

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL
Infotehnoloogia teaduskond
Tervisetehnoloogiate instituut

Rait Käpp 150454YADM

**OSALISE FOURIER' KUVAMISE
KASUTAMINE
MAGNETRESONANTSTOMOGRAAFIAS**

Magistritöö

Juhendaja: Kalle Kepler (PhD),
Tartu Ülikooli füüsika instituudi
meditsiinifüüsika vanemteadur

Kaasjuhendaja: Mait Nigul (MSc),
Tartu Ülikooli Kliinikumi
radioloogiakliiniku füüsik

Tallinna Tehnikaülikooli ja Tartu Ülikooli
biomeditsiinitehnika ja meditsiinifüüsika ühisõppekava

Tartu 2017

Autorideklaratsioon

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele esitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Rait Käpp

19.05.2017

Annotatsioon

Magistritöö eesmärk on anda teoreetiline ülevaade osalise Fourier' kuvamise (OFK) meetodist magnetresonantstomograafias ja hinnata läbi praktiliste katsete meetodi mõju pildikvaliteedile. Katsed viidi läbi nelja erineva magnetresonantstomograafia Eesti tervishoiuasutustes. Kujutiste kvaliteeti hinnati *American College of Radiology* (ACR) testkeha ja metoodika abil.

Spinn-kaja pulssprogrammide korral lühenes andmehõive aeg proportsionaalselt OFK fraktsiooniga ning pildikvaliteet langes (signaal-müra-suhe, madalkontrastsete objektide lahutusvõime ja signaali intensiivsuse ühtlus). OFK kasutamist tasub kaaluda uuringutel, kus on vajalik kõrge ajaline lahutusvõime ning ruumiline lahutusvõime ei ole kriitiline.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 54 leheküljel, 7 peatükki, 29 joonist, 9 tabelit.

Abstract

Partial Fourier acquisition in magnetic resonance imaging

Digital image acquisition in magnetic resonance imaging (MRI) is based on spatially encoded radio frequency (RF) signals. Raw signal is considered as a two-dimensional Fourier image, known as k-space. One of the properties of the Fourier image is Hermitian symmetry or conjugated symmetry. It means that if the object is real, its Fourier transforms real part of signal values is symmetric and imaginary part is antisymmetric around the centre of the k-space. In ideal conditions half of the k-space could be calculated as complex conjugate values. In real life there are disruptions in measured signals that demand more sophisticated methods for calculating half filled k-space.

Hermitian symmetry can be used to speed up image acquisition in MRI. This method is called partial Fourier imaging – reconstructing a full image from partially filled k-space.

The aim of this study is to give a theoretical overview of partial Fourier imaging and to evaluate the effect of the method on acquisition time and image quality with using practical tests.

99 test series were acquired and analysed in 26 groups. Four different MRI units were used in two different Estonian hospitals.

Results were near expected values for spin echo (SE) pulse sequences. For turbo spin echo (TSE) and fast spin echo (FSE) sequences, the results indicate that more effort is needed to adjust all the sequence parameters to obtain practical benefits from partial Fourier acquisition.

Noticeable effect on image quality (SNR, low contrast detectability and image intensity uniformity) was recorded – quality decreases with lower partial Fourier acquisition fraction.

In conclusion, partial Fourier imaging has the potential to be implemented in studies where high temporal resolution is desired and low spatial resolution is accepted. Using the partial Fourier imaging in clinical setting requires further studies.

The thesis is in Estonian and contains 54 pages of text, 7 chapters, 29 figures, 9 tables.

Lühendite ja mõistete sõnastik

ACR	<i>American College of Radiology</i>
BW	Sagedusriba laius piksli kohta (ingl <i>pixel bandwidth</i>)
DICOM	Standard digitaalkuvamiseks ja infovahetuseks meditsiinis (ingl <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i> . NEMA standard)
FES	Faasikodeerimise sammude arv (ingl <i>number of phase encoding steps</i>)
FOV	Vaateväli (ingl <i>field of view</i>)
FRFSE	<i>Fast Relaxation Fast Spin Echo</i>
GA	Geomeetiline täpsus (ingl <i>geometrical accuracy</i>)
HCSR	Kõrge kontrastsuse ruumiline lahutusvõime (ingl <i>high-contrast spatial resolution</i>)
KST	k-ruumi trajektooride arv (ingl <i>number of k-space trajectories</i>)
LCOD	Madala kontrastsusega objektide eristamine (ingl <i>low-contrast object detectability</i>)
MRT	Magnetresonantstomograafia
NSA	Korduv signaali registreerimine keskmistamise eesmärgil (ingl <i>number of signal averages</i>)
OFK	Osaline Fourier' kuvamine
OFK FE	OFK sageduskodeerimise suunas ehk osaline kaja (ingl <i>partial echo</i>)
OFK PE	OFK faasikodeerimise suunas
PIU	Signaali intensiivsuse ühtlus kujutisel (ingl <i>image intensity uniformity</i>)
PSG	Varikujutise intensiivsus protsentuaalselt (ingl <i>percent-signal ghosting</i>)
ROI	Huvipiirkond (ingl <i>region of interest</i>)
SE	Spinn-kaja (ingl <i>spin echo</i>)
SNR	Signaal-müra-suhe (ingl <i>signal-to-noise ratio</i>)
SPA	Lõigu positsiooni täpsus (ingl <i>slice position accuracy</i>)
STA	Lõigu paksuse täpsus (ingl <i>slice thickness accuracy</i>)
TE	Kajaaeg (ingl <i>echo time</i>)
TIR	<i>Triple Inversion Recovery</i>
TR	Kordusaeg (ingl <i>repetition time</i>)
TSE	Turbo-spinnkaja (ingl <i>Turbo spin echo</i>)
Kujutiseseeria	Koosneb 11-st kujutisest
Katseseeria	Koosneb mitmest kujutiseseeriast

Sisukord

1 Sissejuhatus.....	11
2 Kirjanduse ülevaade.....	13
2.1 Andmehõive magnetresonantstomograafias	13
2.2 Osalise Fourier' kuvamise tehnika.....	20
2.3 Ülevaade erinevatest tehnikatest.....	25
2.4 Osalise Fourier' kuvamise ja osalise signalihõive mõiste.....	27
3 Metoodika	29
3.1 Ülevaade kujutise kvaliteedi hindamise metoodikast	34
3.1.1 Geomeetiline täpsus.....	35
3.1.2 Kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime	36
3.1.3 Lõigu paksuse täpsus	37
3.1.4 Lõigu positsiooni täpsus	38
3.1.5 Signaali intensiivsuse ühtlus kujutisel	39
3.1.6 Varikujutise intensiivsus protsentuaalselt.....	40
3.1.7 Madala kontrastsusega objektide eristamise test	41
3.1.8 Signaal-müra-suhe	42
3.2 Katseseadmed	43
3.3 Määramatuse hindamine	44
4 Katsetulemused	47
5 Katsetulemuste analüüs.....	55
6 Järeldused.....	62
7 Kokkuvõte.....	63
Kasutatud kirjandus	65
Lisa A – Katsetulemused	67

Jooniste loetelu

Joonis 1. Kahemõõtmelise k-ruumi illustratsioon. k_{FE} - sageduskodeerimise suund. k_{PE} - faasikodeerimise suund. TR - kordusaeg (ingl repetition time) [1].	17
Joonis 2. Ühe kujutise andmehõiveks kuluv aeg (joonisel <i>Acquisition Time</i>) on määratud ära ühe tsükli kestusega (TR) ja k-ruumi täitmiseks vajalike tsüklike hulgaga (joonisel "k" <i>Space Rows</i>) [5].	18
Joonis 3. Hermite' sümmeetria k-ruumi andmehulgas. Punktides P ja Q on signaali amplituud võrdne, kuid faas nihutatud 180° võrra. Kui teame punkti P väärtust (näiteks $a+ib$), saab arvutada punkti Q ($a-ib$) [12].	21
Joonis 4. Kärbitud andmehõive k-ruumi täitmisel (a) osalise kaja tehnika (ingl <i>partial echo</i>); (b) osalise Fourier' kuvamise tehnika (ingl <i>partial Fourier' imaging</i>) [10]. ...	23
Joonis 5. Osalise kaja registreerimine. FID – vabainduktsioonvaibe. <i>Echo</i> – kajasignaali. RF – raadiosageduslik impulss. <i>Sample</i> – registreeritud osaline kajasignaali [15]. ...	24
Joonis 6. Sagitaalne eelvaate kujutis (ingl <i>localizer</i>) koos kihtide (1-11) positsioonidega testkeha elementidel [25].	31
Joonis 7. Sagitaalne lokaliseerimiskujutis ja aksiaalsed kujutised testkehast, mille alusel määratakse pildikvaliteedi parameetrid [25].	32
Joonis 8. Geomeetrilise täpsuse hindamine kujutiselt. Kujutiseseria lõigud nr. 1 ja nr. 5. Määratakse kujutise mõõtmed nooltega näidatud suundades [21].	35
Joonis 9. Kõrge kontrastsusega ruumilise lahutusvõime määramise objektid ACR fantoomi kujutiseseria lõigul nr. 1. Vasakul fragment kujutisest ja paremal elementide paigutuse skeem [21].	36
Joonis 10. Lõigu paksuse hindamine ACR kujutiseseria lõigult nr. 1 [21].	37
Joonis 11. Lõigu positsiooni täpsuse määramine. Kujutiste seerist lõigu nr. 1 ja nr. 11. Kiiljatest elementidest saadud tumedad ribad kujutiste ülaosas. Nooltega on märgitud mõõtmise distantsid [21].	38
Joonis 12. Signaali intensiivsuse ühtluse määramine kujutiselt. Kujutiseseria lõigult nr. 7 määratakse akendamise abil madalaima väärtusega pikselite piirkonnast (joonis a) ja kõrgeima pikslite väärtuse piirkonnast (joonis b) keskmine signaali intensiivsus [21].	39

Joonis 13. Varikujutise protsentuaalsuse hindamine. Kujutiseeria lõigult nr. 7 määratakse viie ROI keskmine pikslite intensiivsus [21].	40
Joonis 14. Madala kontrastsusega objektide eristamise test. Kujutiseeriast lõik nr. 11. Hindaja peab lugema kokku radiaalsete sirgete arvu, kus kõik kolm objekti on nähtavad [21].	41
Joonis 15. Signaal-müra-suhte määramine. Kujutiseeria lõigule nr. 7 paigutatakse a) ROI objekti kujutisele, millelt registreeritakse keskmine signaali intensiivsus; b) üks või mitu ROI-d õhu piirkonda ning registreeritakse nende signaali standardhälve [22].	42
Joonis 16. Katseseeria nr. 18. Illustratsiooniks on toodud esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria (fraktsioon 1); b. – OFK PE 0,5; c. – OFK PE 0,75; d. – NSA 2; e. – OFK FE;	49
Joonis 17. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.	50
Joonis 18. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.	50
Joonis 19. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.	51
Joonis 20. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.	51
Joonis 21. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.	51
Joonis 22. Katseseeria nr. 5 illustratsioon: esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria; b. – OFK PE 0,525; c. – OFK PE 0,6; d. – OFK PE 0,7; e. – OFK PE 0,8; f. – OFK PE 0,9;	52
Joonis 23. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.	53
Joonis 24. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.	53
Joonis 25. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.	54
Joonis 26. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.	54
Joonis 27. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.	54
Joonis 28. Kõrge kontrastsusega lahutusvõime testi elemendid katseseeriast nr. 13. a.) Originaalparameetritega katseseeria (SE, T1, TE=14 ms, TR=500 ms); b.) OFK PE 0,5 + FE (SE, T1, TE=20 ms, TR=500 ms); Katseseade C.	56
Joonis 29. Katseseeria nr. 29. Uuringuseade A, T2W_TSE. Vasakult paremale originaal-pulssprogrammiga saadud kujutis, OFK fraktsioonid 0,8, 0,625 ja 0,525.	61

Tabelite loetelu

Tabel 1. Osalise Fourier' kuvamise ja osalise signaalihõive erinevad mõisted	28
Tabel 2. ACR MR kvaliteeditestide pulssprogrammi parameetrid [25].	30
Tabel 3. Kasutatud uuringuseadmed ja –mähised.....	43
Tabel 4. Korratavuse hindamiseks kasutatud pulssprogrammi parameetrid.	46
Tabel 5. Korratavuse tulemused. n=5.	46
Tabel 6. Katseseeria number 18 üldandmed	49
Tabel 7. Katseseeria nr. 18 pulssprogrammide parameetrid.....	49
Tabel 8. Katseseeria number 5 üldandmed	52
Tabel 9. Katseseeria nr. 5 pulssprogrammide parameetrid.....	52

1 Sissejuhatus

Magnetresonantstomograafia ühendab erinevaid teaduse ja tehnoloogia valdkondi, sealhulgas kvantmehaanika, biofüüsika, elektromagnetlainete teooria, signaali- ja pilditöötlus ning riistvara disain. Valdkondi ühendavateks lülideks on matemaatilised vahendid ja arvutusalgoritmid.

Magnetresonantstomograafia (MRT) on endiselt kiiresti arenev valdkond. See nõuab tähelepanelikkust meetodite tutvustamisel ja tervikpildi kokkuseadmisel. Artikleid ja raamatuid uurides võib leida meetodeid, mida tänapäeval enam ei kasutata. Samas on mitmeid 1970-ndatel kirjeldatud signaalitöötluse meetodeid ja matemaatilisi võtteid võimalik siiani edukalt kasutada või on need alles hiljuti kasutusele võetud.

Kliinilises kasutuses on MRT kujutiste kõrge diagnostilise kvaliteedi kõrval alati olnud oluline ka uuringuks kuluv aeg ning kujutiste ajaline lahutusvõime.

Käesolev uurimus keskendub MRT skaneerimise aja lühendamist võimaldavale kuvamismeetodile, mida nimetatakse osaliseks Fourier' kuvamiseks (ingl *partial Fourier' acquisition*). Hüpoteesi kohaselt võimaldab nimetatud meetod parandada kujutiste ajalast lahutusvõimet, millega kaasneb vaid marginaalne langusega kujutise kvaliteedis. Eesmärk on anda teoreetiline ülevaade osalise Fourier' kuvamise ja osalise kaja (ingl *partial echo*) tehnikast ning praktiliste katsete kaudu hinnata nende mõju kujutiste füüsikalisele kvaliteedile. Tööd saab käsitleda ettevalmistava sammuna, et hinnata OFK meetodi kasutatavust kliinilises praktikas.

Terminite eestikeelsed tõlked on võetud rahvusvahelisest meditsiinifüüsika sõnastikust EMITEL¹. Eestikeelses erialases kirjanduses ei ole need kõik veel laialt levinud, kuid tunnustatud eestikeelsete vastetena tuleks neid kasutuses hoida ja vajaduse korral arendada uusi termineid, mida on välja pakutud ka käesolevas töös. Ühese mõistetavuse tagamiseks on tekstis esitatud ka ingliskeelsed vasted.

¹ *European Medical Imaging Technology e-Encyclopaedia for Lifelong Learning* <http://www.emitel2.eu/>

Magistritöö teema on ajendatud eesmärgist uurida kliiniliste MRT seadmete efektiivsema kasutuse võimalusi ning huvist täiendavate kuvamistehnikate vastu.

2 Kirjanduse ülevaade

Magnetresonantstomograafia on üks meditsiinilise kuvamise liike, mis kasutab magnetvälju ja raadiosageduslikke signaale inimkeha anatoomiliste struktuuride kuvamiseks. Tegu on ioniseerivat kiirgust mitte kasutava ja mitteinvasiivse meetodiga, mis võimaldab kuvada kudede ning elundite struktuuri, ainevahetust ja funktsiooni. Magnetresonantstomograafia on väga noor tehnika. Esimene avaldatud kujutis inimese peast pärineb aastast 1978 [1]. Vastavat tehnikat täiustatakse ja arendatakse aktiivselt ka tänapäeval.

2.1 Andmehõive magnetresonantstomograafias

Andmete kogumine MRT kujutise jaoks on üles ehitatud uuritava objekti ergastamisele raadiosageduslike impulssidega ja objekti ergastatud tuumade poolt emiteeritud raadiosageduslike kajasignaali registreerimisele.

Igal paaritu massiarvuga aatomi tuumal on nullist erineva väärtusega magnetmoment $\vec{\mu}$. Paigutades uuritava objekti homogeensesse magnetvälja, orienteeruvad objektis paiknevad üksikud magnetmomendid magnetvälja mõjul (vesiniku aatomil on kaks eelistatud suunda), tekitades magnetvälja suunalise magneetumuse \vec{M} . Uuritava piirkonna mõjutus raadiosagedusliku impulsi muudab osakeste summaarse magneetumuse suunda ja viib selle tasakaaluasendist välja $\vec{M} \rightarrow \vec{M}_{xy}$. Põhinedes Faraday elektromagnetilise induktsiooni seadusele genereerivad tasakaaluasendi poole liikuvad magnetmomendid raadiosagedusliku signaali $S(t)$. Kasutades erinevaid magnetvälja gradiente ja raadiosageduslikke impulsse, kodeeritakse signaal ja täidetakse sellega k-ruum – $S(\vec{k})$. Pärast pildi rekonstrueerimist saame MRT kujutise – signaali intensiivsuste jaotuse ruumis $I(\vec{x})$. Signaali intensiivsuse jaotus sõltub MRT kontekstis lisaks prootontihedusele ka koeparameetritest T1 (magneetumuse pikisuunalise komponendi relaksatsiooniaeg) ja T2 (magneetumuse ristisuunalise komponendi relaksatsiooniaeg) ning uuringu pulssprogrammi parameetritest TR (kordusaeg) ja TE (kajaaeg).

Kujutise saamise protsessi etapid on seostena esitatud valemis (1)[2]

$$\vec{\mu} \rightarrow \vec{M} \rightarrow \vec{M}_{xy} \rightarrow S(t) \rightarrow S(\vec{k}) \rightarrow I(\vec{x}). \quad (1)$$

Magnetresonantstomograafiaga kuvamiseks on sobilikud keemilised elemendid, mille aatomi tuuma spinn-kvantarv on nullist erinev. Kliinilises MRT-s on enimkasutatud keemiliseks elemendiks vesinik (isotoop ^1H ehk prootium). Vesinikku on erinevates bioloogilistes kudedes suurel hulgal (eriti vees ja rasvkoos) ja selle tuumamagnetresonantsi signaal on tuvastamiseks piisava tugevusega. Teadusuuringute eesmärgil kasutatakse MRT-s ka naatriumit (^{23}Na), süsinikku (^{13}C) ja fosforit (^{31}P).

Igal elemendil on sellele spetsiifiline güromagnetiline konstant γ . Vesiniku jaoks on selle väärtus 42,58 MHz/T ja fosfori jaoks 17,25 MHz/T [3][4]. Vastavalt Larmor'i seadusele saame güromagnetilist konstanti teades leida igale keemilisele elemendile tuuma pretsesseerumise sageduse magnetväljas:

$$f_0 = \gamma \cdot B_0, \quad (2)$$

kus γ [MHz/T] on güromagnetiline konstant ja B_0 [T] on magnetiline induktsioon. Suurust f_0 [MHz] võib käsitleda kui spinn-süsteemi oma resonantssagedust [2][3].

Larmor'i seadus on üks olulisemaid MRT andmehõive protsessis. See võimaldab kuvamiseks valida konkreetse keemilise elemendi tuumade signaali ning jätta protsessist välja teised elemendid. Kasutades uuritavas piirkonnas ruumis lineaarselt muutuvat magnetvälja tugevust, saame Larmor'i seaduse abil (teades B_0 sõltuvust ruumis) läbi f_0 muutuse määrata signaali intensiivsuse jaotuse ruumis [5].

Uuritavate osakeste ergastamiseks kasutatakse alalismagnetväljaga B_0 risti suunatud magnetilist impulssi B_1 . B_1 ehk raadiosageduslik magnetväli (ingl *RF pulse*) on ajas muutuva tugevusega, selle sagedus peab ühtima uuritava keemilise elemendi Larmor'i sagedusega. Nii ergastusimpulsi edastamiseks, kui kaja-signaali registreerimiseks kasutatakse raadiosageduslike mähiseid (RF-mähised).

Nende mähiste töö põhineb Faraday induksiooniseadusel ja selle pööratavusel:

- Muutuv elektromotoorjõud mähises kutsub esile muutuva magnetvoo mähise keerdudega piiratud ruumis. MRT-s vastab sellele raadiosagedusliku impulsi edastamine.
- Mähise keerdude pinda läbiv muutuv magnetvoog kutsub esile elektromotoorjõu mähise kontaktidel, mis on võrdeline magnetvoo kahanemisega. MRT-s vastab sellele pretsesseeruvate spinnide kaja-signaali registreerimine.

Faraday induksiooniseadusele tuginedes on pinge MRT uuringumähise kontaktidel avaldatav valemiga (3)

$$V(t) = -\frac{\partial \Phi(t)}{\partial t} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_{\text{object}} \vec{B}_r(\vec{r}) \cdot \vec{M}(\vec{r}, t) d\vec{r}, \quad (3)$$

kus on kasutatud järgmiseid tähistusi [2][6]:

- Φ – mähise kontuuri poolt piiratud pinda läbiv magnetvoog;
- t – aeg;
- $\vec{B}_r(\vec{r})$ – magnetiline induksioon punktis kohavektoriga \vec{r} ;
- $\vec{M}(\vec{r}, t)$ – magneetumuse sõltuvus ajast ruumipunktis \vec{r} ;
- $V(t)$ – pinge ajaline sõltuvus mähise kontaktidel ehk otseselt elektriline signaal (eelnevas valemis (1) tähistatud kui $S(t)$), mis kantakse toorandmete maatriksisse (k-ruum; ingl *k-space*).

MRT andmehõive protsess eeldab registreeritud signaalide teatavat kodeerimist ruumikoordinaadi järgi. Selleks kasutatakse perioodiliselt muudetavaid magnetvälja gradiente. Gradientmähised võimaldavad tekitada magnetvälja gradiendi, mille tugevus sõltub konkreetsest seadmest. Seadmetel peamagnetvälja magnetilise induksiooniga 1,5 T on see suurusjärgus 40 mT/m. 50 cm suuruse vaatevälja korral võimaldab see (Larmor'i seaduse kohaselt) vesiniku aatomi tuumade pretsesseerumist muuta 800 kHz ulatuses.

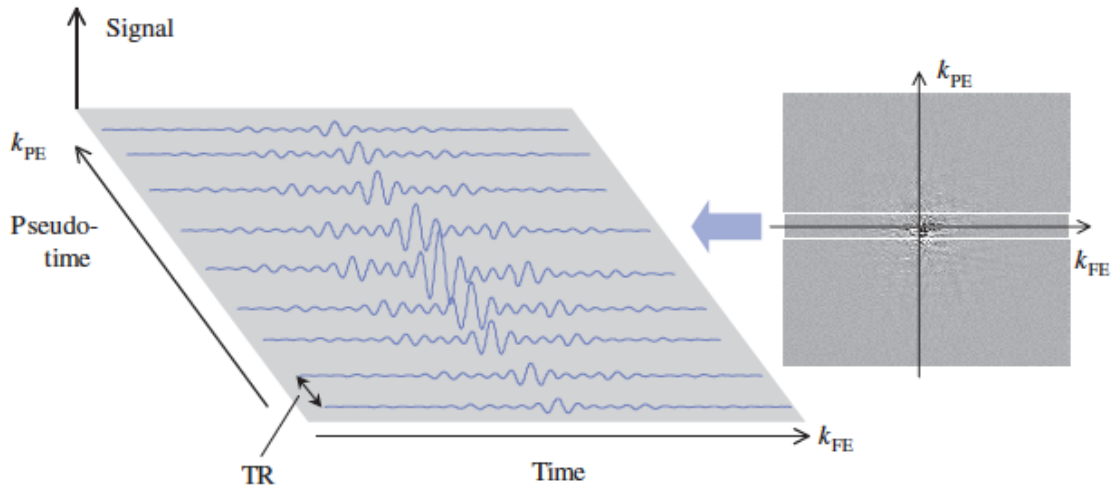
Kuigi ajalooliselt on kasutatud ka teisi signaali kodeerimise viise, on tänapäeval valdavaks Fourier' kodeerimise skeem. See tähendab, et signaalide intensiivsuse ruumiline jaotus kodeeritakse sageduse ja faasi erinevusteks tuumamagnetresonantsi signaalis [7].

Registreeritud MRT-signaalid kantakse toorandmete maatriksisse, mida nimetatakse k-ruumiks (ingl *k-space*). Maatriks koosneb numbrilistest väärtustest, mis on kompleksse eksponendi kujul. Signaali kodeerimiseks on erinevaid võimalusi. Käesolevas töös eeldatakse edaspidi, et signaal k-ruumi horisontaalsihis on kodeeritud sageduse (ingl *frequency encoding*) ja vertikaalsihis faasi (ingl *phase encoding*) järgi. See tähendab, et registreeritava signaali sagedus sõltub lineaarselt asukohast uuritava objekti horisontaalteljel ja faas on lineaarselt sõltuv “signaali allika” asukohast vertikaalteljel (Joonis 1). Mõõtmise tulemusel saadakse ruumivalla (ingl *special domain*) Fourier’ kujutis ehk k-ruum.

Kujutise iga punkt on määratud amplituudiga, faasiga ja sagedusega. Ideaaljuhul on pärast Fourier’ pöördteisendust kõik punktid reaalarvuliste väärtusega. Faasivigade tõttu registreeritud signaalid jäävad aga ka rekonstrueeritud kujutise väärtustele sisse imaginaarkomponendid.

Olulisimad Fourier’ kujutise omadused antud kontekstis on kõrgete ja madalate ruumsageduste jagunemine ning andmete liiasus. Andmete liiasus loob võimaluse osaliseks andmehõiveks. Andmehõive faasis on aga oluline teada, et madalad ruumsagedused (aeglased muutused ruumivalla kujutisel) asuvad Fourier’ kujutise keskosas ning kannavad kõige rohkem informatsiooni. Kõrgemad ruumsagedused asetsevad Fourier’ kujutise perifeersetes piirkondades ning kannavad ruumivalla kujutise detaile ning teravust.

K-ruumi kantud signaal on sageduskodeeritud aja funktsioon. “Inimloetava” kujutise jaoks vajame signaali intensiivsuse sõltuvust ruumikoordinaadist. Kujutise rekonstrueerimise mõte on dekodeerida registreeritud signaalid, identifitseerida erinevad ruumiliste sageduste komponendid ja leida neile vastavad ruumilise jaotuse koordinaadid. Seda protsessi nimetatakse signaalitöötluse spektraalanalüüsiks ning see on saavutatav kiire Fourier’ teisendusega (FFT)[7].



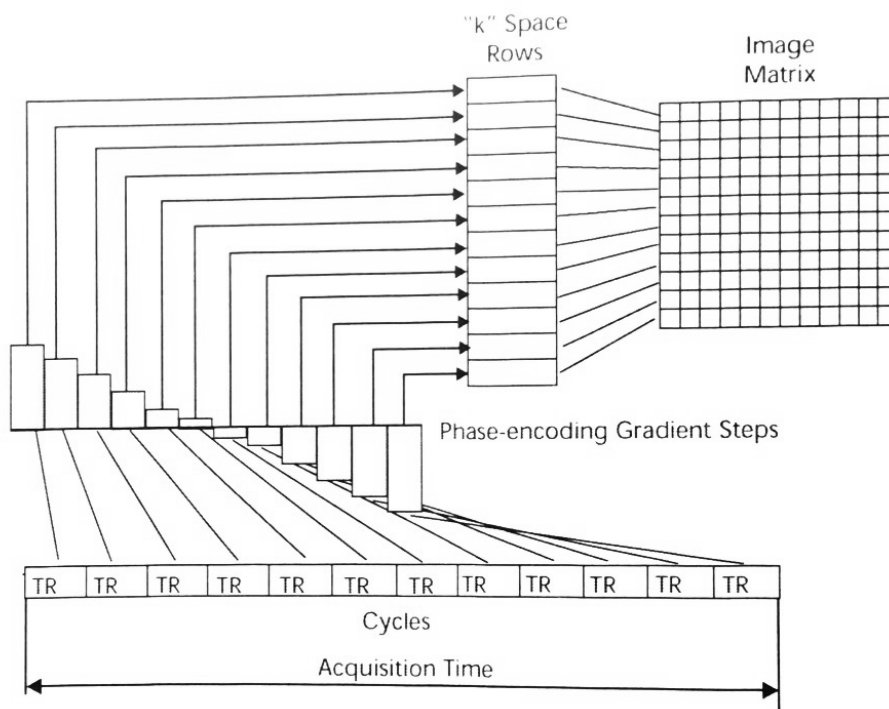
Joonis 1. Kahemõõtmelise k-ruumi illustratsioon. k_{FE} - sageduskodeerimise suund. k_{PE} - faasikodeerimise suund. TR - kordusaeg (ingl repetition time) [1].

Joonisel 1 illustreeritud k-ruumi kujutis võimaldab rekonstrueerida ühe MRT kujutise pildiseeriast. Iga kujutise signaalihõiveks kuluv aeg on ära määratud kordusajaga TR ja ridade arvuga k-ruumis. Lihtsaima spinn-kaja andmehõive protsessis saame ajakulu ühe kujutise kohta kirjeldada valmiga (4) [2][3][8]

$$T_{acq} = N_{acq}N_{enc}T_R, \quad (4)$$

kus on kasutatud järgmiseid tähistusi:

- T_{acq} – ajakulu ühe kujutise saamiseks [s];
- N_{acq} – signaalihõive korduste arv, mida kasutatakse keskmistamiseks;
- N_{enc} – (faasi)kodeerimiste arv. Vastab k-ruumi ridade arvule;
- T_R – kordusaeg (ingl *repetition time*) [s], k-ruumi ühe rea täitmiseks kuluv aeg, suurusjärg 10 – 11000 ms.



Joonis 2. Ühe kujutise andmehõiveks kuluv aeg (joonisel *Acquisition Time*) on määratud ära ühe tsükli kestusega (TR) ja k -ruumi täitmiseks vajalike tsüklite hulgaga (joonisel " k " *Space Rows*) [5].

MRT kujutiste saamiseks kulub tavaliselt märkimisväärne hulk aega (kuni 10 minutit). Soovil seda vähendada võib tänapäeval olla mitmeid eesmärgi. Alustades majanduslikest (võimaldab uurida suuremat patsientide hulka päeva kohta) ja lõpetades uuritava objekti füsioloogilistest protsessidest (hingamine, südame töö) põhjustatud häirete vältimisega. Oluline eesmärk on kujutiste ajalise lahutusvõime parandamine.

Kordusaja TR kestus mõjutab MRT kujutise kontrastsusomadusi. See ulatub $T1$ kujutiste korral 500 millisekundist kuni PD ja $T2$ kujutiste korral 3000 millisekundini. Kordusaja TR pikkus on seotud spinnide $T1$ -relaksatsiooniga, mis on vajalik teatud kujutise kontrastsuse saavutamiseks. TR väärtuseid ei ole võimalik vaid uuringu aja vähendamise eesmärgil kärpida ilma märgatava efektita kujutisele.

k -ruumi maatriksi suurus, uuritava objekti vaateväli (ingl *field of view*; FOV) ja uuritava lõigu paksus on kolm faktorit, mis määravad ära vokslite suuruse kuvatavas lõigus. Vokslite suurusest sõltub kujutise ebateravuse (ingl *blurring*) ja müra (ingl *noise*) tasakaal kujutisel.

K-ruumi maatriksi vähendamine sageduskodeerimise suunas (horisontaalsuund) ei taga väiksemat ajakulu. Maatriksi vähendamine faasikodeerimise suunas (vertikaalsuund) võimaldab kasutada andmehõiveks väiksemat arvu ergastuse ja andmekogumise tsükleid (muutuja N_{enc} valemis (4)) ning tähendab otsest ajalist kokkuhoidu.

Tavapärase praktika kohaselt hoitakse k-ruumi maatriks ruudukujulisena, mille ühe külje pikkus oleks võrdne väärtusega 2 astmes 7, 8, 9 või 10, vastavalt: 128, 256, 512 või 1024 [5]. Ruudukujuline maatriks ja selline külje pikkuse valik võimaldab kasutada efektiivsemaid rekonstruktsiooni algoritme. Näiteks Radix-2 FFT [2], mis on Cooley–Tukey FFT algoritmi üks vorme [9].

Andmehõive protsessi kiirendamiseks on mitmeid võimalusi, mis on seotud ainult pulssprogrammi ülesehitusega. Näiteks kiire spinn-kaja kuvamine (ingl *fast* (või *turbo spin-echo imaging* e. *FSE*), kiire gradient-kaja kuvamine (ingl *fast gradient-echo imaging*) ja echo-planaar kuvamine (ingl *echo-planar imaging*) [1]. Valemis (4) on need protsessid seotud kordusaja (T_R) ja k-ruumi ridade arvu (N_{enc}) optimeerimisega. Kokkuvõtvalt võib neid nimetada kiireks andmehõiveks (ingl *high-speed imaging*).

Teise variandina saab uuringute aja vähendamiseks kasutada vähendatud ehk kärbitud andmehõivet (ingl *reduced-scan imaging*) [2]. Kärbitud andmehõive on seotud faasikodeerimise tsüklite arvu vähendamisega ja on populaarne standardsete spinn-kaja kuvamise tehnikate juures. Erinevalt kiirest andmehõives vajab kärbitud andmehõive puuduva info interpoleerimiseks signaalitöötlemise võtteid. Neid meetodeid on erinevaid ning ka tulemused on teatud ulatuses erinevad. Ideeliselt peaks parim interpoleerimise meetod kasutama puuduva osa leidmiseks võimalikult suurt osa teadaolevast infost.

Kasutades ära Fourier' kujutise omadusi, saab asümmeetriliselt kärbitud andmehõive puhul valemis (4) optimeerida kordajat N_{enc} – andmehõive protsessis kogutud faasikodeerimise ridade hulka. See on võimalik tänu pilditöötlemise võimalustele ja andmete liiasusele Fourier' kujutises. Mõju kujutise kvaliteedile osutub aga sarnaseks kordaja N_{acq} (signaalide andmehõive korduste hulga) vähendamisel väiksemaks, kui 1 [10].

Kärbitud andmehõive on populaarne meetod spinn-kaja (ingl *spin-echo*, SE) kuvamisel ja töötab edukalt ka koos kiire andmehõive meetoditega. Kuid sellega on seotud kaks peamist probleemi: suurenenud kujutise müra (kuna kujutis saadakse väiksema arvu

signaalide kogumise teel) ja kujutise artefaktid (eriti võlts Gibbssi ring-artefakt) [2]. Asümmeetrilise kärbitud andmehõive meetodi mõju kujutise kvaliteedile on vastupidine signaali mitmekordsele registreerimisele ning keskmistamisele. Seadmete tootjapõhised tähistused signaali keskmistamisele: *NEX*, *NSA*, *Averages*.

2.2 Osalise Fourier' kuvamise tehnika

Osalise Fourier' kuvamise tehnika on üks võimalusi teostada MRT andmehõivet vähendatud mahus (ingl *reduced scan*). See on rekonstruktsiooni meetod, mille korral kasutatakse MRT kujutise rekonstrueerimiseks veidi rohkem kui pool k-ruumi andmepunktidest.

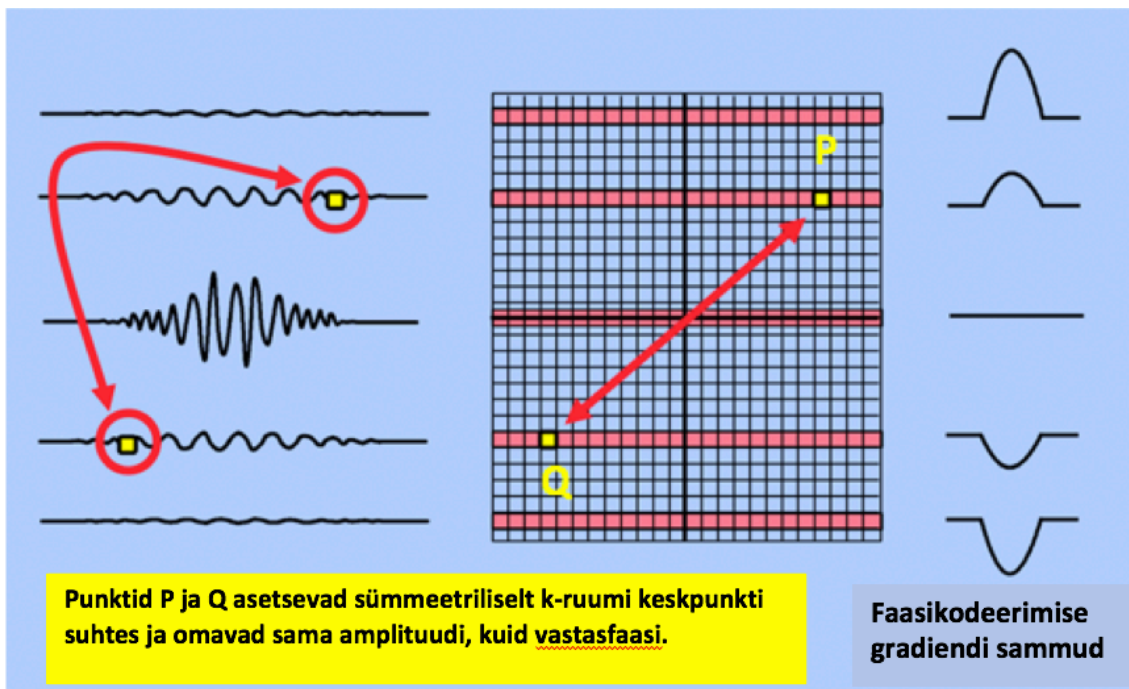
Tulemus on saavutatav tänu faktile, et osa k-ruumi andmetest on liiasusega. Ideaaljuhul, kui andmete kogumisel ei tekiks faasi registreerimise vigu, sisaldub k-ruumi andmetes kaaskompleksne ehk Hermite'i¹ sümmeetria (ingl *Hermitian symmetry, conjugated symmetry*). Selle kohaselt Fourier' kujutise andmete reaalosa on sümmeetriline ja imaginaarosa on asümmeetriline k-ruumi keskme suhtes [9][10]. Valemis (5) [1][2][10]

$$S(-k_x, -k_y) = S^*(k_x, k_y), \quad (5)$$

tähistavad muutujad k_x ja k_y kaugust k-ruumi keskpunktist. * tähistab kaaskompleksväärtust.

Lihtsustatult, sümmeetria punktid kujutavad analoogse signaali andmepunkte, millest üks on signaali kasvavas faasis ja teine kahanevas faasis. Kummagi signaali saamiseks on kasutatud sama intensiivsusega, kuid erineva polaarsusega gradientmagnetvälja tugevust (Joonis 3).

¹ Charles Hermite (1822 - 1901), Prantsuse matemaatik [11]



Joonis 3. Hermite' sümmeetria k-ruumi andmehulgas. Punktides P ja Q on signaali amplituud võrdne, kuid faas nihutatud 180° võrra. Kui teame punkti P väärtust (näiteks $a+ib$), saab arvutada punkti Q ($a-ib$) [12].

Hermite'i sümmeetria võimaldab osaliselt täidetud k-ruumi puuduva osa leida matemaatiliselt. Teoreetiliselt piisab vaid poole k-ruumi täitmisest signaalihõive protsessis. See võimaldab lühendada andmehõiveks kuluvat aega või lühendada minimaalset kaja-aega (ingl *echo time*, *TE*).

Osalise Fourier' kuvamise fraktsioon (ingl *partial Fourier fraction*) on parameeter, mis on defineeritud suhtena osaliselt täidetud k-ruumi andmete hulga ja täielikult täidetud k-ruumi andmete hulga vahel, sama k-ruumi suuruse juures. See tähendab, et fraktsioon näitab, mitu protsenti k-ruumist on täidetud andmehõive protsessis.

Täpselt poole ulatuses täidetud k-ruumi korral oleks fraktsioon võrdne 0,5-ga. Seda nimetatakse ka pool-Fourier' kuvamiseks (ingl *half-Fourier' acquisition*). Enamik osalise Fourier' kuvamise tehnikaid kasutavad fraktsiooni vahemikus 0,55 kuni 0,75 [10].

Kui meil on tuntud kujutise funktsioon $I(x)$ ja selle Fourier' teisendus $S(k)$, siis teame Fourier' kujutise omadustest, et $S(k)$ sisaldab andmete liiasust. Kui teame $S(k)$ väärtust kohal $k \geq 0$, saame Hermite'i sümmeetriaie tuginedes arvutada $S(-k)$ [2].

Reaalse objekti kujutise funktsioon $I(x)$ on ideaaltingimustel matemaatiliselt reaalarvuliste väärtustega. MRT kujutise andmehõive protsessi esinevate häirete tõttu sisaldab pärast k -ruumi $S(k)$ Fourier' pöördteisendust kujutis $\hat{I}(x)$ ka nullist erinevat faasi $\hat{\varphi}(x)$. Probleemide kompenseerimiseks kogutakse mõned täiendavad k -ruumi read k -ruumi keskosa lähedalt (madalad ruumsagedused). Nende ridade abil saab hinnata kogu kujutise faasi $\varphi(x)$ [2].

Faasi vead k -ruumi andmetes välistavad osaliselt täitmata k -ruumi andmete arvutamise vaid kaaskompleksarvude leidmise teel.

Registreeritavate signaalide soovimatud faasinihked on enamasti põhjustatud järgmistest teguritest [8][10][13][14]:

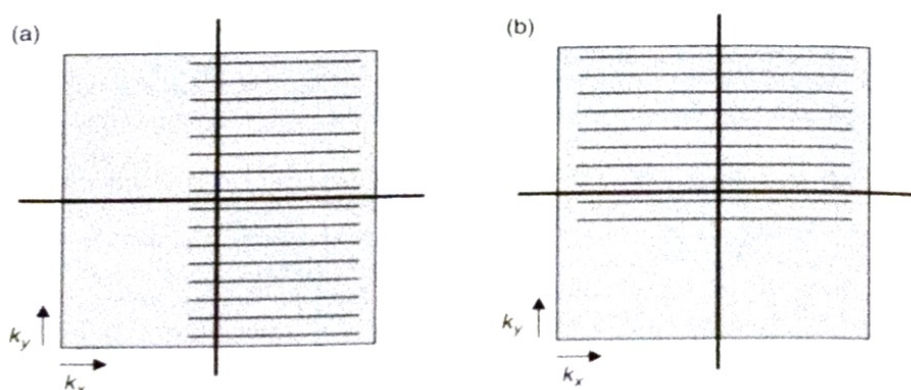
- objekti liikumisest põhjustatud efektid;
- resonantssageduse hälbed (ingl *resonance frequency offsets*);
- riistvara grupihilistus (ingl *hardware group delay*);
- pöörisvoolud (ingl *eddy currents*);
- vastuvõtja B_1 välja ebahomogeensus (ingl *receive B_1 field inhomogeneity*) ehk uuringumähise ebaühtlane tundlikkus;
- alalismagnetvälja (B_0) mittehomoogeensus.

Nimetatud tegureid saab tehnilisi vahendeid ja meetodeid täiustades teatud määral vähendada, kuid reaalsetes oludes pole neid võimalik täielikult kõrvaldada. Seega on signaalitöötuse etapis vajalik neid mõjusid kompenseerida.

Häirete tõttu täidetakse kliinilistes MRT seadmetes osalise Fourier' kuvamise tehnika andmehõive protsessis veidi üle poole k -ruumist (OFK fraktsioon 0,6 või rohkem). Neid lisa ridu kasutatakse k -ruumi faasikorreksiooni kaartide koostamiseks, mis tagab parema tulemuse interpoleeritud info kvaliteedile [8][13][14].

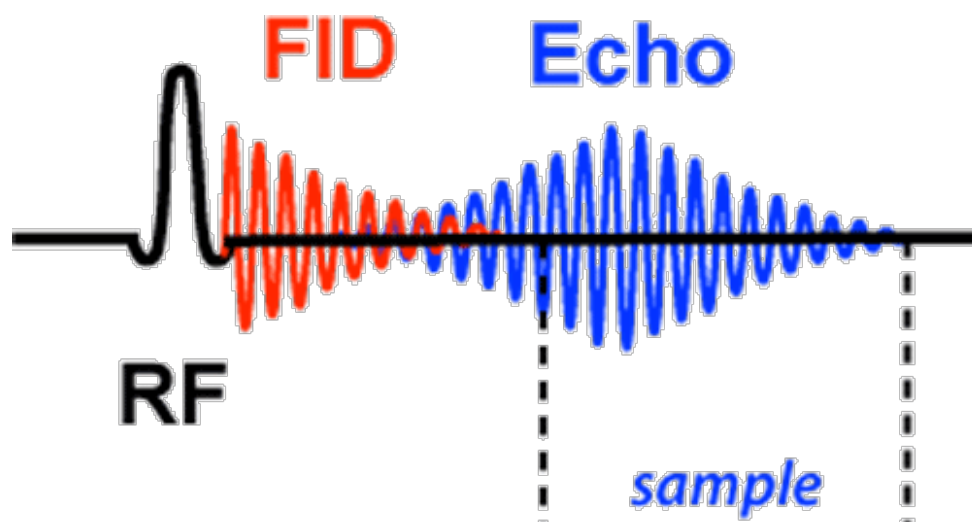
OFK tehnika võimaldab k -ruumi poolitada nii sageduskodeerimise suunas (k -ruumi horisontaalsuund), kui faasikodeerimise suunas (k -ruumi vertikaalsuund). Kuigi

mõlemat lähenemist võib tinglikult nimetada osalise Fourier' kuvamise meetodiks, nimetatakse sageduskodeerimise suunas osalist signaalihõivet osalise kaja meetodiks (ingl *partial echo*) (Joonis 4(a)). Faasikodeerimise suunas osalist signaalihõivet (Joonis 4(b)) nimetatakse osalise Fourier' kuvamise meetodiks või osaliseks korduseks (ingl *partial Fourier imaging; partial NEX*) [10]. Osalise korduse mõiste on sisse toodud seetõttu, et tehnika mõju kujutise kvaliteedile ja uuringu ajale on paljuski vastupidine andmehõive tsüklite kordamisest saadud tulemuste keskmistamisele (*NEX, NSA, Averages*). Mõlema meetodi kohta on ka teaduskirjanduses kasutusel erinevaid termineid. Väike ülevaade nendest on ära toodud tabelis 1.



Joonis 4. Kärbitud andmehõive k-ruumi täitmisel (a) osalise kaja tehnika (ingl *partial echo*); (b) osalise Fourier' kuvamise tehnika (ingl *partial Fourier' imaging*) [10].

Osalise Fourier' kuvamise (OFK) kasutamine sageduskodeerimise suunas (k-ruumi horisontaalsuund, *partial echo*, Joonis 4(a)) annab võimaluse kasutada lühemaid kaja-aegu (TE) ilma vabainduktsioonvaibe (ingl *free induction decay; FID*) põhjustatud häireteta [10] (Joonis 5). Selle abil saab vähendada voolust ning pulsatsioonist põhjustatud kujutise artefakte.



Joonis 5. Osalise kaja registreerimine. FID – vabainduktsioonvaibe. *Echo* – kajasignaali. RF – raadiosageduslik impulss. *Sample* – registreeritud osaline kajasignaali [15].

Faasikodeerimise suunas annab OFK kasutamine võimaluse lühendada pulssprogrammi kestust. Ruumiline lahutusvõime, mis on ära määratud k-ruumi ulatusega, ei halvene võrreldes täieliku k-ruumi andmehõivega. Paraneb ajaline resolutsioon. Tänu sellele on võimalik meetodit kasutada reaal-ajalisel skaneerimisel ja perfusiooniuringutel.

Osalise Fourier' kuvamise tehnika märgatavaim puudus on kujutiste signaal-müra-suhte (ingl *signal-to-noise ratio*; SNR) halvenemine ja kujutise artefaktide tekkimine [10]. Võrreldes sümmeetrilist andmehõive protsessi, kus kogu k-ruum täidetakse andmehõive käigus ja asümmeetrilist andmehõive protsessi (k-ruum täidetakse osaliselt – osaline Fourier' kuvamine), väheneb SNR võrdeliselt ruutjuurega OFK fraktsioonist [2].

2.3 Ülevaade erinevatest tehnikatest

Andmehõive protsessis registreerimata jäänud info interpoleerimiseks on välja pakutud erinevaid meetodeid:

- Margosian'i meetod [2][16]
- POCS meetod (*Projection onto convex set*) [2]
- *Zero Filling / Zero padding* [10]
- *Homodyne processing* [10]
- *Iterative homodyne processing* [10]
- *Support-limited extrapolation* [7]
- *Cuppen* algoritm [14]

Meetodite erinevus seisneb enamasti saavutatava pildikvaliteedi ja selleks vajaliku arvutusmahu juures. Enamik osalise Fourier' kuvamise tehnika meetodeid kasutavad kahe-astmelist rekonstruktsiooni meetodit [2]:

1. faasi funktsiooni interpoleerimine;
2. faasi funktsioon ja mõõtmistel registreeritud info kombineerimine, et saada lõplik kujutise rekonstruktsioon.

Üks lihtsamaid meetodeid on *Zero Filling*. Meetod näeb ette andmehõive käigus täitmata jäänud k -ruumi punktide täitmist nullidega ning rekonstrueerimist tavapärase Fourier' pöördteisenduse abil [10]. Negatiivseks tagajärjeks on Gibbsi rõngasartefaktid kujutise järskude üleminekute juures. Meetodi eeliseks on hea tulemus kujutise madalate ruumsagedustega (aeglased muutused, suured objektid) piirkonnas.

Erialakirjanduses on väga palju viidatud Margosian'i meetodile. Meetod põhineb kolmel etapil [7]:

1. Faasi ligikaudne arvutamine. Selleks kasutatakse k -ruumi keskosa madala ruumsageduse andmeid ning perifeersed read täidetakse nullidega. Seejärel kasutatakse Hamming'i filtrit reaalse andmete ja null-väärtusega ridade ülemineku tasandamiseks, et vähendada Gibbs'i rõngasartefakte. Pärast saadud maatriksi Fourier' pöördteisendust, saadakse faasi korrektsiooni kaart $\varphi_{DFT}(x)$ kogu reaalse kujutise jaoks.

2. Filtreeritud Fourier' rekonstruktsioon. Esmalt täidetakse nullidega k-ruumi punktid, mida ei täidetud andmehõive protsessis. Seejärel kasutatakse asümmeetrilist Hamming'i filtrit $w(n) = 0,5 + 0,5\cos[\pi(n - n_0)/(2n_0)]$, kus $-n_0 \leq n < n_0$ ja n_0 on andmehõivest registreeritud ridade arv, mis ületab poolt k-ruumi kogu ridade arvust. Filtreerimine on vajalik teravate üleminekute kõrvaldamiseks registreeritud andmete ja nullidega täidetud osa vahel. Seejärel kasutatakse Fourier' pöördteisendust filtreeritud k-ruumil, et saada hinnanguline tulemus kujutisest.
3. Faasi korrektsioon. Punktis 2 saadud hinnangulise kujutise faas korrigeeritakse punktis 1 saadud faasi hinnanguga ning eraldatakse väärtuste reaalosa lõplikuks tulemuseks.

Margosian'i meetod on lihtsalt realiseeritav ning suudab korrigeerida väikesed faasi variatsioonid spinn-kaja pulssprogrammide kasutamisel. Meetod on siiski väga tundlik andmehõive käigus saadud andmete suurte faasi vigade korral. Tulemuseks võivad olla kujutise tõsised artefaktid geomeetrilise moonutuse kujul.

Kuigi tänapäeval on olemas ka moodsamaid meetodeid (näiteks *Compressed Sensing* [17][18], *DIXON* [19] või *SyntheticMR* [20]) magnetresonantstomograafiliste uuringute andmehõive korraldamiseks osaliselt täidetud k-ruumiga, on need tihti tootjaspetsiifilised tasulised lisapaketid. Osalise Fourier' kuvamise tehnika kontseptsiooni on kirjeldatud juba MRT algusaegadest 1970-ndatest aastatest ning tänapäeval on meetod enamike kliiniliste uuringuseadmete standardses tarkvarapaketis kasutatav.

Tänapäevases kliinilises praktikas leiab osalise Fourier' kuvamise tehnika kasutust head ajalast lahutusvõimet vajavate, kuid madalat ruumilist resolutsiooni taluvatest uuringuprotokollidest. Näiteks ühe katseuuringuteks kasutatud magnetresonantstomograafi puhul kasutati osalise kaja (ingl *partial echo*) tehnikat 3DTOF-Angio (ilma kontrastainete angiograafia) uuringuprotokollis. Osalise Fourier' kuvamist faasikodeerimise suunas (ingl *halfscan*) kasutati mitmete südameuuringute ja funktsionaalse MRT uuringute protokollides. Näiteks interaktiivne südameuuring dünaamiliste kujutistega 10 kaadrit sekundis ja südame perfusiooniuuring (*halfscan* 0,625), difusioontensor kuvamine madala kvaliteediga (DTI *low quality; halfscan* 0,617), DTI keskmise kvaliteediga (DTI *medium quality; halfscan* 0,822) ja *Cardiac multislice CINE SA (halfscan* 0,75).

2.4 Osalise Fourier' kuvamise ja osalise signaalihõive mõiste

Osalise Fourier' kuvamise ja osalise signaalihõive tehnika kohta on kasutuses küllalt erinevaid mõisteid. Kuigi sisult tähistavad nad kõik osaliselt täidetud k -ruumi puuduva osa interpoleerimist Fourier' kujutise omadusi kasutades, on erinevad autorid ja seadmete tootjad nimetanud seda tehnikat erinevalt. Ülevaade erinevatest mõistetest on ära toodud tabelis 1.

Eestikeelne termin, osaline Fourier' kuvamine, on valitud koos juhendajatega. Eestikeelse termini otsimisel arvestati, et tegu on tehnikaga, mis kasutab kuvamisprotsessi andmehõive etapi kiirendamiseks Fourier' kujutise omadust, milleks on Hermite'i sümmeetria.

Eestikeelne termin, osaline signaalihõive, on samuti valitud koos juhendajatega. Autor on seisukohal, et termin väljendab küllalt selgelt tehnika olemust, kus realselt andmehõive protsessist registreeritud signaaliga täidetakse vaid osa k -ruumist ning ülejäänud osa täidetakse tuletatud andmetega.

Tabel 1. Osalise Fourier' kuvamise ja osalise signaalihoive erinevad mõisted

Eesti keeles	Inglise keeles	Sisu
Osaline Fourier' kuvamine	<i>Half Fourier Imaging</i> <i>Partial Fourier acquisition</i> <i>Half Fourier</i> (Siemens) <i>Phase Partial Fourier</i> (Siemens) <i>Half NEX</i> (GE) <i>Fractional NEX</i> (GE) <i>Half Scan</i> (Philips, Hitachi) <i>AFI</i> (Toshiba) <i>Half acquisition</i> [5] <i>Half-Fourier reconstruction</i> [2] <i>One-sided (Fourier) Imaging</i> [7] <i>Partial-Fourier imaging</i> [7]	Andmehõive protsessis täidetakse vaid osa k-ruumist faasikodeerimise suunas (ingl <i>phase-encoded direction</i>). Ülejäänud interpoleeritakse kasutades Fourier' kujutise sümmeetria omadusi.
Osaline signaalihoive	<i>Partial Echo</i> (Philips) <i>Asymmetric Echo</i> (Siemens, GE) <i>Matched Bandwidth</i> (Toshiba) <i>Half Echo</i> (Hitachi)	Kajasignaalist registreeritakse viimane pool, mis kantakse k-ruumi (parem pool sageduskodeerimise suunas). Puuduv osa signaalist on teoreetiliselt sümmeetriline registreeritud signaaliga. Meetod ei võimalda vähendada uuringuks kuluvat aega, kuid saab kasutada lühemaid kajaegasid (TE).

3 Metoodika

Praktiliste katsete eesmärgiks oli hinnata osalise Fourier' kuvamise tehnika mõju MRT uuringutel saadavate kujutiste füüsiliselt hinnatavale kvaliteedile ning andmehõive ajale.

Testuuringud viidi läbi katseseeriatena (grupp mitmest kujutiseseeriast). Igas katseseerias oli üks igapäevases kliinilises kasutuses oleva pulssprogrammiga saadud kujutiseseeria ("Originaal") ning üks või mitu osalise Fourier' kuvamise parameetritega modifitseeritud kujutiseseeriat. Kõiki saadud kujutiste seeriaid analüüsiti erinevate kvaliteedi parameetrite osas, et tuvastada OFK mõju pulssprogrammi kestusele ja saadud kujutiste kvaliteedile.

Uuringu testkehaks valiti *American College of Radiology* MRT suur fantoom (*ACR MR Large phantom*). Tegu on struktuurseid elemente sisaldava seest õõnsa akrüülplastikust testkehaga, mis on täidetud 10 mmol NiCl_2 ja 75 mmol NaCl vesilahusega. Fantoom on mõõtmetelt lähedane täiskasvanud inimese peale, selle sisemised mõõtmed on: diameeter 190 mm, pikkus 148 mm. ACR fantoom võimaldab hinnata pildikvaliteeti läbi järgmiste parameetrite [21][22]:

- geomeetriline täpsus (ingl *geometric accuracy*);
- kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime (ingl *high-contrast spatial resolution*);
- lõigu paksuse täpsus (ingl *slice thickness accuracy*);
- lõigu positsiooni täpsus (ingl *slice position accuracy*);
- signaali intensiivsuse ühtlus kujutisel (ingl *image intensity uniformity*);
- varikujutise intensiivsus protsentuaalselt (ingl *percent-signal ghosting*);
- madala kontrastsusega objektide eristamine (ingl *low-contrast object detectability*);
- signaal-müra-suhe (ingl *signal-to-noise ratio*).

Testkeha valikul oli määravaks asjaolu, et see on Eestis kättesaadav. Lisaks võimaldab valitud testkeha hinnata suurt hulka pildikvaliteedi parameetreid ühe positsioneerimisega ja selle kasutamine kvaliteedikontrolli eesmärgil on tunnustatud nii rahvusvaheliselt kui ka Eestis [23][24].

Testkeha väljatöötamise aluseks olnud ACR MR akrediteerimisprogrammi metoodika näeb ette kasutada testkeha koos kindlaks määratud parameetritega pulssprogrammidega (Tabel 2). Need ette antud pulssprogrammid võimaldavad teatud ulatuses võrrelda uuringuseadmeid tootjast ja mudelist sõltumatult, kuid omavad vähe seost tänapäevasemate kliinilises kasutuses olevate pulssprogrammidega. Seetõttu uuriti antud katsetes ka osalise Fourier' kuvamise tehnika mõju iga seadme enimkasutatava pea piirkonna kliinilistele pulssprogrammidele.

Tabel 2. ACR MR kvaliteeditestide pulssprogrammi parameetrid [25].

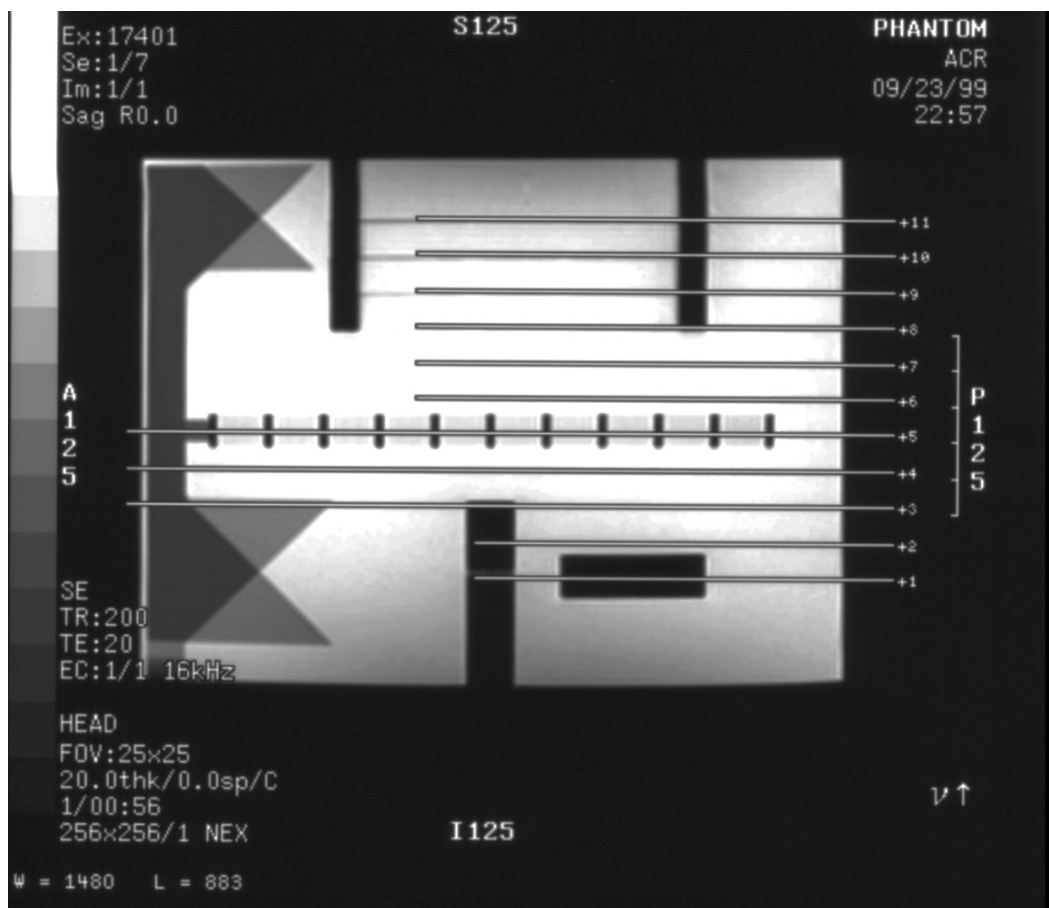
	<i>Sagittal Localizer</i>	<i>T1 Weighted Multislice Study</i>	<i>T2 Weighted Multislice Multiecho Study</i>
Pulssprogramm	Spinn-kaja	Spinn-kaja	Spinn-kaja
TR	200 ms	500 ms	2000 ms
TE	20 ms	20 ms	20 ms / 80 ms
Pildimaatriks	256 x 256	256 x 256	256 x 256
FOV	25 cm	25 cm	25 cm
Lõigu paksus	10 mm	5 mm	5 mm
Lõikude vahe	-	5 mm	5 mm
Lõikude arv	1	11	11
Pulssprogrammi kestus	0:53	2:12	8:36

Testuuringu läbi viimiseks kasutati pea piirkonna uuringumähist.

Testkeha paigutati uuringumähisesse vastavalt testkeha kasutamise juhendile [25]. Vesiloodi kasutades jälgiti, et testkeha oleks nii uuringuseadme piki-, kui ka ristisuunas horisontaalselt positsioneeritud. Uuringuseadme positsioneerimislaserite abil jälgiti, et testkeha pikitelg ühtiks uuringuseadme z-teljega (uuringuseadme tunneli telgjoon).

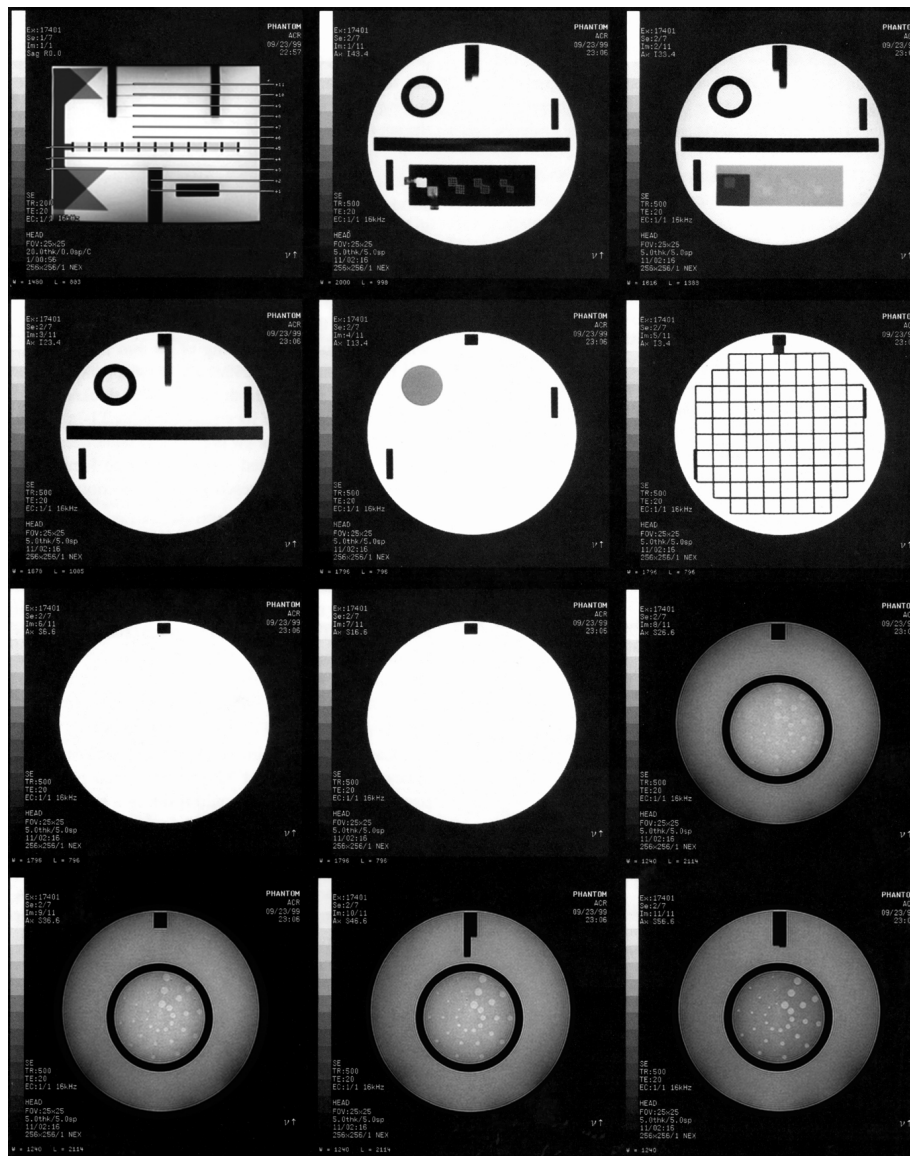
Enne esimese pulssprogrammi käivitamist lasti testkehal seista uuringu positsioonis vähemalt 5 minutit. See oli vajalik, et välistada testkehas oleva vedeliku liikumisest põhjustatud mõjutusi pildikvaliteedile.

Uuringu planeerimisel oli eesmärgiks saada andmehõivest kujutised täpselt samadelt positsioonidelt kõigi võrreldavate kujutiseseeriade jaoks. Selleks modifitseeriti esimest uuritavat pulssprogrammi nii, et saadav löikude arv oleks 11, löikude vahe 5 mm ja löigud oleksid positsioneeritud õigetele elementidele testkehas (Joonis 6). Paika seatud löikude asukohad kopeeriti kõigile järgmistele kujutiseseeriadele. Selline tegevusviis võimaldas viia minimaalseks uuringu läbiviijust tingitud mõjud kujutiste kvaliteedile.



Joonis 6. Sagitaalne eelvaate kujutis (ingl localizer) koos kihtide (1-11) positsioonidega testkeha elementidel [25].

Andmehõive protsessis saadi seega hindamiseks igast kujutiseseeriast 11 kujutist aksiaalses tasandis (Joonis 7).



Joonis 7. Sagitaalne lokaliseerimiskujutis ja aksiaalsed kujutised testkehas, mille alusel määratakse pildikvaliteedi parameetrid [25].

Kujutiseseeriad jagati gruppidesse kliinilises praktikas kasutatavate pulssprogrammide alusel. Igas grupis oli üks referents-kujutiseseeria (muutmata pulssprogrammi parameetritega) ja üks või mitu kujutiseseeriat, mille saamiseks kasutatud pulssprogrammi parameetreid oli täiustatud osalise Fourier' kuvamise tehnikaga. Kui uuringuseade võimaldas, registreeriti mitu erineva osalise Fourier' kuvamise fraktsiooniga kujutiseseeriat.

Iga kujutiseseeria pildikvaliteedi parameetrite hindamiseks kasutati standardset DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*, NEMA standard) tööjaama tarkvara OsiriX 7.0.1¹.

Pildikvaliteedi hindamine viidi läbi *ACR Phantom Test Guidance* [21] dokumendis kirjeldatud juhendite järgi. Signaal-müra-suhte hindamiseks kasutati meetodikat, mis oli kirjeldatud *ACR Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual*'i 2015. aasta versioonis [22].

Katsete jaoks kasutati mitme erineva tootja magnetresonantstomograafe Eesti tervishoiuasutustes.

Töös teostatud katsete eesmärk oli hinnata osalise Fourier' kuvamise tehnika mõju MRT kujutiste kvaliteedile. Katsete läbiviimise meetodika abil püüti välistada järgmised mõjutused katsetulemustele:

- Uuringuseadme ja uuringumähise seisukorra muutus – kõik testimised tehti ühel päeval, võrdlus vahetult samalt uuringuseadmelt saadud originaalseadetes pulssprogrammi kujutistega.
- Testkeha positsioneerimisest põhjustatud kõrvalekalded – kõik võrreldavad kujutiseseeriad saadi testkeha ühe positsioneerimisega.
- Operaatori (katsete läbiviija) ebatäpsusest põhjustatud kõrvalekalded – kõik võrdlemiseks kasutatud kujutiseseeriad saadi lõikude positsioonide kopeerimise teel.

¹ Pixmeo SARL, 266 Rue de Bernex, CH1233 Bernex, Switzerland; <http://pixmeo.com>

3.1 Ülevaade kujutise kvaliteedi hindamise metoodikast

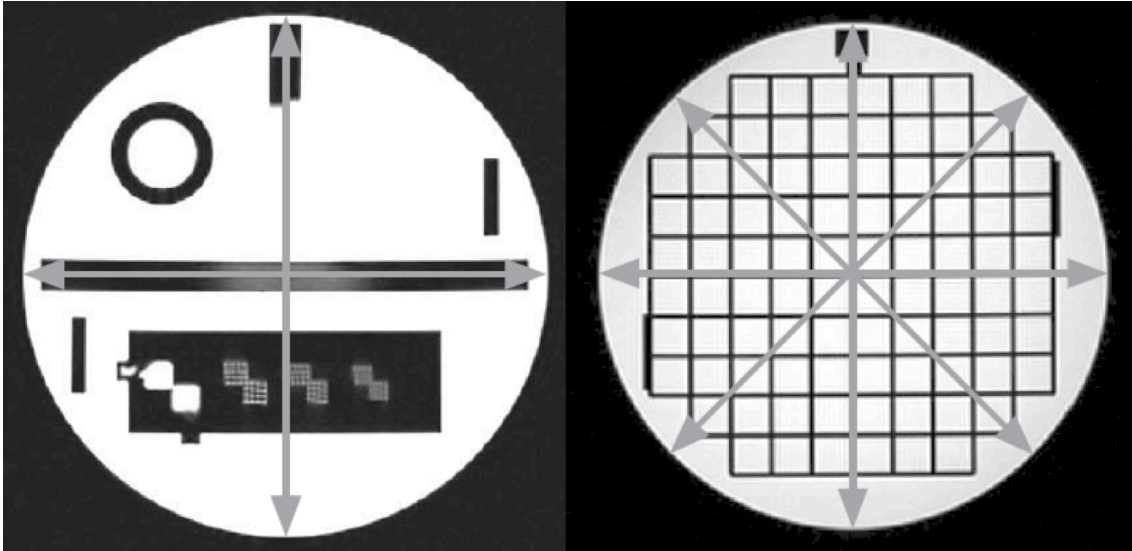
Kujutise kvaliteeti hinnatakse käesolevas töös järgneva 8 parameetri kaudu:

- geomeetiline täpsus (ingl *geometric accuracy*);
- kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime (ingl *high-contrast spatial resolution*);
- lõigu paksuse täpsus (ingl *slice thickness accuracy*);
- lõigu positsiooni täpsus (ingl *slice position accuracy*);
- signaali intensiivsuse ühtlus kujutisel (ingl *image intensity uniformity*);
- varikujutise intensiivsus protsentuaalselt (ingl *percent-signal ghosting*);
- madala kontrastsusega objektide eristamine (ingl *low-contrast object detectability*);
- signaal-müra-suhe (ingl *signal-to-noise ratio*).

Kuigi metoodika on väga detailselt kirjeldatud ACR-i juhendites [21][22] ja Doris Kaljuste magistritöös “Kvaliteedimõõtmised magnetresonantstomograafidel ACR MR fantoomiga” [23], toon tulemuste parema mõistmise huvides ära lühikese kirjelduse iga parameetri hindamise kohta.

3.1.1 Geomeetriline täpsus

Geomeetrilise täpsuse test hindab kujutise mõõtmete vastavust reaalse objekti füüsilistele mõõtmetele. Selleks mõõdetakse kujutiselt kindlaks määratud vahemaad ja võrreldakse tulemusi teadaolevate reaalsete suurustega.



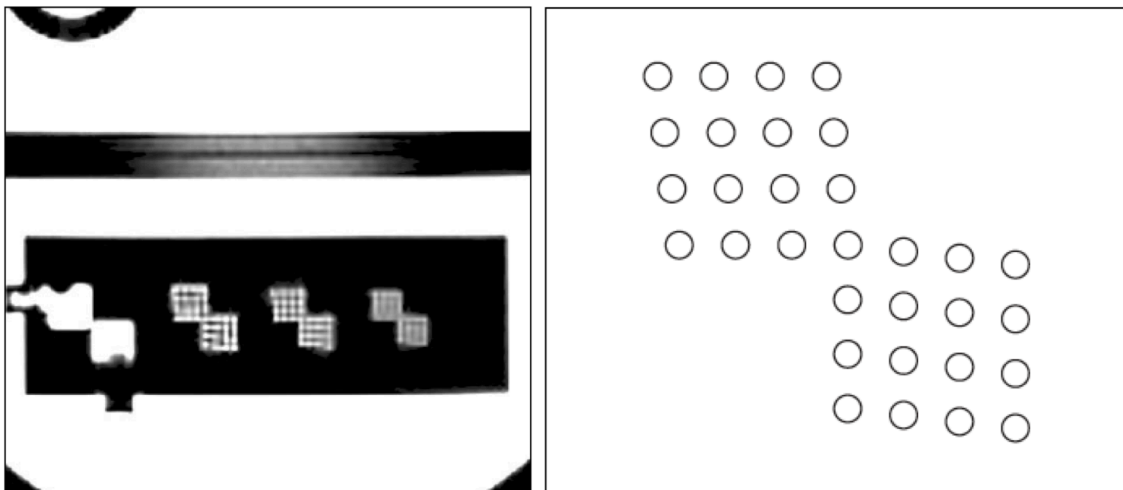
Joonis 8. Geomeetrilise täpsuse hindamine kujutiselt. Kujutiseseeria lõigud nr. 1 ja nr. 5. Määratakse kujutise mõõtmed nooltega näidatud suundades [21].

Tulemus esitatakse keskmise mõõtmistulemuse kõrvalekaldeks füüsilisest dimensioonist (190 mm). Väiksem number näitab paremat tulemust.

Sekkumistasemeks on määratud ± 2 mm. Suurem kõrvalekalle võib olla põhjustatud veast gradientmagnetväljade kalibratsioonis või liiga kitsa sagedusriba kasutamisest andmehõive sageduskodeerimisel.

3.1.2 Kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime

Kõrge kontrastsusega ruumilise lahutusvõime test hindab uuringuseadme võimet eristada väikeseid kontrastseid objekte. Selleks hinnatakse visuaalselt erineva suurusega aukudest koosnevaid elemente arvuti ekraanilt.



Joonis 9. Kõrge kontrastsusega ruumilise lahutusvõime määramise objektid ACR fantoomi kujutiseseeria lõigul nr. 1. Vasakul fragment kujutisest ja paremal elementide paigutuse skeem [21].

Elementide augud on puuritud plastikusse, täidetud veega ja nende diameetrid on 1,1 mm, 1,0 mm ja 0,9 mm. Kahe augu tsentrite distantid on kahekordne augu diameeter.

Hindajal on lubatud kasutada kujutise suurendamist ning häälestada halltoonide skaalat ja nivood parima eristatavuse saavutamiseks.

Tulemusena registreeritakse elemendi augu diameeter, kus hindaja suudab eristada nelja eraldiseisvat punkti nii horisontaalsuunas kui ka vertikaalsuunas: 0,9 mm; 1,0 mm või 1,1 mm. Väiksem number näitab paremat tulemust. Tähis “m.v.” (mittevastav) markeerib, et mitte üheski testelemendis ei visualiseerunud objektid mõlemas suunas.

Sekkumiskriteeriumiks on määratud 1,0 mm objekti eristatavus.

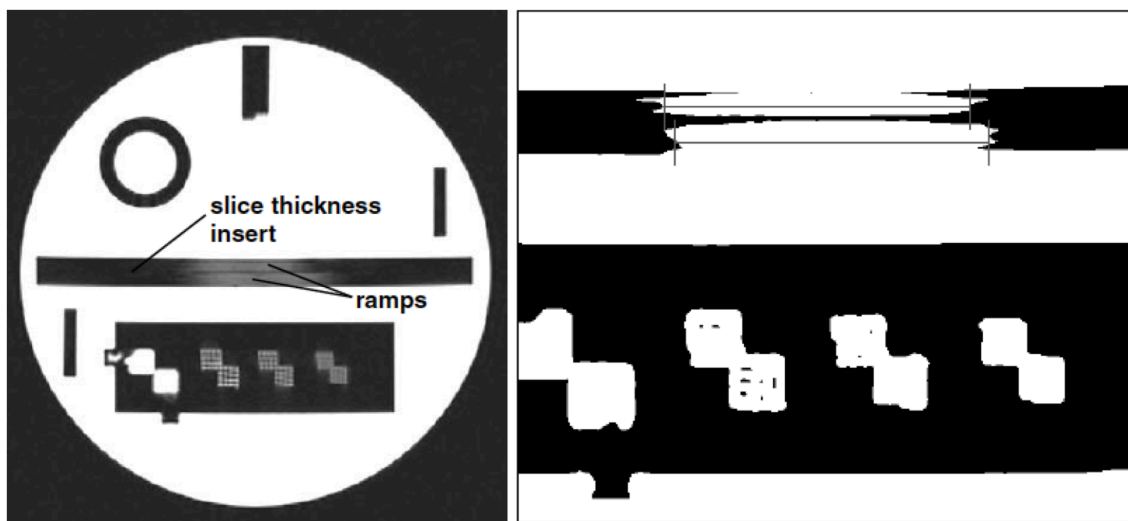
Testi tulemust halvendavad tegurid võivad olla näiteks halb pöörisvoolude kompenseerimine, varikujutise artefaktid või geomeetrilised hälbed.

3.1.3 Lõigu paksuse täpsus

Lõigu paksuse täpsuse testiga hinnatakse tegeliku kujutise lõigu paksuse vastavust pulssprogrammis etteantud väärtusele. Selleks mõõdetakse kujutiseseria lõigul nr. 1 kaldpindadest tekitatud heledamate triipude pikkused (Joonis 10, *ramps*) ja arvutatakse lõigu paksuse ebatäpsus (seatud lõigupaksuse 5 mm korral) vastavalt valemile (6)

$$\Delta = 0,2 \cdot \frac{\text{ülemise triibu pikkus} \cdot \text{alumise triibu pikkus}}{\text{ülemise triibu pikkus} + \text{alumise triibu pikkus}} - 5. \quad (6)$$

Tulemus esitatakse lõigu paksuse kõrvalekaldeks seatud lõigu paksusest millimeetrites.



Joonis 10. Lõigu paksuse hindamine ACR kujutiseseria lõigult nr. 1 [21].

Lõigu pikkuse mõõtmise ebatäpsus 1 mm annab tulemuseks 0,1 mm ebatäpsust lõigu paksuse arvutusel [21].

Soovituslik sekkumiskriteerium ACR'i pulssprogrammide jaoks on $\pm 0,7$ mm.

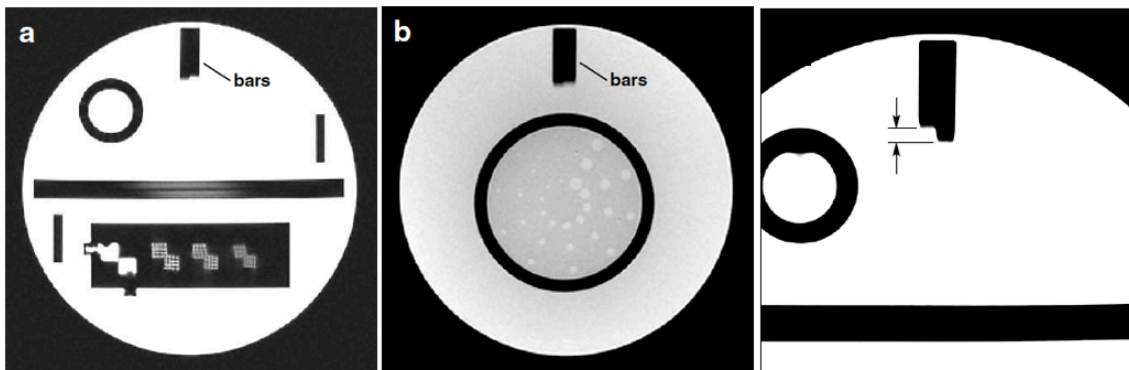
Testi tulemusi halvendavate tegurite hulka kuuluvad RF-võimendi mittelineaarsus, häired RF-impulssides, väga halb gradientväljade kalibratsioon või gradientide lülitus.

3.1.4 Lõigu positsiooni täpsus

Lõigu positsiooni täpsuse test hindab kui täpselt on kujutised saadud ettemääratud positsioonidelt.

Selleks mõõdetakse kujutiseseria lõikudelt nr. 1 ja nr. 11 ülaosas olevate tumedate ribade pikkuste erinevused. Mida väiksem on erinevus, seda täpsemalt on lõik positioneeritud. Tumedate ribade pikkuse erinevus näiteks 2 mm näitab lõigu positsiooni hälvet 1 mm.

Tulemusena esitatakse kahelt lõigult saadud tulpade pikkuse erinevuse keskmine jagatuna kahega – keskmine lõigu positsiooni nihe millimeetrites.



Joonis 11. Lõigu positsiooni täpsuse määramine. Kujutiste seerist lõigu nr. 1 ja nr. 11. Kiiljatest elementidest saadud tumedad ribad kujutiste ülaosas. Nooltega on märgitud mõõtmise distantid [21].

Soovituslik sekkumiskriteerium on 5 mm ribade pikkuste erinevus, mis on võrdne 2,5 mm nihkega lõigu ettenähtud positsioonist.

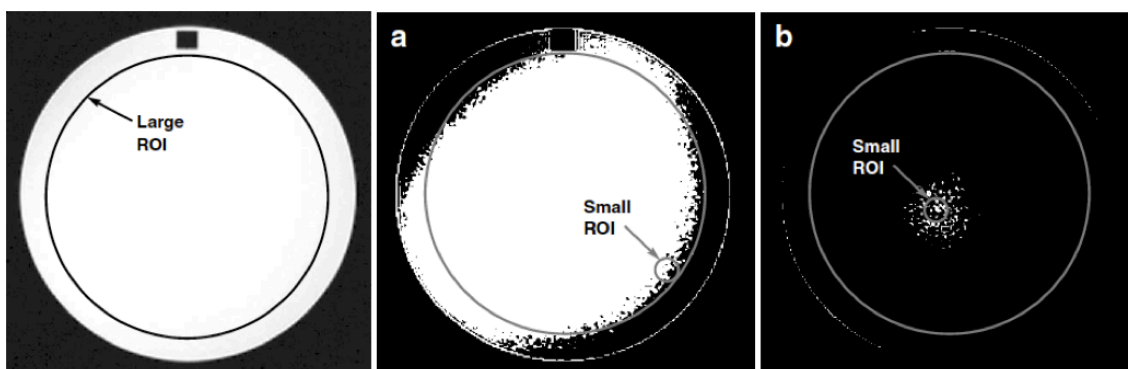
Levinuim probleem testi halva tulemuse põhjustajana on uuringu läbiviija (operaatori) viga lõikude positioneerimisel. Halba tulemust võivad põhjustada ka ebatäpne gradientväljade kalibratsioon või häired staatilise magnetvälja homogeensuses. Lõigu positsiooni nihe 2 mm või rohkem, mõjutab oluliselt madala kontrastusega elementide eristatavuse testi tulemust.

3.1.5 Signaali intensiivsuse ühtlus kujutisel

Signaali intensiivsuse ühtluse test hindab signaali varieeruvust fantoomi piirkonnas, kus signaal peaks olema ühetaoline.

Selleks kasutatakse kujutiseseeriast lõiku nr. 7 ja asetatakse sinna kolm erinevat huvipiirkonda (ROI, ingl *region of interest*). Suur ROI üle fantoomi ühtlase osa. Selle sees leitakse kujutise akendamise (ingl *window and level*) teel asukohad kahele väiksemale ROI-le (1 cm²), kus signaal on kõrgeim ja madalaim. Mõlemas väikesest ROI-st märgitakse üles keskmine pikslite intensiivsus (“madal” ja “kõrge”) ja arvutatakse PIU (ingl *percent integral uniformity*) valemist (7) [21]

$$PIU = 100 \times \left(1 - \frac{kõrge - madal}{kõrge + madal}\right). \quad (7)$$



Joonis 12. Signaali intensiivsuse ühtluse määramine kujutiselt. Kujutiseseeria lõigult nr. 7 määratakse akendamise abil madalaima väärtusega pikselite piirkonnast (joonis a) ja kõrgeima pikslite väärtuse piirkonnast (joonis b) keskmine signaali intensiivsus [21].

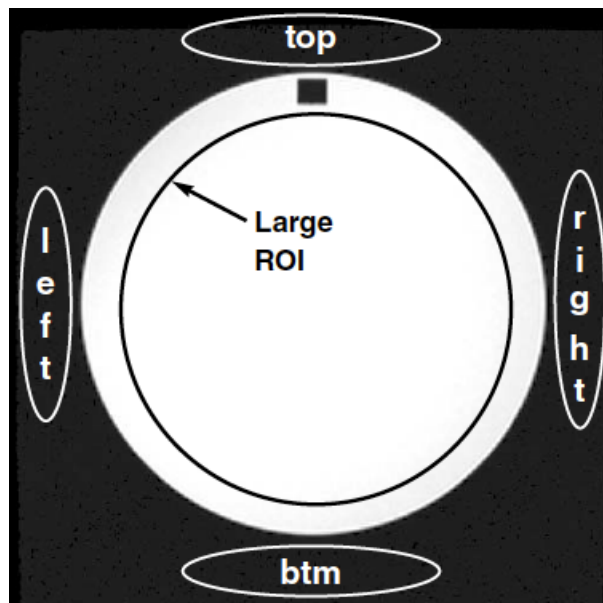
Soovituslik sekkumiskriteerium MRT süsteemidele alalismagnetvälja magnetilise induktsiooniga alla 3 T on $PIU < 87,5\%$. Alalismagnetvälja 3 T korral ja rohkem, on sekkumiskriteeriumiks $PIU < 82,0\%$.

Levinuimad testi ebapiisavat tulemust põhjustavad probleemid võivad olla seotud uuringumähise probleemidega või RF-ahela probleemidega. Testi läbiviimisel on oluline jälgida, et fantoom oleks positioneeritud uuringumähise tsesse. Sellega välditakse mähise tundlikkuse ja fantoomi sümmeetria erinevusi. Ebapiisavat tulemust võib põhjustada ka varikujutise artefaktide esinemine.

3.1.6 Varikujutise intensiivsus protsentuaalselt

Varikujutise intensiivsuse protsentuaalse hindamise (ingl *percent-signal ghosting*) test näitab varikujutiste (ingl *ghosting*) taset kujutisel. Selleks mõõdetakse varikujutise piirkonna signaali intensiivsuse suhe reaalse kujutise signaali intensiivsusesse ning esitatakse tulemus protsentides. Hindamiseks kasutatakse kujutiste seeriast lõiku nr. 7, millelt leitakse viie huvivälja keskmine pikslite intensiivsus (Joonis 13). Tulemus arvutatakse valemist (8)[21]

$$\text{varikujutise suhtarv} = \left| \frac{(\text{top} + \text{btm}) - (\text{left} + \text{right})}{2 \times (\text{large ROI})} \right| \quad (8)$$



Joonis 13. Varikujutise protsentuaalsuse hindamine. Kujutiseseeria lõigult nr. 7 määratakse viie ROI keskmine pikslite intensiivsus [21].

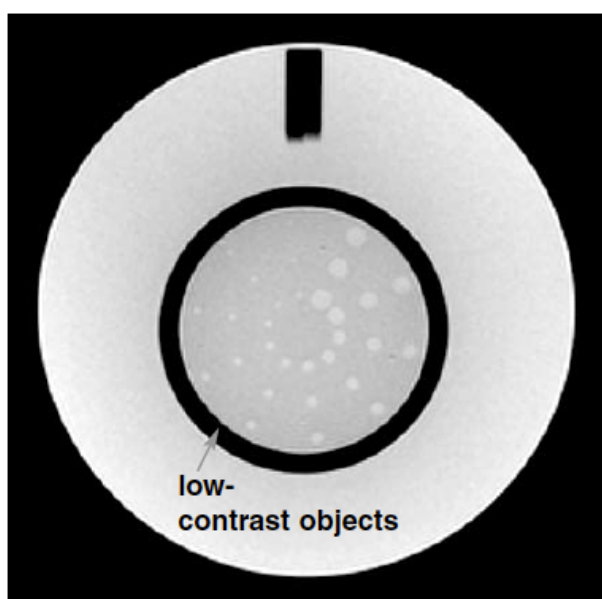
Soovituslik sekkumiskriteerium on 2,5%.

Varikujutiste tekkimise põhjusteks on enamasti mittespetsiifiline riistvara probleem, signaali ebastabiilsus andmehõive tsüklite vahel, samuti testkeha liikumine ja vibratsioon andmehõive ajal. Kui testkeha positioneerimise probleemid on kõrvaldatud, jääb üle kahtlustada RF süsteemi saatjat, vastuvõtjat või gradientsüsteeme.

3.1.7 Madala kontrastsusega objektide eristamise test

Testi eesmärgiks on hinnata uuringuseadme madala kontrastsusega objektide eristamise võimet. Sisuliselt on see määratud ära kontrastsus-müra suhtega kujutisel.

Selleks kasutatakse kujutiseseriast lõikusid nr. 8 kuni 11 (Joonis 14). Hindaja peab lugema kokku radiaalsete sirgete arvu, kus kõik kolm testobjekti on eristatavad. Lugemine tuleb lõpetada esimese sirge juures, kus mõni objekt ei ole eristuv. Tulemusena esitatakse kõigilt neljalt lõigult summeeritud sirgete arv. Hindajal on lubatud häälestada akna laiust ja taset ning kujutist ekraanil suurendada.



Joonis 14. Madala kontrastsusega objektide eristamise test. Kujutiseseriast lõik nr. 11. Hindaja peab lugema kokku radiaalsete sirgete arvu, kus kõik kolm objekti on nähtavad [21].

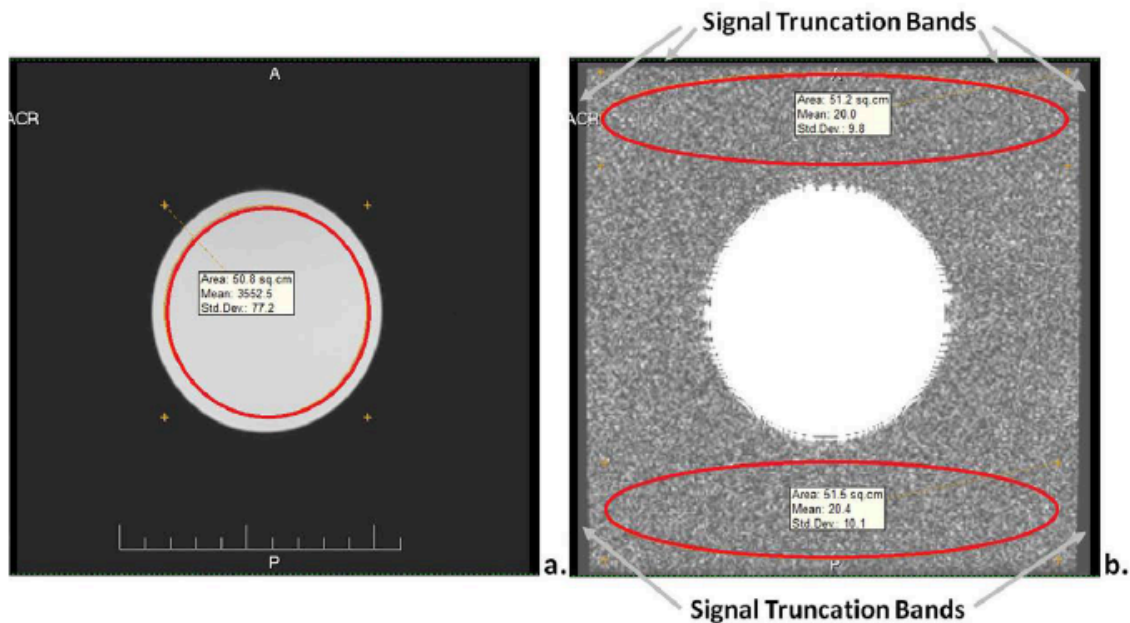
Soovituslik sekkumiskriteerium on <9 uuringuseadmetele alalismagnetvälja magnetilise induksiooniga alla $3T$. Seadmetele, mille alalismagnetväli on $3T$, on sekkumiskriteeriumiks <37 .

Ebapiisav tulemus madala kontrastsusega objektide eristamise testis näitab, et kujutistel jäävad märkamata väikese kontrastsuse erinevusega objektid. Kõige tavalisem põhjus ebapiisava tulemuse saamiseks on ebatäpne lõikude positsioneerimine uuringu ettevalmistamise faasis. Testelementide nähtavust halvendavad ka fantoomi positsioneerimise vead (horisontaal- või vertikaalsihis nurga all). Samuti halvendab testelementide nähtavust varikujutiste esinemine kujutistel ja liiga väike signaal-müra-suhe.

3.1.8 Signaal-müra-suhe

Signaal-müra-suhe (SNR) on üks fundamentaalsemaid pildikvaliteedi hindamise parameetreid. Teoreetiliselt iseloomustab signaal-müra-suhe iga pildipunkti intensiivsuse (pikselväärtuse) täpsust [26].

SNR-i hindamiseks kasutatakse kujutiseseeriast lõiku nr. 7. Sellele paigutatakse üks ROI objekti kujutisele (Joonis 15) nii, et see kataks vähemalt 75% sellest ning registreeritakse signaali keskmine intensiivsus (pikselväärtus). Seejärel paigutatakse väljapoole objekti kujutist üks või mitu ROI-d õhu piirkonda ning registreeritakse sealt ROI signaali pikselväärtuste standardhälve.



Joonis 15. Signaal-müra-suhte määramine. Kujutiseseeria lõigule nr. 7 paigutatakse a) ROI objekti kujutisele, millelt registreeritakse keskmine signaali intensiivsus; b) üks või mitu ROI-d õhu piirkonda ning registreeritakse nende signaali standardhälve [22].

Tulemus leitakse valemist (9)[22]

$$SNR_{ACR} = \frac{\text{keskmine objekti signaal}}{\sigma_{\text{õhk}}} \quad (9)$$

Üheseid sekkumiskriteeriumeid seatud ei ole. SNR-i võivad mõjutada uuringuseadme väga paljud riistvara komponendid aga ka pulssprogrammi parameetrid.

3.2 Katseseadmed

Katsed viidi läbi kahes Eesti tervishoiuasutuses kasutades nelja erinevat magnetresonantstomograafi. Nende hulgas olid kolme suurema tootja neli erinevat mudelit. Ülevaade kasutatud magnetresonantstomograafidest ja uuringumähistest on toodud tabelis 3.

Tabel 3. Kasutatud uuringuseadmed ja –mähised.

Tootja	Mudel	Soetuse aeg	Tarkvara versioon	Kasutatud mähis
Siemens Healthcare	Magnetom Symphony 1,5 T	2001	syngo MR A40 4VA40A	CP Head Array
Philips Healthcare	Achieva 3,0 T	2009	Release 3.2.3	Sense Head 8
Philips Healthcare	Ingenia 1,5 T	2012	Release 5.1.7.2	Base Coil/Head Coil 1.5T
GE Healthcare	Optima MR450w 1,5 T	2013	DV25.0_R01_1451.a	Discovery MR450 1,5T Split Head Coil

Kokku registreeriti 99 kujutiseseeriat, mis jagati 26-ks katseseeriaks ehk grupiks. Igas grupis oli üks kujutiseseeria, mille saamiseks kasutati igapäevases kliinilises kasutuses olevat pulssprogrammi ja üks või mitu OFK tehnikaga modifitseeritud pulssprogrammiga saadud kujutiseseeriat. Katseseeriade jaoks valitud kliinilises kasutuses olevad pulssprogrammid valiti uuringuseadmesse eelsalvestatud pea piirkonna pulssprogrammide hulgast vastavalt kabineti personali soovitudele (igapäevaselt sageli kasutatav pulssprogramm). Kasutatud OFK fraktsioonid valiti vastavalt uuringuseadme võimalustele. Kõigi seadmete juures ei olnud võimalik ühesuguseid väärtuseid kasutada või fraktsiooni valida.

Analüüsiks kasutati 693 kujutist. Kõigi kujutiseseeriade pulssprogrammide parameetrid ja kujutistelt määratud pildikvaliteedi parameetrite numbrilised väärtused on ära toodud töö lisas.

3.3 Määramatuse hindamine

Kujutise kvaliteedi hindamine toimub läbi kolme tüüpi mõõtmiste, kasutades arvutitarkvara, mis mõjutavad mõõtetulemuse määramatust:

1. Visuaalne hinnang
 - Hindaja peab loendama silmaga eristuvaid objekte.
2. Huvipiirkonna (ROI) pildipunktide keskmine intensiivsus (pikselväärtus) ja standardhälve
 - Hindaja märgib kujutisele soovitud ROI ja tarkvara arvutab ning kuvab statistilised väärtused selle piirkonna kohta.
3. Pikkuste mõõtmine kujutisel
 - Hindaja märgib kujutisele vahemaa, mille pikkust soovitakse mõõta ja tarkvara kalkuleerib ühe pildipunkti mõõtmete põhjal distantssi pikkuse ühikutes.

Kujutisel pikkuse mõõtmise A-tüüpi määramatust hinnati läbi korduvuskatsete. Selleks valiti katseandmete hulgast üks kujutis ning korraldi pikkuse mõõtmisi sellel 100 korda. Saadud tulemustest ($n=100$; $\bar{x} = 189,01$ mm; $SD=0,16$ mm; $u_A(\bar{x})=0,016$ mm) võime järeldada, et hindaja tegevusest põhjustatud määramatus on väga väike (variatsioonikordaja 0,08%).

Arvutitarkvara abil kujutiselt pikkuse mõõtmise tulemused saadi täpsusega 0,1 mm ($u_B=0,058$ mm).

Nendest tulemustest saame üksikmõõtmise liitmääramatuseks arvutada $u_C=0,06$ mm ja laiendmääramatuseks katteteguriga 2 (usaldusnivool 95 %) $U=0,12$ mm.

Toodud statistiliste andmete juures ei saa jätta arvestamata andmehõive teoreetilist lahutusvõimet. Kuvamise piirkonnaks oli valitud kõigi katsete korral 250 mm x 250 mm. Sõltuvalt kliinilisest pulssprogrammist jäid k-ruumi (diskreetne andmematriks) suurused vahemikku 256 x 224 kuni 560 x 560. Seega andmehõive käigus saadud

pildipunktide füüsilised suurused jäävad vahemikku 0,45 mm x 0,45 mm kuni 0,98 mm x 1,12 mm.

Arvutatud laiendmääramatus saab olla parem registreeritud pildipunktide suuruselt tänu tarkvaraliste vahendite võimalustele suurendada kujutist ning interpoleerida lisa piksleid. Lähtudes töö eesmärkidest ja katsete korralduse ning analüüsi keskkondade staatilisusest, hindan mõõtmistulemuste määramatuse piisavalt väikeseks, et seda katseandmete esitamisel eraldi mitte ära märkida.

ACR kujutise kvaliteedi testide metoodika [21] annab oodatavate tulemuste kohta ette vaid sekkumiskriteeriumid. Puudub info mõõteväärtuste skaalade lineaarsuse ja tulemuste korratavuse kohta. Tuvastamaks, kas muutused kujutise kvaliteedi parameetrite väärtustes on tingitud juhuslikest hälvetest või näitavad olulisi muutusi, korraldati katse kõigi kasutatud kujutise kvaliteedi parameetrite korratavuse hindamiseks.

Korratavuse hindamiseks skaneeriti võimalikult lühikese aja jooksul testkeha ühte ja sama pulssprogrammi kasutades viiel korral ($n=5$; katseseeria nr. 26, Lisa A, lk 85). Kogu andmehõive protsessi käigus ei muudetud testkeha asukohta ja kujutiseeria lõikude planeeritud asukohad kopeeriti täpselt kõikidele kordusseeriatele. Kujutise kvaliteedi analüüsi käigus kasutatud huviväljad (ROI'd) kopeeriti kõigile kujutiseeriatele nii, et nende asukoht oleks muutumatu. Kõigi nende tegevuste eesmärgiks oli minimeerida katse korraldusega seotud varieeruvusi tulemustes.

Saadud kujutistelt hinnati kõik eelpool mainitud kvaliteedi parameetrid. Korratavust hinnati läbi suhtelise laiendmääramatuse (kattetegur 2). Kasutatud pulssprogrammi parameetrid on toodud ära tabelis 4 ja tulemused tabelis 5.

Tabel 4. Korratavuse hindamiseks kasutatud pulssprogrammi parameetrid.

Pulssprogrammi tüüp	aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	Sagedusriba laius piksli kohta [Hz/piksel]	k-ruumi trajektoore	Faasikodeerimise samme	x	y
Spinn-kaja (SE)	129	20	500	109	255	255	256	256

Tabel 5. Korratavuse tulemused. n=5.

	Geomeetriline täpsus [mm]	Kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime	Lõigu paksuse täpsus [mm]	Lõigu positsiooni täpsus [mm]	Signaali intensiivsuse ühtlus [%]	Varikujutise intensiivsus [%]	Madala kontrastsuse lahutusvõime	SNR
\bar{x}	0,14	0,9	0,17	0,50	84,6	0,10	38,4	371,0
SD	0,01	0	0,05	0,01	0,3	0,10	0,5	33,2
$u_A(\bar{x})$	0,003	0	0,02	0,01	0,1	0,04	0,2	14,9
u_B	0,06	0,1	0,01	0,001			0,6	
$U_{95\%}$	0,12	0,1	0,05	0,01	0,3	0,09	1,3	29,7
U_{suht}	84%	13%	28%	2%	0%	87%	3%	8%

Arvestades, et korratavus on saadud ühe konkreetse uuringuseadmega ja kujutise kvaliteediparameetrite keskmised väärtused võivad eri seadmetel erineda, võib määramatust hinnata läbi suhtelise laiendmääramatuse (absoluutse laiendmääramatuse ja keskmisesse mõõtetulemusse suhe, esitatud tabeli 5 viimases reas protsendina).

4 Katsetulemused

Tulemused on esitatud ilma viideteta konkreetsele uuringuseadmele, kuna testide eesmärk ei olnud võrrelda erinevad seadmeid, vaid pigem OFK meetodit ennast.

Katseseeria andmed ja määratud kujutiste kvaliteedi parameetrite väärtused on esitatud tabelitena. Järgnevalt on lisatud selgitused tabeli veergude kohta.

Pulssprogrammi parameetrite tabel:

- Katseseeria
 - “Originaal” tähistab kujutiseseeriat, mis on saadud igapäevases kliinilises kasutuses oleva pulssprogrammiga.
 - OFK PE – tähistab osalise Fourier’ kuvamist faasikodeerimise suunas. Lisatud number näitab OFK fraktsiooni.
 - OFK FE – tähistab osalise Fourier’ kuvamist sageduskodeerimise suunas ehk osalise kaja meetodit (ingl *partial echo*).
 - NSA – tähistab korduvat signaali registreerimist keskmistamise eesmärgil (ingl *number of signal averages*).
- Aeg – pulssprogrammi kestuse aeg sekundites.
- TE – kaja-aeg (ingl *echo time*) millisekundites.
- TE – kordusaeg (ingl *repetition time*) millisekundites.
- BW – sagedusriba laius piksli kohta (ingl *pixel bandwidth*) – vastuvõtja sagedusriba jagatud k-ruumi laiusega sageduskodeerimise suunas. Ühik Hz/piksel. Info pärineb DICOM kujutiste andmeväljalt (ingl *DICOM header*) 0018-0095.
- KST – k-ruumi trajektoorie arv (ingl *number of k-space trajectories*) – k-ruumi on võimalik täita erinevas järjekorras. Trajektoorie arv on seotud OFK fraktsiooniga. Info pärineb DICOM kujutiste andmeväljalt (ingl *DICOM header*) 0018-9093. Kõigi uuringuseadmete jaoks ei olnud info kättesaadav DICOM kujutise andmeväljalt.

- FES – faasikodeerimise sammude arv (ingl *number of phase encoding steps*) – tavapäraselt on see parameeter võrdeline k-ruumi maatriksi suurusega faasikodeerimise suunas ning OFK fraktsiooniga. Info pärineb DICOM kujutiste andmeväljalt (ingl *DICOM header*) 0018-0089. Kõigi uuringuseadmete jaoks ei olnud info kättesaadav DICOM kujutise andmeväljalt.
- Ridu – kujutise maatriksi ridade arv.
- Veerge – kujutise maatriksi veergude arv.

Kujutise kvaliteedi parameetrite tabel:

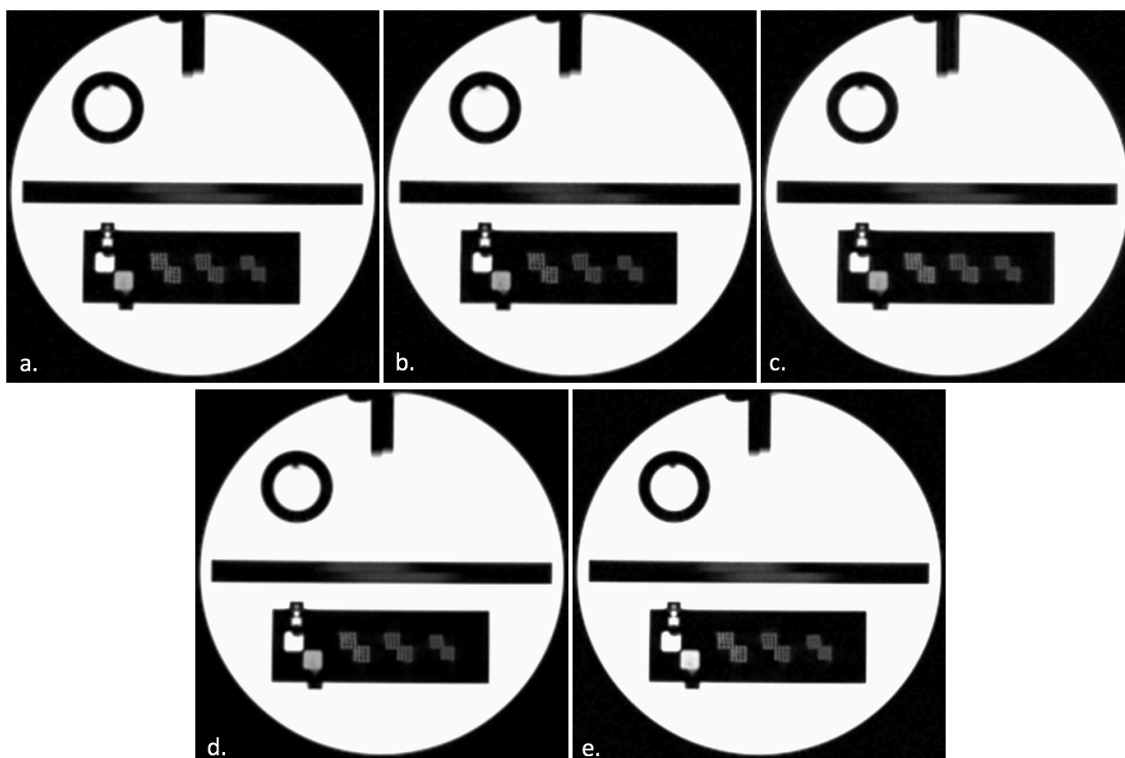
- Katseseeria
 - “Originaal” tähistab kujutiste seeriat, mis on saadud igapäevases kliinilises kasutuses oleva pulssprogrammiga.
 - OFK PE – tähistab osalise Fourier’ kuvamist faasikodeerimise suunas. Lisatud number näitab OFK fraktsiooni.
 - OFK FE – tähistab osalise Fourier’ kuvamist sageduskodeerimise suunas ehk osalise kaja meetodit (ingl *partial echo*).
- GA – geomeetiline täpsus (ingl *geometric accuracy*) millimeetrites.
- HCSR – kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime (ingl *high-contrast spatial resolution*) millimeetrites.
- STA – lõigu paksuse täpsus (ingl *slice thickness accuracy*) millimeetrites.
- SPA – lõigu positsiooni täpsus (ingl *slice position accuracy*) millimeetrites.
- PIU – signaali intensiivsuse ühtlus kujutisel (ingl *image intensity uniformity*) protsentides.
- PSG – varikujutise intensiivsus protsentuaalselt (ingl *percent-signal ghosting*).
- LCOD – madala kontrastsusega objektide eristamine (ingl *low-contrast object detectability*).
- SNR – signaal-müra-suhe (ingl *signal-to-noise ratio*).

Järgnevalt on illustreerivalt ära toodud kahe iseloomulikuma katseseeria tulemused. Kõigi 26 katseseeria tulemused on ära toodud töö lisas. Andmete analüüsimisel on kasutatud kõikide katseseeriade tulemusi.

Katseseeria number 18 pulssprogrammi andmed on esitatud tabelites 6 ja 7. Kujutise kvaliteedi parameetrid on esitatud joonistel 17 kuni 21.

Tabel 6. Katseseeria number 18 üldandmed

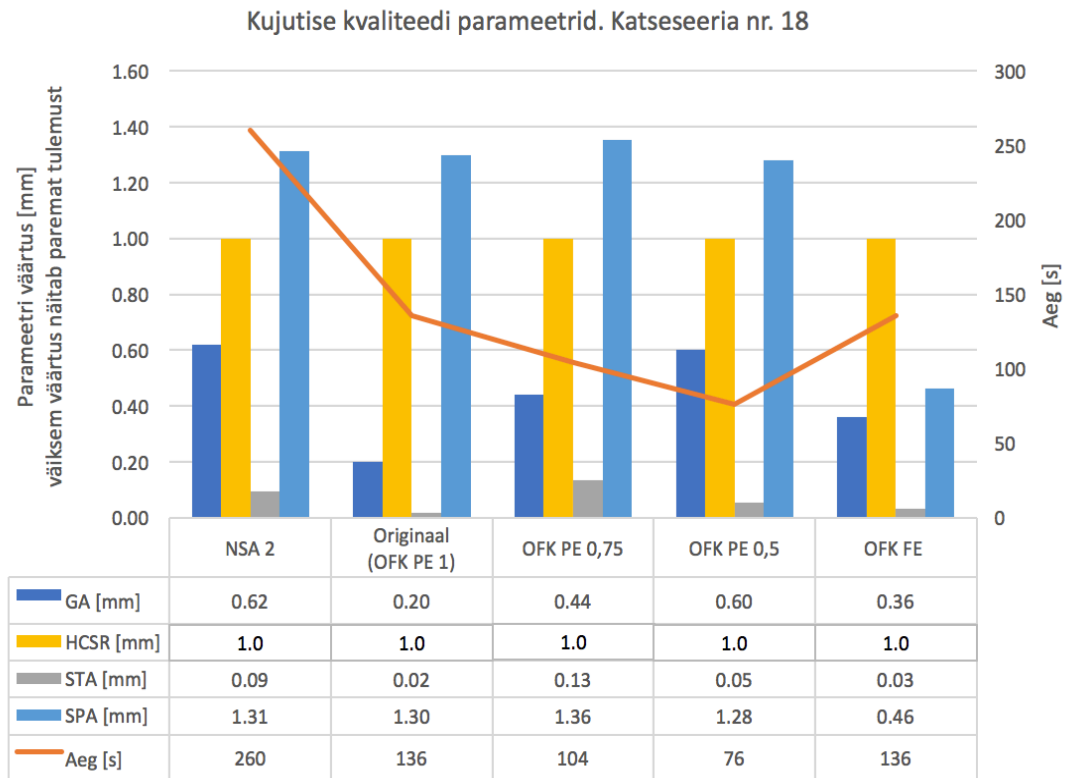
Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus	Pulssprogrammi tüüp
02.05.2016	D	ACR AX T1	SE



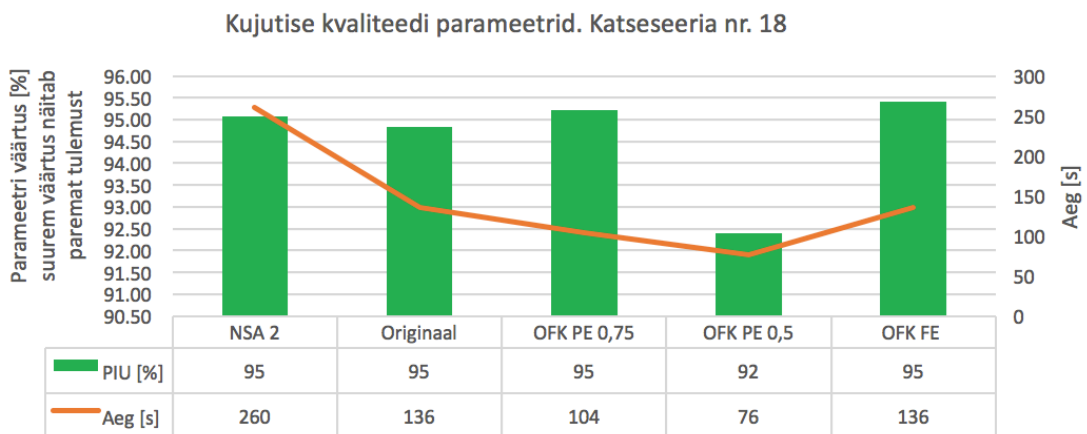
Joonis 16. Katseseeria nr. 18. Illustratsiooniks on toodud esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria (fraktsioon 1); b. – OFK PE 0,5; c. – OFK PE 0,75; d. – NSA 2; e. – OFK FE;

Tabel 7. Katseseeria nr. 18 pulssprogrammide parameetrid.

Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge
NSA 2	260	20	500	279	[]	[]	256	256
Originaal	136	20	500	279	[]	[]	256	256
OFK PE 0,75	104	20	500	279	[]	[]	256	256
OFK PE 0,5	76	20	500	279	[]	[]	256	256
OFK FE	136	9	500	279	[]	[]	256	256

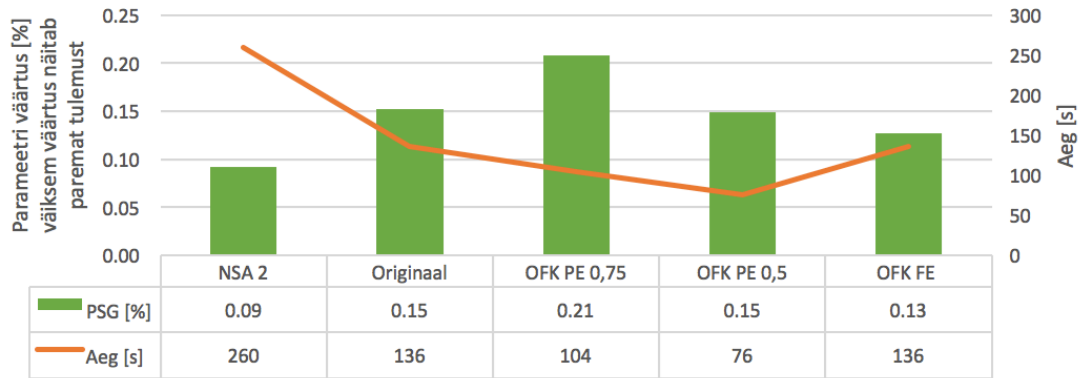


Joonis 17. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.



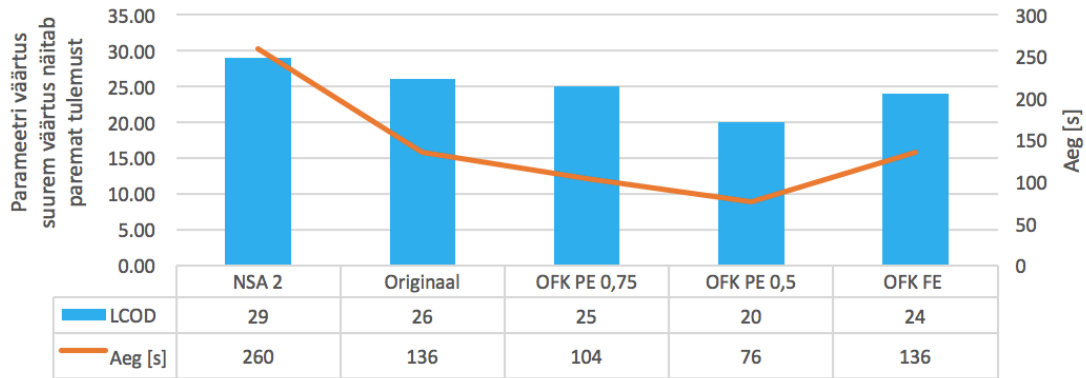
Joonis 18. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Kujutise kvaliteedi parameetrid. Katseseeria nr. 18



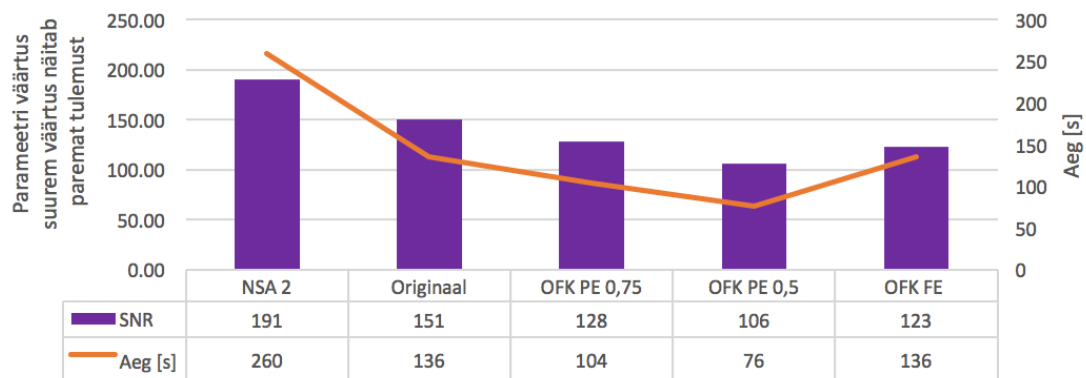
Joonis 19. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Kujutise kvaliteedi parameetrid. Katseseeria nr. 18



Joonis 20. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Kujutise kvaliteedi parameetrid. Katseseeria nr. 18

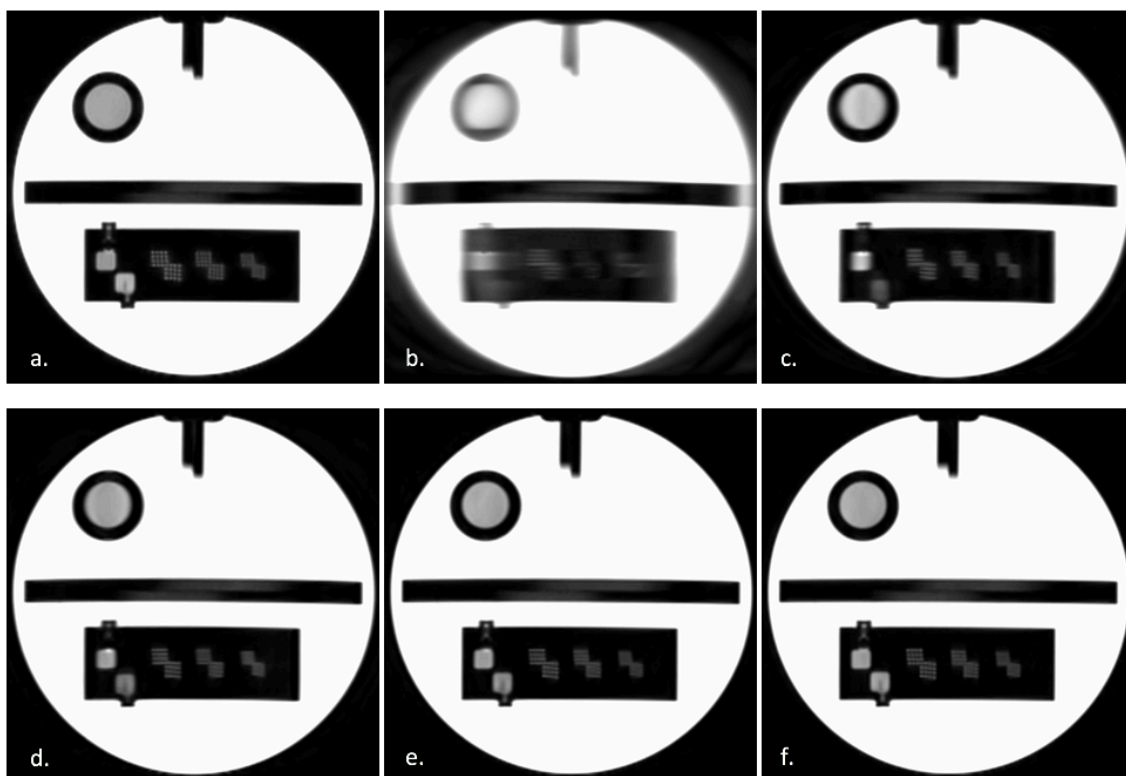


Joonis 21. Katseseeria nr. 18 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Katseseeria number 5 pulssprogrammi andmed on esitatud tabelites 8 ja 9. Kujutise kvaliteedi parameetrid on esitatud joonistel 23 kuni 27.

Tabel 8. Katseseeria number 5 üldandmed

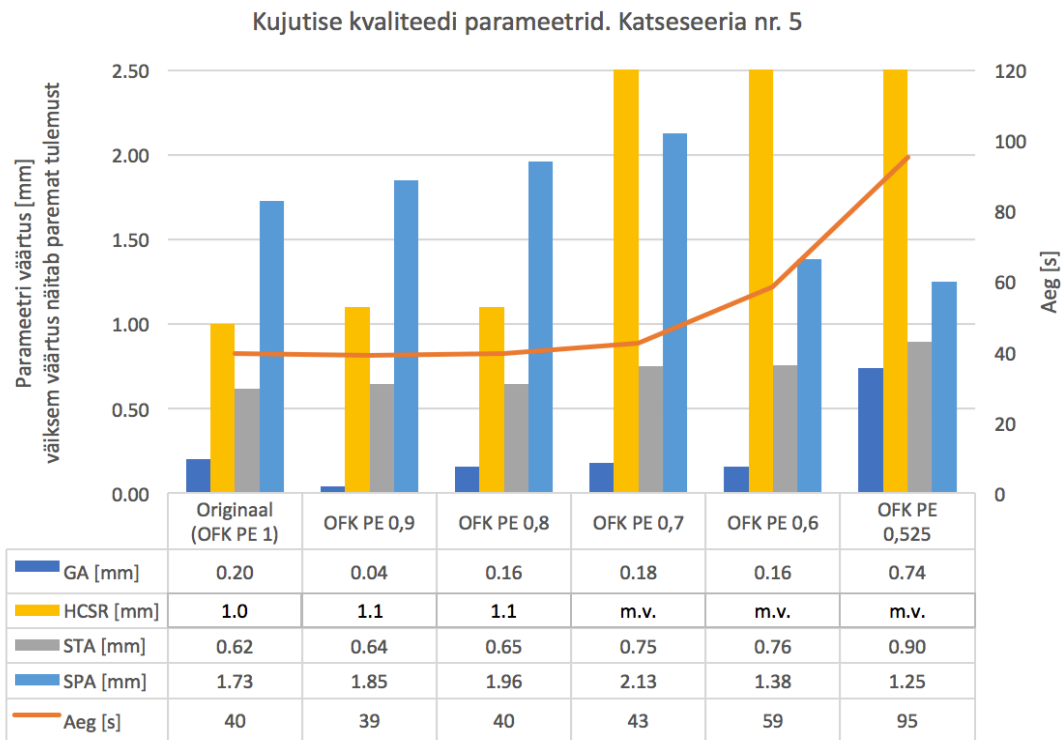
Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus	Pulssprogrammi tüüp
5.04.2016	A	T2W_TSE	TSE



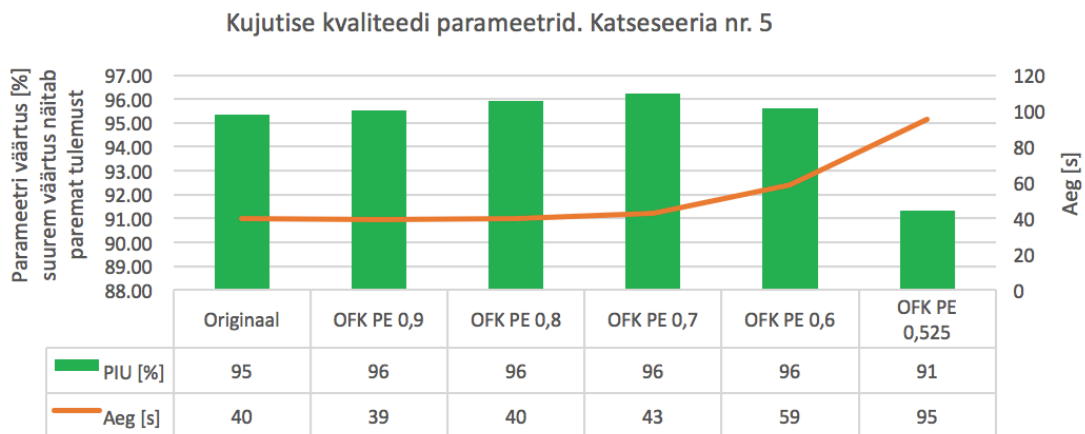
Joonis 22. Katseseeria nr. 5 illustratsioon: esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria; b. – OFK PE 0,525; c. – OFK PE 0,6; d. – OFK PE 0,7; e. – OFK PE 0,8; f. – OFK PE 0,9;

Tabel 9. Katseseeria nr. 5 pulssprogrammide parameetrid.

Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal	40	100	2210	139	17	255	256	256
OFK PE 0,9	39	100	2449	118	15	250	256	256
OFK PE 0,8	40	100	2837	95	13	244	256	256
OFK PE 0,7	43	100	3554	70	11	236	256	256
OFK PE 0,6	59	100	5325	43	10	250	256	256
OFK PE 0,525	95	100	10594	42	8	229	256	256

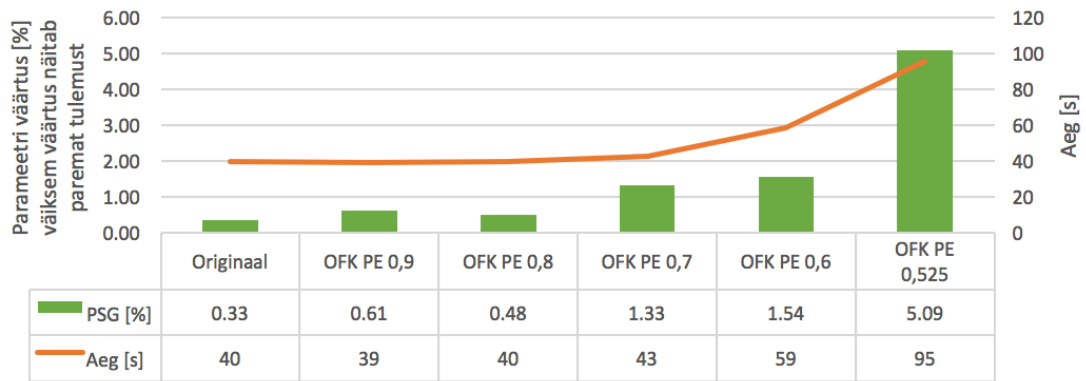


Joonis 23. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.



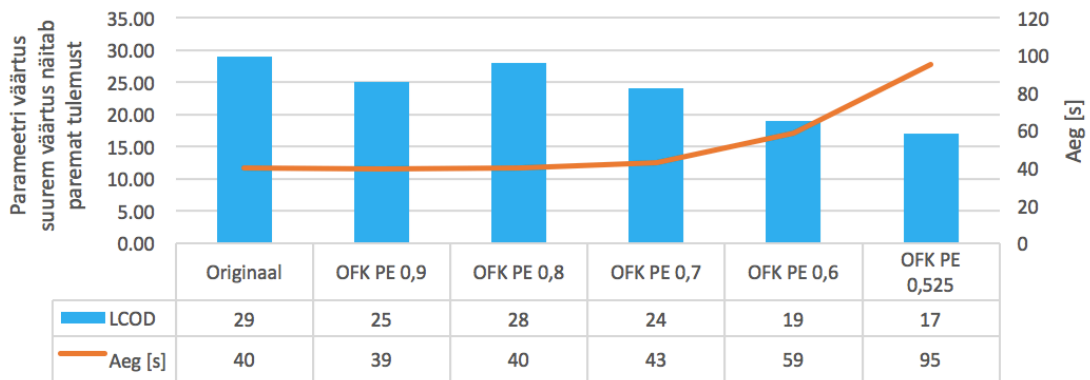
Joonis 24. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Kujutise kvaliteedi parameetrid. Katseseeria nr. 5



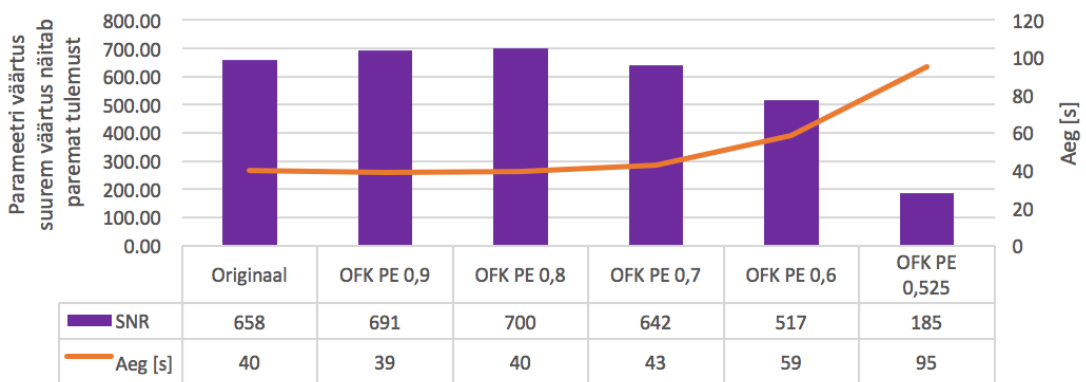
Joonis 25. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Kujutise kvaliteedi parameetrid. Katseseeria nr. 5



Joonis 26. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.

Kujutise kvaliteedi parameetrid. Katseseeria nr. 5



Joonis 27. Katseseeria nr. 5 kujutise kvaliteedi parameetrid.

5 Katsetulemuste analüüs

Kirjanduse ülevaates toodi välja, et osaline Fourier' kuvamine mõjutab teoreetilistel alustel pulssprogrammi kestust võrdeliselt OFK fraktsiooniga. Kujutise kvaliteedi parameetrite osas on varem leitud negatiivne mõju signaal-müra-suhtele [2] (SNR väheneb võrdeliselt ruutjuurega OFK fraktsioonist) ja kujutise artefaktide intensiivistumine [10].

Katsetulemusi analüüsiti kahes rühmas. Esimese rühma moodustasid katseseeriad, kus pulssprogrammi kestus oli võrdelises seoses OFK fraktsiooniga. Teise rühma moodustasid ülejäänud katseseeriad.

Pulssprogrammi kestus on ligikaudu võrdelises seoses OFK fraktsiooniga kõigi läbiviidud spinn-kaja (SE, ingl *Spin Echo*) pulssprogrammide korral (näiteks Joonis 21 leheküljel 51). Vaadates katseseeriaid, mille pulssprogrammi tüüp oli TSE (ingl *Turbo Spin Echo*), TIR (ingl *Triple Inversion Recovery*) või FRFSE (ingl *Fast Relaxation Fast Spin Echo*) esineb kõrvalekaldeid teoreetilisest aja ja OFK fraktsioonist seosest (näiteks Joonis 27 leheküljel 54).

Keskendudes SE pulssprogrammidele on näha, et geomeetrilise täpsuse muutused katseseeriates ei ole proportsionaalsed OFK fraktsiooniga ning võime muutused lugeda tühiselt väikesteks võrreldes korratavuse katsest saadud suhtelise laiendmääramatusega (84%).

Kõrge kontrastsuse lahutusvõime testi tulemused näitavad muutuseid lahutusvõime juures vaid katseseerias nr. 13. Siin paranes lahutusvõime osalise kaja (OFK FE) meetodi kasutamisel tasemelt "m.v." väärtusele 0,9 mm.



Joonis 28. Kõrge kontrastsusega lahutusvõime testi elemendid katseseeriast nr. 13. a.) Originaalparameetritega katseseeria (SE, T1, TE=14 ms, TR=500 ms); b.) OFK PE 0,5 + FE (SE, T1, TE=20 ms, TR=500 ms); Katseseade C.

Antud juhul näitavad tulemused, et lahutusvõime paranes horisontaalsihis (sageduskodeerimise suund) väärtuselt 1,0 mm väärtusele 0,9 mm ja vertikaalsihis (faasi kodeerimise suund) loetamatult väärtuseni 0,9 mm (Joonis 28). Tegu on T1 kontrastsusega pulssprogrammiga. Lahutusvõime paranemine on konkreetsel juhul seotud kaja-aja TE pikenemisega väärtuselt 14 ms väärtuseni 20 ms. Seega võime järeldada, et osalise Fourier' kuvamise kasutamine SE pulssprogrammide korral ei mõjuta kõrge kontrastsusega lahutusvõimet.

Lõigu paksuse täpsuses ja lõigu positsiooni täpsuse testide tulemused ei näidanud olulist korrelatsiooni osalise Fourier' kuvamise fraktsiooni suhtes. Seda väidet kinnitab osaliselt ka ACR'i kujutise kvaliteedi hindamise juhend [21], sõnastades põhiliste häirete põhjustena uuringuseadme riistvarast tulenevad häired ja seadme operatori tegevusest tulenevad häired. Mõlema nimetatud komponendi mõjutused olid katse korraldamisel viidud miinimumini. Nende kahe testi tulemused on siiski oluliseks lisainfoks madala kontrastsusega objektide lahutusvõime testi tulemusi analüüsid.

Signaali intensiivsuse ühtlust tuleb hinnata koos varikujutise intensiivsuse parameetriga. Suurenenud varikujutiste intensiivsus kujutisel halvendab oluliselt ka signaali intensiivsuse ühtlust. Need kaks kujutise kvaliteedi parameetrit on väga erineva häirekindlusega. Korratavuse katsetest avaldus, et esimene neist on väga stabiilne (laiendmääramatuse ja keskvaärtuse suhe on 0,3%). Varikujutise intensiivsus on juhuslikest kõikumistest märksa enam mõjutatud – suhteline laiendmääramatus on 87%.

Nimetatud parameetrite osas kujutise kvaliteeti hinnates joonistuvad välja erinevused erinevate uuringuseadmete vahel. Uuringuseadmetel A ja B on osalise Fourier' kuvamise kasutamisel märgata kuni 2,5%-list langust signaali intensiivsuse ühtluse testis. Samal ajal on varikujutise intensiivsuse muutus väiksem, kui korratavuse testis määratud varieeruvus. Erandiks on katseseeria nr. 1 (T1-ACR, SE, uuringuseade A), kus varikujutise intensiivsus suureneb rohkem kui 200% osalise kaja (ingl *partial echo*) meetodi kasutamisel ning 147% OFK fraktsioonil 0,625. ACR'i juhend [21] märgib varikujutise intensiivsuse suurenemise põhjustena uuringuseadme riistvaralisi põhjuseid ja testobjekti liikumist. Arvestades asjaolu, et edasiste katseseeriade juures sarnast muutust ei esine, on põhjuseks suure tõenäosusega testkeha ebastabiilne asend uuringumähises (aluse läbi vajumine), mis põhjustas testkeha liikumist andmehõive ajal.

Uuringuseadmel C on märgatav korrelatsioon OFK fraktsiooni ja signaali intensiivsuse ühtluse vahel. OFK fraktsiooni 0,5 juures halveneb signaali intensiivsuse ühtlus isegi kuni 9% (katseseeria nr. 12, 9%; katseseeria nr. 13, 7,6%; katseseeria nr. 17, 7,3%). Kõrgematel OFK fraktsioonidel on muutus alla 2%. Varikujutise intensiivsus on samal ajal korratavuse testimisel leitud vea piirides ning ei ole korrelatsioonis OFK fraktsiooni ega signaali intensiivsuse ühtlusega.

Uuringuseadmel D on märgata hüppeliselt suuremat negatiivset mõju signaali intensiivsuse ühtlusele OFK fraktsiooni 0,5 juures (halvenemine 2,1% – 3,4%). Näiliselt on see põhjustatud oluliselt tõusnud varikujutise intensiivsuse protsendist (varikujutise intensiivsuse tõus kuni 160 korda võrreldes kliinilise pulssprogrammiga). Kujutiste visuaalsel järelkontrollil ilmnes, et kvaliteediparameetri “varikujutise intensiivsus” tõusu põhjus peitub hoopis madalas signaal-müra-suhtes ja varikujutiste olemasolu visuaalselt ei tuvastatud.

Signaal-müra-suhe ja madala kontrastsusega objektide lahutusvõime on samuti kaks parameetrit, mida tuleks käsitleda koos. Põhiliseks madala kontrastsusega objektide lahutusvõimet halvendavaks teguriks võivad olla kõrge müra tase kujutisel [5] ja varikujutise artefaktid [21].

Kasutatud signaal-müra-suhte hindamise meetodika ei osutunud häirekindlaks. Probleemiks oli juhuslik ja põhjendamatu SNR väärtuse paranemine (müra osakaal vähenes, signaali väärtus jäi muutumatuks). SNR väärtuse tõusu usaldusväärsuse kontrollimiseks saab kasutada madala kontrastsusega objektide lahutusvõime väärtust. Kui selle parameetri paranemine ei ole märgatav, on põhjust kahelda ka SNR-i väärtuse paranemises. Korratavuse katsetest ilmnes, et laiendmääramatus moodustab umbes 8% keskmisest signaal-müra-suhte väärtusest. Madala kontrastsusega objektide lahutusvõime korratavuse katsetes oli suhteline laiendmääramatus 3%.

Teoreetiliselt peaks SNR olema võrdeliselt seotud ruutjuurega OFK fraktsioonist [2] ja madala kontrastsusega objektide lahutusvõime peaks vähenema OFK fraktsiooni vähenemisega.

Praktikas läbi viidud spinn-kaja pulssprogrammide analüüsil ületas OFK seeriade SNR väärtus oodatud teoreetilist sõltuvust. Uuringuseadme A katseseeriade puhul oli SNR väärtus 17% - 22% parem oodatud väärtusest. Uuringuseadme B korral 0% - 10% parem, uuringuseadme C korral kuni 24% parem ja uuringuseadme D korral oli erinevus -12% kuni +29%.

Sõltuvalt uuringuseadmest ja uuringumähisest olid ka SNR-i absoluutväärtused väga erinevad ulatudes 45-st kuni 1190-ni.

Madala kontrastsusega objektide lahutusvõime tulemused muutusid enamuse spinn-kaja (SE) uuringuseeriade juures OFK fraktsiooni vähenemisega samas suunas, kuid mitte rohkem kui 7,5% võrreldes kliinilises kasutuses oleva pulssprogrammiga. Erandiks oli katseseeria nr. 3 (T2-ACR. SE. Uuringuseade A), kus madala kontrastsusega objektide lahutusvõime vähenes 36-lt 30-le (16,7%), minnes OFK fraktsioonile 0,625. Samal ajal jäi SNR'i väärtus praktiliselt muutumatuks (suurenes 1,8%, mis on veakoridoris). Nimetatud katseseeria juures on põhjust kahelda nii SNR-i, kui ka madala kontrastsusega objektide lahutusvõime väärtustes. Võimaluse selleks annab lõigu positsiooni täpsuse väärtus 2,42 mm. Vastavalt ACR'i juhendile [21], võib lõigu

positsiooni ebatäpsus, mis on suurem kui 2 mm, mõjutada madala kontrastsusega objektide lahutusvõime testi tulemust.

Pulssprogrammid, mille tüüp on TSE, FSE või FRFSE on olemuselt seotud uuringuprotsessi kiirendamisega (ühe kordusaja TR jooksul täidetakse mitu rida k-ruumis). Kuigi teooria kohaselt peaks siin olema võimalik osalise Fourier' kuvamise tehnikaga (k-ruumi osalise täitmise) pulssprogrammi kiiremaks muuta, ei olnud katsete tulemus ootuspärane.

Katseseeriade tegemise käigus muudeti kliiniliste pulssprogrammide juures vaid osalise Fourier' kuvamisega seotud parameetreid. Sellest hoolimata tõi see kaasa mitmete teiste pulssprogrammi seadistuste muutumise, mis esmapilgul põhjustas kõrvalekaldeid ootuspärasest tulemusest. Selliseid näiteid võib tuua katseseeriast number 4 (T2W_TSE, uuringuseade A) ja 5 (T2W_TSE, uuringuseade A), kus koos OFK fraktsiooni muutmisega operaatori poolt, muutis süsteem ka kordusaja (TR) pikkust. TR pikenemine mõjutab otseselt (võrdeliselt) ka pulssprogrammi kestust. Arvestades siinjuures valemist (4) nähtavat lineaarset seost pulssprogrammi kestuse, OFK fraktsiooni ja kordusaja (TR) vahel, on saadud tulemused teooriaga pulssprogrammi kestuse aja osas kooskõlas.

Probleemi lähemaks uurimiseks korrati katseseeriat number 4 uuringuseeriad (katseseeria nr. 25, T2W_TSE, uuringuseade A), kus fikseeriti kordusaja (TR) väärtus. Ka siin ei olnud seos pulssprogrammi kestuse ja OFK fraktsiooni vahel ootuspärane (ei olnud võrdeline). OFK fraktsioonidel 0,525 ja 0,625 oli pulssprogrammi kestuseks vastavalt 192 s ja 120 s. Samas kui fraktsioonide 1,0 ja 0,8 juures oli kestuseks vaid 87 s ja 69 s.

Veelgi keerulisem on seletada katseseerias 6 (T2w FLAIR_A, TIR, uuringuseade A) pulssprogrammi kestuse diskreetseid väärtusi 280 sekundit (OFK fraktsioon 0,8; 0,9; 1) ja 200 sekundit (OFK fraktsioon = 0,7).

Samuti on teooriale tuginedes keeruline põhjendada katseseerias number 9 (T2_TSE, uuringuseade B) esinenud pulssprogrammi kestuse pikenemist OFK fraktsiooni 0,525 kasutamisel võrreldes originaalprogrammiga. Samas muutus pulssprogrammi kestus täiesti teooria kohaselt OFK fraktsioonidel 0,625 ja 0,8.

Katseseerias number 16 (t2_tirm_tra_dark-fluid, uuringuseade C) ja 15 (t2_tse_tra, uuringuseade C) oli pulssprogrammi kestus ühesugune nii OFK fraktsioonil 1 kui fraktsioonil 0,625.

Suure tõenäosusega pole uuringuprogrammide kestuse muutus ootuspärane TSE pulssprogrammi kiirendusfaktori ja OFK fraktsiooni teatava konflikti tõttu. TSE (ingl *turbo spin echo*) ehk FSE (ingl *fast spin echo*) tehnika võimaldab ühe kordusaja TR jooksul täita mitu k-ruumi rida. Täidetavate ridade arvu ühe kordusaja jooksul nimetatakse kiirendusfaktoriks (ingl *speed factor* ehk *turbo factor*). Pulssprogrammi kestuse saab sellisel juhul teoreetiliselt arvutada valemist (10) [1],

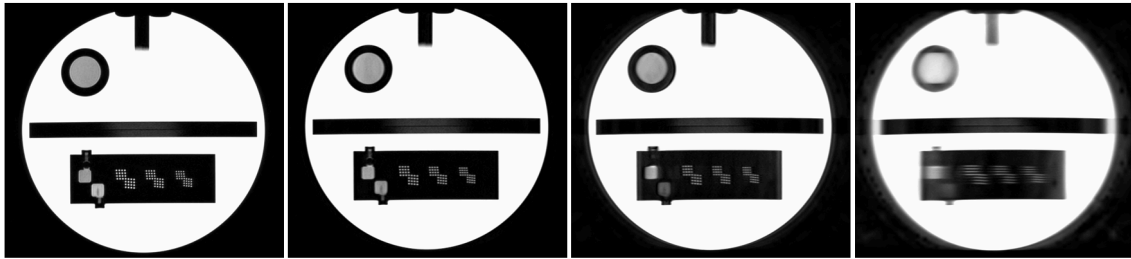
$$aeg = \frac{TR \times k_y \times NSA}{kiirendusfaktor}, \quad (10)$$

kus TR on kordusaeg, k_y on k-ruumi maatriksi suurus ja NSA on keskmistamiste arv (ingl *number of signal averages*). Sama kordusaja jooksul täidetavad k-ruumi read ei paikne alati järjestikusest – eelistatakse, et tugevamad kajasignaalid satuks k-ruumi keskosasse.

Kuigi selle kohta otsene info puudub, võib oletada, et uuringuseadmete tarkvara ei suuda efektiivselt hallata k-ruumi täitmist korraga nii TSE kiirendusfaktorit kasutades, kui ka OFK tehnika abil k-ruumi osaliselt täita. Selgitamaks välja erinevate TSE kiirendusfaktorite ja OFK fraktsioonide kombinatsiooni mõju pulssprogrammi kestusele oleks vaja eraldi katsete seeriat.

Kuna lisaks OFK seadistustele on TSE, TIR ja FRFSE katseseeriates toimunud mitmete teiste parameetrite muutused, on keeruline hinnata osalise Fourier' kuvamise tehnika mõju nende seeriade kujutiste kvaliteedile.

Signaali intensiivsuse ühtluse ja varikujutise artefaktide ühest korrelatsiooni OFK fraktsiooniga katseadmetest välja ei joonistu. Katseseeriates nr. 5 ja 25 (T2W_TSE, uuringuseade A) on nähtav ligikaudu 4%-line signaali intensiivsuse ühtluse langus ning varikujutise intensiivsuse oluline suurenemine (katseseeria nr. 25 suurenemine 9,8 korda; katseseeria nr. 5 suurenemine 14,5 korda) OFK fraktsioonil 0,525 (Joonis 29). Kõrgemate fraktsioonide juures ei ole muutused nii suured ja mitmete seeriade juures ei ole muutused fraktsiooni langedes negatiivses suunas. Olemasolevate katseandmete põhjal ei saa me aga väita, et kujutise kvaliteet paraneks OFK tehnika kasutamisega.



Joonis 29. Katseseeria nr. 29. Uuringuseade A, T2W_TSE. Vasakult paremale originaal-pulssprogrammiga saadud kujutis, OFK fraktsioonid 0,8, 0,625 ja 0,525.

Madala kontrastsusega objektide lahutusvõime testi tulemusi vaadates on märgatav negatiivne trend OFK fraktsiooni vähenemisega. Signaal-müra-suhte ja OFK fraktsiooni korrelatsiooni kohta ei saa TSE, TIR ja FRFSE katseseeriade põhjal järeldusi teha.

6 Järeldused

Käesolevast uuringust saadud tulemused näitavad osalise Fourier' kuvamine tehnika mõju erinevate pulssprogrammide kestusele ja saadud kujutiste kvaliteedile. Spinn-kaja (SE) pulssprogrammide korral on OFK tehnika kasutamine kooskõlas teooriaga ja lihtsalt kasutatav. TSE (ingl *Turbo Spin Echo*), TIR (ingl *Triple Inversion Recovery*) ja FRFSE (ingl *Fast Relaxation Fast Spin Echo*) pulssprogrammide tehnika sisaldab rohkem sisemisi algoritme, mille kohta puudub täpne info ning katsetulemused ei kinnitanud oodatud korrelatsiooni uuringu aja vähenemise ja OFK fraktsiooni vahel. Osalise Fourier' kuvamise tehnika kasutamine TSE või FSE pulssprogrammides on suure tõenäosusega uuringu aega lühendav, kui leida optimaalne kombinatsioon kiirendusfaktori, faasisammude arvu, kujutiste arvu ja OFK fraktsiooni jaoks. Läbiviidud katsetel sellist optimeerimist ei teatud.

Pulssprogrammide täiendamine OFK tehnikaga ei avaldanud mõju kõigile ACR kvaliteeditestide parameetritele. Nende hulgas olid geomeetrilise täpsuse, kõrge kontrastsuse lahutusvõime, lõigu paksuse ja lõigu positsiooni testid. Nimetatud kujutise kvaliteedi parameetrid on seotud uuringuseadmete riistvara stabiilse toimimisega [21] ning ei sõltunud OFK tehnika kasutamisest.

SE pulssprogrammide juures halvenes signaali intensiivsuse ühtlus oluliselt (kahelt protsendilt üheksale protsendile), kui OFK fraktsioon oli alla 0,6. Signaal-müra-suhe langes ootuspäraselt OFK fraktsiooni vähenedes. Kõrvutades saadud tulemusi teoreetilise sõltuvusega OFK fraktsiooni ruutjuurest, oli katsetulemustest arvatud SNR parem.

Madala kontrastsusega objektide lahutusvõime langes OFK fraktsiooni vähenedes.

Signaal-müra-suhte usaldusväärsemaks hindamiseks on edaspidistes töödes soovitatav kasutada meetodit, mis põhineks kahe kujutise üksteisest lahutamisel.

7 Kokkuvõte

Osalise Fourier' kuvamise tehnika on oma lihtsuses ja kättesaadavuses (enamikel uuringuseadmetel standardselt olemas) väga ahvatlev võimalus uuringuteks kuluva aja optimeerimiseks. Meetodi tõeline efekt peitub aga võimes pakkuda paremat ajalist lahutusvõimet ruumilise lahutusvõime arvelt. Seni ei ole midagi teada ühegi tootja uuringuseadmes kasutatud OFK algoritmide kohta. Katsetulemustest ilmneb, et erinevate seadmete puhul ei muutu mõõdetavad kujutise kvaliteedi parameetrid alati ühesuguselt. Seega enne meetodi kliinilise kasutuse laiendamist on vajalikud katsed konkreetsel uuringuseadmel, et tuvastada erinevaid kõrvalekaldeid pildikvaliteedis.

OFK tehnika rakendamine kliinilises töökeskkonnas vajab tavapärast uuringuprotokollide optimeerimise protsessi läbitegemist kaasates sinna lisaks füüsikutele nii radioloogid, klinitsistid, kui ka tehnikud. Käesolevas töös testkehaga tehtud katsete põhjal numbriliselt arvatud füüsikaliste kujutise kvaliteedi parameetrite alusel ei ole võimalik hinnata kui palju oleks kliinilises töös võimalik saavutada ajalist kokkuhoidu nii, et pildikvaliteet oleks piisavalt hea. Ajalise lahutusvõime paranemise efekt läbi osalise Fourier' kuvamise meetodi on ikkagi seotud ka kliiniliselt oluliste kujutise kvaliteedi parameetrite halvenemisega.

Käesolevas töös kirjeldatud katseseeriad on läbi viidud staatilise testkehaga. Testides kasutati nelja erinevat MRT seadet. Tulemused olid ootuspärased spinn-kaja (SE) pulssprogrammide kasutamisel ning katsetest selguse, et kiirendusfaktoreid kasutavate pulssprogrammide (TSE, FSE vms.) puhul on OFK tehnika kasutamiseks vajalik väga põhjalik pulssprogrammi parameetrite optimeerimine.

Analüüsitud kujutise kvaliteedi parameetritest olid OFK tehnika kasutamisega seotud signaali intensiivsuse ühtlus, signaal-müra-suhe ja madala kontrastsusega objektide lahutusvõime. Kasutades OFK fraktsiooni alla 0,6-e halvenesid kujutise kvaliteedi parameetrid hüppeliselt.

Osalise Fourier' kuvamise tehnika juures eristatakse osalist signaalihõivet sageduskodeerimise suunas (osalise kaja meetod, OFK FE) ja osalist signaalihõivet faasikodeerimise suunas (OFK PE). Neist esimene võimaldab häireteta kasutada lühikesi kaja-aegu ning läbi selle tagab teoreetiliselt parema tulemuse voolamise ja pulsatsiooni artefaktide vältimisel. OFK PE vähendab andmehõive kestust ühe kujutise kohta. Mõlemal juhul on OFK mõju kujutise kvaliteedile teoreetiliselt vastupidine korduva signaali registreerimisele ja keskmistamisele.

Käesolev uurimus hõlmab teoreetilise sissejuhatuse teemasse. Katsetulemuste põhjal saab väita, et OFK tehnikat tasub edasi uurida kliinilises keskkonnas koos kliinilise personaliga. Tõenäoliselt ei saa seda kasutada kõigi uuringupiirkondade jaoks. Kõrge ruumilise lahutusvõimega uuringud vajavad endiselt pikemat uuringu aega. Seda meetodit saaks kasutada uuringutes, mis vajavad head ajalist lahutusvõimet ning taluvad madalamat ruumilist lahutusvõimet. Nende hulka võiksid kuuluda perfusiooni uuringud, dünaamiline angiograafia ja müokardi kuvamine.

Edasiste katsete käigus oleks vaja hinnata meetodi mõju ajalisele lahutusvõimele ja tundlikkust liigutusartefaktide suhtes. Lisaks ACR'i meetodika pildikvaliteedi testidele oleks vaja uurida ka geomeetrisi moonutusi testobjektide keskosas. Mainitud sammudeks ei olnud käesoleva töö teostamise ajal tehnilisi vahendeid.

Kasutatud kirjandus

- [1] D. W. McRobbie, Ed., *MRI from picture to proton*, 2nd ed. Cambridge, UK ; New York: Cambridge University Press, 2007.
- [2] Z.-P. Liang and P. C. Lauterbur, *Principles of magnetic resonance imaging: a signal processing perspective*. Bellingham, Wash. : New York: SPIE Optical Engineering Press ; IEEE Press, 2000.
- [3] J. T. Bushberg, Ed., *The essential physics of medical imaging*, 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [4] M. A. Brown and R. C. Semelka, *MRI: basic principles and applications*, 3rd ed. Hoboken, N.J: Wiley-Liss, 2003.
- [5] P. Sprawls, *Magnetic resonance imaging: principles, methods, and techniques*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2000.
- [6] R. W. Brown, Y.-C. N. Cheng, E. M. Haacke, M. R. Thompson, and Ramesh Venkatesan, *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design*. 2014.
- [7] Zhi-Pei Liang, Fernando E. Boda, R. Todd Constable, E. Mark Haacke, Paul C. Lauterbur, and Michael R. Smith, "Constrained Reconstruction Methods in MR Imaging," *Reviews of Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 4, pp. 67–185, 1992.
- [8] D. A. Feinberg, J. D. Hale, J. C. Watts, L. Kaufman, and A. Mark, "Halving MR imaging time by conjugation: demonstration at 3.5 kG.," *Radiology*, vol. 161, no. 2, pp. 527–531, Nov. 1986.
- [9] J. F. James, *A student's guide to Fourier transforms: with applications in physics and engineering*, 3rd ed. Cambridge ; New York: Cambridge University Press, 2011.
- [10] M. A. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou, *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Elsevier, 2004.
- [11] "Hermitian matrix," *Wikipedia*. 16-Nov-2016.
- [12] "Partial Fourier," *Questions and Answers in MRI*. [Online]. Available: <http://mriquestions.com/partial-fourier.html>. [Accessed: 23-Apr-2016].
- [13] J. R. MacFall, N. J. Pelc, and R. M. Vavrek, "Correction of spatially dependent phase shifts for partial Fourier imaging," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 6, no. 2, pp. 143–155, Mar. 1988.
- [14] G. McGibney, M. R. Smith, S. T. Nichols, and A. Crawley, "Quantitative Evaluation of Several Partial Fourier Reconstruction Algorithms Used in MRI," *Magn Reson Med*, vol. 1993, no. 30, pp. 51–59.
- [15] "Read conjugate symmetry," *Questions and Answers in MRI*. [Online]. Available: <http://mriquestions.com/read-symmetry.html>. [Accessed: 25-Apr-2016].
- [16] P. Margosian and F. Schmitt, "Faster mr imaging methods," *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, vol. 593, pp. 6–13, 05 1986.
- [17] "Compressed sensing," *Wikipedia*. 06-Dec-2016.
- [18] "Compressed Sensing." [Online]. Available: <https://www.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/mri-technologies/speed-technologies/compressed-sensing>. [Accessed: 13-Dec-2016].

- [19] “Dixon method,” *Questions and Answers in MRI*. [Online]. Available: <http://mriquestions.com/dixon-method.html>. [Accessed: 15-Dec-2016].
- [20] “SyntheticMR,” *SyntheticMR AB*. [Online]. Available: <http://www.syntheticmr.com/concept/increase-throughput/>. [Accessed: 15-Dec-2016].
- [21] The American College of Radiology, “Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program,” Jun-2005. [Online]. Available: <http://www.acraccreditation.org/~media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomGuidance.pdf?la=en>. [Accessed: 14-Nov-2016].
- [22] R. Price *et al.*, “Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual,” 2015. [Online]. Available: https://www.acr.org/~media/ACR%20No%20Index/Documents/QC%20Manual/2015_MR_QCManual_Book.pdf. [Accessed: 25-Mar-2017].
- [23] D. Kaljuste, “Kvaliteedimõõtmised magnetresonantstomograafidel ACR MR fantoomiga,” Tallinna Tehnikaülikool, Biomeditsiinitehnika instituut.
- [24] D. Kaljuste and M. Nigul, “Evaluation of the ACR MRI phantom for quality assurance tests of 1.5 T MRI scanners in Estonian hospitals,” *Proceedings of the Estonian Academy of Sciences*, vol. 63, no. 3, pp. 328–334, 2014.
- [25] American College of Radiology, “Site Scanning Instructions for Use of the MR Phantom for the ACR MRI Accreditation Program,” Dec-2002. [Online]. Available: <http://www.acraccreditation.org/~media/ACRAccreditation/Documents/MRI/LargePhantomInstructions.pdf?la=en>. [Accessed: 04-Jul-2016].
- [26] L. Kaufman, D. M. Kramer, L. E. Crooks, and D. A. Ortendahl, “Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging,” *Radiology*, vol. 173, no. 1, pp. 265–267, Oct. 1989.

Lisa A – Katsetulemused

Järgnevalt on esitatud katseseeriade kaupa pulssprogrammide parameetrid ning kujutise kvaliteedi hindamise tulemused.

Pulssprogrammi parameetrite tabel:

- Katseseeria
 - “Originaal” tähistab kujutiseseeriat, mis on saadud igapäevases kliinilises kasutuses oleva pulssprogrammiga.
 - OFK PE – tähistab osalise Fourier’ kuvamist faasikodeerimise suunas. Lisatud number näitab OFK fraktsiooni.
 - OFK FE – tähistab osalise Fourier’ kuvamist sageduskodeerimise suunas ehk osalise kaja meetodit (ingl *partial echo*).
 - NSA – tähistab korduvat signaali registreerimist keskmistamise eesmärgil (ingl *number of signal averages*).
- Aeg – pulssprogrammi kestuse aeg sekundites.
- TE – kaja-aeg (ingl *echo time*) millisekundites
- TE – kordusaeg (ingl *repetition time*) millisekundites
- BW - Sagedusriba laius piksli kohta (ingl *pixel bandwidth*) – vastuvõtja sagedusriba jagatud k-ruumi laiusega sageduskodeerimise suunas. Ühik Hz/piksel. Info pärineb DICOM kujutiste andmeväljalt (ingl *DICOM header*) 0018-0095.
- KST – K-ruumi trajektoore (ingl *number of k-space trajectories*) – k-ruumi on võimalik täita erinevas järjekorras. Trajektooride arv on seotud OFK fraktsiooniga. Info pärineb DICOM kujutiste andmeväljalt (ingl *DICOM header*) 0018-9093. Kõigi uuringuseadmete jaoks ei olnud info kättesaadav DICOM kujutise andmeväljalt.
- FES – Faasikodeerimise sammude arv (ingl *number of phase encoding steps*) – Tavapäraselt on see parameeter võrdeline k-ruumi maatriksi suurusega faasikodeerimise suunas ning OFK fraktsiooniga. Info pärineb DICOM kujutiste

andmeväljalt (ingl *DICOM header*) 0018-0089. Kõigi uuringuseadmete jaoks ei olnud info kättesaadav DICOM kujutise andmeväljalt.

- Ridu – kujutise maatriksi ridade arv
- Veerge – kujutise maatriksi veergude arv.

Kujutise kvaliteedi parameetrite tabel:

- Katseseeria
- GA – geomeetiline täpsus [mm] – väiksem number näitab paremat tulemust.
- HCSR – kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime [mm] – väiksem number näitab paremat tulemust. Tähis “m.v.” (mittevastav) markeerib, et mitte üheski testelemendis ei visualiseerunud objektid mõlemas suunas.
- STA – lõigu paksuse täpsus [mm] – väiksem number näitab paremat tulemust.
- SPA – lõigu positsiooni täpsus [mm] – väiksem number näitab paremat tulemust.
- PIU – signaali intensiivsuse ühtlus [%] – suurem number näitab paremat tulemust.
- PSG – varikujutise intensiivsus [%] – väiksem number näitab paremat tulemust.
- LCOD – madala kontrastsus – suurem number näitab paremat tulemust.
- SNR – signaal-müra-suhe – suurem number näitab paremat tulemust.

Tabel A. 1. Katseseeria number 1.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus			Pulssprogrammi tüüp			
31.03.2016	A	T1-ACR			SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	129	20	500	109	255	255	256	256
OFK FE	129	20	500	109	255	255	256	256
OFK PE 0,625	81	20	500	109	159	255	256	256
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR
Originaal (OFK PE 1)	0,08	1,0	0,32	1,65	94,4	0,01	36	419
OFK FE	0,16	1,0	0,08	1,49	94,0	0,04	35	709
OFK PE 0,625	0,16	1,0	0,23	1,51	93,8	0,03	36	397

Tabel A. 2. Katseseeria number 2.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus			Pulssprogrammi tüüp			
1.04.2016	A	T1-ACR			SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	129	20	500	109	255	255	288	288
OFK PE 0,625	81	20	500	109	159	255	288	288
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR
Originaal (OFK PE 1)	0,14	1,0	0,10	1,24	94,4	0,02	38	806
OFK PE 0,625	0,22	1,0	0,15	0,44	94,2	0,02	38	765

Tabel A. 3. Katseseeria number 3.

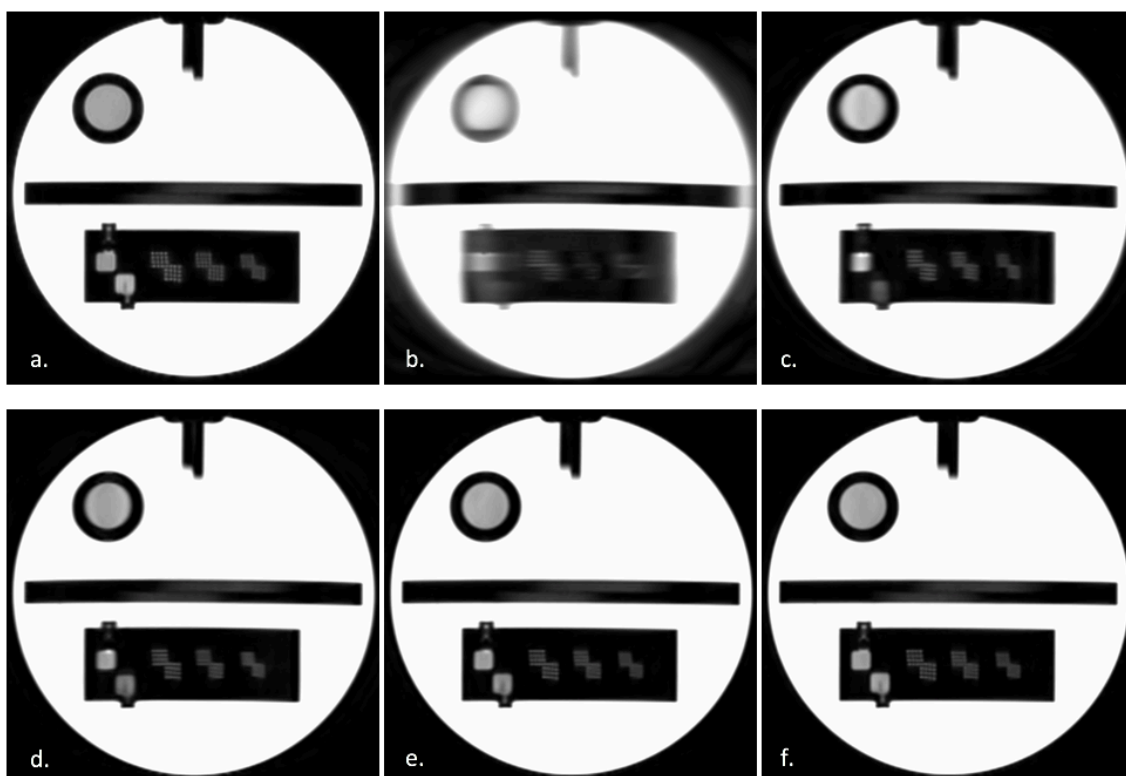
Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
1.04.2016	A	T2-ACR				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	512	20	2000	109	255	255	256	256	
OFK PE 0,625	320	20	2000	109	159	255	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,10	1,0	0,19	2,05	95,2	0,13	36	502	
OFK PE 0,625	0,04	1,0	0,18	2,42	94,8	0,07	30	511	

Tabel A. 4. Katseseeria number 4.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
5.04.2016	A	T2W_TSE				TSE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	73	100	2222	145	16	299	560	560	
OFK PE 0,525	178	100	10493	35	8	286	560	560	
OFK PE 0,6	101	100	5340	43	9	281	560	560	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,03	0,2	0,46	1,21	94,9	0,71	31	355	
OFK PE 0,525	0,17	m.v.	0,39	0,95	94,0	0,39	13	429	
OFK PE 0,6	0,09	1,0	0,51	1,31	95,5	0,35	26	499	

Tabel A. 5. Katseseeria number 5.

Kuupäev	Uuringuseade		Pulssprogrammi nimetus			Pulssprogrammi tüüp		
5.04.2016	A		T2W_TSE			TSE		
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	40	100	2210	139	17	255	256	256
OFK PE 0,9	39	100	2449	118	15	250	256	256
OFK PE 0,8	40	100	2837	95	13	244	256	256
OFK PE 0,7	43	100	3554	70	11	236	256	256
OFK PE 0,6	59	100	5325	43	10	250	256	256
OFK PE 0,525	95	100	10594	42	8	229	256	256
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR
Originaal (OFK PE 1)	0,20	1,0	0,62	1,73	95,3	0,33	29	658
OFK PE 0,9	0,04	1,1	0,64	1,85	95,5	0,61	25	691
OFK PE 0,8	0,16	1,1	0,65	1,96	95,9	0,48	28	700
OFK PE 0,7	0,18	m.v.	0,75	2,13	96,2	1,33	24	642
OFK PE 0,6	0,16	m.v.	0,76	1,38	95,6	1,54	19	517
OFK PE 0,525	0,74	m.v.	0,90	1,25	91,3	5,09	17	185



Lisa A, joonis 1. Katseseeria nr. 5 illustratsioon: esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria; b. – OFK PE 0,525; c. – OFK PE 0,6; d. – OFK PE 0,7; e. – OFK PE 0,8; f. – OFK PE 0,9;

Tabel A. 6. Katseseeria number 6.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
5.04.2016	A	T2w FLAIR_A				TIR			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	280	140	10000	289	3	220	288	288	
OFK PE 0,7	200	140	10000	205	2	210	288	288	
OFK PE 0,8	280	140	10000	375	3	276	288	288	
OFK PE 0,9	280	140	10000	252	3	244	288	288	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,60	1,1	0,96	2,24	95,2	0,24	18	1059	
OFK PE 0,7	0,76	m.v.	0,11	2,51	95,6	0,27	16	1713	
OFK PE 0,8	0,66	1,1	0,54	3,38	94,9	0,08	17	2403	
OFK PE 0,9	0,42	1,1	1,08	2,80	96,9	0,14	18	1386	

Tabel A. 7. Katseseeria number 7.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	B	T1W_SE				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	127	20	500	82		250	250	256	256
OFK PE 0,625	80	20	500	82		156	250	256	256
OFK FE	127	20	500	42		250	250	256	256
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,48	1,0	0,60	0,71	81,7	0,29	40	1137	
OFK PE 0,625	0,42	1,0	0,74	0,68	80,3	0,34	40	939	
OFK FE	0,62	1,0	0,44	0,67	82,0	0,16	40	1167	

Tabel A. 8. Katseseeria number 8.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	B	DUAL_TSE				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	510	20	2000	91		254	254	256	256
OFK PE 0,625	320	20	2000	91		159	254	256	256
OFK FE	510	20	2000	42		254	254	256	256
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,36	1,0	0,69	0,72	78,4	0,59	40	557	
OFK PE 0,625	0,40	1,0	0,69	0,56	80,1	0,49	40	487	
OFK FE	0,62	1,0	0,58	0,55	80,4	0,90	40	804	

Tabel A. 9. Katseseeria number 9.

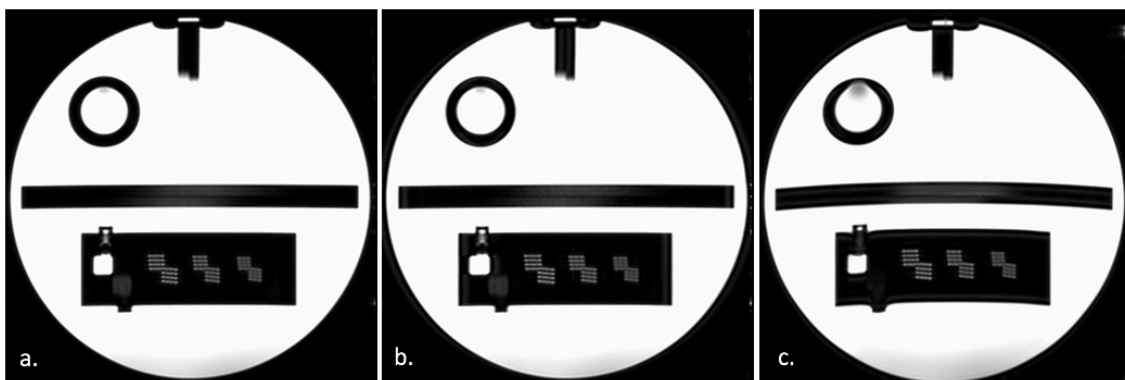
Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	B	T2_TSE 4mm				TSE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	76	80	4000	212	18	333	560	560	
OFK PE 0,525	120	80	4000	35	9	318	560	560	
OFK PE 0,8	60	80	4000	130	14	323	560	560	
OFK PE 0,625	48	80	4000	83	11	326	560	560	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,62	0,2	1,18	1,20	82,7	0,55	34	381	
OFK PE 0,525	0,27	m.v.	0,92	0,27	80,4	0,30	31	567	
OFK PE 0,8	0,76	0,5	1,09	0,74	81,2	0,34	33	380	
OFK PE 0,625	0,74	0,9	0,76	0,44	79,8	0,35	32	384	

Tabel A. 10. Katseseeria number 10.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	B	FLAIR_ 9000/2500				TIR			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	180	125	9000	269	4	229	560	560	
OFK PE 0,525	108	125	9000	35	2	197	560	560	
OFK PE 0,7	144	125	9000	222	3	245	560	560	
OFK PE 0,8	144	125	9000	169	3	214	560	560	
OFK PE 0,9	144	125	9000	220	3	190	560	560	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,62	1,1	m.v.	0,43	82,1	0,59	24	335	
OFK PE 0,525	2,32	m.v.	m.v.	0,28	73,6	0,52	25	430	
OFK PE 0,7	0,68	m.v.	m.v.	0,37	78,0	0,39	13	343	
OFK PE 0,8	0,74	m.v.	m.v.	0,37	81,3	0,43	21	327	
OFK PE 0,9	0,68	m.v.	m.v.	0,24	81,5	0,63	23	271	

Tabel A. 11. Katseseeria number 11.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	B	T1W_SE_spir				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	109	10	600	207	178	222	560	560	
OFK PE 0,625	68	10	600	207	111	222	560	560	
OFK FE	217	30	600	38	178	222	560	560	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,74	1,1	0,25	0,60	76,6	0,32	39	711	
OFK PE 0,625	0,46	1,1	0,25	0,49	77,9	0,32	39	564	
OFK FE	0,44	1,1	0,43	0,49	76,4	0,25	40	1190	



Lisa A, joonis 2. Katseseeria nr. 11. Illustratsiooniks on toodud esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria; b. – OFK PE 0,625; c. – OFK FE;

Tabel A. 12. Katseseeria number 12.

Kuupäev	Uuringuseade		Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp		
13.04.2016	C		t1_se_tra				SE		
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	132	20	500	75		[]	256	256	256
OFK PE 0,5	72	20	500	75		[]	136	256	256
OFK PE 0,625	84	20	500	75		[]	160	256	256
OFK PE 0,75	100	20	500	75		[]	192	256	256
OFK PE 0,875	116	20	500	75		[]	224	256	256
OFK FE	132	20	500	75		[]	256	256	256
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,12	0,9	0,50	0,52	90,8	0,32	40	264	
OFK PE 0,5	0,08	0,9	0,34	0,74	82,6	0,30	37	196	
OFK PE 0,625	0,20	0,9	0,37	0,74	90,0	0,16	38	208	
OFK PE 0,75	0,06	0,9	0,52	0,56	89,5	0,31	39	300	
OFK PE 0,875	0,12	0,9	0,56	0,63	89,3	0,24	39	281	
OFK FE	0,24	0,9	0,51	0,59	89,1	0,22	39	263	

Tabel A. 13. Katseseeria number 13.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	C	t1_se_sag				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	196	14	500	90	[]	192	256	256	
OFK PE 0,5	108	14	500	90	[]	104	256	256	
OFK PE+FE	72	20	500	75	[]	136	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,06	m.v.	0,76	0,64	89,3	0,34	40	436	
OFK PE 0,5	0,06	m.v.	0,49	0,92	82,5	0,32	38	341	
OFK PE+FE	0,02	0,9	0,49	0,78	82,6	0,36	38	198	

Tabel A. 14. Katseseeria number 14.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	C	t2_tse_tra				TSE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	516	20	2000	130	[]	256	256	256	
Originaal (OFK PE 1)	516	40	2000	130	[]	256	256	256	
Originaal (OFK PE 1)	516	60	2000	130	[]	256	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,06	0,9	0,52	0,55	90,2	0,18	38	219	
Originaal (OFK PE 1)	0,10	0,9	1,16	0,54	90,5	0,22	37	217	
Originaal (OFK PE 1)	0,02	0,9	1,28	0,61	90,0	0,07	36	191	

Tabel A. 15. Katseseeria number 15.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	C	t2_tse_tra				TSE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	298	96	4000	130		[]	270	512	512
OFK PE 0,625	298	96	4000	130		[]	162	512	512
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,20	1,0	1,17	1,07	89,7	0,29	31	140	
OFK PE 0,625	0,06	1,0	1,19	1,26	88,3	0,34	22	108	

Tabel A. 16. Katseseeria number 16.

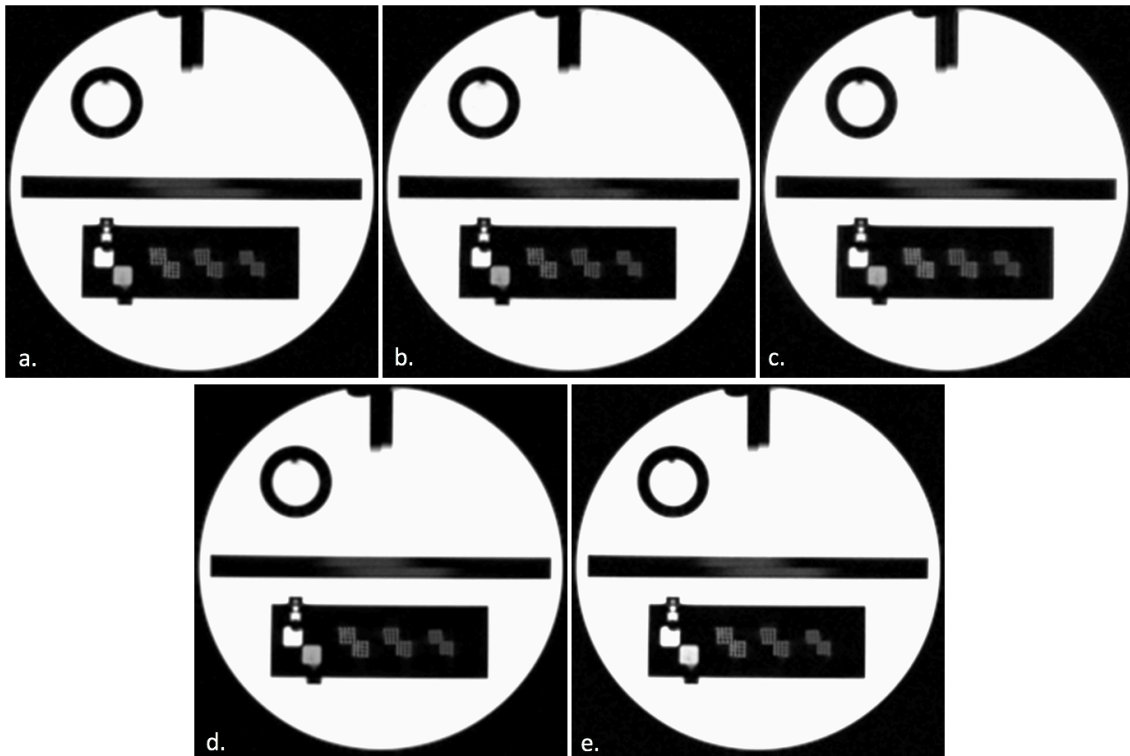
Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	C	t2_tirm_tra_dark-fluid				TRIM			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	218	105	9000	130		[]	231	256	224
OFK PE 0,625	218	105	9000	130		[]	143	256	224
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,50	1,1	1,20	0,86	88,8	1,01	30	158	
OFK PE 0,625	0,54	1,1	1,26	0,92	88,7	0,41	20	132	

Tabel A. 17. Katseseeria number 17.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
13.04.2016	C	t1_se_tra_2,5mm DRIVE				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	382	8,2	450	140	[]	168	512	448	
OFK PE 0,5	211	8,2	450	140	[]	92	512	448	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,02	m.v.	0,89	0,61	89,8	0,55	39	478	
OFK PE 0,5	0,16	m.v.	0,87	0,66	83,2	0,68	38	341	

Tabel A. 18. Katseseeria number 18.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
02.05.2016	D	ACR AX T1				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
NSA 2	260	20	500	279	[]	[]	256	256	
Originaal (OFK PE 1)	136	20	500	279	[]	[]	256	256	
OFK PE 0,75	104	20	500	279	[]	[]	256	256	
OFK PE 0,5	76	20	500	279	[]	[]	256	256	
OFK FE	136	9	500	279	[]	[]	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
NSA 2	0,62	1,0	0,09	1,31	95,1	0,09	29	191	
Originaal (OFK PE 1)	0,20	1,0	0,02	1,30	94,8	0,15	26	151	
OFK PE 0,75	0,44	1,0	0,13	1,36	95,2	0,21	25	128	
OFK PE 0,5	0,60	1,0	0,05	1,28	92,4	0,15	20	106	
OFK FE	0,36	1,0	0,03	0,46	95,4	0,13	24	123	



Lisa A, joonis 3. Katseseeria nr. 18. Illustratsiooniks on toodud esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria (fraktsioon 1); b. – OFK PE 0,5; c. – OFK PE 0,75; d. – NSA 2; e. – OFK FE;

Tabel A. 19. Katseseeria number 19.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
02.05.2016	D	ACR AX T2 Double-echo				SE /V			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	536	20	2000	279	[]	[]	256	256	
Originaal (OFK PE 1)	536	80	2000	279	[]	[]	256	256	
OFK PE 0,5	296	20	2000	279	[]	[]	256	256	
OFK PE 0,5	296	80	2000	279	[]	[]	256	256	
OFK PE 0,75	408	20	2000	279	[]	[]	256	256	
OFK PE 0,75	408	80	2000	279	[]	[]	256	256	
OFK FE	536	80	2000	279	[]	[]	256	256	
OFK FE	536	9	2000	279	[]	[]	256	256	

Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR
Originaal (OFK PE 1)	0,44	1,0	0,02	1,24	95,2	0,02	29	126
Originaal (OFK PE 1)	0,62	1,0	0,21	1,34	96,1	0,00	15	77
OFK PE 0,5	0,44	1,0	0,08	1,36	91,9	0,04	20	96
OFK PE 0,5	0,72	1,0	0,30	1,38	95,4	0,02	8	56
OFK PE 0,75	0,58	1,0	0,17	1,41	95,5	0,23	26	112
OFK PE 0,75	0,74	1,1	0,30	1,36	95,7	0,15	18	68
OFK FE	0,76	1,0	0,29	1,26	95,7	0,13	12	70
OFK FE	0,38	1,0	0,04	1,32	95,0	0,13	26	157

Tabel A. 20. Katseseeria number 20.

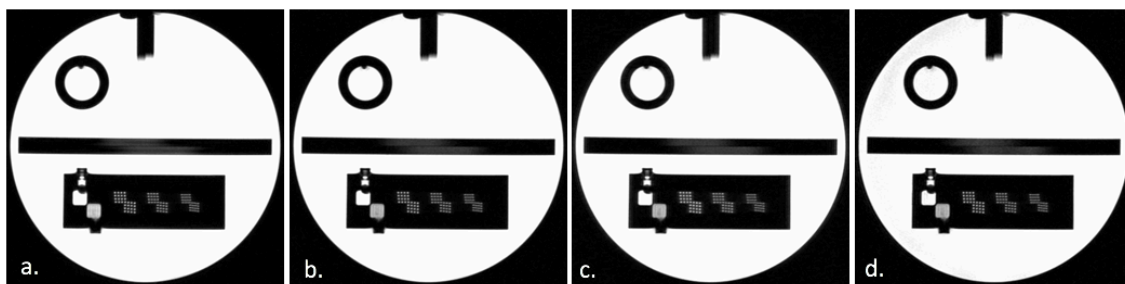
Kuupäev	Uuringuseade		Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp		
02.05.2016	D		Ax T2 PROPELLER				FRFSE /Prop		
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal NSA 2	132	119	3000	195		[]	[]	512	512
OFK PE 1	48	92	3000	195		[]	[]	512	512
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal NSA 2	0,56	0,9	0,53	1,21	93,5	0,33	28	98	
OFK PE 1	0,50	0,9	0,18	1,31	94,1	0,07	14	160	

Tabel A. 21. Katseseeria number 21.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
02.05.2016	D	Ax T2 FSE				FRFSE-XL/160			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal (OFK PE 1)	40	100	2500	139		[]	[]	512	512
OFK PE 0,5	25	100	2500	139		[]	[]	512	512
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,56	0,9	0,08	1,36	94,3	0,05	15	63	
OFK PE 0,5	0,76	0,9	0,15	1,33	93,5	0,08	4	45	

Tabel A. 22. Katseseeria number 22.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
02.05.2016	D	Ax T1 MEMP				t1memp/70			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]		KST	FES	Ridu	Veerge
Originaal NSA 2	280	9	540	81		[]	[]	512	512
OFK PE 1	146	15	540	81		[]	[]	512	512
OFK PE 0,75	111	15	540	81		[]	[]	512	512
OFK PE 0,5	81	15	540	81		[]	[]	512	512
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal NSA 2	0,28	0,9	0,15	1,38	93,3	0,00	33	122	
OFK PE 1	0,58	0,9	0,16	1,39	93,4	0,12	26	121	
OFK PE 0,75	0,60	0,9	0,19	1,32	93,3	0,13	26	100	
OFK PE 0,5	0,50	0,9	0,01	1,46	91,4	0,12	23	86	



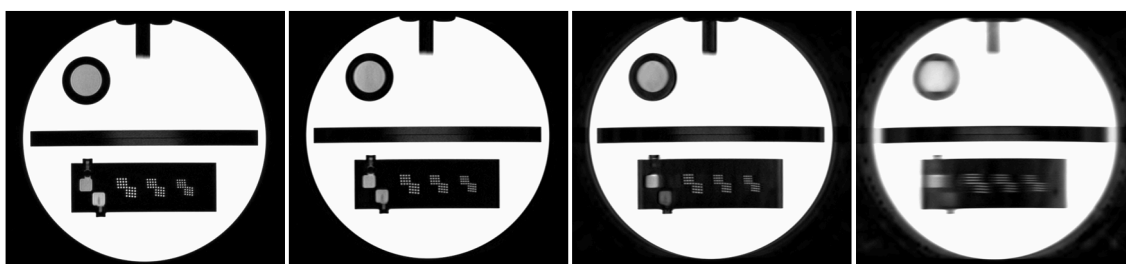
Lisa A, joonis 4. Katseseeria nr. 25. Illustratsiooniks on toodud esimene kujutis igast katseseeriast. a. – originaalseeria (NSA 2); b. – OFK PE 1; c. – OFK PE 0,75; d. – OFK PE 0,5;

Tabel A. 23. Katseseeria number 23.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
30.04.2017	A	T1-ACR				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal	0,12	0,9	0,14	0,38	94,2	0,13	38	415	
Originaal	0,12	0,9	0,11	0,38	94,1	0,14	38	460	
Originaal	0,13	0,9	0,11	0,36	94,1	0,14	38	464	
Originaal	0,14	0,9	0,11	0,38	93,7	0,13	38	461	
Originaal	0,13	0,9	0,16	0,39	94,0	0,11	38	445	
Originaal	0,14	0,9	0,10	0,36	93,8	0,11	38	475	

Tabel A. 24. Katseseeria number 24.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
30.04.2017	A	T2-ACR				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal	512	20	2000	109	255	255	256	256	
Originaal	512	20	2000	109	255	255	256	256	
Originaal	512	20	2000	109	255	255	256	256	
Originaal	512	20	2000	109	255	255	256	256	
Originaal	512	20	2000	109	255	255	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal	0,17	0,9	0,09	0,22	95,6	0,05	39	439	
Originaal	0,17	0,9	0,01	0,25	94,9	0,05	39	449	
Originaal	0,15	0,9	0,16	0,24	94,8	0,12	38	454	
Originaal	0,13	0,9	0,03	0,25	95,0	0,08	38	456	
Originaal	0,14	0,9	0,07	0,22	94,7	0,01	39	484	



Lisa A, joonis 5. Katseseeria nr. 29. Uuringuseade A, T2W_TSE. Vasakult paremale originaal-pulssprogrammiga saadud kujutis, OFK fraktsioonid 0,8, 0,625 ja 0,525.

Tabel A. 25. Katseseeria number 25.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
30.04.2017	A	T2W_TSE				TSE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal (OFK PE 1)	87	100	3000	144	14	314	640	640	
OFK PE 0,8	69	100	3000	98	11	308	640	640	
OFK PE 0,625	120	100	3000	51	9	323	640	640	
OFK PE 0,525	192	100	3000	35	7	299	640	640	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal (OFK PE 1)	0,02	0,2	0,31	0,41	94,4	0,25	26	748	
OFK PE 0,8	0,01	0,2	0,23	0,40	94,4	0,32	26	953	
OFK PE 0,625	0,02	0,9	0,28	0,35	92,8	1,47	26	916	
OFK PE 0,525	0,09	m.v.	0,44	0,40	90,8	2,66	15	1295	

Tabel A. 26. Katseseeria number 26.

Kuupäev	Uuringuseade	Pulssprogrammi nimetus				Pulssprogrammi tüüp			
30.04.2017	A	T1-ACR				SE			
Katseseeria	Aeg [s]	TE [ms]	TR [ms]	BW [Hz/piksel]	KST	FES	Ridu	Veerge	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Originaal	129	20	500	109	255	255	256	256	
Katseseeria	GA [mm]	HCSR	STA [mm]	SPA [mm]	PIU [%]	PSG [%]	LCOD	SNR	
Originaal	0,14	0,9	0,14	0,50	84,5	0,04	38	389	
Originaal	0,14	0,9	0,09	0,49	84,2	0,05	39	408	
Originaal	0,14	0,9	0,18	0,50	84,7	0,27	38	319	
Originaal	0,15	0,9	0,21	0,52	85,0	0,09	39	370	
Originaal	0,13	0,9	0,22	0,49	84,8	0,05	38	370	