike i nizak omjer signala i šuma (27).

Za ovo ispitivanje mjere se duljine dviju signalnih rampi u sloju 1. Rampe se pojavljuju u strukturi koja se naziva umetak debljine sloja. Na slici 8 prikazana je slika sloja 1 s identificiranim umetkom debljine presjeka i signalnim rampama. Prekrižene su 2 rampe: jedna ima negativni nagib, a druga pozitivan nagib u odnosu na ravninu sloja 1. Izrađuju se rezanjem proreza širine 1 mm u bloku plastike. Prorezi su otvoreni prema unutrašnjosti fantoma i ispunjeni su istom otopinom koja ispunjava glavninu fantoma. Signalne rampe imaju nagib od 10 do 1 u odnosu na ravninu sloja 1, odnosno što je kut od oko $5,71^\circ$. Stoga će se signalne rampe pojaviti na slici sloja 1 duljine koja je 10 puta veća od debljine sloja. Ako se fantom nagne u smjeru desno-lijevo, jedna rampa izgledat će dulje od druge. Prekriženost rampi omogućuje ispravljanje pogreške uzrokovane nagibom udesno-ulijevo (27).



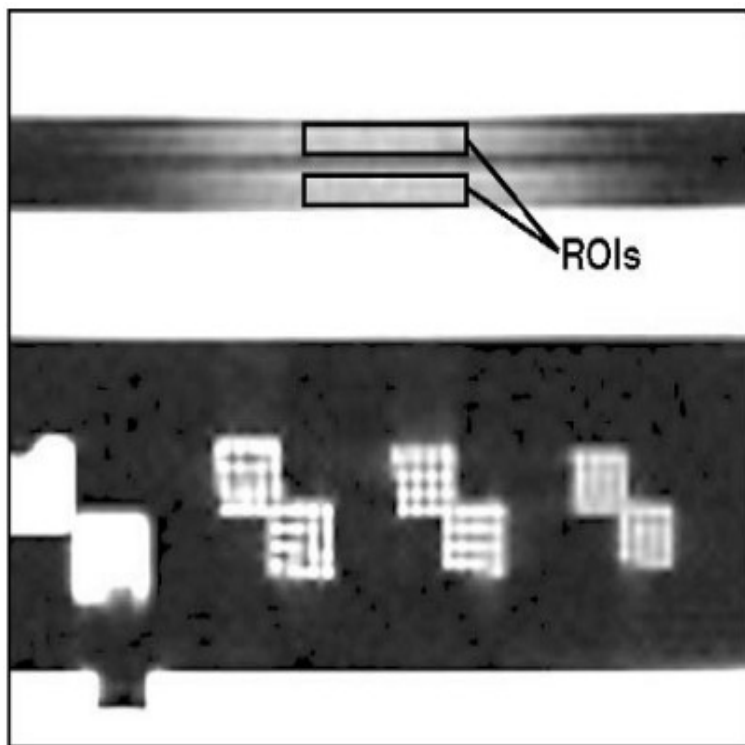
Slika 8 - presjeka 1 s identificiranim umetkom debljine presjeka i signalnim rampama

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

Za svaku aksijalnu seriju duljina signalnih rampi u sloju 1 mjeri se prema slijedećem postupku:

1. Prikazati presjek 1 i povećati sliku faktorom od 2 do 4, održavajući uložak debljine sloja u potpunosti vidljivim na zaslonu.
2. Podesiti razinu zaslona tako da se signalne rampe dobro vizualiziraju. Signal rampe je puno niži od signala okolne vode, pa je potrebno znatno smanjiti razinu zaslona i suziti prozor.

3. Postaviti pravokutni ROI na sredinu svake signalne rampe kao što je prikazano na slici 9 te zabilježiti srednje vrijednosti signala za svaki od ova 2 ROI-ja, a zatim za te dvije vrijednosti zajedno. Rezultat je srednja vrijednost signala u sredini rampi. Eliptični ROI može se koristiti ako pravokutni nije dostupan. Prilikom ovih mjerenja treba pripaziti da se u potpunosti pokrije širina rampe s ROI-jevima u smjeru gore-dolje, ali ne dopustiti da ROI zalutaju izvan rampi u susjedna područja visokog ili slabog signala. Ako postoji velika razlika više od 20% između vrijednosti signala dobivenih za 2 ROI-a, to je često zbog jednog ili oba ROI-ja, uključujući regije izvan rampi.

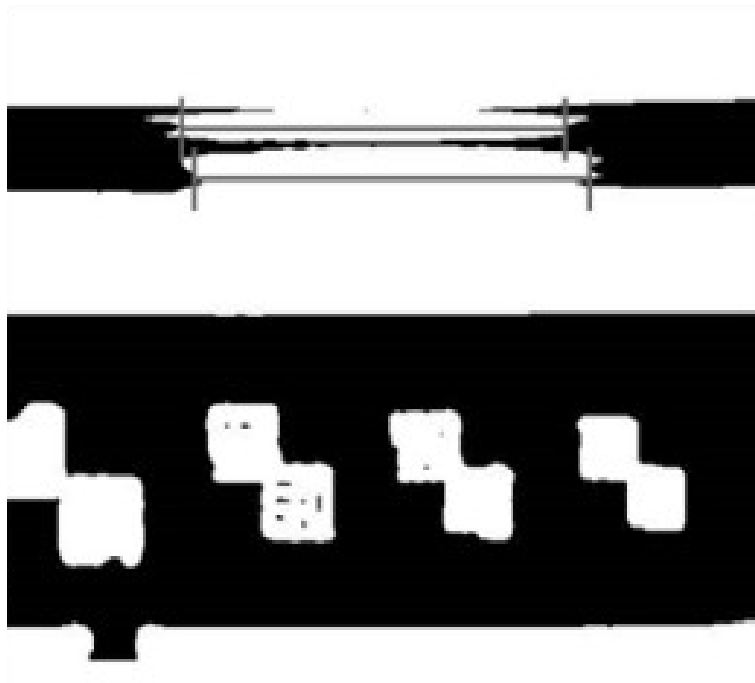


Slika 9 – signalne rampe za debljinu sloja s ROI za mjerenje prosječnog signala u rampama

(Izvor: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

4. Smanjiti razinu zaslona na polovicu prosječnog signala rampe izračunatog u koraku 3. Ostaviti prozor zaslona na minimum. Neki skeneri koriste vrijednost piksela 1024 kao nultu razinu signala, pa to treba uzeti u obzir pri izračunavanju srednjeg signala u koraku 3 i pri postavljanju razine zaslona na polovicu kao ovdje u koraku 4. Cilj je postaviti razinu prikaza na numeričku vrijednost koja odgovara signalu koji je polovica srednjeg signala sredine rampi.

5. Korištenjem zaslonskih alata za mjerenje duljine zaslona, treba izmjeriti duljine gornje i donje rampe. To je prikazano na slici 10. Snimiti te duljine. To su jedina mjerenja potrebna za ovaj test. Često se pojavljuju vodoravne pruge u intenzitetu signala rampi, zbog kojih krajevi izgledaju izrezuckano ili raščupano. Vodoravne prugice su očitovanje artefakta odbacivanja tzv. Gibbsov artefakt i normalne su. U tom slučaju treba procijeniti prosječne položaje krajeva rampi kako bi se izmjerile duljine rampe. Slika 10 je primjer tog problema i načina na koji treba izvršiti mjerenja. Procjena kraja rampe uvodi izvor pogreške, ali milimetarska pogreška u mjerenju duljine rampe odgovara samo desetinki milimetarske pogreške u debljini reza, tako da su uvedene pogreške zapravo male (27).



Slika 10 - mjerenje duljina gornje i donje rampe

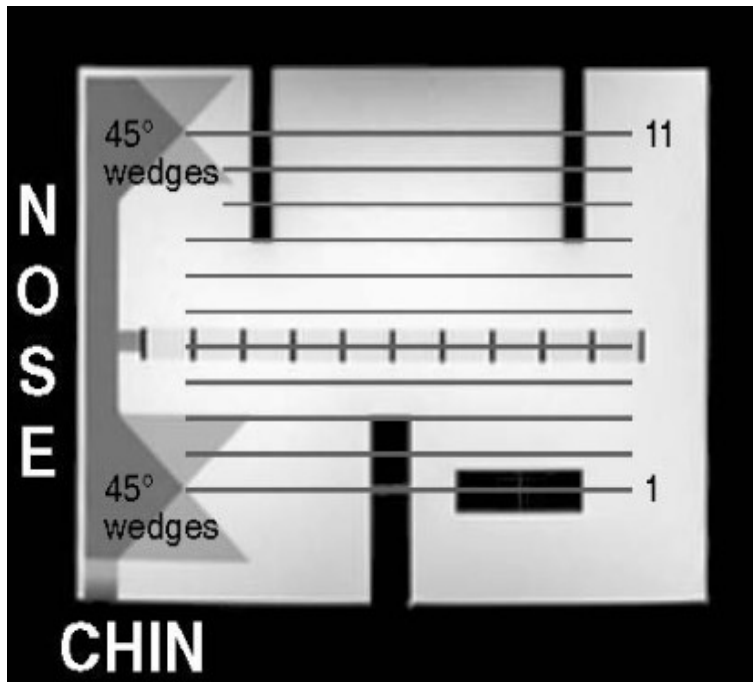
(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

Debljina sloja izračunava se prema sljedećoj formuli: $\text{debljina sloja} = 0,2 \times (\text{gore} \times \text{dno}) / (\text{gore} + \text{dno})$ gdje su vrh i dno izmjerene duljine gornje i donje signalne rampe. Na primjer, ako je gornja signalna rampa bila dugačka 59,5 mm, a donja rampa dugačka 47,2 mm, tada bi izračunata debljina sloja bila $\text{debljina sloja} = 0,2 \times (59,5 \times 47,2) / (59,5 + 47,2) = 5,26$ mm. Za obje serije ACR izmjerena debljina sloja trebala bi biti 5,0 mm \pm 0,7 mm. Pogreške veće od \pm 1,0 mm ne uspijevaju. Ako je pogreška debljine bilo koje serije ACR veća od \pm 1,0 mm, tada treba procijeniti seriju stranice. Ako je debljina sloja za obje serije stranica 5,0 mm \pm 1,0 mm, tada skener prolazi ovo ispitivanje (27).

Nelinearnost radiofrekventnog pojačala (RF) može uzrokovati iskrivljene oblike RF impulsa i neuspjeh ovog ispitivanja. Na mnogim skenerima serviser mora empirijski kalibrirati RF pojačalo da bi se postigla linearnosti. Ako se ova kalibracija izgubi ili se izvede pogrešno, to bi moglo prouzročiti neuspjeh ovog ispitivanja. Iskrivljeni oblici RF impulsa mogu nastati zbog kvarova bilo kojeg visokoenergetskog RF dijela odašiljača, primjerice u pojačalu RF snage, kabelima i RF prekidačima koji prenose snagu s pojačala na zavojnicu odašiljača ili u samoj zavojnici odašiljača. Izuzetno loša kalibracija gradijenta ili loše izvedbe prebacivanja gradijenta također mogu uzrokovati neuspjeh ovog testa. Svi ovi mogući uzroci kvara zahtijevaju korektivne mjere od strane servisnog inženjera (27).

3.2.5.4.1.2. Test preciznosti položaja sloja

Test preciznosti položaja sloja procjenjuje točnost kojim se slojevi mogu propisati na određenim mjestima koristeći sliku lokalizatora za pozicijsku referencu. Neuspjeh ovog testa znači da se stvarna mjesta stečenih slojeva razlikuju od propisanih mjesta znatno više nego što je to normalno za ispravni skener. Za ovaj test mjere se razlike između propisanih i stvarnih položaja slojeva 1 i 11. Ta su mjerenja napravljena za serije ACR T1 i T2. Slojevi 1 i 11 propisani su tako da se poravnaju s vrhovima prekrštenih klinova od 45 ° na donjem i gornjem kraju fantoma (slika 11) (27).



Slika 11 – sagitalni lokalizator s prikazom 11 aksijalnih presjeka

(Izvor: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

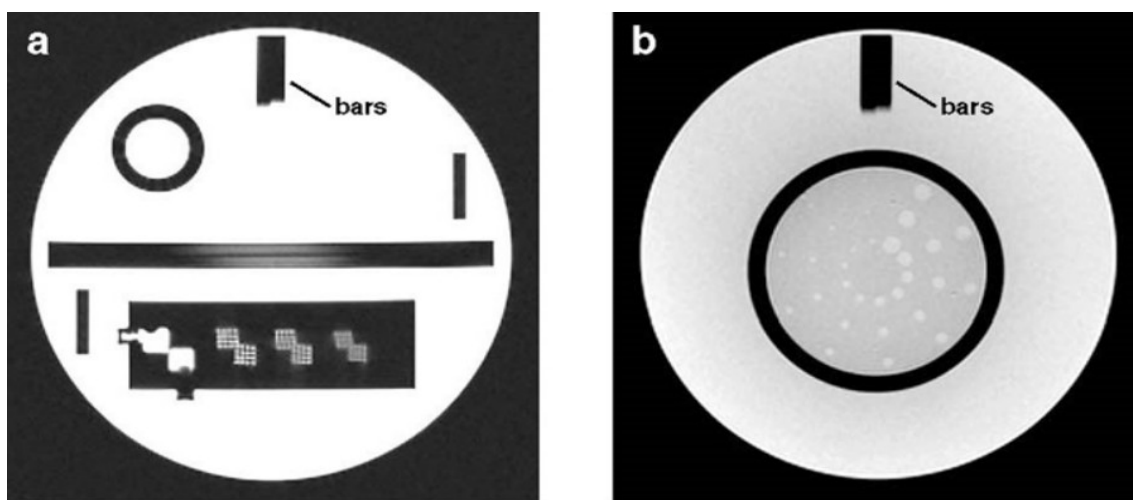
Na slojevima 1 i 11 prekriženi klinovi pojavljuju se kao par susjednih, tamnih, okomitih šipki na vrhu fantoma. Slika 12 prikazuje slojeve 1 i 11 s naznačenim okomitim šipkama prekriženih klinova. Ako su slojevi točno poravnati s vrhom prekriženih klinova, za slojeve 1 i 11, klinovi će se na slici pojaviti kao tamne trake jednake duljine. Prema dizajnu klinova, ako je sloj pomaknut superiorno u odnosu na vrh, traka s desne strane promatrača, a anatomski lijeva bit će duža (slika 13a). Ako je kriška pomaknuta inferiorno u odnosu na vrh, traka na lijevoj strani bit će duža (slika 13b). Mjerenja su napravljena za slojeve 1 i 11 serija ACR T1 i ACR T2. Za svaku sliku treba upotrijebiti sljedeći postupak:

1. Prikazati sloj. Uvećati sliku s faktorom 2 do 4, držeći okomite trake prekriženih klinova unutar prikazanog dijela povećane slike.
2. Podesiti prozor zaslona tako da krajevi okomitih traka budu dobro definirani, a ne mutni. Signal rampi je mnogo niži od od signala okolne vode, pa je potrebno smanjiti razinu prikaza i suziti prozor.

3. Pomoću alata za mjerenje duljine na ekranu izmjeriti razliku u duljini između lijeve i desne trake. Duljina za mjerenje označena je strelicama na slici 13.

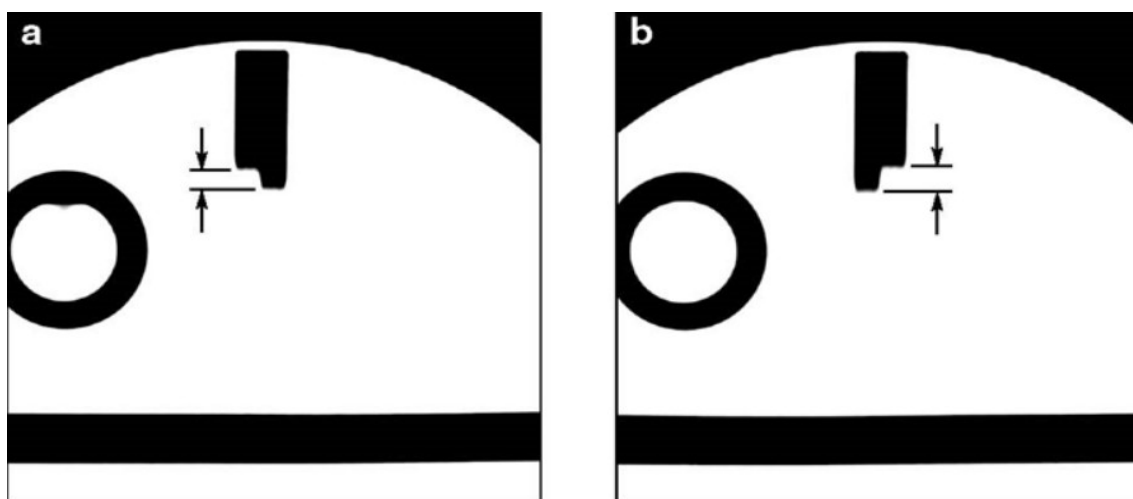
4. Ako je lijeva traka duža, duljini dodijeliti znak minus. Na primjer, ako je razlika u duljini šipke 5,0 mm, a lijeva šipka dulja, zapisati mjerenje kao $-5,0$ mm

Ukupno postoje 4 mjerenja duljine.



Slika 12 - slojevi 1 i 11 s naznačenim okomitim šipkama prekrivenih klinova

(Izvor: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)



Slika 13 – slike sloja 1 prikazujući pogrešku mjerenja pozicije sloja.

(Izvor: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

Šipka s desne strane je duža, što znači da je sloj superiorno smješten, te se toj razlici duljina trake dodjeljuje pozitivna vrijednost. (slika 13 a). Linija s lijeve strane je dulja, što znači da je sloj postavljen inferiorno, te se toj razlici duljina trake dodjeljuje negativna vrijednost (slika 13 b). Ovaj test ne zahtijeva analizu mjerenja. Kriteriji djelovanja navedeni su u smislu ograničenja mjerenja razlike u duljini šipke. Međutim, budući da prekriženi klinovi imaju nagibe od 45° , razlika u duljini šipke dvostruko je veća od stvarne pogreške pomicanja kriška. Na primjer, razlika duljine šipke od $-5,0$ mm podrazumijeva da je presjek inferiorno pomaknut za 2,5 mm od vrha prekriženih klinova. Apsolutna razlika duljine šipke trebala bi biti 5 mm ili manja, ali prihvatljiva je do 7 mm. Razlika duljine šipke više od 4 mm za presjek 11 štetno će utjecati na objekt s malim kontrastom ocjena detektivnosti. Dakle, iako je za ovaj test prihvatljivo 5 mm, preporučljivo je zadržati razliku u duljini šipke na 4 mm ili manje (27).

Pogreška operatora skenera pri zadavanju lokacije sloja mjesta slojeva može uzrokovati kvar. To je i najčešći uzrok neuspjeha ovog testa. Ova vrsta pogreške bit će vidljiva kada se aksijalne slike križaju na lokalizatoru: slojevi 1 i 11 neće biti poravnati s vrhovima ukriženih klinova na slici lokalizatora. Važno je što je pažljivije zadati slojeve jer ovdje unesene pogreške mogu odraziti i na druge izvore pogrešaka te prihvatljivu razinu izvedbe dovesti na neprihvatljivu razinu. Mnogi skeneri pomiču položaj stola pacijenta u inferiorno-superiornom smjeru kako bi postavili središte propisanog niza slika u izocentar gradijenta. Ovaj pomak stola događa se nakon izrade lokalizatora, pa prema tome pogreška u mehanizmu pozicioniranja stola dovodi do pogreške položaja slojeva. Ako su razlike u duljini trake za sloj 1 i sloj 11 jednake u predznaku i slične u veličini, uzrok je možda pogreške pozicioniranja stola. Posebno loša kalibracija gradijenta ili loša homogenost B0 mogu uzrokovati neuspjeh ovog ispitivanja. Ponekad je neuspjeh ovog testa nesretna kombinacija dva ili tri prethodno spomenuta problema: neprecizno zadani slojevi, pogreška u mehanizmu pozicioniranja stola i loša kalibracija gradijenta ili homogenost B0 ali s tim da niti jedan od problema sam po sebi nije dovoljno loš da prouzrokuje kvar. Stoga, ako se čini da nitko nije odgovoran za izazivanje kvara ovog testa, treba pokušati namjesti B0, ponovno kalibrirati nagibe i provjeriti stabilnost mehanizma za pozicioniranje stola. Zatim nabaviti novi skup podataka o slikama koji zadaje slojeve što je pažljivije moguće (27).

3.2.5.5. Globalna ispitivanja sustava

3.2.5.5.1. SNR

Na SNR utječe odabir svakog parametra slike, kao i odabir RF zavojnice i fantomsko pozicioniranje. SNR je osjetljiv parametar kontrole kvalitete. Sistemski problemi koji donosi niski SNR uključuju kvar RF zavojnice, loše odvajanje RF zavojnice, kvarove predpojačala i prijamnika te neprihvatljivo prijanjanje vanjskih izvora RF buke. Poželjna metoda za mjerenje SNR-a je pristup koji je predložio NEMA (eng. National Electrical Manufacturers Association). U ovom pristupu dobivaju se dvije identične slike homogenog fantoma uz minimalno vremensko razdvajanje između stjecanja slika. SNR mjere treba izvesti za najmanje zavojnice glave i tijela, a u tri ortogonalne ravnine za barem jednu od tih zavojnica (33).

Poželjni su referentni SNR testovi za sve zavojnice. Za zavojnice površinskih i faznih nizova, gdje se signal značajno razlikuje ovisno o prostornom položaju, bitno je da se dobije slika koja prikazuje mjesta ROI-a. Uporaba SNR mjera, preporučuje se za prihvaćanje i kontrolu kvalitete za sve zavojnice s površinskim i faznim nizom. Za zavojnice s faznim nizom poželjna je rekonstrukcija slika iz svakog elementa zavojnice. Takve se pojedinačne slike mogu rekonstruirati i prikazati na mnogim skenerima. Za zavojnice s faznim nizom, SNR mjera dobivena iz slika veličine zahtijeva daljnju korekciju koja ovisi o broju elemenata u nizu (34).

Kriteriji prihvaćanja: Kriteriji prihvaćanja za SNR ne mogu se dati općenito, jer će vrijednosti uvijek biti specifične za sustav. SNR mjere dobivene tijekom ispitivanja prihvaćanja trebale bi oblikovati osnovne ili referentne vrijednosti korištene u osiguranju kvalitete. SNR vrijednosti trebale bi zadovoljavati ili premašivati vrijednosti koje pružaju proizvođači zavojnica, ako su predviđene, kada upotrebljavaju parametre skeniranja i fantome koje preporučuje proizvođač (33).

3.2.5.5.2. Pregled postotka jednolikosti slike (PIU)

Ujednačenost slike odnosi se na sposobnost MRI sustava da prikaže jednaka područja fantoma s istim intenzitetom. Neujednačenost je najčešće rezultat nehomogenosti RF magnetskog polja ili slabe kompenzacije vrtložnih struja. PIU mjera dobiva se iz homogenog fantoma u ROI koji sadrži najmanje 75% površine presjeka fantoma. Odabire mali ROI ($\sim 1 \text{ cm}^2$) u području minimalnog intenziteta piksela i u području maksimalnog intenziteta piksela.

Kriteriji prihvaćanja: Za zavojnicu glave, PIU mjera treba zadovoljiti ili premašiti 90% i to za skenere koji rade na 2T ili niže. Za skenere koji rade na jačini polja većoj od 2T, očekuje se da je vrijednost PIU manja od 90%, ako se koriste fantomi napunjeni vodom, zbog dielektričnih i probojnih učinaka (35).

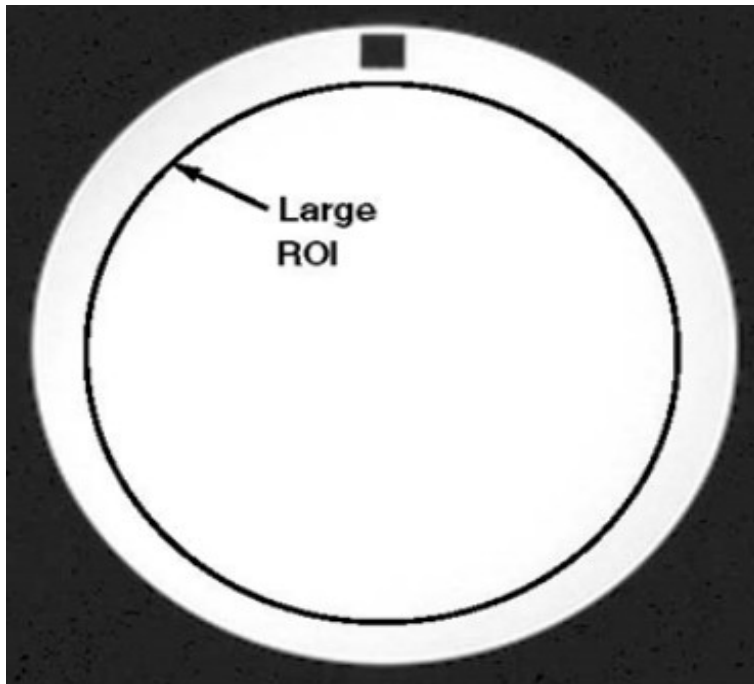
3.2.5.5.2.1. Test ujednačenosti intenziteta slike

Test ujednačenosti intenziteta slike mjeri jednolikost intenziteta slike većeg dijela fantoma ispunjenog isključivo vodom, blizu sredine zavojnice glave. Zavojnice glave za kliničku uporabu imaju prilično jednoliku prostornu osjetljivost blizu sredine zavojnice, kada su opterećene kao što je tipično za ljudsku glavu. Neuspjeh ovog testa znači da skener ima znatno veće razlike u intenzitetu slike nego što je to normalno za sustav koji pravilno funkcionira. Nedostatak jednolikosti intenziteta slike ukazuje na neki nedostatak skenera, često neispravnu zavojnicu glave ili problem u radio-frekvencijskim podsustavima (27).

Za ovo ispitivanje mjere se razine visokog i niskog signala u velikom, fizički jednoličnom, samo vodom ispunjenog fantoma. To je učinjeno za serije ACR T1 i T2. Za svaku od 2 serije mjerenja se vrše prema slijedećem postupku:

1. Prikazati sloj 7.

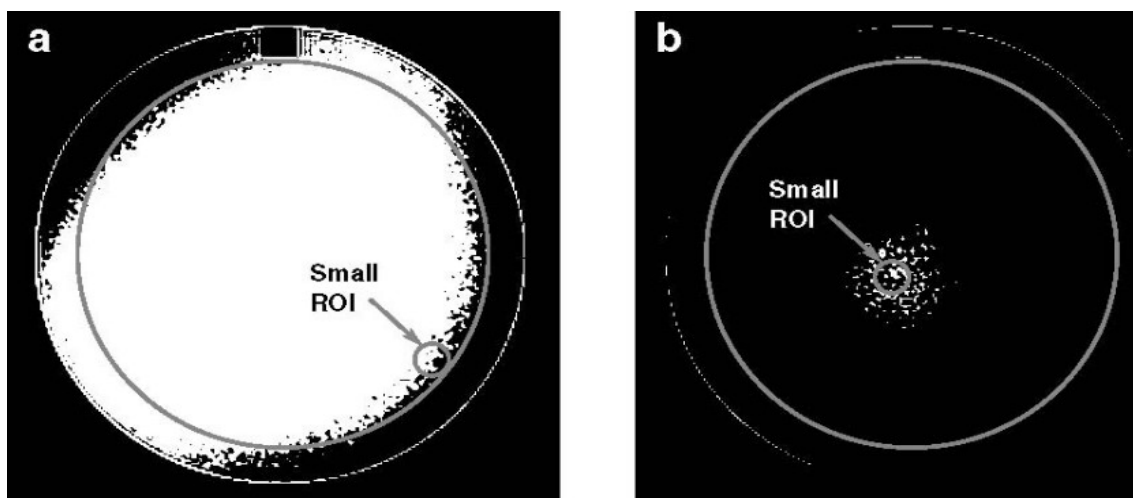
2. Postaviti veliko kružno područje interesa (ROI) na sliku kao što je prikazano na slici 14. Ovaj ROI treba imati površinu između 195 cm² i 205 cm² (19.500 do 20.500 mm²). Ovaj ROI definira granicu područja u kojem se mjeri jednolikost slike.
3. Treba postaviti prozor zaslona na minimum i spuštati razinu dok cijelo područje unutar velikog ROI-a ne pobijeli. Potom polako podizati razinu dok se unutar ROI-a ne razvije približno 1 cm² područje tamnih piksela. Ovo je područje najnižeg signala u velikom ROI-u. Ponekad će se pojaviti više područja tamnih piksela. U tom slučaju treba usmjeriti pozornost na najveće tamno područje.
4. Postaviti kružni ROI od 1 cm² na područje slabog signala identificirano u koraku 3. Slika 15a pokazuje kako tipična slika izgleda u ovom trenutku. Zabilježiti srednju vrijednost piksela za ovaj ROI od 1 cm². To je izmjerena vrijednost niskog signala. Ako postoji nesigurnost oko toga gdje smjestiti ROI, jer ne postoji niti jedno najtamnije mjesto, pokušati s nekoliko lokacija i odabrati ono koje ima najnižu srednju vrijednost piksela.
5. Podignuti razinu dok unutar velikog ROI-a ne ostane sve osim malog, približno 1 cm² područja bijelih piksela. Ovo je područje najvišeg signala. Ponekad će ostati više od 1 područja bijelih piksela. U tom slučaju usmjeriti pozornost na najveću bijelu regiju. Može se dogoditi da se umjesto jednog jasno definiranog bijelog područja, dobije 1 ili više područja pomiješanih crno-bijelih piksela. U tom slučaju procijeniti koje mjesto predstavlja najsvjetlijih 1 cm² najvećeg svijetlog područja.



Slika 14 - veliko kružno područje interesa (ROI)

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

6. Postaviti kružni ROI od 1 cm² na područje visokog signala identificirano u koraku 5. Slika 15b prikazuje kako tipična slika izgleda u tom trenutku. Zabilježiti prosječnu vrijednost piksela za ovaj ROI od 1 cm². Ovo je izmjerena vrijednost visokog signala. Ako postoji nesigurnost oko toga gdje smjestiti ROI, jer ne postoji jedno najsvjetlije mjesto, pokušati s nekoliko lokacija i odabrati ono koje ima najveću srednju vrijednost piksela. Neke radne stanice na zaslonu imaju ROI alate koji izvještavaju o maksimalnoj i minimalnoj vrijednosti piksela unutar ROI-a. Zbog prisutnosti šuma na slici, upotreba maksimalne i minimalne vrijednosti piksela uvodi sustavno precjenjivanje visokog signala i podcjenjivanje slabog signala. Ova sustavna pogreška može biti značajna i iskriviti rezultat testa (27).



Slika 15a - ROI od 1 cm² na području slabog signala Slika 15b - ROI na području visokog signala

(Izvor: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

Mjerenja se analiziraju tako što se izmjerene vrijednosti visokog i niskog signala za svaku seriju ACR kombiniraju, da bi se dobila vrijednost koja se naziva postotna integralna jednolikost (PIU). Navedena formula se koristi za izračun PIU: $PIU = 100 \times (1 - \{(visoka - niska) / (visoka + niska)\})$. U ovoj je formuli visoka izmjerena vrijednost visokog signala, a niska izmjerena vrijednost niskog signala. Na slici 15a je prikazano postavljanje ROI za mjerenje vrijednosti slabog signala. ROI je postavljen na ono što se vizualno procjenjuje na najveće tamno područje od 1 cm² unutar velikog ROI-a. Na slici 15b je prikazano postavljanja ROI za mjerenje vrijednosti visokog signala. ROI je postavljen na ono što se vizualno procjenjuje na najveće svijetlo područje od 1 cm² unutar velikog ROI-a. Za MRI sustave s jačinom polja manjom od 3 tesle, PIU bi trebao biti veći ili jednak 87,5% i neće uspjeti ako je manji od 85%. PIU za 3T sustave trebao bi biti veći ili jednak 82,0% i neće uspjeti ako je PIU manji od 80%. Pri skeniranju fantoma važno je centrirati ga u glavnu zavojnicu.

Ako je fantom bliže jednoj strani zavojnice glave od druge, mogu se očekivati neujednačeni intenziteti slike i potencijalno neuspjeh ovog testa. Ovaj se problem javlja najčešće s lošim centriranjem u prednjem i stražnjem smjeru (AP). Možda će biti potrebno ukloniti neki od normalnih nosača glave pacijenta ili dodati malo jastuka, ili oboje, kako bi se dobio fantomski centrirani AP. Na slikama se može očitovati loše centriranje. Još jedan pokazatelj da centriranje može predstavljati problem je pojava svijetlih mrlja na slici gdje je fantom preblizu vodljivim elementima zavojnice. Ako se čini da skener dobro radi i izrađuje slike glave bez artefakta pomaka s uobičajenom količinom omjera signal-šum, uzrok neuspjeha može biti loše fantomsko centriranje. Artefakti pomaka dovoljni da izazovu neuspjeh ovog testa bit će vidljivi na slici. Kretanje fantoma također može uzrokovati "duhove". Treba osigurati da je fantom stabilan u glavnoj zavojnici i da nije slobodan za kretanje ili vibriranje. Zavojnice s faznim nizom prirodno proizvode slike koje su manje ujednačene zbog manjih elemenata zavojnice u usporedbi s kvadratnim zavojnicama. Ujednačeni intenzitet slike može rezultirati kvarom komponenti u zavojnici glave te kvara mehanizma za indukcijsko razdvajanje zavojnice tijela od zavojnice glave. U tim slučajevima slike pokazuju osjetno niži omjer signala i šuma, odnosno slike izgledaju zrnatije. Za dijagnosticiranje i ispravljanje ovih problema potreban je servisni inženjer (27).

3.2.5.5.3. Prostorna rezolucija visokog kontrasta

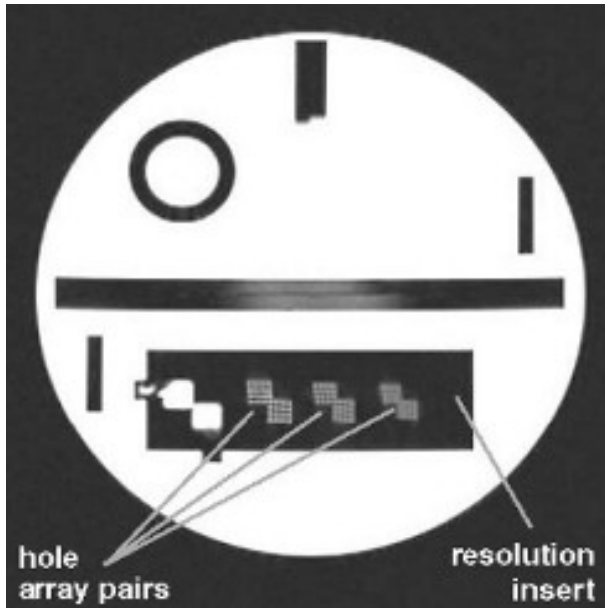
Prostorna razlučivost s visokim kontrastom u magnetskoj rezonanci obično je ograničena veličinom piksela matrice. Dodatni čimbenici koji mogu negativno utjecati na prostornu rezoluciju visokog kontrasta uključuju lošu kompenzaciju vrtložnih struja, prekomjerno osipanje slike i pretjerano filtriranje slika tijekom rekonstrukcije. Rezolucija visokog kontrasta može se procijeniti bilo kojim fantomskim umetkom koji sadrži nizove visoko kontrastnih objekata uzastopno manjeg promjera. Rezoluciju treba mjeriti u smjeru kodiranja frekvencije u sve tri glavne ravnine. Dio ACR MR akreditacijskog fantoma sadrži takav umetak s uzorcima razlučivosti 1.1, 1.0 i 0.9 mm (35).

Kriteriji prihvaćanja: Veličine predmeta čija je veličina najmanje jedna teoretska širina piksela i odvojene barem jednom širinom piksela trebaju biti razrješive.

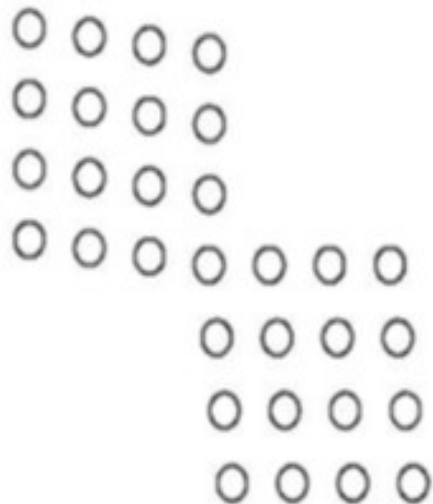
3.2.5.5.3.1 Test prostorne razlučivosti s visokim kontrastom

Test prostorne razlučivosti s visokim kontrastom procjena je sposobnosti skenera da razluči male predmete kada je omjer kontrasta i šuma dovoljno visok da ne ograničava te sposobnosti. To se ponekad naziva ograničavanjem prostorne rezolucije visokog kontrasta. Neuspjeh ovog testa znači da za dano vidno polje i veličinu matrice prikupljanja, skener ne razlučuje male detalje dobro kao što bi skener koji ispravno funkcionira. Klinički protokoli se prilagođavaju kako bi se optimizirala rezolucija visokog kontrasta. Predane slike moraju proći ili za obje serije ACR ili za obje serije web lokacija. Za ovaj test vizualno se procjenjuje prepoznatljivost pojedinih malih svijetlih mrlja u nizovima usko razmaknutih malih rupa. Te svijetle mrlje su rupe ispunjene vodom izbušene u malom bloku plastike koji se naziva uložak za razlučivost (27).

Slika 16 prikazuje sliku sloja 1 s identificiranim uloškom za razlučivost. U umetku se nalaze 3 para ne baš četvrtastih nizova rupa. Jedan par polja rupa prikazan je na slici 17. Sastoji od gornjeg lijevog (UL) polja rupa i donjeg desnog (LR) polja rupa. Ovdje se desno i lijevo odnose na desnu i lijevu stranu gledatelja. Nizovi UL i LR dijele 1 zajedničku rupu u kutu u kojem se dodiruju. Niz UL koristi se za procjenu razlučivosti u smjeru desno-lijevo, a niz LR koristi se za procjenu razlučivosti u smjeru gore-dolje. Niz UL sastoji se od 4 reda s po 4 rupe u svakom redu. Razmak rupe od središta do središta unutar reda jednak je dvostrukom promjeru rupe. Razmak od centra do centra reda također je jednak dvostrukom promjeru rupe. Svaki je red malo raspoređen udesno u odnosu na prethodni red, zbog čega niz nije sasvim četvrtast. Raspored rupa osigurava da će se rupe u barem jednom retku točno poravnati s matricom zaslona tako da će svaka rupa u tom retku biti centrirana unutar piksela. Rupe koje se ne poravnaju s matricom zaslona činiti će se zamućenim, nepravilno oblikovanim mjestima signala (27).



Slika 16 - sloja 1 s identificiranim uloškom za razlučivost i naznačenim nizovima rupa
(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)



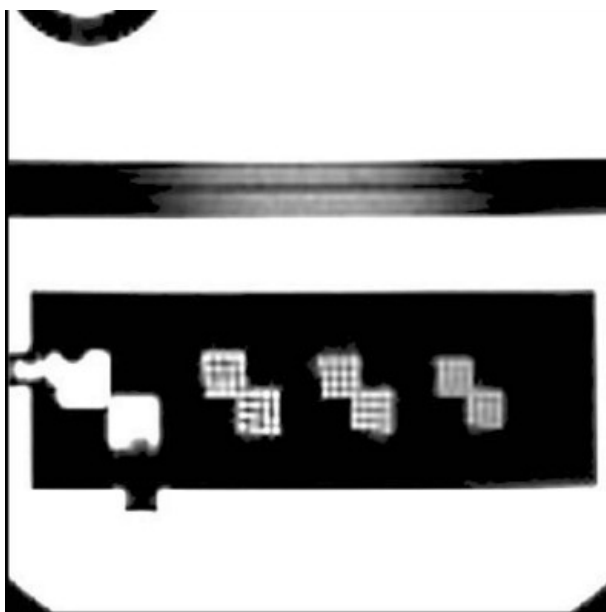
Slika 17 - parovi polja rupa u ulošku za razlučivost

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

LR niz sadrži 4 stupca s po 4 rupe. Razmak između centara rupa unutar svakog stupca, te razmak od središta do središta između centara između stupaca jednaki su dvostrukom promjeru rupe. Svaki je stupac malo pomaknut prema dolje u odnosu na stupac lijevo od njega. Kao i kod redaka, razmak stupaca osigurava da će se rupe u barem jednom stupcu točno poravnati s matricom zaslona i neće doći do djelomičnog efekta volumena. Promjer rupe razlikuje se između parova polja: za lijevi par iznosi 1,1 mm, za središnji par iznosi 1,0 mm, a za desni par 0,9 mm. Tako se pomoću ovog umetka može utvrditi je li postignuta razlučivost na svakoj od ove tri veličine rupe. Za ovaj se test, procjenjuje razlučivost u sloju 1 svake od 2 aksijalne serije ACR.

Sljedeći se postupak ponavlja za svaku od tih serija:

1. Prikazati sliku sloja 1
2. Uvećati sliku faktorom između 2 i 4, održavajući uložak razlučivosti vidljivim na zaslonu. To je prikazano na slici 18.



Slika 18 – Uvećani dio sloja 1 prikazan za vizualnu procjenu razlučivosti visokog kontrasta

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

3. Započeti s parom krajnjih lijevih polja rupa, što je par s najvećom veličinom rupa, 1,1 mm.

4. Pogledati redove rupa u UL polju i prilagoditi prozor zaslona i razinu tako da najbolje prikazuje pojedine rupe.

5. Ako se sve 4 rupe u bilo kojem pojedinom retku mogu međusobno razlikovati, ocijeniti sliku razlučenom s desna nalijevo, za tu veličinu rupe.

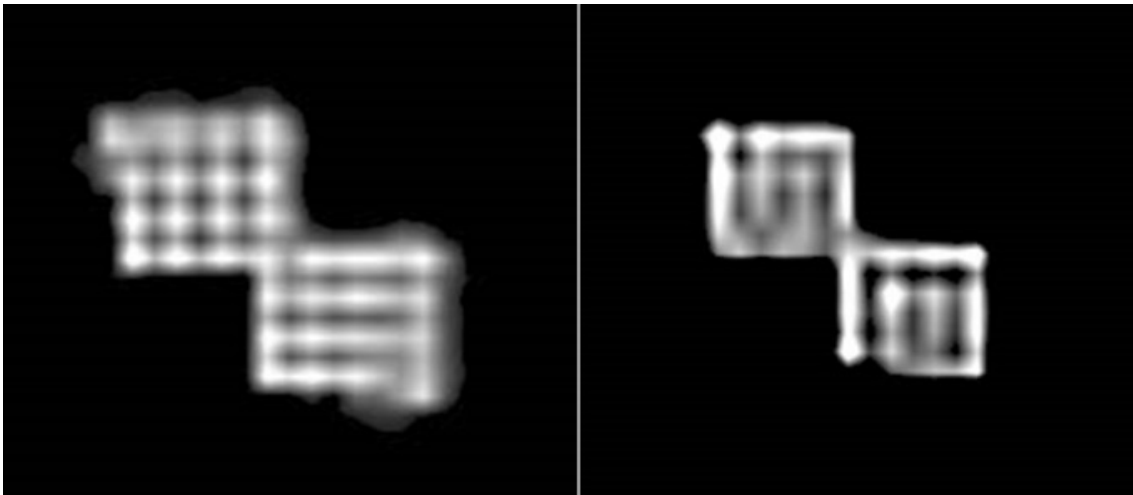
Da bi se moglo razaznati nije potrebno da intenzitet slike između rupa bude nula. Da bi se razlikovalo mora se pronaći jedna postavka slike i razine tako da su na njoj sve 4 rupe u barem jednom redu prepoznatljive kao točke svjetlijeg intenziteta signala nego prostori između rupa. Slika 19a prikazuje tipičan izgled dobro razlučenih rupa. Kada je veličina rupe usporediva s razlučivošću slike, skupine od dvije ili više rupa u redu ili stupcu mogu se zamagliti i prikazati kao jedinstvena nepravilna mrlja signala. U ovom se slučaju rupe u tom redu smatraju ne razlučenima. Primjer toga prikazan je u retku 1 niza UL na slici 19b. Ponekad se jedna ili više rupa koje se može razaznati od njihovih susjeda u njihovom vlastitom redu mogu spojiti i zamutiti zajedno sa svojim susjedima u susjednim redovima. To je prihvatljivo i ne utječe na bodovanje za red. Primjer za to prikazan je u drugom redu UL niza sa slike 19b, gdje se rupe na svakom kraju retka zamagljuju sa svojim susjedima u susjednim redovima (27).

6. Pogledati rupe u LR nizu i prilagoditi prozor zaslona i razinu tako da najbolje prikazuje pojedine rupe.

7. Ako se uoči da se sve 4 rupe u bilo kojem pojedinom stupcu mogu međusobno razlikovati, ocijeniti sliku kao razlučenu od vrha do dna za određenu veličinu rupe.

8. Prijeći na par nizova sa sljedećom manjom veličinom rupe i procijeniti kao u koracima od 4 do 7. Nastaviti dok se ne pronađu najmanje veličine koje se mogu riješiti u smjeru zdesna nalijevo i od vrha do dna.

9. Zabilježiti najmanju veličinu rupe razlučenu u svakom smjeru, to je izmjerena razlučivost za taj smjer.



Slika 19a

Slika 19b

(Izvor: <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

Na slikama 19a i 19b vidi se tipičan izgled dobro razlučivih rupa. Razlučivi su redci od 2 do 4 niza UL, a razlučivi su stupci 1 do 3 niza LR. Redovi i stupci numerirani su počevši od gornjeg lijevog kuta svakog polja. (B) Primjer jedva razriješenih redaka i neriješenih stupaca. Red 2, niza UL razlučiv je jer se sve 4 rupe mogu međusobno razabrati, iako se rupe na oba kraja reda vertikalno zamagljuje sa svojim susjedima u nizu u nastavku. Dakle, vodoravni smjer bio bi zabilježen kao razlučiv kod ove veličine rupe. Nijedan stupac LR niza ne pokazuje više od 3 uočljiva mjesta unutar stupca, tako da okomiti smjer nije riješen na ovoj veličini rupe. Nema analize mjerenja. Jednostavno se bilježi izmjerena razlučivost u oba smjera za obje aksijalne serije. Vidno polje i veličina matrice za aksijalne ACR serije odabrani su da daju razlučivost od 1,0 mm u oba smjera. Izmjerena razlučivost obje aksijalne ACR serije mora biti 1,0 mm ili bolja u oba smjera. Ako je ocjena razlučivosti bilo koje od ACR serija veća od 1,0 mm, tada treba procijeniti seriju stranice. Ako obje serije stranice mogu riješiti 1,0 mm, skener prolazi ovaj test. Skener mora proći i na ACR T1 i T2 seriji, ili na obje stranice T1 i T2. Skener ne može prolijediti samo jednu od ACR serija i jednu seriju lokacija (27).

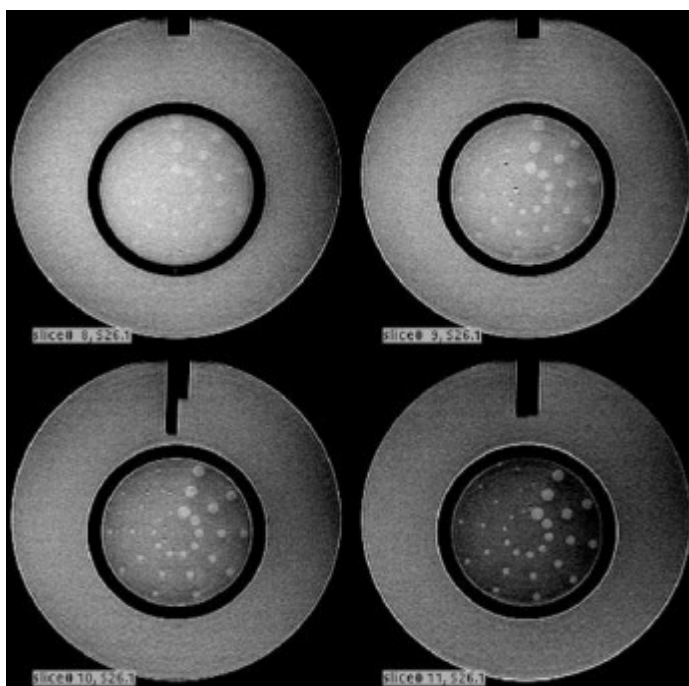
Pretjerano filtriranje slike može uzrokovati kvar. Mnoge vrste filtriranja koje se koriste za uklanjanje šuma iz slike ujednačavaju sliku, što zamućuje male strukture. Ustanova koja ne zadovolji na testu razlučivosti visokog kontrasta trebala bi provjeriti jesu li sve vrste filtriranja isključene, ili barem postavljene na minimalnu razinu filtriranja. Loša kompenzacija vrtložne struje može uzrokovati kvar. Ako postoji sumnja na ovaj problem, servisni inženjer skenera trebao bi provjeriti i prilagoditi kompenzaciju vrtložne struje. Prisutnost artefakata pomaka također može uzrokovati neuspjeh testa. Ghosting je vrlo nespecifičan simptom hardverskog problema. Uzrokovan je nestabilnošću izmjerenog signala iz impulsnog ciklusa u impulsni ciklus, čiji uzrok može biti u podsustavima prijemnika, odašiljača ili gradijenta. Kretanje fantoma također može uzrokovati artefakte pomaka. Treba osigurati da je fantom stabilan u glavnoj zavojnici i da nije slobodan za kretanje ili vibriranje. Nakon što se isključi fantomsko kretanje, obično će biti potrebno zatražiti od servisnog inženjera da pronade i ispravi uzrok pojavljivanja artefakta pomaka. Geometrijske pogreške zbog pogrešne kalibracije gradijenta, nehomogenosti B0 i preniske širine pojasa mogu uzrokovati neuspjeh ovog testa. Ako skener prođe test geometrijske točnosti, vrlo je malo vjerojatno da bi geometrijska pogreška mogla biti uzrok neuspjeha testa prostorne razlučivosti visokog kontrasta. Ako skener velikim padne na testu geometrijske točnosti, neuspjeh ovog testa i test geometrijske točnosti mogu imati zajednički uzrok (27).

3.2.5.5.4. Otkrivanje objekata s niskim kontrastom (LCOD)

Test otkrivanja objekta s niskim kontrastom procjenjuje sposobnost sustava da razriješi objekte u prisutnosti šuma. Čimbenici koji negativno utječu na otkrivanje objekata s malim kontrastom uključuju one koji negativno utječu na SNR. Rezultati ispitivanja otkrivanja objekta s malim kontrastom ovise o jačini polja sustava. Prethodne smjernice za ispitivanje prihvaćanja i osiguranje kvalitete AAPM MR nisu se bavile sredstvima za procjenu otkrivanja objekata s malim kontrastom. Međutim, neki MR fantomi, npr. ACAC fantom, pružaju umetke za takve procjene. Za ovaj određeni fantom, postupak testiranja ukratko je opisan u nastavku (35).

ACR fantom sadrži 4 diska različite debljine, a svaki disk ima 10 žbica s po 3 rupe, pri čemu se promjer rupe smanjuje s povećanjem broja žbica. Broj nepotpunih susjednih žbica koje se mogu vidjeti na četiri diska se računa i koristi kao mjera za otkrivanje predmeta s malim kontrastom. Umetci u slojeve 8, 9,10 i 11 daju kontraste od 1,4%, 2,5%, 3,6% i 5,1%.

Kriteriji prihvaćanja: Za ACR ponderirani T1 slijed impulsa (vrijeme do odjeka, TE 20 ms, TR 500 ms, 1 prosjek, 256×256 matrica, 25-cm FOV), minimalni broj žbica koji mora biti vidljiv za akreditaciju ACR-a je 9. Međutim, na sustavima visokih polja broj žbica koje se mogu otkriti trebao bi biti znatno veći (35).



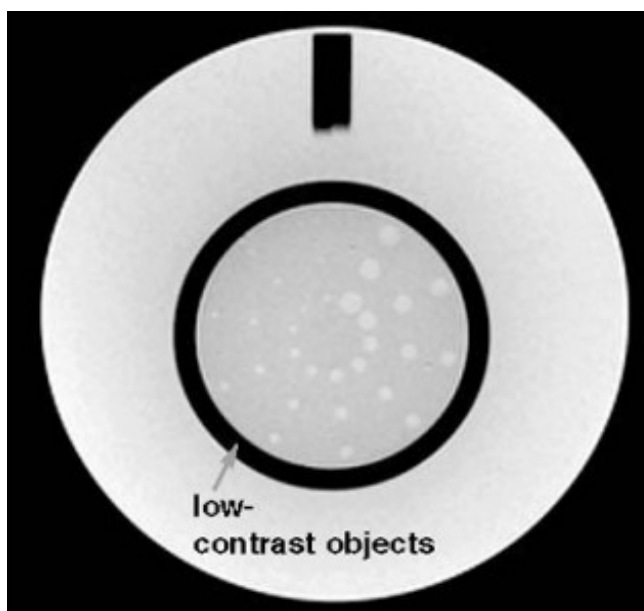
Slika 20 - niskokontrastni umetci ACR akreditacijskog fantoma

(Izvor: <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=101>)

3.2.5.5.4.1. Test otkrivanja objekata s niskim kontrastom

Test otkrivanja objekata s niskim kontrastom procjenjuje u kojoj se mjeri objekti s niskim kontrastom mogu vidjeti na slikama. U tu svrhu fantom ima niz objekata niskog kontrasta različitih veličina i kontrasta. Sposobnost otkrivanja objekata s malim kontrastom prvenstveno se određuje omjerom kontrasta i šuma postignutim na slici, a može se pogoršati prisutnošću artefakata. Skeneri s različitom jačinom polja jako se razlikuju u performansama omjera kontrasta i šuma, a klinički se protokoli razlikuju obično da te razlike uzme u obzir. Većina skenera može proći test na seriji ACR, ali dovoljno je da skener zadovolji na testu primijenjenom na serijama ustanove. Neuspjeh ovog testa znači da slike proizvedene skenerom pokazuju znatno manje objekata s malim kontrastom od većine ispravno funkcionirajućih kliničkih skenera. Ovaj nedostatak vrijedi čak i kada se koristi vlastiti klinički protokol ustanove. Niskokontrastni objekti pojavljuju se na 4 sloja: slojevi od 8 do 11. U svakom sloju niskokontrastni objekti pojavljuju se kao redovi malih diskova, a redovi zrače iz središta kruga poput žbica u kotaču. Svaka žbica sastoji se od 3 diska, a u svakom krugu nalazi se 10 žbica (27).

Slika 21 prikazuje sloj 11 s naznačenim krugom od 10 žbica. Svi diskovi na datom sloju imaju istu razinu kontrasta. Redoslijed, od sloja 8 do sloja 11, vrijednosti kontrasta su 1,4%, 2,5%, 3,6% i 5,1%. Svi diskovi u datoj žbici imaju isti promjer. Počevši od položaja u 12 sati i krećući se u smjeru kazaljke na satu, promjer diska postupno se smanjuje sa 7,0 mm na prvoj žbici do 1,5 mm na desetoj žbici. Niskokontrastni diskovi zapravo su rupe izbušene u tankim pločama plastike postavljene u fantomu na mjestima 4 sloja. Budući da se kontrast dobiva istiskivanjem otopine iz slojeva plastičnim pločama, kontrast je neovisan o sekvenci pulsa, TR, kutu nagiba te jačini polja. Mjerenja za ovaj test sastoje se od brojenja kompletnih žbica viđenih na svakom od 4 sloja. To se radi za svaku od 4 aksijalne serije (27).



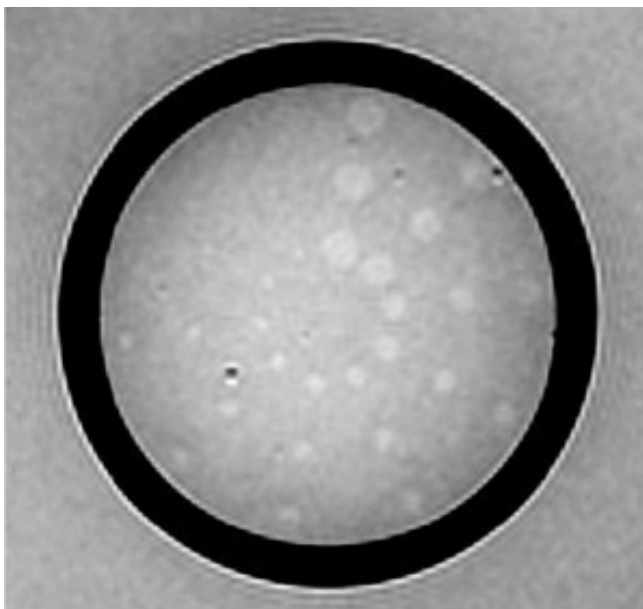
Slika 21 – slika sloja 11 prikazuje krug s niskokonstrastiranim objektima

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

Sljedeći postupak se koristi za ocjenu broja kompletnih žbica koje se vide u sloju:

1. Prikazati sloj koji se boduje. Pomaže započeti s 11. slojem koji ima objekte s najvećim kontrastom.
2. Prilagoditi postavke širine i razine zaslona za najbolju vidljivost objekata s niskim kontrastom. To obično zahtijeva prilično usku širinu prozora i pažljivo podešavanje razine kako bi se objekti najbolje razlikovali od pozadine.
3. Potom treba izbrojiti kompletne žbice. Početi brojati sa žbicom koja ima najveći promjer diskova, ta žbica nalazi se tamo gdje bi na satu bilo 12 sati, odnosno blago nadesno, te se naziva žbicom 1. Odbrojavati u smjeru kazaljke na satu od žbice 1 dok se ne dosegne žbicu u kojoj se 1 ili više diskova ne može razlučivati od pozadine.

Broj prebrojenih kompletnih žbica rezultat je sloja te zatim treba snimiti rezultat. Žbica je kompletna samo ako se sva 3 diska u njoj mogu razlikovati od okoline. Treba brojati kompletne žbice, a ne pojedinačne diskove. Kao primjer, slika 22 prikazuje sliku sloja 8 na kojem je dovršeno manje od svih 10 žbica. Ocjena ove slike je 9 kompletnih žbica. Ponekad će se pojaviti da se kompletna žbica s manjim diskovima pojavi nakon žbice koja nije potpuna. Te žbice se više ne računaju te treba prestati brojati na prvoj nepotpunoj žbici. Diskovi na rubu uočljivosti mogu predstavljati tešku odluku pri računanju rezultata. Mogu se činiti razbarušenima ili neispravnima ali to je uredu. Pitanje je postoji li neka vrsta mrlje ili mrlje na poznatom mjestu diska, koja se dovoljno razlikuje od pozadine da se s razumnim stupnjem pouzdanosti može reći da tu zaista ima nečega. Pri donošenju ove odluke moglo bi biti korisno pogledati područja na kojima nema diskova kako bi se izmjerile fluktuacije intenziteta od šuma i artefakata koji mogu oponašati jedva uočljivi disk. Disk koji se ne razlikuje od svjetlijih kolebanja pozadinske buke ne bi se smatrao prepoznatljivim. Većina skenera uvelike premašuje minimalni prolazni rezultat (27).



Slika 22 – slika sloja 8 prikazuje krug s niskokonstrastnim objektima

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>)

Mjerenja se analiziraju tako da se za svaku seriju zbroji broj kompletnih žbica zabijenih na svakom sloju. Na primjer, ukoliko je rezultat za ACR T2 seriju 3 žbice u sloj 8, 5 žbica u sloju 9, 9 žbica u sloj 10 i 10 žbica u sloj 11, ukupan rezultat za ACR T2 seriju bio bi $3 + 5 + 9 + 10 = 27$. Za skenere s jačinom polja manjom od 3T, obje serije ACR trebale bi imati ukupan rezultat od 9 žbica, ali moraju proći najmanje 7. Ako bilo koja ACR serija ne uspije na ovom testu, treba procijeniti serije ustanove. Ako je rezultat LCD-a za obje serije stranica najmanje 7, tada skener prolazi ovaj test. Za 3T skenere obje ACR serije moraju imati ukupno 37 žbica za prolazak. Ako rezultat za bilo koju ACR seriju ne uspije, procijenite seriju stranica. Ako je rezultat za seriju stranica najmanje 37, tada skener prolazi ovaj test. Skener može zadovoljiti na serijama ACR T1 i T2 ili na T1 i T2 serijama ustanove. Skener ne može zadovoljiti samo jednu seriju ACR i jednu seriju ustanove. Najčešći uzrok kvara su krivo postavljene slojevi. Slojevi 8 do 11 moraju se nalaziti blizu svojih odgovarajućih mjesta unutar fantoma kako bi tanki plastični listovi koji stvaraju predmete s malim kontrastom odradili svoj posao. Ako je sloj krivo postavljen za više od 2 mm, doći će do znatnog smanjenja kontrasta predmeta u tom sloju (27).

Najlakši način za provjeriti da li je to problem jest pogledati sloj 11. Pripaziti da razlika u duljini trake bude manja od 4,0 mm na sloju 11. Ako nije, ponovno prikupiti slike, nakon što su se obavile potrebne korekcije u pozicioniranju slojeva, da bi se razlika u duljini traka s prekrivenih klinova u sloju 11 došla na manje od 4,0 mm. Neuspjeh ovog testa može biti uzrokovan naginjanjem fantoma. Nagnuti fantom dovodi do toga da dijelovi sloja budu izvan svog pravilnog položaja. U tom pogledu nagib odnosno rotacija oko inferiorno-superiorne osi fantoma nije problem, ali nagib oko drugih dvaju osi može biti. Nagib oko desno-lijeve osi bit će vidljiv na lokalizatoru. Ako fantom ne izgleda četvrtasto s uključenim rubovima vidnog polja lokalizator, treba ga premjestiti prije nastavka prikupljanja podataka. Nemagnetska razina mjehurića koja prati fantom može se koristiti za izravnavanje fantoma u glavnoj zavojnici kako bi se izbjegao ovakav nagib. Nagib oko prednje stražnje osi teže je uočiti na slikama (27).

Često se može otkriti kao blijeđenje struktura koje bi trebale biti jednoliko djelomično volumena po aksijalnom sloju. Najbolji način da se izbjegne ovakav nagib je pažljivo poravnanje fantoma u glavnoj zavojnici. Svjetla za poravnanje mogu biti korisna za to, ali i sama su često loše poravnana. Neki skeneri ne dopuštaju specificiranje slojeva od 5 mm s razmacima od 5 mm. U takvim slučajevima nije moguće prikupiti sva potrebna mjesta sloja u jednoj akviziciji. Artefakti pomaka mogu utjecati na razlikovanje objekata s malim kontrastom i prouzročiti neuspjeh testa. Ako su artefakti pomaka uzrok neuspjeha, to bi trebalo biti očito pri pregledu slika. Provjeriti da li je fantom stabilan te da se ne može kretati ili vibrirati tijekom snimanja slike. Ako su artefakti i dalje problem, tada bi se od servisnog inženjera trebalo zatražiti da pronade i ispravi uzrok. Ako su slike bez artefakata pomaka i slojevi postavljeni točno, tada je neuspjeh ovog testa najvjerojatnije zbog neodgovarajućeg omjera signal-šum (SNR) na slici. U tom slučaju treba zamoliti servisnog inženjera da provjeri jesu li SNR performanse skenera u skladu s proizvođačevim specifikacijama (27).

3.2.5.5.5. Postotak signala artefakata pomaka

Artefakti micanja su obično posljedica nestabilnosti signala unutar skeniranja. Prekomjerno pojavljivanje, obično uočeno samo u smjeru faznog kodiranja, može prikriti detalje. Učinci su najočitiji u područjima s niskom razinom signala odnosno u pozadini). Za ovaj se test može koristiti bilo koji homogeni fantom ili homogeni dio fantoma. Snima se srednji signal iz velikog ROI-ja (> 75% površine presjeka fantoma), kao i srednji signali iz pozadine u smjeru kodiranja frekvencije i u smjeru faznog kodiranja. Kriteriji prihvatljivosti: Ako se koriste ACR MR Akreditacijski akreditacijski parametar i ACR T1 ponderirani parametri skeniranja, preporučuje se da omjer artefakta pomicanja bude <1% na ispitivanju prihvaćanja. Slični kriteriji trebali bi se primjenjivati za klinički relevantne slike brzih T2-ponderiranih spin-echoom (36).

3.2.5.5.5.1. Test postotka signala artefakata pomaka tzv. ghosting

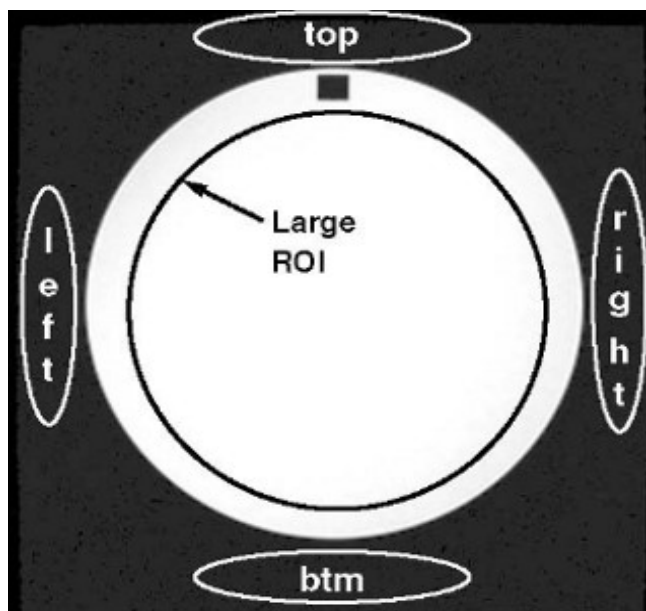
Postotak signala testa „duhova” procjenjuje razinu artefakata pomaka na slikama. Ghosting je artefakt u kojem se slaba kopija (duh) snimljenog objekta pojavljuje superponirana na slici, pomaknuta sa svog pravog mjesta. Ako postoji mnogo „duhova” niske razine, oni možda neće biti prepoznati na slici kao kopije predmeta, već kao mrlja signala koji emitira u smjeru faznog kodiranja iz svjetlijih područja stvarne slike. „Duhovi” su posljedica nestabilnosti signala između ponavljanja pulsog ciklusa. Za ovaj test razina artefakata se mjeri i izvještava kao postotak razine signala na pravoj odnosno primarnoj slici. Artefakti su najuočljiviji u pozadini slike gdje ne bi trebalo biti signala, ali obično prekrivaju i glavne dijelove slike, mijenjajući stvarni intenzitet slike. Neuspjeh ovog testa znači da postoji pojava „duhova” na znatno većoj razini od one uočene u ispravno funkcionalnom skeneru (27).

Za ovaj test mjerenja se vrše na sloju 7 serije ACR T1. Koristeći ROI alat radne stanice, vrši se 5 mjerenja intenziteta: prosječni intenzitet na primarnoj slici fantoma i prosječni intenzitet u pozadini na 4 mjesta izvan fantoma. ROI-i se postavljaju kako je prikazano na slici 23. Sjena faznog kodiranja objekta na slici je područje slike koje je otklonjeno prebacivanjem objekta u smjeru faznog kodiranja. Artefakti objekta mogu se pojaviti samo u njegovoj sjeni faznog kodiranja. Pozadinski ROI-i postavljeni su duž 4 ruba vidnog polja, 2 će biti u sjeni kodiranja fazonske faze, a 2 neće. Dakle, 2 pozadinska ROI-a uzorkovat će signal pomaka, a 2 će biti bez signala d. Potrebno je imati 2 pozadinska ROI-ja bez pomaka koji će služiti kao kontrola srednjeg intenziteta pozadine, na što može utjecati nekoliko čimbenika, a ponajviše šum. Postupak za izradu ovih mjerenja je:

1. Prikazati sloj 7 serije ACR T1.
2. Postaviti veliki kružni ROI na sliku kao što je prikazano na slici 23. Ovaj ROI treba imati površinu između 195 cm² i 205 cm² (19.500 do 20.500 mm²).

ROI bi trebao biti približno centriran na fantomu, ali ne smije uključivati bilo koji mali tamni kvadrat koji se pojavljuje na vrhu fantoma na ovom sloju Zabilježiti srednju vrijednost piksela za ovaj ROI. Ako radna stanica ne može proizvesti kružni ROI, može se koristiti kvadratni ROI. Površina kvadratnog ROI-a trebala bi biti između 130 cm² i 140 cm² (27).

3. Postaviti eliptične ili pravokutne ROI uz, ali ne odmah uz, 4 ruba vidnog polja, kao što je prikazano na slici 17. ROI bi trebali imati omjer duljine i širine oko 4: 1 i ukupne površine oko 10 cm². Zabilježiti srednju vrijednost piksela za svaki ROI, vodeći računa koja vrijednost ide uz koji ROI. Važno je da se pozadinski ROI ne postavljaju na rubove fantoma ili na rubove vidnog polja (FOV), već između rubova fantoma i FOV. Ako je fantom izvan središta FOV-a, možda će biti potrebno smanjiti širinu nekih ROI-a kako bi se uklopili između fantoma i ruba FOV-a. Smanjiti širinu ROI-a po potrebi kako bi ga se prilagodilo i povećati duljinu kako bi se održalo približno 10 cm² površine; gornji i desni ROI na slici 23 primjeri su toga. Ako radna stanica ne može proizvesti eliptični ROI, može se koristiti pravokutni ROI približno iste veličine (27).



Slika 23 - sloj 7 s postavljenm ROI za mjerenje postotka signala artefakata

(Izvor:<https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/ LargePhantomGuidance.pdf>)

Vrijednost duhova, kao udio primarnog signala, izračunava se pomoću sljedeće formule: $\text{omjer duhova} = |((\text{gore} + \text{btm}) - (\text{lijevo} + \text{desno})) / (2 \times (\text{veliki ROI}))|$ gdje su gornji, donji, lijevi, desni i veliki ROI prosječne vrijednosti piksela za ROI istoimenih područja interesa. Omjer artefakata mora biti manji od ili jednak 0,025 (2,5%). Slike predane za akreditaciju neće uspjeti ako omjer premaši 0,030 (3,0%). Artefakti mogu nastati pokretom ili vibracijom fantoma tijekom akvizicije. Provjeriti je li fantom sigurno postavljen u glavnu zavojnicu te da nije li slobodan za kretanje. Ghosting je nespecifični simptom hardverskog problema. Općenito, to je uzrokovano nestabilnošću izmjerenog signala iz impulsnog ciklusa u impulsni ciklus, koji može imati podrijetlo u podsustavima prijemnika, odašiljača ili gradijenta. Nakon što se isključi fantomsko kretanje, obično će biti potrebno zatražiti od servisnog inženjera da pronade i ispravi uzrok „duhova”. (27).

3.2.6. Napredna ispitivanja MR sustava

Moderni najsuvremeniji skeneri imaju mnogo naprednih značajki, uključujući ultra brzo snimanje i sekvence spektroskopije. Takvi skeneri zahtijevaju dodatna ispitivanja.

3.2.6.1. Ultrabrzi slikovni testovi

Eho planarne slikovne sekvence trenutno su najbrže dostupne tehnike snimanja koje se koriste u MRI. U "single-shot EPI", fazno i frekvencijsko kodiranje izvodi se nakon selektivnog RF impulsa s jednim slojem, što rezultira minimalnim vremenom prikupljanja kraćim od 50 ms / po slici. U "multishot EPI", k-prostor se popunjava u više od jednog TR s brojem snimaka koji određuju broj ponavljanja potrebnih za ispunjavanje prostora. Multishot EPI akvizicije manje su zahtjevni za MR sustave i manje su skloni većini EPI artefakata, ali ne pružaju vremensku razlučivost koja se može postići s single-shot EPI tehnikom. Najčešća primjena EPI sekvenci je u difuzijskom MRI, funkcionalnom MRI (fMRI) i perfuzijskom MRI.

Artefakti pomicanja prilično su česti u pojedinačnim akvizicijama EPI-a, a uzrokovani su nedosljednim faznim pomacima između parnih i neparnih odjeka. Za FOV-ove koji pokrivaju samo anatomiju koja nas zanima, ti artefakti mogu preklopiti anatomiju i mogu značajno pokvariti podatke. Utvrđene su dvije vrste faznih pogrešaka. Prva vrsta fazne pogreške, koja se često naziva fazna pogreška nultog reda, prostorno je neovisna. Nastaje iz B0 vrtloga struja, asimetričnog analognog odgovora filtra ili drugih čimbenika koji uvode različitu fazu nultog reda između neparnih i parnih odjeka. Druga vrsta fazne pogreške je linearna fazna pogreška. Ova fazna pogreška potječe iz vremenskog pomaka između središta neparnih i parnih odjeka uzrokovanih vrtložnim strujama, kao i odgode gradijentnih skupina (37).

Podaci iz referentnog skeniranja prikupljaju se pomoću istog slikovnog impulsnog slijeda, ali bez omogućenih gradijenata faznog kodiranja. Neusklađenost faze među odjecima može se izračunati analizom podataka Fourierove domene, a tako određeni eho-pomaci koriste se za korekciju podataka stvarnog prostora. Još jedan čest problem u EPI snimanju s jednim snimkom je geometrijsko izobličenje. Geometrijsko izobličenje uočeno u EPI znatno je veće od onog uočenog korištenjem spin-echo, brzog spin-echa ili gradient-echo snimanjem. Izobličenja mogu uzrokovati nehomogenosti polja (B0), ali efekti vrtložnih struja, posebno oni s dugotrajnim konstantama, mogu iskriviti i EPI slike. Kada u smjeru faznog kodiranja postoji gradijent pozadine, slika će se stisnuti ili proširiti u smjeru faznog kodiranja. Razvijene su razne metode korekcije izobličenja. Najbolji način je poboljšati svjetlucanje magneta i kompenzaciju vrtložnih struja. Difuzijski ponderirana EPI skeniranja korisna su kontrola kvalitete skeniranja za praćenje učinkovitosti vrtložnih kompenzacija, a stjecanje osnovnog difuzno ponderiranog skeniranja tijekom ispitivanja prihvatljivosti, daje podatke koji se mogu naknadno koristiti za procjenu zamaha sustava kompenzacije vrtložnim strujama. Mnogi testovi prihvatljivosti koji se koriste u konvencionalnom MRI mogu se ponoviti pomoću EPI sekvenci, uključujući geometrijska izobličenja i SNR (37).

3.2.6.1.1. Artefakti pomicanja

Prosječni omjer artefakata pomicanja može se izračunati mjerenjem intenziteta signala u $N / 2$, dijeljenjem intenziteta signala iz odgovarajućeg područja fantoma, korigirajući pozadinu. Takve vrijednosti obično ne bi trebale prelaziti 3% za EPI sekvencu, s FOV-om od 24 cm, debljinom presjeka od 5 mm, matricom 128×128 i efektivnom širinom pojasa ~ 100 kHz. Smjer kodiranja treba izbjegavati zbog artefakata pomaka u središtu smjera kodiranja frekvencije za linearnu faznu pogrešku. Također se preporučuje da se FOV odabere tako da $N / 2$ artefakti pomaka ne utječu na pravu sliku (36).

3.2.6.1.2. Geometrijsko izobličenje

Izobličenja i pomak slike mogu se izmjeriti pomoću istog homogenog fantoma koji se koristi za ocjenu artefakta pomaka. Dimenzije se mogu usporediti s pravim dimenzijama dobivenim pomoću uobičajenog redoslijeda spin ehopulsnim sekvencama. Tipična izobličenja manja od 3% za akvizicije spin-echo i gradient-echo EPI s FOV od 24 cm, debljinom presjeka 5 mm, efektivnom širinom pojasa ~ 100 kHz i matricom 128×128 (22).

3.2.6.1.3. Stabilnost EPI

Dvije uobičajene primjene pojedinačnih nabavki EPI su studije o perfuziji i fMRI. Slike iz dijelova tijela brzo se prikupljaju kako bi se omogućilo mjerenje volumena cerebralne krvi i hemodinamskih promjena u regijama neuronske aktivacije. Za takve je tehnike važno da razina signala, pomaka i šuma ostane gotovo konstantna tijekom trajanja studije. Stoga je korisno pribaviti mjere intenziteta signala, intenziteta pomaka i omjera pomaka u ovisnosti o vremenu. Duljina skeniranja trebala bi biti najdulje vremensko razdoblje tijekom kojeg će se takvi podaci dobiti u objektu. Kako je postotak promjene signala uočen u većini fMRI ispitivanja na 1,5 T $\sim 1\%$ do 4%, koeficijent varijacija intenziteta signala trebala bi biti manja od 0,25%.

Gradijenti vrlo velike snage i izuzetno osjetljivi RF prijemnici, koji se često koriste u EPI aplikacijama, mogu dovesti do neuobičajenih problema sa šumom koji mogu uključiti ne samo MR sustav već i okolne dijelove sobe, kao što su ventilacija, strop i povišene podne obloge. Takvi se problemi obično pojavljuju kod ultrabrzih slikovnih sekvenci, a većina ventilatora ima posebne postupke ispitivanja šuma. Predlaže se da medicinski fizičar pozove dobavljača ili servisno osoblje da ponovi ove testove tijekom ispitivanja prihvaćanja, posebno ako magnetna soba nije bila potpuno gotova kad su raniji testovi izvedeni. Ako se otkrije šiljast šum, serviser može koristiti RF površinsku zavojnicu izvan magneta kako bi pronašlo izvor ili vibrirajuće dijelove MR sustava ili stropa, ventilacijskih kanala ili poda. Nepravilno pozicioniranje i nesigurno pričvršćivanje gradijentnih kabela također mogu biti čest izvor šuma. Ova vrsta izvora šuma često je povremena (22).

3.2.6.2. Testovi spektroskopije

Cilj akvizicija MRS je pružiti biokemijske, a ne anatomske informacije iz određenog ROI-ja. Najčešći impulsi nizovi koji se koriste za lokalizaciju volumena od interesa (VOI) iz kojeg se dobivaju spektralni podaci PRESS (spektroskopija razlučena u točkama) i STEAM (način stimuliranog odjeka). Obje tehnike s jednim vokselom, u kojima se prikupljaju spektralni podaci odjednom iz jednog VOI-a, a trenutno se koriste spektroskopske tehnike snimanja, u kojima se istovremeno dobivaju spektralni podaci od više VOI-a (38).

3.2.6.2.1. VOI preciznost lokacije

Na mnogim skenerima s MRS sposobnošću moguće je grafički propisati VOI na nekonvencionalnoj MR slici, a zatim snimiti VOI pomoću posljedice lokalizacije MRS u homogenom fantomu. Na taj se način može lako procijeniti točnost prostornog pozicioniranja VOI. To bi trebalo provesti za VOI u blizini izocentra, kao i izvan izocentara. Takva grafički propisana i lokalizirana slika VOI data je na slici 11. Tipično, položaj rubova snimljenog VOI i propisani VOI moraju se slagati unutar 1,0 mm (39).

3.2.6.2.2. Spektralni testovi kvalitete

Neki dobavljači MR sustava pružaju vodene MRS fantome koji oponašaju tkivo i sadrže više kemijskih spojeva u približnim omjerima koncentracije in vivo. Ovi fantomi mogu biti vrlo korisni u ispitivanjima prihvaćanja i kontrole kvalitete. Omogućuju procjenu stupnja dobivene supresije vode, kao i određivanje SNR-a rezultirajućih MR pretraga potisnutih vodom. Učinkovito suzbijanje vode neophodno je s obzirom na to da je in vivo omjer koncentracije vode: koncentracija metabolita, približno 55M: 10mM. Suzbijanje vode u MRS studijama postiže se na način sličan suzbijanju masnog tkiva u konvencionalnom MR snimanju. Voda se obično potiskuje impulsima selektivnog kemijskog pomaka s tri uske širine pojasa (CHESS) koji su usredotočeni na frekvenciju vodonepropusnosti. Tipične MRS tehnike dobivaju i vodoprigušeni spektar i nesupromirani spektar vode, s time što se suzbijeni spektar koristi za korekciju vodom potisnutog spektra na vrtložne struje i za fazno prigušeni spektar. S ograničenim vremenom dostupnim za ispitivanje prihvaćanja može se testirati jedna ili dvije akvizicije, a uz ovo ograničenje najbolji izbor je kratko vrijeme odjeka, akvizicija od jednog voksel, poput STEAM sekvence s TE 20 ms ili PRESS sekvence s TE 30 ms. Kraća vremena odjeka upotrijebit će veće amplitude gradijenta i ponekad kraće RF selektivne impulse koji mogu uzrokovati artefakte vrtložnih struja i artefakte onečišćenja vanjskog volumena u spektrima.^{20,24}Kako PRESS slijed s TE 30 ms ima kraće trajanje kvarenja gradijenata, to će biti teži test od STEAM sekvence s TE 20 ms (40).

Fantom za spektroskopiju treba postaviti u središte zavojnice i prikupiti podatke. Nakon što se dobiju slike, $2 \times 2 \times 2$ cm³ voksel se postavlja u približno središte fantoma. 16 akvizicija omogućuje cjelovito fazno kruženje, što smanjuje vanjski volumen. Budući da tipični TR iznosi 1,5 sekundu to zahtijeva samo 24 sekunde po akviziciji. Minimalna naknadna obrada, primjerice nulto punjenje, Fourierova transformacija i fazno spektriranje, trebaju se koristiti na podacima vremenske domene s jednim vokselom. Ne smije se primijeniti filtriranje vremenske ili frekvencijske domene.

Oduzimanje vode i početna naknadna obrada također se ne bi trebali primjenjivati. Ako sustav ima mogućnost izvođenja korekcije vrtložnim strujama (ECC), vodopisnute podatke o jednom vokselu treba obraditi dva puta: jednom bez ECC-a i jednom s ECC-om, za što su potrebni podaci koji nisu potisnuti vodom. ECC algoritam uzima fazu svake složene točke vremenske domene u podacima o suzbijanju vode i oduzima fazu odgovarajuće točke vremenske domene u podacima koji nisu potisnuti vodom. Vršna područja i širine mogu se izmjeriti, ako je moguće na danom sustavu, prilagođavanjem Lorentzijevih vrhova, vrhovima metabolita u ECC-korigiranom spektru potisnutog jednim vokselom. To se obično postiže s modulom konrole kvalitete ili drugim modulom za obradu spektroskopskog softvera. Čak i ako takav modul nije dostupan, vršna širina i visina obično se mogu dobiti na skeneru ili na pridruženoj radnoj stanici. Za MR sustav s postavljenim podloškom sobne temperature drugog reda, globalni protok vode (FWHM) trebao bi biti <7 Hz. Za MR sustav sa samo linearnim podloščima, FWHM bi trebao biti <14 Hz. U oba slučaja, FWHM fantomskog NAA ili acetil-aspartatnog vrška (2,0 ppm) trebao bi biti ~ 1 Hz u ECC-korigiranom spektru potisnutog jednim vokselom (40).

Spektar fantomskog metabolita trebao bi imati ravnu početnu liniju bez visokofrekventnog raspršivanja a izolirani, samostalni vrhovi trebali bi biti predstavljeni Lorentzijevom funkcijom uklapanja. Loše prijanjanje vrha moglo bi biti zbog nehomogenosti magnetskog polja), lošeg podešavanja sekvence softvera ili, najvjerojatnije, vrtložnih struja prvog i višeg reda, koje se ne ispravljaju čak ni kada se koristi ECC algoritam. Još jedan artefakt koji će biti vrlo vidljiv u ne-ECC obrađenom spektru jednog vokselu je negativni skok na jednoj strani svakog vrha metabolita. To je zbog vrtložnih struja nultog reda i ne bi trebalo biti vidljivo u ECC obrađenom spektru. Područje i FWHM jednog ili više vrhova metabolita i početne buke treba zabilježiti za buduću referencu. Softver za naknadnu obradu trebao bi biti sposoban izračunati šum spektra kao efektivni šum oko osnovne linije spektra u regiji s vrhovima metabolita. To može zahtijevati dodatnu naknadnu obradu bazne linije kako bi se osigurala vodoravna osnovica bez DC pomaka.

SNR se može izračunati iz vrha metabolita kao visina vrha podijeljena s RMS početnom bukom ili kao površina vrha podijeljena s RMS osnovnom bukom. Budući da se vrhovi prilagode manje na podlozi vokselu od visine vrha, definicija SNR područja vrha bit će dosljednija, ali se mijenja s filtriranjem prikupljanja i naknadne obrade. SNR također ovisi o koncentraciji fantomskog metabolita, T1 i T2 vrijednosti metabolita, izboru TR i TE, vrsti akvizicije (STEAM ili PRESS), te broju akvizicija i trajanju očitavanja signala po akviziciji. Stoga, ako proizvođač MR sustava odredi minimalni fantomski SNR metabolita, on bi se primjenjivao samo na određeni protokol fantoma, akvizicije i naknadne obrade. Ako je dostupan prikaz signala u stvarnom vremenu, na primjer, iz ručnog jednostrukog podesivog izbornika s prikazom signala u frekvencijskoj domeni, dodatni test hardverske stabilnosti je promatranje vodonepropusnog vodenog signala s RF podešenim signalom na maksimalno suzbijanje vode i maksimalno pojačanje prijarnika. To je dobar hardverski test, posebno za RF stabilnost na niskoj razini. Također se može tražiti potisnuti signal vode isključivanjem RF impulsa za suzbijanje vode. U tom bi slučaju varijacija amplitude signala trebala biti ~ 1%, a položaj vrha ne bi se trebao mijenjati za više od 1 Hz. Varijacije amplitude vrha, oblika ili faze najvjerojatnije su uzrokovane nestabilnošću gradijenta (40).

4. ZAKLJUČAK

Povijesni napredak u istraživanju i kliničkoj primjeni MR snimanja zahtijevao je razvoj kvalitete kontrole da bi se uočile pogreške uređaja i ispravile iste. Kontrola kvalitete uključuje redovita tehnička ispitivanja medicinske opreme i procjenu kvalitete slike kako bi se osigurala sukladnost s propisima. Kontrolu kvalitete vrše radiološki tehnolog i medicinski fizičar koji održavaju kvalitetu uređaja na razini uz pomoć fantoma. Pregledavaju se opće provjere sustava kao i ispitivanja sustava MR skenera. U složenom sustavu kao što je to MR, mnogo stvari može poći po zlu. Može doći do greške cijelog sustava ili problema uzrokovanog jednim od podsustava. Električne i elektroničke komponente mogle bi se postupno pogoršati, a ako se pogoršanje ne otkrije, to bi moglo dovesti do značajnog zastoja i pogoršanja slike. Čak i nadogradnja softvera može promijeniti karakteristike slikovnog sustava, koji mogu ostati neotkriveni ukoliko se ne izvrše odgovarajuća ispitivanja prije i nakon nadogradnje. Proizvođači obično koriste vlastite protokole i standarde za procjenu MR skenera. Većina ispitivanja odnosi se na stabilnost mehaničkih komponenti i elektroničkih sklopova, ali kvaliteta slike je među najbitnijima. Kvaliteta slike dramatično je poboljšana uvođenjem superprovodnih magneta jakog polja, digitalnih RF sustava i zavojnica s faznim nizom stoga je bitno da se ona redovito kontrolira.

5. LITERATURA

1. [Robert R Edelman](#), The history of MR imaging as seen through the pages of radiology, *Radiology*. 2014 Nov; 273 (2 Suppl) : S181 – 200. doi: 10.1148 / radiol.14140706. PMID: 25340436
2. Röntgen WC. On a new kind of rays. *Science* 1896;3(59):227–231. [Crossref](#), [Medline](#), [Google Scholar](#)
3. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: examples of employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973;242(5394):190–191. [Crossref](#), [Google Scholar](#)
4. Mansfield P, Maudsley AA. Medical imaging by NMR. *Br J Radiol* 1977;50(591):188–194. [Crossref](#), [Medline](#), [Google Scholar](#)
5. Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L. NMR in cancer: XVI. FONAR image of the live human body. *Physiol Chem Phys* 1977;9(1):97–100, 108. [Medline](#), [Google Scholar](#)
6. Edelstein WA, Hutchison JM, Johnson G, Redpath T. Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. *Phys Med Biol* 1980;25(4):751–756. [Crossref](#), [Medline](#), [Google Scholar](#)
7. Alfidi RJ, Haaga JR, El-Yousef SJ et al. Preliminary experimental results in humans and animals with a superconducting, whole-body, nuclear magnetic resonance scanner. *Radiology* 1982;143(1):175–181. [Link](#), [Google Scholar](#)
8. Morgan P, Conolly S, Scott G, Macovski A. A readout magnet for prepolarized MRI. *Magn Reson Med* 1996;36(4):527–536. [Crossref](#), [Medline](#), [Google Scholar](#)
9. Ehman RL. MR imaging with surface coils. *Radiology* 1985;157(2):549–550. [Link](#), [Google Scholar](#)
10. Schnall MD, Lenkinski RE, Pollack HM, Imai Y, Kressel HY. Prostate: MR imaging with an endorectal surface coil. *Radiology* 1989;172(2):570–574. [Link](#), [Google Scholar](#)
11. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C Solid State Phys* 1977;10(3):L55–L58. [Crossref](#), [Google Scholar](#)

12. Haase A, Frahm J, Matthaei D, Hänicke W, Merboldt KD. FLASH imaging: rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *J Magn Reson* 2011;213(2):533–541. [Crossref](#), [Medline](#), [Google Scholar](#)
13. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986;3(6):823–833. [Crossref](#), [Medline](#), [Google Scholar](#)
14. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. Coil sensitivity encoding for fast MRI [abstr]. In: *Proceedings of the Sixth Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. Berkeley, Calif: International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 1998; 579. [Google Scholar](#)
15. Strugačevac Petar, *Teorijska osnova MRI tehnike*, Klinička bolnica Osijek, ISBN 978-983-99055-4-3
16. Janković Stipan. Eterović Davor. *Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike*. Medicinska naklada. Zagreb. 2002.
17. Janković S., Mihanović F., Punda A., Radović D., Barić A., Hrepić D., *Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini*, Sveučilište u Splitu, Split, 2015.
18. European Commission. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images*. Off. J. Eur. Comm. 16260 EN (1996).
19. *Quality Assurance in Diagnostic Radiology*, World Health Organization, Geneva(1982). <http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/39095/9241541644.pdf?sequence=1>
20. [A M Di Nallo](#), [O Ortenzia](#), [M D'Arienzo](#), [D Coniglio](#), [M Benassi](#), MRI quality control tools for procedures and analyses, *J Exp Clin Cancer Res* 2006 Mar;25(1):121-7
21. [M J Firbank](#), [R M Harrison](#), [E D Williams](#), [A Coulthard](#), Quality assurance for MRI: practical experience, *Br J Radiol.* 2000 Apr;73(868):376-83. Doi:10.1259/bjr.73.868.10844863
22. Edward F. Jackson, Michael J. Bronskill, Dick J. Drost, Joseph Och, Robert A. Pooley, Wlad T. Sobol, Geoffrey D. Clarke, *Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities*, American Association of Physicists in Medicine, 2010, MD 20740-3846

23. Evans JB. Structural floor vibration and sound isolation design for a magnetic resonance imaging system. 2005. *J Building Acoustics* 12:207–223, http://www.jeacoustics.com/library/BA_12-3-Evans.pdf
24. Och JG, Clarke GD, Sobol WT, Rosen CW, Mun SK. (1992). “Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group No. 6.” *Med Phys* 19(1):217–229.
25. Turner BD. [Shielding issues for medical products](#). Conformity, May 2007, pp 48-53.
26. Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WG Jr, Froelich JW, Gilk T, Gimbel JR, Gosbee J, Kuhni-Kaminski E, Lester JW Jr, Nyenhuis J, Parag Y, Schaefer DJ, Sebek-Scoumis EA, Weinreb J, Zaremba LA, Wilcox P, Lucey L, Sass N; ACR Blue Ribon Panel on MR Safety. (2007). “ACR guidance document for safe MR practices: 2007.” *AJR Am J Roentgenol* 188 (6):1447–1474.
27. American College of Radiology (ACR). MR Accreditation Program Phantom Test Guidance. <https://www.acraccreditation.org/-/media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>
28. [Karl F. Stupic](#), [Maureen Ainslie](#), [Michael A. Boss](#), [Cecil Charles](#), [Andrew M. Dienstfrey](#), [Jeffrey L. Evelhoch](#), [Paul Finn](#), [Zydrunas Gimbutas](#), [Jeffrey L. Gunter](#), [Derek L. G. Hill](#), [Clifford R. Jack](#), [Edward F. Jackson](#), [Todor Karaulanov](#), [Kathryn E. Keenan](#), [Guoying Liu](#), [Michele N. Martin](#), [Pottumarthi V. Prasad](#), [Nikki S. Rentz](#), [Chun Yuan](#), [Stephen E. Russek](#), A standard system phantom for magnetic resonance imaging, 2021 Apr 13, PMID: 33847012, DOI: [10.1002/mrm.28779](https://doi.org/10.1002/mrm.28779)
29. Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, Gao JH, Roby JW 3rd. (2006). “Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems.” *Med Phys* 33(11):4299–4306.
30. Jezzard P, Balaban RS. (1995). “Correction for geometric distortion in echo planar images from B0 field variations.” *Magn Reson Med* 34(1):65–73.
31. NEMA-MS-9. Characterization of Phased Array Coils for Diagnostic Magnetic Resonance Images: MS 9-2008. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2008.
32. NEMA-MS-5. Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA MR Standards: MS 5-2003. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2003.

33. NEMA-MS-1. Determination of Signal-To-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA MR Standards: MS 1-2008. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2008.
34. Constantinides CD, Atalar E, McVeigh ER. (1997). "Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays." *Magn Reson Med* 38(5):852–857.
35. Tropp J. (2004). "Image brightening in samples of high dielectric constant." *J Magn Reson* 167(1):12–24.
36. Zakhor A. (1990). "Ghost cancellation for MRI images." *IEEE Trans Med Imaging* 9(3):318–326
37. Maier JK, Vavrek M, Glover GH. Correction of NMR Data Acquired by an Echo-Planar Technique. U.S. Patent 5151656, 1992.
38. Frahm J, Merboldt K-D, Hänicke W. (1987). "Localized proton spectroscopy using stimulated echoes." *J Magn Reson* 72(3):502–508.
39. Bottomley PA. Selective Volume Method for Performing Localized NMR Spectroscopy: U.S. Patent 4480228, 1984
40. Hennig J. (1992). "The application of phase rotation for localized in vivo spectroscopy with short echo times." *J Magn Reson* 96(1):40–49.

6. ŽIVOTOPIS

Osobni podatci

Ime i prezime : Tea Strunje

Datum, godina i mjesto rođenja : 30.04.1993., Split

Državljanstvo : Hrvatsko

Email : tea.strunje@gmail.com

Obrazovanje i osposobljavanje

2000.-2008. Osnovna škola Dobri, Split

2008.-2012. Prva gimnazija-klasični smjer, Split

2013.-2016. Preddiplomski studij radiološke tehnologije, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija u Splitu

2018.-2021. Diplomski studij radiološke tehnologije, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija u Splitu

Vještine

Strani jezici : Engleski (aktivno pismo i govor), Njemački (razina A2.2)

Rad na računalu: Korištenje Interneta i MS Office paketa