



Henna Harju, Iida Kangas-Korhonen, Johannes Niemi

# Liikeartefaktien minimoimisen tekniikat magneettikuvauksessa

**Kuvaileva kirjallisuuskatsaus**

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Röntgenhoitaja (AMK)

Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Opinnäytetyö

14.4.2021

Tekijä	Henna Harju, Iida Kangas-Korhonen, Johannes Niemi
Otsikko	Liikeartefaktien minimoimisen tekniikat magneettikuvauksessa
Sivumäärä	38 sivua + 1 liite
Aika	14.04.2021
Tutkinto	Röntgenhoitaja (AMK)
Tutkinto-ohjelma	Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma
Ohjaajat	Lehtori Ulla Nikupää Lehtori Heli Patanen
<p>Magneettikuvantaminen on liikkeelle erityisen herkkä modaliteetti johtuen ennen kaikkea pitkästä ajasta, joka kuvan muodostamiseksi tarvitaan. Liikeartefaktit ovat seurausta potilaan tahattomasta tai tahdonalaisesta liikkeestä kuvauksen aikana ja ne ovat yleisimpiä artefakteja magneettikuvauksessa. Liikeartefaktit heikentävät kuvanlaatua ja voivat johtaa uusintakuvauksiin ja pahimmillaan vääriin diagnooseihin. Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy ja miten niitä voidaan minimoida. Opinnäytetyön tavoitteena oli syventää röntgenhoitajaopiskelijoiden ja magneettihoitajien magneettiosaamista.</p> <p>Opinnäytetyö toteutettiin kuvailevana kirjallisuuskatsauksena. Teoreettinen viitekehys muodostettiin tieteellisiä artikkeleita ja tietokirjallisuutta apuna käyttäen. Tutkimuskysymysten muodostamisen jälkeen aineisto haettiin kolmesta englanninkielisestä tietokannasta: Cinahl Completesta, PubMedistä ja ScienceDirectistä. Haut rajattiin koskemaan ilmaiseksi saatavilla olevia tuoreimpia englanninkielisiä tieteellisiä tutkimuksia vuosilta 2017–2021. Aineistoon valikoitui lopulta yhdeksän tutkimusartikkelia, jotka käsitelivät laajasti liikeartefaktien minimoimisen keinoja. Aineisto analysoitiin sisällönanalyysillä, jossa aineiston tutkimuskysymyksiin vastaavat kohdat suomennettiin, pelkistettiin ja kategorisoitiin.</p> <p>Tuloksista käy ilmi, että suurin osa liikeartefakteista näyttäytyy haamukuvina ja sumentumisena. Liikettä voi estää hengitysohjeiden tai lääkityksen avulla. Liikeartefakteja voidaan heikentää lyhentämällä kuvausaikaa, vähentämällä virtausherkkyyttä sekä käyttämällä hengityskompensaatiota, liikettä sallivia kuvaussekvenssejä ja ajastustekniikoita. Liikeartefakteja voidaan korjata jälkeenpäin itseohjautuvilla tekniikoilla sekä prospektiivisiä ja retrospektiivisiä menetelmiä käyttäen.</p> <p>Liikeartefakteja koskevaa kokoavaa kirjallisuutta on suomeksi toistaiseksi vain vähän. Tämä opinnäytetyö keräsi yhteen luotettavaa, näyttöön perustuvaa tietoa liikeartefakteista ja niiden ennakoinnista ja torjumisesta. Käytetyt menetelmät ovat verraten uusia, joka antaa myös tulevaisuudenkatsausta siihen, miltä magneettikuvantamisen tulevaisuus näyttää.</p>	
Avainsanat	Magneettikuvaus, liikeartefakti, kuvanlaatu

Author	Henna Harju, Iida Kangas-Korhonen, Johannes Niemi
Title	Techniques for minimizing motion artefacts in MRI
Number of Pages	38 pages + 1 appendice
Date	14.04.2021
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Radiography and Radiotherapy
Instructors	Ulla Nikupaavo, Senior Lecturer Heli Patanen, Senior Lecturer
<p>Magnetic resonance imaging (MRI) is particularly sensitive to subject motion due to the prolonged time required to form an image. Motion artefacts are the result of patients involuntary or conscious motion of body parts during imaging process, and they are the most common artifacts in MRI. Motion artifacts degrade image quality and can lead to re-scans and at worst false diagnoses. The purpose of this thesis was to investigate what kind of motion artifacts appear in MRI and how they can be minimized. The aim of this thesis was to deepen the skills of radiographer students and radiographers working in MRI.</p> <p>This thesis was carried out as an integrative literature review. Theoretical framework was formed utilizing scientific articles and using literature related to the field. The purpose of this study is to produce a descriptive literature review of methods how to minimize motion artifacts in MRI. After comprising research questions study material was collected using three English databases: Cinahl Complete, PubMed and ScienceDirect. The searches were limited to the latest English-language scientific studies available free of charge from years 2017–2021. Eventually nine research articles were selected which dealt extensively with methods for minimizing motion artifacts. The study material was analyzed using content analysis, in which the sections corresponding to the research questions were translated, simplified and categorized.</p> <p>The results show that most of the motion artifacts manifest as ghosting and blurring. Motion can be prevented with breathing instructions or medication. Motion artifacts can be reduced by shortening the image acquisition time and using gradient moment nulling, phase reordering, motion insensitive sequences and triggering and gating. Motion artifacts can be corrected using self-navigated trajectories as well as prospective and retrospective correction.</p> <p>So far, there is little comprehensive literature on motion artifacts in Finnish. This thesis compiled reliable, evidence-based information about motion artifacts and how to anticipate and prevent them. The methods used are relatively new, which also gives foresight into what the future of MRI looks like.</p>	
Keywords	MRI, motion artifact, image quality

## Sisällys

1	Johdanto	6
2	Magneettikuvantaminen	6
2.1	Ydinmagneettinen resonanssi staattisessa magneettikentässä	7
2.2	MR-signaali	8
2.3	Relaksaatio, palautuminen ja hajonta	8
2.4	Gradientit	9
3	Kuvanlaatu magneettikuvantamisessa	9
3.1	Kuvanmuodostus	9
3.1.1	Signaali-kohinasuhde	10
3.1.2	Kontrasti-kohinasuhde	10
3.1.3	Paikkaresoluutio	10
3.1.4	K-avaruus, kontrasti ja liike	11
3.1.5	Artefaktit	11
4	Liikeartefaktit ja niiden minimointi	12
4.1	Liikeartefaktien peruseriaate	12
4.1.1	Liike	12
4.1.2	Kuvadatan vääristyminen	13
4.2	Liikeartefaktien vähentämisen menetelmät	15
4.2.1	Liikkeen estäminen	15
4.2.2	Artefaktien heikentäminen	16
4.2.3	Liikekorjaus	18
5	Tarkoitus, tavoitteet ja tutkimuskysymykset	20
6	Opinnäytetyön toteutus	20
6.1	Kuvaileva kirjallisuuskatsaus opinnäytetyön menetelmänä	20
6.2	Aineiston keruu	22
6.3	Hakusanojen valinta ja tiedonhaku	22
6.4	Aineiston analysointi	25
7	Tulokset	26
7.1	Liikeartefaktit	26
7.2	Liikeartefaktien minimoimisen keinot	28
7.2.1	Liikkeen estäminen	28

7.2.2	Liikeartefaktien heikentäminen	29
7.2.3	Liikekorjaus	30
8	Pohdinta	31
8.1	Työn luotettavuus ja eettisyys	33
8.2	Jatkotutkimusehdotukset	34
8.3	Ammatillinen kehittyminen	34
	Lähteet	36
	Liitteet	
	Liite 1. Taulukko 3. Analyysirunko tutkimuksen kuvailua varten	

## 1 Johdanto

Magneettitutkimusten määrä Suomessa on kasvanut vuodesta 2000 alkaen. Vuonna 2018 käytössä oli 150 magneettikuvauslaitetta, joilla tehtiin noin 400 000 magneettitutkimusta. Prosentuaalisesti magneettitutkimuksia tehdään 5,6 % kaikista radiologisista tutkimuksista. Tutkimusten määrät ovat nousseet keskimäärin 30 % 3–5 vuoden tarkastelusykleissä (STUK 2019; Suutari 2016; Tenkanen-Rautakoski 2006; Ruonala 2019.)

Magneettitutkimus on verraten hidas kuvantamismenetelmä, kuvauksen kesto voi vaihdella 15–90 minuutin väliltä riippuen kuvattavasta kohteesta ja valitusta protokollasta. Menetelmän hitaus tekee sen alttiiksi erilaisille liikkeestä johtuville artefakteille. Magneettitutkimusten määrien lisääntyessä ja laitteiston kehittyessä on perusteltua selvittää, millaisia keinoja liikeartefaktien vähentämiseen on kehitetty.

Tutkimusmäärien ja erilaisten magneettitutkimusten lisääntyessä röntgenhoitajan työ laajenee. Potilaan ohjauksen lisäksi röntgenhoitajan täytyy hallita myös paljon erilaisia kuvanlaatuun ja laitetekniikkaan liittyvää osaamista, joita käyttämällä saadaan aikaan laadukkaita ja diagnostisia kuvia. Opinnäytetyön tarkoitus on selvittää, millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy ja kuinka niitä voidaan minimoida. Tavoitteena on syventää röntgenhoitajaopiskelijoiden ja magneettihoitajien magneettiosaamista. Tähän opinnäytetyöhön on kerätty tietoa magneettikuvauksen tekniikkaan, kuvanlaatuun sekä liikeartefakteihin ja niiden syntymekanismiin liittyen. Opinnäytetyön menetelmänä käytetään kuvailevaa kirjallisuuskatsausta, jonka avulla analysoidaan tuoreimpia liikeartefakteja käsitteleviä tutkimuksia ja koostetaan niistä kokoava synteesi.

## 2 Magneettikuvantaminen

Magneettikuvaus on yksi lääketieteellisen kuvantamisen modaliteeteista, jossa hyödynnetään ydinmagneettista resonanssia. Tämä saavutetaan käyttämällä voimakasta staattista magneettikenttää, gradienttikenttiä ja radiotaajuisia (RF) kenttiä. Etuna magneettikuvauksella muihin kuvantamismodaliteetteihin on, ettei siinä käytetä ionisoivaa säteilyä. Magneettikuvaus verrattuna muihin kuvantamismodaliteetteihin on huomattavasti parempi veden ja rasvan erottelukyvyllään. (Chen & Dai 2018: 327.)

## 2.1 Ydinmagneettinen resonanssi staattisessa magneettikentässä

Magneetikuvantamisessa käytetään vety-ytimien magneettista resonanssia, sillä niitä löytyy ihmiskehosta paljon ja yksittäisen vety-ytimen protoni antaa sille suhteellisen suuren magneettisen momentin. Magneettisen kentän puuttuessa vety-ytimien magnetisaatio on täysin sattumanvaraista ja ytimet pyörivät akselinsa ympäri sattumanvaraisesti (spin). Altistettaessa voimakkaalle ulkoiselle magneettikentälle osa ytimistä järjestäytyy magneettikentän suuntaisesti, kun taas osa magneettikentän vastaisesti. Staattista magneettikenttää kuvataan termillä  $B_0$ , jonka yksikkö on 1 tesla T tai gauss G. (Westbrook & Kaut 1998: 3–5.)

$$1 \text{ T} = 10\,000 \text{ G}$$

Ulkoisen magneettikentän voimakkuus ja ytimien lämpöenergiataso määrittävät kuinka moni vety-ytimistä järjestäytyy kentän suuntaisesti ja kuinka moni kentän vastaisesti. Matalan lämpöenergian omaavat ytimet järjestäytyvät magneettikentän mukaisesti, sillä niillä ei ole tarpeeksi voimakasta energiaa vastustaa kenttää toisin kuin korkean lämpöenergian omaavilla ytimillä, jotka pystyvät vastustamaan. Yleisesti olettaen korkean energian omaavia ytimiä on aina vähemmän, kuin matalan energian, joten matalamman energian omaavat ytimet kumoavat korkeaenergisten ytimien magneettisen momentin, jolloin tätä kuvataan netto magnetisaatio momenttina. Netto magnetisaatio vektori (NMV) saavutetaan, kun potilaassa magneettikentän suuntaisesti järjestäytyneitä vety-ytimiä on enemmän kuin magneettikentän vastaisesti järjestäytyneitä. (Westbrook & Kaut 1998: 5.)

Edellä mainitusti vety-ytimet pyörivät oman akselinsa ympäri (spin). Altistettaessa staattiselle magneettikentälle vety-ytimet sekä niiden akselit järjestäytyvät magneettikentän altistuksesta kentän suuntaiselle pyörimissuunnalle, jota kutsutaan prekessiksi. (Westbrook & Kaut 1998: 6.)

Prekession taajuuden arvoa määrittää Larmor yhtälö, jolla voidaan laskea yksittäisen vety-ytimen prekessiotaajuus, jonka yksikkö kuvataan megahertseissä (MHz) (Westbrook & Kaut 1998: 178).

$$\text{Prekessiotaajuus} = (\omega_0)$$

Staattisen magneettikentän voimakkuus =  $B_0$

Gyro-magneettinen suhdeluku =  $\gamma$

$$(\omega_0) = B_0 \times \gamma$$

Vedyn gyro-magneettinen suhdeluku on 42,57 MHz/T, jolloin prekessiotaajuus voidaan laskea magneettikentän voimakkuuden muuttuessa. Prekessiotaajuutta kutsutaankin Larmor taajuudeksi. (Westbrook & Kaut 1998: 7.)

## 2.2 MR-signaali

Magneetikuvantamisessa käytetään NMV:n Larmor taajuudelle viritettyjä radioaalto pulsseja (RF), jotka aiheuttavat resonanssin vety-ytimistä. Vety-ytimien resonanssia kutsutaan virittäytymiseksi ja RF pulssin takia osa matalaenergisistä vety-ytimistä saa-kin nyt energiaa virittäytyä magneettikentän vastaisesti. NMV kääntyy staattisesta magneettikentästä, jolloin tätä kääntymistä kutsutaan poikkeutuskulmaksi (flip angle). Poikkeutuskulman voimakkuus riippuu RF-pulssin voimakkuudesta ja kestosta. Yleisesti poikkeutuskulmana käytetään 90° kulmaa, jolloin NMV siirtyy suhteessa staattiseen magneettikenttään pystytasosta vaakatasoon. Näin pystytason NMV pyörii vaakatasolla Larmor taajuudella. Vety-ytimet vaakatasolla siirtyvät samaan vaiheeseen suhteessa toisiinsa. Vaihe on jokaisen ytimen magneettisen momentin prekessorata staattisessa magneettikentässä. (Westbrook & Kaut 1998: 8–9.)

NMV, jonka prekessio etenee samassa vaiheessa vaakatasossa, pystytään havaitsemaan vastaanottavalla kelalla. Signaali vastaanotetaan, kun vaiheessa kulkeva NMV tuottaa vaihteluita magneettikentässä kelan sisällä. Vaihtelut johtavat sähköisen jännitteen kelaan, jolloin saadaan MR signaali. Signaalin taajuus on sama kuin Larmor taajuuden ja voimakkuus riippuu magnetisaation määrästä vaakatasolla. (Westbrook & Kaut 1998: 10.)

## 2.3 Relaksaatio, palautuminen ja hajonta

Kun nettomagnetisaatiovektoriin (NMV) vaikuttava RF-pulssi kytketään pois päältä, NMV pyrkii suuntautumaan staattisen magneettikentän suuntaiseksi. NMV menettää energiaa, jota kutsutaan relaksaatioksi. Samanaikaisesti NMV:n kääntyessä staattisen



magneettikentän suuntaiseksi, pystytason magnetisaatio kasvaa, jota kutsutaan palautumiseksi tai T1 palautumiseksi. Vaakatason magnetisaatio vastaavasti laskee RF-pulssin vaikutuksen puuttuessa, jota kutsutaan hajonnaksi tai T2 hajonta. T1 palautuminen ja T2 hajonta ovat keskeisiä magneettikuvantamisen termistöä, sillä niillä määritetään kuvauksen painotus eri kudosten erottuvuuden kannalta. (Westbrook & Kaut 1998: 11–13.)

## 2.4 Gradientit

Kehosta saatavien signaalien paikantamiseksi staattisen magneettikentän ja RF-kenttien lisäksi magneettilaitteessa käytetään gradienttikenttiä. Gradienttikenttien tehtävänä on aiheuttaa paikallisia muutoksia MR-signaalissa, jolloin signaalit voidaan paikallistaa ja muodostaa kuva halutusta kohdealueesta. Gradienttikentät muodostuvat gradienttikeloissa, jotka ovat rakennettu pääasiassa magneetin läpimitalle. Gradienttikenttien tarkoituksena on muuntaa potilaasta saatavan MR-signaalin homogeenisuutta ja aiheuttaa NMV:n prekessiossa erivaiheisuutta. Gradientit ovat vastuussa myös leikkeen valinnasta, taajuuskoodauksesta ja vaihekoodauksesta. (Westbrook & Kaut 1998: 47–50; McRobbie ym. 2006: 13–14.)

## 3 Kuvanlaatu magneettikuvantamisessa

Magneettikuvantamisessa kuvanlaatu jaetaan tekniseen ja diagnostiseen kuvanlaatuun. Tekninen kuvanlaatu kertoo, toimiiko laitteisto kunnolla ja tuottaako se kuvia oikeiden teknisten parametrien sisällä. Sitä voidaan mitata erillisillä testikohteilla ja fantomeilla. Diagnostinen kuvanlaatu taas kertoo kuvien riittävydestä oikean diagnoosin tekemiseksi ja sitä voidaan arvioida potilaiden kuvista. Diagnostiseen laatuun voidaan vaikuttaa muuttamalla protokollia. Kontrastin lisäksi tärkeimmät laatuominaisuudet magneettikuvauksessa ovat signaali-kohinasuhde (SNR), signaalin tasaisuus, paikkaresoluutio ja artefaktit. (Ihalainen 2016: 11–12, 16.)

### 3.1 Kuvanmuodostus

Magneettikuvien muodostukseen käytetään magneettilaitteesta saatavaa analogista signaalia, joka muutetaan tietokoneen avustuksella digitaalseksi. Digitaalisesta signaalista muodostetaan matriisi tai matriiseja, jonka mukaan saatu analoginen signaali jär-

jestetään pikseleinä vaihe- ja taajuuskoodaussuunnassa. Jokainen pikseli sisältää numeerisen arvon, joka kuvaa signaalin intensiteettiä. Matriisit määrittävät lopullisen kuvan koon ja säilyttävät raakadatan kuvanmuodostukseen saakka. Raakadatan tilaa kutsutaan myös k-avaruudeksi. Matriisit täytetään vaihe- ja taajuuskoodaussuunnassa ja lopullinen kuva muodostetaan käyttäen Fourier muunnosta. (McRobbie ym. 2006: 51–53.)

### 3.1.1 Signaali-kohinasuhde

Signal to noise ratio (SNR) on vastaanotetun signaalin voimakkuuden ja kohinan voimakkuuden keskiarvon suhde. Signaali on sähköinen jännite vastaanottavassa kellossa, jonka prekessiossa oleva NMV aiheuttaa. Kohina muodostuu potilaasta magneettissa ja laitteiston taustalta aiheutuvasta sähköisestä kohinasta. Kohina on vakiona jokaisen potilaan kohdalla, johon vaikuttaa potilaan koko, tutkittava alue ja laitteen luontainen alttius tuottaa kohinaa. (McRobbie ym. 2006: 66–69.)

### 3.1.2 Kontrasti-kohinasuhde

Eri kudoksilla on erilaiset signaali-intensiteetti, jota voidaan kuvata kirkkautena. Nämä erot valkoinen-musta väriskaalalla muodostavat kontrastin. Magneettikuvantamisen etuna on eri kudospainotteiset kuvaussekvenssit, joiden avulla voidaan erotella eri kudospainotteisuuksia kuvissa ja täten muokata kontrastieroja. (McRobbie ym. 2006: 66–69.)

### 3.1.3 Paikkaresoluutio

Magneettikuvantamisessa resoluutio riippuu tason sisällä kuvaussuunnasta ja läpitysolla leikkeen leveydestä. Resoluutio riippuu voimakkaasti pikseleistä, joka tarkoittaa pikseleiden koon määrittävän kuinka tarkkaa tai pieniä yksityiskohtia pystytään havainnoimaan. Paikkaresoluutioon vaikuttavat voimakkaasti kontrasti-kohinasuhde ja signaalikohinasuhde, sillä kohina saattaa peittää tarkkoja yksityiskohtia vaativat leikkeet. (McRobbie ym. 2006: 69–71.)

### 3.1.4 K-avaruus, kontrasti ja liike

Magneettikuvan paikkakoodaus on hidas ketjumainen prosessi. Tiedonkeruu ei tapahdu suoraan kuvassa, vaan taajuusavaruudessa eli niin sanotussa k-avaruudessa. Se vastaa kuvattavan kohteen paikkataajuuksien spektriä ja voi olla kaksi- tai kolmiulotteinen. Spektrit määritetään lähellä k-avaruuden keskustaa, mikäli kohteella on matala kontrasti ja tasaiset voimakkuuden vaihtelut. Teräväreunaisilla ja korkeakontrastisilla kohteilla taas on merkittävä spektritiheys k-avaruuden reunoilla. Kohteen kuvautuminen tapahtuu tasoaltojen avulla. Jokainen otos k-avaruudessa kuvaa aallon osallistumista vastaavalla taajuudella koko kuvaan, ja siksi muutos yhdessäkin otoksessa vaikuttaa teoriassa koko kuvaan. K-avaruuden täyttämiseen on eri keinoja. Yleisin ja kliinisesti merkittävin lähestymistapa Cartesian kerää tietoa rivi riviltä suoraviivaisesta ruudukosta k-avaruudessa, ja se sallii laskennallisesti tehokkaan kuvan rekonstruoinnin käyttämällä nopeaa Fourier-muunnosta (FFT). Muut k-avaruuden tiedonkeruujärjestelmät eroavat toisistaan siinä, miten ja missä järjestyksessä suoraviivaista ruudukkoa täytetään. Näitä ovat esimerkiksi radial, spiral ja PROPELLER. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 888.)

Peräkkäinen tiedonkeruutapa ei ole niin herkkä hitaalle jatkuvalla liikkeelle, toisin kuin lomittain järjestyvä k-avaruus. Sekvenssit, kuten T2w TSE/FSE (Turbo/Fast Spin Echo), kärsivät hitaastakin liikehinnästä. Olennaista myös on, missä päin k-avaruutta nopea liike tapahtuu, sillä tiedon vääristyminen lähellä k-avaruuden keskipistettä tuottaa voimakkaamman artefaktin kuin tiedon vääristyminen k-avaruuden periferiassa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 890.)

### 3.1.5 Artefaktit

Artefaktit ovat kuvan tai osittaisen kuvan vääristymiä, jotka ovat satunnaisia ja haitalliaan vaarattomia tai päinvastaisesti kuvasarjaa vääristäviä. Artefakti voi johtua laitteistosta, kuvankäsittelystä tai potilaan liikkeestä. Epähomogeenisuuteen liittyvät artefaktit voivat liittyä laitteistosta, ilmasta kuvauskohteessa ja yleensä näkyvät signaalin intensiteetin muutoksina tai vääristyminä. Kuvankäsittelyyn liittyvät artefaktit ovat häiriötä tai virheitä Fourier-muunnoksessa, vaihekoodausgradientissa, RF-pulssin lähetyshäiriö leikkeenvalintagradientissa tai väärä vaihe koodauksen vastaanottamisessa. (Pesso 2017: 20.)

## 4 Liikeartefaktit ja niiden minimointi

Magneettikuvantaminen on liikkeelle erityisen herkkä modaaliteetti johtuen ennen kaikkea pitkästä ajasta, joka kuvadatan keräämiseksi tarvitaan. Liikeartefaktit ovat yksi yleisimmistä artefakteista magneetissa ja niitä ovat sumentuminen (blurring), haamukuvat (ghosting), raidat (streaking) ja vaihtelut signaalin voimakkuudessa. Liikeartefaktit heikentävät kuvanlaatua, mikä voi johtaa epädiagnostisiin kuviin ja tutkimuksen uusintaan, mistä taas voi seurata hoidon viivästymistä ja kustannusten nousua. Myös väärät positiiviset tai negatiiviset löydökset ovat mahdollisia, mikäli liikeartefaktit jäävät huomaamatta. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 887; Godenschweger ym. 2016: 2.) Liikeartefaktit voivat häiritä kuvan tulkintaa etenkin sovelluksissa, joilla on alhainen signaalikohinasuhde (SNR), kuten funktionaalisessa MRI:ssä (fMRI) ja diffuusiotensorikuvauksessa (DTI). Dynaamisissa kuvauksissa liikeartefaktit voivat aiheuttaa signaalimuutoksia, jotka sekoittavat pahasti tilastollisen analyysin, jolloin tulokset ovat epäluotettavia. Suuremmat kenttävoimakkuudet mahdollistavat suuremman kuvan tarkkuuden, mutta samalla herkkyys liikkeelle lisääntyy. Korkea resoluutio edellyttää myös pitkää kuvausaikaa, ja se taas kasvattaa liikeartefaktien todennäköisyyttä. (Havsteen ym. 2017.)

Liikeartefakteihin ei ole olemassa yhtä kaiken kattavaa ratkaisua, vaan erilaisia keinoja käytetään eri olosuhteissa. Jokin menetelmä saattaa toimia täydellisesti yhdessä tilanteessa, mutta olla täysin hyödytön toisessa, ja valinta riippuu sekä kuvauskohteesta että artefaktista. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 887–888.)

### 4.1 Liikeartefaktien peruseräite

Liikeartefaktit ovat monimutkaisen interaktion tulos kuvan rakenteen, liiketyypin, sekvenssin ja k-avaruuden välillä (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 888).

#### 4.1.1 Liike

Liike voi olla jaksoittaista ja tahatonta, kuten sydämen syke, hengitys, veren ja aivo-selkäydinnesteen virtaus sekä suoliston peristaltiikka, äkillistä tahatonta liikettä, kuten esimerkiksi yskiminen, aivastaminen tai haukottelu, tai puolisäännöllistä liikettä, kuten nieleminen tai silmien räpäytys. Potilas voi liikkua myös tietoisesti epämukavuudesta tai varomattomuudesta johtuen. Usein pienet lapset liikuskelevat aikuisia enemmän, ja

neurologiset sairaudet, kuten Parkinsonin tauti, voivat aiheuttaa potilaassa vapinaa. (Godenschweger ym. 2016: 2–3.)

Magneettikuvauksessa esiintyvä liike voidaan jakaa jäykkään (rigid body motion tai bulk motion), joustavaan (elastic motion) ja virtaavaan (flow) liikkeeseen riippuen siitä, montako parametria sen kuvaamiseen tarvitaan. Jäykkää liikettä on kääntäminen ja pyörittäminen, ja sen sijaintia ja suuntaa voidaan kuvata kuudella vektorilla, kolmella kääntävällä ja kolmella pyörivällä, kohtisuoria akseleita pitkin. Jos liikkeen oletetaan olevan yksiulotteista, esimerkiksi pallean liike, sitä kuvataan yhdellä sijaintiparametrilla. Jos liike on kaksiulotteista, tarvitaan kaksi sijaintiparametria ja yksi suuntaparametri. Pään liike vaatii normaalisti kaikki kuusi parametria. Joustava liike sisältää kääntämisen ja pyörittämisen lisäksi venytyksen, puristuksen ja leikkaamisen kolmea akselia pitkin, ja se edellyttää 12 parametria. Virtaus voi olla yksiulotteista, kuten esimerkiksi likvorin virtaus selkäydinkanavassa, ja vaatia vain yhden parametrin, nopeuden, täydellistä matemaattista esitystä varten. Sen sijaan sydämessä ja aortassa on monimutkaisempi virtaus, joka vaatii kaksi- tai kolmiulotteisen nopeusvektorikentän täydelliseksi kuvaukseksi. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 891; Godenschweger ym. 2016: 5.)

Liike voi tapahtua tilavuuksien välillä (kuvien välinen), tilavuudessa virituspulssien välillä (skannausten välinen), tai virituksen ja signaalin hankinnan välillä (skannauksessa). 2D-kuvantamisessa viritetyn leiketason sisäistä liikettä kutsutaan termillä in-plane motion, kun taas through-plane motion on kohtisuoraan leiketasoa vasten tapahtuvaa liikettä. (Godenschweger ym. 2016: 2.)

#### 4.1.2 Kuvadatan vääristyminen

Liike aiheuttaa kuvissa kontrastin ja reunojen sumentumista (blurring), haamukuvia (ghosting), raitoja (streaking) sekä signaalin menetystä ja ei-toivottujen vahvojen signaalien syntymistä. Haamukuvat syntyvät yleensä säännöllisestä liikkeestä ja satunnainen liike taas tyypillisesti johtaa reunojen sumentumiseen. Signaalin menetystä tapahtuu spinien mennessä eri vaiheisiin. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 888; Godenschweger ym. 2016: 4.)

Sumentuminen ja haamukuvat ovat signaalin luentaprosessiin liittyviä artefakteja. Haamukuva tarkoittaa osittaista tai täydellistä kohteen jäljentymistä vaihekoodaussuunnassa. K-avaruuden täyttymisen kanssa samanaikainen jaksoittainen liike johtaa yhteiseen haamukuvaan k-avaruuden moduloinnin taajuutta vastaavien kopioiden lukumäärän kanssa: kaksi haamukuvaa syntyy, jos joka toista riviä muutetaan, ja neljä, jos joka neljättä jne. Synkronoimaton liike taas johtaa epäyhtenäisiin haamukuviin, jotka näkyvät päällekkäisinä kopioina ja joskus raitoina (streaking) vaihekoodaussuunnassa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 888.)

Liikeartefakteja ilmaantuu eri syistä. Yksi tekijä on spinien väärä vaihekertymä (phase mismatching), joka syntyy liikkeestä vaihekoodausten välillä, kun järjestelmä luo gradienttikaikuja ja olettaa kudoksen olevan paikallaan. Väärä vaihekertymä tapahtuu siis aina vaihekoodaussuunnassa, ja tämä johtuu vaihekoodauksen ja kuvanluennan välisestä aikaviiveestä ja liikkeestä jokaisen vaihekoodauksen välillä. Taajuusakselilla ei tapahdu väärin kertymistä, kun taajuuskoodaus tapahtuu signaalin lukemisen aikana ja sen amplitudi pysyy vakiona. Kuvaa katsoessa vaihekoodauksen suunta voidaan nähdä haamukuvan suunnan perusteella. Väärän vaihekertymän aiheuttamia artefakteja voidaan heikentää, muttei täysin poistaa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 892; Westbrook & Kaut 1998: 158, 160.)

Liikeartefakteja syntyy myös ns. virityshistorian vaikutuksesta, kun käytetään viipalevalikoivia RF-pulseja ja kohde liikkuu pulssien välillä. Signaali ei kehity kunnolla, vaan syntyy liian voimakkaita ja liian heikkoja signaaleja ja kuvan kontrasti saattaa vaihdella. Näistä voi seurata signaalihäiriöitä tai haamukuvia, ja ei-toivotut signaalit voivat myös kumota joitain haluttuja signaaleja ja aiheuttaa signaalityhjiön. Varsinkin monileikekuvantamisessa tämä johtaa merkittäviin epäyhtenäisyyksiin k-avaruudessa. Funktionaalissa MRI:ssä on heikko signaali ja siksi kaikenlaiset dynaamiset muutokset, kuten verenvirtaus, aiheuttavat ns. fysiologista melua ja sekoittavat analyysia. Potilaan ja kuvaukselojen liikkeellä on usein vaikutusta myös magneettikenttiin. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 892–893.)

Liikeartefaktit heikentävät kuvanlaatua myös siksi, että jotkut vokselit siirtyvät kohteessa sellaiseen paikkaan, jossa on eri signaalin voimakkuus, esimerkiksi aivojen valkean aineen vokseli siirtyy harmaaseen aineeseen. Tällaista vokselin väärin sijoittamista vierekkäisiin rakenteisiin voi koittaa korjata kohdistamalla saatuja leikkeitä taak-

sepäin. Tätä kutsutaan kuuden parametrin jäykän liikkeen muunnokseksi ja se vähentää liikkeestä syntyvää melua. Takautuvat laskelmat perustuvat oletukseen, että liike tapahtuu vain tilavuuksien välillä. Tämä on yleinen esikäsittelyvaihe fMRI:ssä.

(Havsteen ym. 2017.)

## 4.2 Liikeartefaktien vähentämisen menetelmät

Liikeartefaktien syntyyn on monia eri mekanismeja ja siksi on myös olemassa eri tapoja niiden poistamiseksi. Liikkeen estäminen ei ole aina käytännöllistä, joten usein on käytettävä artefaktien heikentämis- ja liikekorjausstrategioita. Kaikkien kolmen menetelmän yhdistelmät ovat myös mahdollisia. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 894.)

### 4.2.1 Liikkeen estäminen

Ennaltaehkäisy on yleisin lähestymistapa liikeartefaktien välttämiseksi kliinisessä MRI:ssä. Esimerkiksi pienten lapsipotilaiden kohdalla pelkoa ja ahdistusta voidaan mahdollisuuksien mukaan koittaa lievittää simuloimalla ja harjoittelemalla kuvaustilannetta etukäteen. Vastasyntyneillä ruokinta voidaan ajastaa niin, että vauva nukkuu sen avulla magneetikuvauksen ajan. Myös kapalointi edesauttaa nukkumista ja vauvan pää voidaan fiksoida paikalleen ilmatäytteisen tyynyn avulla. Yleisanestesia on sedatiota jonkin verran tehokkaampi keino liikkeen estämiseksi ainakin vanhemmilla lapsilla. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 894.) Liikuskelua voidaan koittaa estää tekemällä potilaan oltavat mahdollisimman mukavaksi tukityynyjen ja kiinnitysvöiden avulla. Niiden lisäksi on olemassa myös erilaisia tyhjiötyynyjä potilaan asennon varmistamiseksi esimerkiksi raajan kuvauksessa. Jännittyneen potilaan kanssa on hyvä käydä kuvaustilanne huolellisesti läpi etukäteen ja kuvauksen aikana muistuttaa paikalla pysymisestä. Tukihenkilön ottaminen kuvaushuoneeseen mukaan saattaa myös auttaa. Suoliston liikehäiriötä aiheuttaa usein artefakteja vatsan ja lantion alueen kuvauksissa, ja niitä voidaan ehkäistä antamalla potilaalle suolen liikettä lamaavaa lääkeainetta ennen kuvauksia. (Westbrook & Kaut 1998: 178.)

Vatsan tai sydämen kuvantamisessa hengityksen pidätys on tehokas keino hengityksestä aiheutuvien liikeartefaktien estämiseksi. Hengityspidätys kuitenkin rajoittaa kuvauksen kestoa, mikä puolestaan heikentää kuvan tarkkuutta ja kattavuutta. Hengitys-

pidätetty sekvenssi kestää yleensä 10–20 sekuntia ja niitä kuvataan usein monta peräkkäin aikarajoitusten voittamiseksi. Hengityspidätyksen onnistumisella on iso rooli kuvauksessa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 894.)

#### 4.2.2 Artefaktien heikentäminen

Artefakteja voi heikentää muun muassa lyhentämällä kuvausaikaa, optimoimalla vaihekodeauksen suuntaa ja järjestystä, vähentämällä virtausherkkyyttä tai käyttämällä joko liikettä sallivia sekvenssejä, saturaatiopalkkeja tai ajastustekniikoita (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 894).

Nopealla kuvantamistekniikalla on suuri rooli liikeartefaktien minimoimisessa magneettissa. Lyhyempi kuvausaika johtaa siihen, että potilas liikuskelee epätodennäköisemmin, ja sydämen ja hengityksen liikkeen tapauksessa nopeammat sekvenssit hankkivat enemmän dataa yhden jakson aikana. Nopeita sekvenssejä ovat esimerkiksi EPI (echo-planar imaging), HASTE (half-Fourier acquisition single-shot turbo spin echo) ja erilaiset gradienttikaikusekvenssit, kuten FLASH (fast low-angle shot). Uudempia keksintöjä ovat olleet rinnakkainen (parallel), samanaikainen monileike- (multi-slice) sekä liikekompensoitu kuvantaminen, jotka niin ikään lyhentävät kuvausaikoja. Nopeammat kuvaussekvenssit eivät kuitenkaan ole täysin ongelmattomia, vaan saattavat tuoda mukanaan muunlaisia haittoja, kuten alhaisemman resoluution, geometrisia vääristymiä sekä artefakteja. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 895.)

Virtausherkkyyden vähentämistä (gradient moment nulling) käytetään paljon virtausliikkeen aiheuttamissa artefakteissa, ja sitä saatetaan myös kutsua virtauksen kompensoitaksi. Metodi pyrkii minimoimaan sekä paikallaan olevien että vakionopeudella liikkuvien spinien hankkimat vaihesiirtymät kaiun aikana, ja kohdentaa spinin uudelleen. Tämä hidastaa sekvenssiä melkein aina, koska se vaatii lisägradienttilohkojen lisäämistä. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 895–896.)

Liikettä sallivat sekvenssit ovat yksi keino heikentää artefakteja. K-avaruuden koodautuminen spiraalimaisesti tai säteittäin sietää liikettä paremmin kuin Cartesian-metodi. Tämä johtuu siitä, että spiral ja radial tyypillisesti ylinäytteistävät k-avaruuden keskustan, jolloin artefaktit joko leviävät keskimääräisen laskennan vuoksi, tai niitä voidaan käyttää kehittyneempään korjaukseen jälkikäsitteilyssä. Jos kuvan luenta alkaa lähellä



k-avaruuden keskipistettä, on helpompaa käyttää gradienttimomentin nollausta artefaktien minimoimiseksi, koska se vähentää vaiheiden virheitä otosten välillä. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 896.)

Hengityskompensaatioksi kutsuttu tekniikka muuttaa k-avaruuden muodostumisen järjestystä ja vaikuttaa siten liikeartefaktien ulkomuotoon ja voimakkuuteen. ROPE (respiratory-ordered phase encoding) on hengitysliikkeen mukaan järjestetty vaihekoodaus, jossa k-avaruuden vierekkäiset linjat muodostuvat hengityksen aaltomuodon niissä pisteissä, jotka ovat myös lähellä toisiaan. Sen avulla haamukuvat vähenevät. Aaltomuodon aikaansaamiseksi käytetään yleensä hengityspalkeita, jotka mittaavat ilman liikkumista palkeissa, jolloin saadaan tietoa potilaan rintakehän sijainnista. Myös hengitysliekkettä seuraavia navigaattoreita voidaan hyödyntää tässä tekniikassa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 896.)

Saturaatiopalkki on yksi liikeartefaktien minimoimisen keinoista. Esimerkiksi valtimoiden verenvirtauksen tai hengitysliikkeen aiheuttamat artefaktit voivat peittää jonkin tärkeän anatomisen alueen. Yksi tai useampi saturaatiopalkki asetetaan kuvausalueen ulkopuolelle artefaktia tuottavan alueen päälle tukahduttamaan tällaisesta liikkuvasta kudoksesta lähtevä signaali. Menetelmä perustuu siihen, että ennen varsinaista virituspulssia tulee yksi tai useampi alueellisesti valikoiva 90 asteen RF-pulssi. Saturaatiopalkkien lisääminen johtaa kuitenkin SAR-arvon ja mittausajan nousuun, mikä tarkoittaa pienempää leikemäärää tietyllä TR:llä. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 896; Westbrook & Kaut 1998: 161; Havsteen ym. 2017.)

Yksi keino artefaktien minimoimiseksi ovat ajastustekniikat. Niillä tarkoitetaan datan keruun ajastamista sydämen tai hengityksen syklin mukaisesti. Tähän on kaksi lähestymistapaa, ns. "triggaus" (triggering) ja gating. Triggaus kerää datan aina samasta kohdasta sykliä ja gating kerää dataa jatkuvasti ja järjestää sen jälkikäteen. Triggaus on usein helpompi toteuttaa ja sen etuna on tarkempi synkronointi potilaan liikkeen kanssa. Molemmat keinot ovat riippuvaisia yhdestä tai useammasta lisäsignaalista, jotka korreloivat fysiologisen liikkeen kanssa. Sydämen kuvauksessa sydämen sykliä voidaan seurata joko EKG:n tai pulssioksimetrin avulla. Sydämen pulsaatio synnyttää sähköisen signaalin, joka laukaisee virituspulssin ja jokainen leike kuvautuu samassa vaiheessa sydämen sykliä. Potilaan sormeen kiinnitettävä pulssioksimetri ei tuota yhtä tarkkaa ja terävää signaalia kuin EKG, mutta sitä voi käyttää esimerkiksi selkäytimen

kuvauksessa, jossa aivo-selkäydinnesteen virtaus aiheuttaa artefaktia. EKG on parempi sydämen ja suurten verisuonten kuvauksissa, mutta korkeammat kenttävoimakkuudet (3 T) voivat heikentää EKG-käyrän laatua. Hengityssyklin seurannassa voidaan käyttää hengitysansureita, kuten vöitä ja palkeita, jotka kiinnitetään potilaan vatsalle tai rintakehälle. Tavallisempaa on kuitenkin käyttää navigaattoreita, jotka seuraavat pallean tai jonkin muun elimen sijaintia. Käytössä on myös nk. FID-gating, joka hyödyntää RF-virityksen aiheuttamaa ohimenevää värähtelyä. Ajustustekniikat eivät välttämättä toimi moitteettomasti, mikäli syke tai hengitys ovat kovin epäsäännöllisiä. Gating-menetelmän kuvausaika on huomattavasti pidempi kuin hengityskompensaatioissa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 896–897; Westbrook & Kaut 1998: 164; Havsteen ym. 2017.)

#### 4.2.3 Liikekorjaus

Liikekorjaus tapahtuu navigaattoritekniikoiden avulla. Navigaattorin tietoja voidaan käyttää joko prospektiivisesti mukauttamaan kuvaus potilaan sijaintiin tai takautuvasti korjaamaan hankittu kuvadata. Itseohjautuvat menetelmät mahdollistavat liikkeen määrittämisen suoraan kuvadatasta, ja yksi yleisimmistä on PROPELLER. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 897.)

Navigaattorimenetelmät hankkivat sijaintitiedon sekvenssin aikana itse kuvauslaitteen avulla. Sijainti määritetään toistamalla useasti erittäin lyhyitä navigaattorisekvenssejä ja vertaamalla jokaista signaalia referenssiin. Navigaattorit voidaan jakaa kahteen luokkaan sen perusteella, toimivatko ne k-avaruudessa vai itse kuvassa, ja niitä voidaan luokitella vielä tarkemmin ulottuvuuden perusteella. Sydämen ja vatsan kuvauksissa käytetään usein 1D- ja 2D-navigaattoreita, jotka seuraavat pallean sijaintia ja mahdollistavat siten hengitysvaihtelun korjaamisen. Ne myös mahdollistavat navigaattorin tasossa tapahtuvan jäykän liikkeen korjauksen aivojen kuvauksessa sekä vaihemuutosten korjaamisen diffuusiokuvantamisessa. 3D-navigaattorit ovat suosittuja erityisesti aivojen rakennekuvauksissa, ja ne mahdollistavat potilaan liikkeen korjaamisen useassa eri suunnassa. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 897.)

PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) on yleisin itseohjautuvista navigaattorimenetelmistä. Se on samankaltainen kuin radial, jossa k-avaruus muodostuu säteittäin. Mutta sen sijaan, että tiedot hankittaisiin yksi linja kerrallaan, PROPELLER kerää kaistaleen useita vierekkäisiä linjoja. Se voi

mitata leiketasossa tapahtuvaa jäykkää liikettä eli kääntämistä ja pyörittämistä ja se pystyy hylkäämään tiedot, jotka viittaavat kohtisuoraan leikettä vasten tapahtuvaan liikkeeseen. Kaistale pyörii potkurin tavoin k-avaruuden alkupisteen ympärillä seuraavien keräysjaksojen aikana, ja päällekkäisen alueen tietoja käytetään liikkeen määrittämiseen. Potkurin muotoinen tiedonkeruutapa ja k-avaruuden keskipisteen toistuva täyttämisen mahdollistavat potkurin siipien välisen liikekorjauksen. Liikekestävyyttä voidaan edelleen parantaa rekonstruoinnin aikana. PROPELLER-menetelmä rajoittuu 2D-kuvantamiseen ja sen heikkouksia ovat pitkittynyt kuvanhankinta-aika sekä rajoitettu kestävyys kohtisuoraan leikettä vasten tapahtuvaa liikettä (through-plane motion) vastaan. Se on kuitenkin laajalti käytössä kliinisessä ympäristössä ja sillä on useita nimiä, kuten esimerkiksi Siemensin BLADE. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 897–898; Gondschneweger ym. 2016: 5; Havsteen ym. 2017.)

Prospektiivista korjausta varten liikeparametrit on purettava navigaattorin tiedoista reaaliajassa. Prospektiivisessa liikekorjauksessa liikkuvan kohteen sijainti ja suunta mitataan reaaliajassa, jolloin gradientteja, RF-pulsseja sekä vastaanottimen taajuutta ja vaihetta voidaan säätää vastaavasti. Tavoitteena on ylläpitää datan laatua kuvan muodostuksen aikana. Kohteen pyörähdykset edellyttävät koodausgradienttien pyörittämistä, ja käännökset edellyttävät lähetys- ja vastaanottotaajuuden ja vaiheen muuttamista. Esimerkiksi pään liikkeessä pään asento voidaan mitata käyttämällä navigaattoreita joko itse kuvassa tai k-avaruudessa tai vaihtoehtoisesti voidaan käyttää ulkoista seurantalaitetta, kuten erilaisia kameroita, pieniä RF-antureita tai ultraäänijärjestelmiä. Prospektiivinen liikekorjaus on tuonut mukanaan sovelluksia, kuten fMRI, DWI ja spektroskopia. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 897–898.)

Takautuvilla tekniikoilla pyritään kumoamaan liikkeen aiheuttamat muutokset kuvadatassa. Niillä yritetään parantaa datan yhdenmukaisuutta jälkikäteen muokkaamalla kerättyä dataa tai rekonstruointimallia. Se voidaan tehdä joko sisällyttämällä tarkka tieto liikkeestä kuvauksen aikana käyttämällä esimerkiksi navigaattorin tietoja, tai toistuvilla algoritmeilla esimerkiksi optimoimalla kuvan epäjärjestystä. Kun kyseessä on jäykkä liike, kohteen käännös johtaa vaiheramppiin k-avaruudessa, ja kohteen pyörähdys vastaa pyörähdystä k-avaruudessa. Käännöksiä on suhteellisen helppo korjata tekemällä saatuun dataan vaihemuutos, mutta pyörähdysten korjaus vaatii ei-suorakulmaisten rekonstruointimenetelmien ja vaativien algoritmien käyttöä. 3D-kuvantamisessa satunnainen jäykkä liike voidaan korjata, mikäli saadut signaalit ovat vain vahin-

goittuneet, mutta eivät kadonneet. 2D-kuvantamisessa nämä korjausmenetelmät rajoittuvat vain leiketason sisäiseen liikkeeseen (in-plane motion), sillä kohtisuoraan leiketa-soa vasten tapahtuva liike (through-plane motion) kuvauksen aikana johtaa epäjohdon-mukaisuuksiin, joita ei voi korjata. Elastinen liike on monimutkaisuutensa vuoksi haaste sekä prospektiiviselle että retrospektiiviselle korjaukselle etenkin vatsan ja sydämen kuvauksissa. Mikäli liike vaikuttaa datajoukkoon vain osittain, sen laatua voidaan jälki-käteen parantaa hylkäämällä liikkeen vaurioittamat tiedot ja täyttämällä jäljellejääneet k-avaruuden osat rinnakkaiskuvantamistekniikan avulla. Rekonstruoitujen kuvien laatua voidaan näin parantaa, mutta varjopuolena voi seurata signaali-kohinasuhteen laskua ja jäljelle jäänyttä sumentumista. (Zaitsev & Maclaren & Herbst 2015: 898.) Tällaisia rinnakkaiskuvantamista hyödyntäviä rekonstruointimenetelmiä ovat esimerkiksi mSENSE, GRAPPA ja SPIRiT (Lustig & Pauly 2010: 457).

## 5 Tarkoitus, tavoitteet ja tutkimuskysymykset

Opinnäytetyömme tarkoitus on kuvata liikeartefakteja sekä esitellä erilaisia keinoja, joilla niitä voidaan minimoida magneettikuvauksessa.

Tutkimuskysymykset ovat:

1. Millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy?
2. Mitä keinoja magneettikuvauksessa voidaan käyttää liikeartefaktien minimoimiseksi?

Tavoitteemme on syventää röntgenhoitajan magneettikuvantamisen ammatillista osaamista. Kohderyhmämme ovat röntgenhoitajaopiskelijat ja valmistuneet magneettihoitajat.

## 6 Opinnäytetyön toteutus

### 6.1 Kuvaileva kirjallisuuskatsaus opinnäytetyön menetelmänä

Kuvaileva kirjallisuuskatsaus on tutkimusmenetelmänä tietoa etsivä ja yhdistävä (Kangasniemi ym. 2013). Se perustuu aineistolähtöiseen sisällönanalyysiin, jossa tutkija nostaa aineistosta esiin sen keskeisimmät löydökset riippumatta siitä, mitä ne ovat ja

miten ne suhteutuvat aiheesta aikaisemmin tehtyihin tutkimuksiin. Kirjallisuuskatsauksen tavoitteena on kehittää, arvioida ja kuvata jo olemassa olevaa teoriaa sekä sen kehitystä. Sen tarkoituksena on myös rakentaa uutta teoriaa ja kokonaiskuvaa tietystä asiakokonaisuudesta. (Kangasniemi ym. 2013; Salminen 2011.)

Kirjallisuuskatsaus jaetaan neljään vaiheeseen, jotka etenevät hermeneuttisesti sekä limittäin toistensa kanssa. Jokaisesta vaiheesta voidaan palata edelliseen vaiheeseen, tai pyörähtää koko kehä ympäri ja aloittaa uuden tiedon kera alusta. Vaiheita ovat tutkimuskysymyksen muodostaminen, aineiston valitseminen, kuvailun rakentaminen ja tuotetun tuloksen tarkastelu. (Kangasniemi ym. 2013.)

Tutkimuskysymyksen muodostaminen on prosessia ohjaava tekijä ja sitä edeltää alustava kirjallisuuskatsaus, jonka avulla selvitetään mitä aiheesta jo tiedetään. Tutkimuskysymys on syytä miettiä tarkkaan. Sen on oltava riittävän tarkkaan rajattu, jotta siihen voidaan vastata syvällisesti ja mutta sen verran laaja, että sitä voidaan tarkastella useammasta kuin yhdestä näkökulmasta. (Kangasniemi ym. 2013.)

Koska kuvailevan kirjallisuuskatsauksen päämäärä on kuvata, yhdistää ja ymmärtää jo olemassa olevaa tietoa, on aineiston valinnassa kiinnitettävä huomio siihen, että aineisto on relevanttia ja vastaa tutkimuskysymykseen mahdollisimman kattavasti. Aineiston valintaan voidaan käyttää systemaattisesti eri rajauksia ja sisäänottokriteereitä tai aineisto voidaan valita manuaalisesti tiedontarpeen selkiydyttyä prosessin myötä. Kuvailevassa kirjallisuuskatsauksessa oleellisimpana tekijänä aineiston kokoamisessa pidetään kuitenkin aikaisemman tutkimuksen sisällöllistä arvoa. (Kangasniemi ym. 2013.)

Kuvailun rakentamisen tavoitteena on tutkimuskysymykseen vastaaminen kerätyn aineiston tuottamana laadullisena kuvailuna ja uusien johtopäätösten tekemisenä. Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen analyysi ei ole tiivistelmä, reflektio tai raportti kerätystä alkuperäisaineistosta, vaan tavoitteena on luoda aineistojen vertailua, olemassa olevan tiedon analysointia sekä laajempien päätelmien tekemistä. (Kangasniemi ym. 2013.)

Tulosten tarkasteleminen sisältää sisällöllisen ja menetelmällisen pohdinnan sekä tutkimuksen eettisyyden ja luotettavuuden arvioinnin. Tarkoituksena on kuvata ja tiivistää kuvailevan kirjallisuuskatsauksen tuottamat keskeiset tulokset. (Kangasniemi ym. 2013.)

## 6.2 Aineiston keruu

Kirjallisuuskatsauksen aineiston keräämisessä käytettiin Metropolia Ammattikorkeakoulun opiskelijoiden käytössä olevista sähköisistä tietokannoista kolmea: Cinahl Completea, PubMediä ja Science Directiä.

## 6.3 Hakusanojen valinta ja tiedonhaku

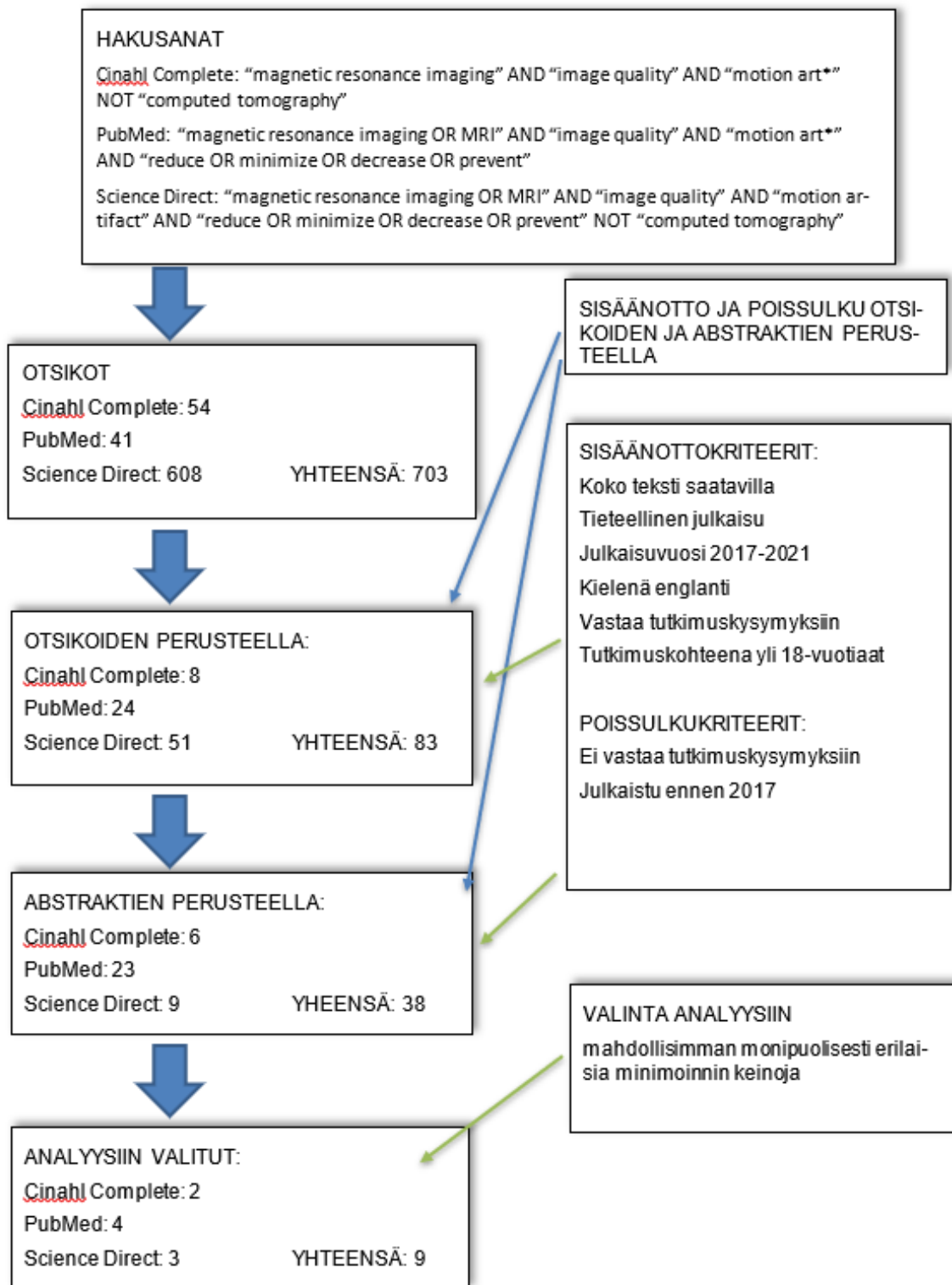
Tiedonhakuun käytettävät hakusanat valikoituivat tutkimuskysymysten mukaan. Tiedonhaussa päädyttiin käyttämään vain englanninkielisiä termejä, koska aineistoon sopivaa materiaalia ei löytynyt riittävästi suomeksi. Alustavat haut tehtiin tammikuussa 2021, ja ne tuottivat suuren määrän tutkimuksia, joista suurin osa ei kuitenkaan soveltunut kirjallisuuskatsaukseen. Muokkaamalla hakusanoja ja -lauseita ja etsimällä ja yhdistelemällä vaihtoehtoisia termejä saatiin lopulta sellaiset hakulausekkeet, jotka antoivat tulokseksi tutkimukseen soveltuvia tieteellisiä artikkeleita.

Käytetyt hakusanat näkyvät taulukossa 1. Toimivat hakulausekkeet saatiin muodostettua käyttämällä sulkeita ja sanankatkaisuja sekä yhdistelemällä sanoja Boolean operaattoreilla AND, OR ja NOT.

Taulukko 1. Hakusanat

“magnetic resonance imaging”
MRI
“image quality”
“motion art*”
“motion artifact”
reduce
minimize
decrease
prevent
“computed tomography”

Tiedonhakuprosessi näkyy kuviossa 1. Haut rajattiin koskemaan ilmaiseksi saatavilla olevia tuoreimpia englanninkielisiä tieteellisiä tutkimuksia vuosilta 2017–2021. Haku tietokannoista tuotti kaiken kaikkiaan 703 artikkelia.



Kuvio 1. Aineiston haku sisään- ja poissulkukriteerien kanssa.

Cinahl Completesta saatiin 54 osumaa hakufraasilla: (((“magnetic resonance imaging OR mri”)) AND (“image quality”) AND (“motion art\*\*”))) NOT (“computed tomography”). Niistä valittiin aineistoon otsikon perusteella kahdeksan artikkelia. Suuri karsituminen johtui siitä, että haku päädyttiin rajaamaan aikuisiin ihmisiin, ja lapsiin liittyvät tutkimukset jätettiin valinnan ulkopuolelle. Näitä ei kuitenkaan rajattu pois hakusanojen avulla vaan jälkikäteen manuaalisesti. Abstraktien perusteella mukaan valittiin kuusi tutkimusta, joista analyysiin otimme mukaan kaksi. Tuloksia tarkasteltaessa huomasimme, että toinen valituista oli vuodelta 2016 ja jotenkin päässyt ikäseulasta läpi. Se kuitenkin sisälsi mielestämme hyvää ja oleellista tietoa liikeartefaktien ehkäisemisestä eikä ero valitsemaamme julkaisun alaikärajaan ollut kuin vuosi, joten se päätettiin hyväksyä aineistoon mukaan.

PubMedistä saatiin tulokseksi 41 artikkelia. Hakufraasina käytettiin: (“magnetic resonance imaging OR MRI”) AND (“image quality”) AND (“motion art\*\*”) AND (“reduce OR minimize OR decrease OR prevent”). Otsikoiden perusteella mukaan valittiin 24 artikkelia, joista abstraktien tarkastelun jälkeen valittiin 23. Näistä yksi oli sama kuin Cinahl Completesta aikaisemmin mukaan otettu artikkeli, joten se karsittiin pois. Lopulliseen analyysiin näistä valikoitiin neljä artikkelia, joista yhdessä oli tutkimusmateriaalissa mukana kaksi vauvapotilasta. Tutkimus päädyttiin kuitenkin hyväksymään analyysiin mukaan, koska se vastasi tutkimuskysymykseen ja toi katsaukseen näkökulmaa.

ScienceDirect tuotti 608 hakutulosta fraasilla ((“magnetic resonance imaging OR MRI”) AND (“image quality”) AND (“motion artifact”) AND (“reduce OR minimize OR decrease OR prevent”)) NOT (“computed tomography”). Ne saatiin karsittua otsikoiden perusteella 51 artikkeliin. Moni niistä ei kuitenkaan vastannut tutkimuskysymyksiin, joten abstraktien perusteella mukaan valikoitui enää yhdeksän. Näistä yksi oli sama kuin Cinahl Completesta ollut, joten se karsitui pois. Lopuista analyysiin valittiin kolme artikkelia.



Taulukko 2. Kirjallisuuskatsaukseen valikoitunut aineisto

Teos	Tietokanta
Brain imaging: Comparison of T1W FLAIR BLADE with conventional T1W SE	Science Direct
Clinical Evaluation of Free-Breathing Contrast-Enhanced T1w MRI of the Liver using Pseudo Golden Angle Radial k-Space Sampling	PubMed
Comparison of Respiratory Motion Suppression Techniques for 4D Flow MRI	PubMed
Correction of out-of-FOV motion artifacts using convolutional neural network	Science Direct
Efficacy of PROPELLER in reducing ocular motion artefacts and improving image quality of orbital MRI at 3 T using an eye surface coil	Science Direct
Hyoscine butylbromide significantly decreases motion artefacts and allows better delineation of anatomic structures in mp-MRI of the prostate	Cinahl Complete
Inflow artifact reduction using an adaptive flip-angle navigator restore pulse for late gadolinium enhancement of the left atrium	PubMed
Navigator-based reacquisition and estimation of motion-corrupted data: Application to multi-echo spin echo for carotid wall MRI	PubMed
Reduction in respiratory motion artefacts on gadoxetate-enhanced MRI after training to apply a simple and more patient-adapted breathing command	Cinahl Complete

Analyysiin valikoitui kaiken kaikkiaan yhdeksän artikkelia, jotka käsittelivät hengityksestä, silmien ja suoliston liikkeistä, kaulavaltimon verenkierrasta, sydämen vasemman eteisen veren virtauksesta, aivonesteiden virtauksesta ja verenkierrasta ja pään tahattomista ja tahallisista liikahtuksista johtuvia liikeartefakteja sekä niiden minimoimisen keinoja monipuolisesti.

#### 6.4 Aineiston analysointi

Aineiston analyysivaiheessa kirjallisuuskatsauksen tekijä järjestelee ja luokittelee aineistoa sekä etsii yhtäläisyyksiä ja eroavaisuuksia. Lopuksi tuloksia kirjoitetaan auki ja

niitä tulkitaan siten, että niistä muodostuu yksimielinen käsitys eli synteesi. Analyysi ja synteesi muodostuvat toisiaan vahvistaen. (Stolt & Axelin & Suhonen 2016: 30–31.)

Analyysin ensimmäinen vaihe on kuvata esimerkiksi taulukkomuodossa tutkimuksen oleellinen sisältö, eli kirjoittajat, julkaisuvuosi, julkaisumaa, tutkimuksen tarkoitus, asetelma, aineistonkeruumenetelmät, tutkimuksen kohdejoukko, otos ja tärkeimmät tulokset. Näin lukija saa helposti selkeän kokonaiskuvan aineistosta. Toisessa vaiheessa aineistoa käydään läpi tehden samalla merkitsemistä eli aineiston koodaamista. Koodatuista aineistoista muodostetaan luokkia, kategorioita ja teemoja yhdistelemällä ja vertailemalla samankaltaisia merkintöjä. Kolmannessa vaiheessa muodostetaan synteesi, eli koostetaan aineistosta yhtenäinen looginen kokonaisuus. Synteesin selkiyttämässä voidaan käyttää apuna taulukoita ja kuvioita. (Stolt & Axelin & Suhonen 2016: 30–31.)

Aineiston analyysimenetelmänä käytämme sisällönanalyysimenetelmää, jonka avulla on mahdollista samalla sekä analysoida että kuvata erilaisia aineistoja. Aineiston analyysissä tutkittavalle aineistolle tehdään pelkistäminen, ryhmittely ja abstrahointi. Aineistosta haimme tutkimuskysymykseemme vastaavia asioita, jotka suomennettiin, pelkistettiin, kategorioitiin ensin alakategoriaan ja lopulta yläkategoriaan tai pääkategoriaan. (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2017: 165–171.)

## 7 Tulokset

Kerätyssä aineistossa diagnostista kuvanlaatua heikensivät haamukuvat (ghosting), raidat (streaking) ja sumentuminen (blurring). Aineistosta nousi erilaisia keinoja liikeartefaktien minimoimiseksi ja jaoimme ne kolmeen pääkategoriaan: liikkeen estämiseen, liikeartefaktien heikentämiseen ja liikekorjaukseen.

### 7.1 Liikeartefaktit

Kolmessa artikkelissa liikeartefaktit näyttäytyivät haamukuvina (ghosting), jotka ilmenivät kuvan toistumisena. Niitä aiheuttivat hengitysliike, nieleminen, aivo-selkäydinnesteen virtaus sekä veren virtaus ja pulsaatio. Veren virtaus suurissa suonissa, aivo-selkäydinneste ja valtimoiden pulsaatio aiheuttivat haamukuvia artikkelissa 1 (Mavroidis ym. 2017). Artikkelissa 8 haamukuvia aiheutti puolissäännöllisestä nielemisestä johtuva

niskan ja kaulan alueen sekä kielen liike (Frost ym. 2020). Artikkelissa 3 kolmiulotteinen aorttafantomi alistettiin synteettiselle liikkeelle, joka simuloi aortan ja sydämen tyyppistä siirtymistä hengitysliikkeen aikana. Tästä seurasi haamukuvia leike- ja vaihekoossa suunnassa (Dyverfeldt & Ebberts 2017.)

Kolmessa artikkelissa liikeartefaktit näkyivät sumentumisena (blurring). Sumentuminen ilmeni magneettikuvan epätarkkuutena ja sumuisuutena siten, että anatomiset rakenteet ja mahdolliset mielenkiinnon kohteet eivät näkyneet tarkkarajaisina. Sumentuminen aiheutui hengityksestä, silmien pienistä liikahtuksista ja suoliston peristaltiikasta. Artikkelissa 3 tarkasteltiin kuvissa näkyvää sumentumista, joka oli samansuuntaista ja yhteneväistä synteettisen liikkeen kanssa (Dyverfeldt & Ebberts 2017). Silmien liikehinnästä aiheutuvat artefaktit peittivät erilaiset kasvaimet ja tärkeät viereiset anatomiset yksityiskohdat artikkelissa 5 (Jiang & Wang & Xian & Chen & Wei 2019). Artikkelissa 6 suoliston liikehdintä aiheutti kuviin sumentumista, ja kuvia arvioitiin Likertin asteikollaan perusteella, kuinka tarkasti anatomiset rakenteet näkyivät (Ullrich ym. 2018).

Artikkelissa 2 liikeartefaktit näkyivät raitoina (streaking). Potilaan epäsäännöllinen hengitysliike ja syvään hengittäminen aiheuttivat kuviin voimakkaampia raitoja kuin pinnallisempi ja säännöllisempi hengitys. Raidat lasketaan usein kuitenkin haamukuviksi. Artikkeleissa 2 ja 4 mainittiin liikeartefakteista aiheutuva signaalin voimakkuuden vaihtelu, joka artikkelissa 2 näkyi signaalin tahraantumisenä (smearing) erilaisten anatomisten rakenteiden välillä, joilla on erilainen signaalin voimakkuus. (Hedderich ym. 2018; Wang & Liang & Wu & Zhao & Du 2020).

Liikeartefaktin nimiä ei suoraan mainittu artikkeleissa 4, 7 ja 9. Artikkelissa 4 olevissa kuvissa näkyi kuitenkin jonkin verran haamukuvaefektiä, ja tutkimuksessa koehenkilöä oli pyydetty liikuttamaan päätään puolelta toiselle ja tekemään nyökkäävää liikettä. Pään liikehdintä lasketaan jäykäksi liikkeeksi (rigid body motion), mikä artikkelissakin mainittiin, ja se aiheuttaa kuvassa usein sumentumista. (Wang ym. 2020.) Artikkelissa 7 liikeartefakteja aiheuttivat sekä hengitys että sydämen keuhkolaskimoissa virtaava veri, jotka kummatkin ovat tahatonta ja jaksoittaista liikettä. Jaksoittainen ja virtaava liike yleensä näkyy haamukuvina. (Henningsson & Carlhäll 2020.) Artikkelissa 9 hengitysliikeartefaktit johtuivat gadoksetaatin antamisesta ja sen aiheuttamasta akuutista, mutta ohimenevästä hengenahdistuksesta (Gutzeit ym. 2016).

## 7.2 Liikeartefaktien minimoimisen keinot

### 7.2.1 Liikkeen estäminen

Potilaan liikettä estettiin kolmessa tutkimusartikkelissa. Liikettä pyrittiin rajoittamaan antamalla potilaalle ennen kuvausta suoliston liikettä lamaavaa lääkeainetta sekä ohjamalla potilasta hengittämään tietyllä tavalla ja pidättämään hengitystään.

Artikkelissa 6 tutkittiin suoliston sileän lihaskudoksen kouristuksia vähentävän lääkeaineen vaikutusta eturauhasen kuvauksen liikeartefakteihin. Potilaalle annettiin laskimoon hyoskiinibutyylibromidia, jonka yksi kaupp nimi on Buscopan. Artikkelissa vertailtiin kuvanlaatua ennen ja jälkeen lääkeaineen annon. Tulokset paranivat Buscopanin ansiosta anatomian osalta 27,7 % ja artefaktien osalta 37,5 % (Ullrich ym. 2018.)

Artikkelissa 2 vertailtiin kahden sekvenssin, hengityspidätetyn Cartesian-eTHRIVE:n ja vapaan hengityksen radial-eTHRIVE:n, aikaansaamaa kuvanlaatua maksan kuvauksessa. Ensimmäisessä sekvenssissä potilaita pyydettiin pidättämään hengitystään ja toisessa hengittämään mahdollisimman pinnallisesti ja säännöllisesti. Vapaan hengityksen sekvenssi osoittautui paremmaksi kuvanlaadun osalta. Kuvissa oli parempi kontrasti ja vähemmän artefakteja hengityspidätettyyn sekvenssiin verrattuna. Myös verisuonet ja muu anatomia näkyivät terävämpinä ja diagnostinen laatu oli radial-eTHRIVE:ssä kaiken kaikkiaan parempi. (Hedderich ym. 2018) Artikkelissa 9 vertailtiin perinteisen ja muunnellun hengitysohjeen vaikutusta liikeartefakteihin maksan kuvauksessa. Tavallisesti potilasta ohjataan hengittämään sisään ja ulos ja pidättämään hengitystään, kun taas muunnellussa hengitysohjeessa potilasta neuvottiin hengittämään sisään ja ulos neljä kertaa peräkkäin varjoaineruiskutuksen ja boluksen seurannan aikana ja pidättämään hengitystään valtimovaiheessa. Tutkimuksessa ohjetta muokattiin potilaslähtöisemmäksi siten, että hengittämistä harjoiteltiin useampia kertoja, jolloin potilas tottui vaadittavaan hengitysvauhtiin eikä hengityksen pidättämisestä seurannut hyperventilaatiota ja liikeartefakteja. Muunnellun hengitysohjeen avulla tulokseksi saatiin vähemmän hengitysliikkeestä aiheutuvia artefakteja sekä huomattavasti parempia valtimovaiheen T1-painotteisia kuvia. (Gutzeit ym. 2016.)

## 7.2.2 Liikeartefaktien heikentäminen

Liikeartefakteja heikennettiin yhteensä seitsemässä artikkelissa lyhentämällä kuvausai-  
kaa, vähentämällä virtausherkkyyttä sekä käyttämällä hengityskompensaatiota, liikettä  
sallivia kuvaussekvenssejä ja ajastustekniikoita.

Lyhyitä tai kiihdytettyjä kuvaussekvenssejä käytettiin kolmen artikkelin tutkimuksissa.  
Artikkelin 2 tutkimuksessa käytettiin maksan kuvauksessa gradienttikaikusekvenssiä  
nimeltä eTHRIVE (enhanced T1 high-resolution isotropic volume excitation) ja rinnak-  
kaiskuvantamistekniikkaa nimeltä SENSE (sensitivity encoding), joka vähentää koo-  
dausvaiheiden määrää z-suunnassa (Hedderich ym. 2018). Myös artikkelin 8 tutkimuk-  
sessa käytettiin kaulavaltimon kuvauksessa kiihdytettyä rinnakkaiskuvantamistekniik-  
kaa nimeltä GRAPPA (generalized autocalibrating partial parallel acquisition) (Frost  
ym. 2020). Artikkelin 7 tutkimuksessa lyhennettiin kuvausaikaa käyttämällä ns. pakat-  
tua tunnistusta (compressed sensing) sydämen kuvauksessa (Henningsson & Carlhäll  
2020).

Virtausherkkyyttä vähennettiin kahdessa aineiston tutkimuksessa käyttämällä sekvens-  
siä nimeltä FLAIR (fluid-attenuated inversion recovery). Artikkelissa 1 FLAIR poisti  
aivo-selkäydinnesteen virtauksen vaikutukset aivojen kuvista, jolloin sekä likvori että ai-  
vojen harmaa ja valkea aine erottuivat hyvin toisistaan (Mavroidis ym. 2017). Artikke-  
lissa 5 FLAIR vähensi silmän liikkeestä aiheutuvia artefakteja ja paransi kontrastia ja  
ylipäänsä kuvanlaatua silmän kuvauksessa. Pienet anatomiset yksityiskohdat ja patolo-  
giset muutokset näkyivät selkeämmin, mutta toisaalta inversiopulssit laskivat signaali-  
kohinasuhdetta. (Jiang ym. 2019.)

Vaihekoodauksen suuntaa ja järjestystä optimoitiin artikkelissa 3. Tutkimuksessa ver-  
tailtiin erilaisia keinoja minimoida simuloitun hengitysliikkeen aiheuttamia artefakteja  
kuvaamalla synteettistä fantomia. Siinä käytettiin hengityskompensaatiotekniikkaa ni-  
meltä ROPE (respiratory ordered phase-encoding). Suurimmalla osalla kudoksista on  
paikallinen spektritiheys, joka on keskittynyt k-avaruuden keskusta. Hengityskom-  
pensaatiotekniikoissa k-avaruuden liikeradat järjestetään uudelleen hengityssyklin pe-  
rusteella, tarkoituksena täyttää k-avaruuden keskusta uloshengityksen loppuvaiheessa.  
(Dyverfeldt & Ebbers 2017.)

Liikettä sallivia sekvenssejä käytettiin aineiston kolmessa artikkelissa. Artikkelissa 2 vertailtiin Cartesian- ja radial-menetelmien aikaansaamaa kuvanlaatua ja artefaktien minimointia maksan kuvauksessa. Tutkimuksessa radial-eTHRIVE -sekvenssi käytti lisäksi ns. näennäistä kultaista kulmaa (pseudo golden angle) aksiaalitasossa sekä Cartesian-koodausta z-suunnassa, jolloin näytteenottojärjestelmä jakautui säteittäin tasaisesti koko k-avaruuteen ja vähensi liikkeen aiheuttamia raitoja kuvassa. Radial sieti liikettä paremmin myös siitä syystä, että säteittäinen keräystapa ylinäytteistää k-avaruuden keskustan. Kuvanlaatu oli radial-eTHRIVE -sekvenssillä parempi kaikilla osa-alueilla. (Hedderich ym. 2018.) Artikkelissa 5 käytettiin PROPELLER-sekvenssiä, joka niinkään hyödyntää radial-tekniikkaa. PROPELLER järjestää k-avaruuden pyörivillä, osittain päällekkäin menevillä ns. siivillä. Tutkimuksen mukaan siipien peittävyuden lisääminen heikentää liikeartefakteja ja parantaa kuvanlaatua. Myös signaali-kohinasuhde säilyy korkeana. (Jiang ym. 2019.) Artikkelissa 1 käytettiin vastaavaa BLADE-nimistä sekvenssiä aivojen kuvauksessa. Se minimoi tehokkaasti leiketason sisäistä pyörivää ja kääntyvää liikettä, mutta oli kuvausajaltaan pidempi kuin perinteiset sekvenssit. (Mavroidis ym. 2017.)

Ajastustekniikoita käytettiin kahdessa aineiston artikkeleista. Artikkelissa 3 käytettiin gating-menetelmiä erilaisilla ikkunoinneilla simuloidun hengitysliikkeen aiheuttamien artefaktien minimoimiseksi ja kuvanlaadun parantamiseksi (Dyverfeldt & Ebbers 2017). Artikkelissa 7 käytettiin EKG-triggausta ja pallean kohdalle asetettu hengitysnavigaattori ajastettiin uloshengityksen loppuvaiheeseen. Navigaattorin kääntökulmaa mukautettiin ja virtausartefaktit vähenivät oikeasta keuhkovaltimosta siten, että kuvausaika ei pidentynyt kuvanlaadun parantuessa. (Henningsson & Carlhäll 2020.)

### 7.2.3 Liikekorjaus

Liikekorjaustekniikoita käytettiin yhteensä neljässä artikkelissa hyödyntämällä joko itseohjautuvia menetelmiä tai prospektiivista tai retrospektiivistä korjausta.

Itseohjautuvia menetelmiä käytettiin liikeartefaktien korjaamiseksi kahdessa tutkimusartikkelissa; PROPELLER-sekvenssiä artikkelissa 5 ja BLADE-sekvenssiä artikkelissa 1 (Mavroidis ym. 2017; Jiang ym. 2019).

Retrospektiivistä korjausta käytettiin artikkelissa 8, jossa tutkittiin nielemisen aiheuttamien liikeartefaktien korjausta, jonka periaate oli navigaattoripohjainen liiketunnistus ja

uudelleenhankinta. Navigaattorikaiku lisättiin jokaisen 2D MESE-sekvenssin loppuun havaitsemaan liikettä. Vioittuneet k-avaruuden linjat tunnistettiin reaaliajassa, jotta ne voitiin hakea uudelleen skannauksen lopussa, minkä jälkeen puuttuva data arvioitiin rinnakkaiskuvantamismenetelmillä. Tutkimuksessa käytettiin GRAPPA ja SPIRiT -kuvantamismenetelmiä puuttuvan datan uudelleenarviointiin. Nielemisliikkeen korruttoima data pystyttiin korvata uudelleenhaulla tai -laskennalla edellä mainittuja menetelmiä hyödyntämällä, jolloin haamukuvien muodostuminen vähentyi. Tutkimuksessa ilmeni, että navigaattori on hyödyllinen liikkeen tunnistamiseen. GRAPPA vähensi haamukuvia, mutta varjopuolena laskee signaali-kohinasuhdetta. (Frost ym. 2020.)

Prospektiivista korjausta käytettiin artikkelissa 4, jossa tutkittiin konvoluutioneuroverkon hyödyntämistä FoV:n ulkopuolisen liikkeen korjaamiseksi aivojen kuvauksessa. Neuroverkko opetettiin tunnistamaan yhteys, milloin kuvassa ilmeni liikkeen aiheuttamaa korruptiota ja vertaamaan sitä kuvaan, jossa liikettä ei ilmennyt. Neuroverkon tuloksia verrattiin gradienttipohjaiseen AF (autofocus) -liikkeenhavaitsemisalgoritmiin. Tutkimuksen tuloksissa neuroverkko suoriutui liikkeen korjauksesta paremmin kuin perinteinen AF-pohjainen algoritmi, jos yli 5 % kuvasta oli kadonnut. Tarkempaa liikkeenkorjausta saavutettiin k-avaruuden periferiassa ja liikkeen tapahtuessa k-avaruuden keskellä neuroverkko pystyi palauttamaan kadonnutta dataa, vähentämään FOV:n ulkopuolisia liikeartefakteja ja saavuttamaan paremman kuvanlaadun huomattavasti paremmin perinteiseen liikkeenkorjausalgoritmiin verrattuna. (Wang ym. 2020.)

## 8 Pohdinta

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa on ja millaisilla keinoilla niitä voidaan minimoida. Aihe on tärkeä, koska yleisimmät artefaktit magneettitutkimuksissa ovat liikeartefakteja ja magneetti on moniin muihin modalityteihin verrattuna herkempi liikkeelle ennen kaikkea pitkien kuvausaikojen vuoksi. Tuloksista käy ilmi, että suurin osa liikeartefakteista näyttäytyy haamukuvina ja sumentumisena. Liikettä voi estää hengitysohjeiden ja lääkityksen avulla. Liikeartefakteja voidaan heikentää lyhentämällä kuvausaikaa, vähentämällä virtausherkkyyttä sekä käyttämällä hengityskompensaatiota, liikettä sallivia kuvausekvenssejä ja ajastustekniikoita. Liikeartefakteja voidaan korjata jälkeinpäin itseohjautuvilla tekniikoilla sekä prospektiivisiä ja retrospektiivisiä menetelmiä käyttäen.

Ihmisen elimistö ei ole koskaan paikoillaan. Kehossa tapahtuu kaiken aikaa lukuisia erilaisia liikeyhtälöitä, kuten hengityksen aiheuttamaa liikettä, nielaisuja, silmänräpäytyksiä, verenkierron aiheuttamia virtauksia ja sykähdyksiä, lihasnykäisyjä sekä kaikenlaisia muuta tahatonta tai tahdonalaista liikettä. Kaikki nämä liikkeet edesauttavat artefaktien syntymistä. Koska liikkeet johtuvat erilaisista syistä, myös niihin käytettävät ratkaisut ovat erilaisia. Kirjallisuuskatsauksessamme havaitsimme, että vastoin oletuksiamme, liikeartefaktien ilmenemismuotoja ei ole kovin monia, vaan ne voidaan jakaa kahteen kategoriaan: haamukuviin ja sumentumiseen. Haamukuvat ovat kuvattavan liikeyhtälöstä johtuvia kuvan toisintoja, jotka näkyvät valmiissa magneettikuvassa samanlaisina limittäisinä kuvina. Haamukuvat häiritsevät kuvan tulkintaa, sillä ne peittävät alleen tarkasteltavan anatomisen rakenteen. Sumentuminen aiheuttaa sen, että kuvat ovat utuisia, anatomian rajat ovat epätarkat eivätkä etsityt maligniteetit välttämättä tule riittävästi esille, jotta ne voitaisiin havaita magneettikuvasta.

Kuvanlaatu on monesti erilaisten tekijöiden vaihtokauppaa. Kun kyseessä on hengityksestä johtuva artefakti, yksinkertaisin keino on pyytää potilasta pidättämään hengitystään. Hengitystä voi kuitenkin pidätellä vain lyhyen ajan ja joillekin potilaille hengityksen pidättäminen voi olla haastavaa tai mahdotonta. Tällaisissa tilanteissa on mahdollista käyttää gating-menetelmää, jonka vaihtoehtoishintana on kuvauksen kokonaisajan pidentäminen. Siitä voi seurata epämukavuutta ja ahdistusta, puolestaan voi johtaa artefakteihin potilaan korjaillessa asentoaan.

Tutkimukset olivat silmiä avaavia sen osalta, että ongelmaan ei ole yhtä oikeaa ratkaisua. Mikä toimii toisen potilaan kohdalla, ei välttämättä toimi toisen kanssa. Liikkeen ennaltaehkäiseminen käymällä potilaan kanssa etukäteen läpi syitä siihen, miksi on tärkeää olla liikkumatta, sekä auttamalla potilasta pysymään paikoillaan erilaisilla fiksatiivivälineillä tai lääkkeillä ovat perusta liikeartefaktien vähentämiselle. Potilasta voi myös ohjata kuvauksen aikana antamalla hänelle riittäviä tai jopa korostetun ohjattuja hengitysohjeita. Kun potilas on tehnyt kaikkensa, on otettava hyöty irti myös erilaisista sekvensseistä, joita vaihtamalla voidaan vaikuttaa esimerkiksi kuvausajan pituuteen. Näissäkin tilanteissa joudutaan puntaroimaan vaihtokaupan hintaa, sillä kun sekvenssin vaihdetaan nopeampaan, myös signaali-kohinasuhde heikkenee. Tämä vaikuttaa kuvanlaatuun, jolloin on tärkeää osata sanoa, mikä laatu on riittävä diagnostiseen kuvaan. Koska emme aina voi tietää tai ennakoita liikeyhtälöitä, joudumme myös poistamaan



niitä jälkeempäin kuvista. Nykyään siihen on erilaisia k-avaruuden tietoa uudelleenkerääviä menetelmiä, joista osa toimii ennustavan algoritmin avustamina. Näin voidaan korjata jopa tilanteita, joissa iso osa kuvadatasta puuttuu kokonaan.

## 8.1 Työn luotettavuus ja eettisyys

Pyrimme työssämme noudattamaan Tutkimuseettisen neuvottelukunnan (TENK) ohjetta hyvästä tieteellisestä käytännöstä sekä Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvoston (ARENE) ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettisiä suosituksia. Työskentelimme noudattaen tiedeyhteisöissä tunnustettuja tutkimuseettisiä toimintatapoja, eli rehellisyyttä, yleistä huolellisuutta ja tarkkuutta tutkimustyössä, tulosten tallentamisessa sekä tutkimusten ja niiden tulosten arvioinneissa. Käytimme Metropolian kirjallisen työn mukaisia viittaus- ja lähdeviitekäytänteitä. (HTK, 2012; ARENE 2019)

Luotettavuuteen vaikuttavana tekijänä työssämme on päätös hyväksyä kirjallisuuskatsaukseen vain englanninkielisiä tutkimusartikkeleita suomenkielisten tutkimusten puuttuessa. Tämä saattoi vaikuttaa tulosten analysoinnissa, sillä kukaan meistä ei puhu englantia äidinkielenään.

Työssämme noudatimme kirjallisuuskatsauksen tutkimusmenetelmän vaiheita; tutkimuskysymyksen muodostaminen, aineiston valitseminen, kuvailun rakentaminen ja tuotetun tuloksen tarkastelu.

Tutkimuskysymyksen muodostamisessa palasimme monta kertaa alkuun miettimään, mitä haluamme tässä kirjallisuuskatsauksessamme selvittää. Tutkimuskysymyksen muodostamiseen palattiin vielä aineiston valitsemisen vaiheessa, kun pohdimme aineiston kanssa tutkimuksemme syvyyttä ja sitä, vastaako aineisto kysymykseemme. Tämä osaltaan palautteen ja osalta oman kriittisyytemme aikaansaama aiheen perustavanlaatuisen läpikäyminen toi kirjallisuuskatsauksellemme vakuuttavuutta.

Aineiston valitsemisessa kirjasimme tarkasti ylös hakuprosessin vaiheet. Näin haut ovat toistettavissa, mikä lisää työmme reliabiliteettia ja luotettavuutta. Luotettavuutta aineiston osalta lisää myös se, että jokainen meistä luki koko aineiston useaan otteeseen ja arvioimme sen validiteettia tutkimuskysymyksiin liittyen, ennen kuin päätimme, mitkä tutkimusartikkelit otetaan mukaan kirjallisuuskatsaukseen. Käytimme työssämme vain

luotettaviksi tunnettuja terveystietokantoja, ja valitsimme aineistoon vertaisarvioituja ja tunnetuissa lähteissä julkaistuja tutkimusartikkeleita. Tärkeää oli, että tutkimus oli kirjoitettu meille ymmärrettävästi ja siten, että se vastasi tutkimuskysymyksiimme. (Hirsjärvi & Remes & Sarjavaara 2007: 226–228.)

Kuvailun rakentamisen vaiheessa hyödynsimme mukaillen Kankkusen ja Vehviläinen-Julkusen kirjassaan Tutkimus Hoitotieteessä esittelemää analyysirunkoa. Runkoon luokittelimme valitsemistamme tutkimuksista perustiedot, tutkimuksen tarkoituksen, siinä käytetyt menetelmät ja tutkimusotoksen, sekä omiin tutkimuskysymyksiimme vastaavat päätulokset. (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2017: 170–171.)

## 8.2 Jatkotutkimusehdotukset

Kirjallisuuskatsauksen hakujen aikana havaitsimme, että magneettikuvantamisen liikeartefakteista sekä niiden syistä löytyy vain hyvin vähän suomenkielistä materiaalia. Mielestämme olisi hyödyllistä luoda suomenkielinen oppimateriaali, joka auttaisi syventämään magneettiosaamista peruskurssin jälkeen.

Olisi myös mielenkiintoista tietää miten usein liikeartefakteja ilmenee magneettitutkimuksissa ja kuinka usein uusintakuvauksia joudutaan tekemään. Ainakaan tällä hetkellä emme tiedä pidettävän kirjaa hukkakuvista tai niiden prosentuaalisista määristä. Aiheesta voisi tehdä kvalitatiivisen tai kvantitatiivisen tutkimuksen nimenomaan liikeartefaktien ilmenevyydestä, niiden laajuudesta ja vaikutuksesta diagnooseihin, sekä kuinka usein ne aiheuttavat uusintakuvauksia.

## 8.3 Ammatillinen kehittyminen

Kirjallisuuskatsausta tehdessä opimme paljon tiedonhakuprosessista ja tietokannoista, hakusanojen ja -lausekkeiden valitsemisesta, hakulausekkeiden muodostamisesta, hakutulosten tarkastelusta otsikon, abstraktin ja kokotekstin tasolla sekä hakutulosten laadun arvioinnista. Osallistuimme tiedonhaun työpajaan, josta saimme hyvän pohjan hakuprosessiin. Koska tämä on meille ensimmäinen opinnäytetyö, tiedonhakuaitomme rajoittuivat lähinnä Googlen ja Google Scholarin käyttämiseen. Opimme käyttämään erilaisia sosiaali- ja terveystietokantoja, joista Boolean operaattoreiden, sanojen

katkaisujen ja asteriskien sekä sulkeiden avulla harjaannuimme muodostamaan hakulausekkeita. Oivalsimme hakutulosten tarkastelun eri tasojen hyödyllisyyden aineiston käsittelyssä eri vaiheissa.

## Lähteet

Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvosto Arene ry 2020. Ammattikorkeakoulujen opin-  
näytetöiden eettiset suositukset. Verkkodokumentti. <[http://www.arene.fi/wp-content/uploads/Raportit/2020/AMMATTIKORKEAKOULU-JEN%20OPINN%C3%84YTET%C3%96IDEN%20EETTISET%20SUOSITUK-SET%202020.pdf?\\_t=1578480382](http://www.arene.fi/wp-content/uploads/Raportit/2020/AMMATTIKORKEAKOULU-JEN%20OPINN%C3%84YTET%C3%96IDEN%20EETTISET%20SUOSITUK-SET%202020.pdf?_t=1578480382)> Luettu 14.3.2021

Chen, Xinyuan & Dai, Jianrong 2018. Quantitative analysis of image quality for ac-  
ceptance and commissioning of an MRI simulator with semiautomatic method. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 326-335.

Dyverfeldt, Petter & Ebbers, Tino 2017. Comparison of respiratory motion suppression  
techniques for 4D flow MRI. *Magnetic Resonance in Medicine* 78 (5). 1877–1882.

Frost, Robert & Biasioli, Luca & Li, Linqing & Hurst, Katherine & Alkhalil, Mohammad &  
Choudhury, Robin P. & Robson, Matthew D. & Hess, Aaron T. & Jezzard, Peter 2020.  
Navigator-based reacquisition and estimation of motion-corrupted data: Application to  
multi-echo spin echo for carotid wall MRI. *Magnetic Resonance in Medicine* 83 (6).  
2026–2041.

Godenschweger, F. & Kägebein, U. & Stucht, D. & Yarach, U. & Sciarra, A. & Yakupov,  
R. & Lüsebrink, F. & Schulze, P. & Speck, O. 2016. Motion correction in MRI of the  
brain. *Physics in Medicine & Biology* 61 (5). 1–4.

Gutzeit, Andreas & Matoori, Simon & Froehlich, Johannes M. & Von Weymarn, Con-  
stantin & Reischauer, Carolin & Kolokythas, Orpheus & Goyen, Matthias & Hergan,  
Klaus & Meissnitzer, Matthias & Forstner, Rosemarie & Soyka, Jan D. & Doert, Aleksis  
& Koh, Dow-Mu 2016. Reduction in respiratory motion artefacts on gadoxetate-en-  
hanced MRI after training technicians to apply a simple and more patient-adapted  
breathing command. *European Radiology* 26 (8). 2714–2722.

Havsteen, Inger & Ohlhues, Anders & Madsen, Kristoffer H. & Nybing, Janus Damm &  
Christensen, Hanne & Christensen, Anders 2017. Are movement artifacts in Magnetic  
Resonance Imaging a real problem? – A narrative review. *Frontiers in Neurology* 8. 1–  
8.

Hedderich, Dennis M. & Weiss, Kilian & Spiro, Judith E. & Giese, Daniel & Beck, Ga-  
briele M. & Maintz, David & Persigehl, Thorsten 2018. Clinical evaluation of free-  
breathing contrast-enhanced T1w MRI of the liver using pseudo golden angle radial k-  
space sampling. *Fortschr Röntgenstr* 190 (7). 601–609.

Henningsson, Markus & Carlhäll, Carl-Johan 2020. Inflow artifact reduction using an  
adaptive flip-angle navigator restore pulse for late gadolinium enhancement of the left  
atrium. *Magnetic Resonance in Medicine* 84 (6). 3308–3315.

Hirsjärvi, Sirkka & Remes, Pirkko & Sajavaara, Paula 2007. Tutki ja kirjoita. Otavan kirjapaino Oy. 226–228.

Jiang, H. & Wang, S. & Xian, J. & Chen, Q & Wei, W 2019. Efficacy of PROPELLER in reducing ocular motion artefacts and improving image quality of orbital MRI at 3 T using an eye surface coil. *Clinical Radiology* 74 (9). 734.E7–734.E12.

Kangasniemi, Mari & Utriainen, Kati & Ahonen, Sanna-Mari & Pietilä, Anna-Maija & Jääskeläinen, Petri & Liikanen, Eeva 2013. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus: eteneminen tutkimuskysymyksestä jäsenettyyn tietoon. *Hoitotiede* 25 (4). 291–301.

Kankkunen, Päivi & Vehviläinen-Julkunen, Katri 2017. Tutkimus hoitotieteessä. Helsinki. Sanoma Pro Oy.

Lustig, Michael & Pauly, John M. 2010. SPIRiT: Iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space. *Magnetic Resonance in Medicine* 64 (2). 457–471.

Mavroidis, Panayiotis & Giankou, Eleonora & Tsikrika, Aleksandra & Kapsalaki, Eftichia & Chatzigeorgiou, Vasiliki & Batsikas, Georgios & Zaimis, Georgios & Kostopoulos, Spiros & Glotsos, Dimitrios & Ninos, Konstantinos & Georgountzos, Vasilios & Kavouras, Dionisios & Lavdas, Eleftherios 2017. Brain imaging: Comparison of T1W FLAIR BLADE with conventional T1W SE. *Magnetic Resonance Imaging* 37. 234–242.

McRobbie, Donald W. & Moore, Elizabeth A. & Graves, Martin J. & Prince, Martin. R 2006. MRI From Picture to Proton. Second Edition. Cambridge: Cambridge University Press.

Ruonala, Verner (toim.) 2019. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2018. STUK-B 242, Helsinki 2019. Verkkojulkaisu. < <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/138743/STUK-B242.pdf?sequence=1&isAllowed=y>> Luettu 6.4.2021

Salminen, Ari 2011. Mikä kirjallisuuskatsaus? Johdatus kirjallisuuskatsauksen tyypeihin ja hallintotieteellisiin sovelluksiin. Vaasan yliopiston julkaisuja. Verkkodokumentti. < [https://www.univaasa.fi/materiaali/pdf/isbn\\_978-952-476-349-3.pdf](https://www.univaasa.fi/materiaali/pdf/isbn_978-952-476-349-3.pdf)> Luettu 24.2.2021

Stolt, Minna & Axelin, Anna & Suhonen, Riitta. 2016. Kirjallisuuskatsaus hoitotieteessä. Turun yliopisto. Hoitotieteen laitoksen julkaisuja tutkimuksia ja raportteja. Sarja A73.

STUK = Säteilyturvakeskus

STUK 2019. Magneettitutkimus. Säteily terveydenhuollossa. Verkkodokumentti < <https://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/magneettitutkimus>> Luettu 6.4.2021

Suutari, Juha (toim.) 2016. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2015. STUK-B 207. Helsinki 2016. Verkkojulkaisu. < <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/131372/stuk-b207.pdf?sequence=3>> Luettu 6.4.2021.

Tenkanen-Rautakoski, Petra (toim.) 2006. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. STUK-B-STO 62. Helsinki 2006. Verkkojulkaisu <<https://core.ac.uk/download/pdf/33458445.pdf>> Luettu 6.4.2021.

Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2012. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkauspäilyjen käsitteleminen Suomessa. Verkkodokumentti <[https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK\\_ohje\\_2012.pdf](https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf)> Luettu 14.3.2021

Ullrich, T. & Quentin, M. & Schmaltz, A. K. & Arsov, C. & Rubbert, C. & Blondin, D. & Rabenalt, R. & Albers, P. & Antoch, G. & Schimmöller, L. 2018. Hyoscine butylbromide significantly decreases motion artefacts and allows better delineation of anatomic structures in mp-MRI of the prostate. *European Radiology* 28 (1). 17–23.

Wang, Chengyan & Liang, Yucheng & Wu, Yuan & Zhao, Siwei & Du, Yiping P. 2020. Correction of out-of-FOV motion artifacts using convolutional neural network. *Magnetic Resonance Imaging* 71. 93–102.

Westbrook, Catherine & Kaut, Carolyn 1998. *MRI in practice*. Second edition. Oxford: Blackwell Science Ltd.

Zaitsev, Maxim & Maclaren, Julian & Herbst, Michael 2015. Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 42 (4). 887–901.

Taulukko 3. Analyysirunko tutkimuksen kuvailua varten

Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa	Tarkoitus	Menetelmät	Tutkimuskysymyksiin vastaavat tulokset:
<p>1. Brain imaging: Comparison of T1W FLAIR BLADE with conventional T1W SE</p> <p>Panayiotis Mavroidis, Eleonora Giankou, Aleksandra Tsikrika, Eftichia KAspalaki, Vasiliki Chatzifeorgiou, Georgios Batsikas, Georgios Zaimis, Spiros Kostopoulos, Dimitrios Glotsos, Konstantinos Ninos, Vasiolios Georgountzos, Dionisios Kavouras, Eleftherios Lavdas</p> <p>2017</p> <p>Kreikka</p>	<p>Tutkimuksen tarkoituksena oli vertailla aivojen magneettikuvantamisessa käytettävien sekvenssien T1W FLAIR BLADE ja T1W SE laatua.</p> <p>Tavoitteena oli tuoda esiin kummankin sekvenssin edut sekä selvittää kumpi niistä on parempi vähentämään virtaus- ja liikeartefakteja siten että vaurioiden kuvantamisen laatu ei heikkene.</p>	<p>48 potilasta.</p> <p>Potilaiden aivot kuvattiin 1,5 T magneetilla käyttäen T1W FLAIR BLADE sekä T1W SE sekvenssejä.</p> <p>Kaksi radiologia arvioi tekniikoita kvantitatiivisen sekä kvantitatiivisen analyysin keinoin. Analyysin kohteita olivat kuvan yleislaatu, artefaktien esiintyminen kuvissa, CSF nollaus, SNR, CNR sekä suhteellinen kontrasti.</p>	<p>1) Virtaus- ja pulsaatioartefakteja</p> <p>2) T1W FLAIR BLADE sekvenssi näyttää olevan parempi kuin T1W SE yleisen kuvanlaadun, liike- ja virtaus-sykeartefaktien vähentämisessä. Se on parempi myös CSF:n nollauksessa minkä lisäksi lääkärit pitävät sitä suositeltavampana.</p>
<p>2. Clinical Evaluation of Free-Breathing Contrast-Enhanced T1w MRI of the Liver using Pseudo Golden Angle Radial k-Space Sampling</p>	<p>Arvioida vapaan hengityksen Radial-eTHRIVE -tekniikkaan perustuvan 3D T1w FS FFE -sekvenssin kliinistä kuvanlaatua subjektiivisesti ja objektiivisesti.</p>	<p>86 potilaan maksa kuvattiin varjoainetehosteisesti kahdella tekniikalla (perinteinen Cartesian-eTHRIVE hengityspidätyksellä ja uusi Radial-eTHRIVE vapaalla hengityksellä). Subjektiivinen analyysi muodostettiin Likert-asteikon</p>	<p>1) Useimmat havaitut artefaktit olivat raita-artefakteja, jotka tässä tutkimuksessa johtuvat todennäköisimmin potilaan hengitysliikkeestä.</p> <p>2) Ohjata potilasta pidättämään hengitystä tai kuvata käyttämällä Radial-</p>

Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa	Tarkoitus	Menetelmät	Tutkimuskysymyksiin vastaavat tu- lokset: 1) Millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy? 2) Mitä keinoja magneettikuvauksessa voidaan käyttää liikeartefaktien minimoimiseksi?
Dennis M. Hedderich, Kilian Weiss, Judith E. Spiro, Daniel Giese, Gabriele M. Beck, David Maintz, Thorsten Persigehl. 2018 Saksa		avulla. Signaalin intensiteettejä vertailtiin keskenään. Tilastollisiin eroavai- suuksiin käytettiin Wilcoxon merkittyjen sijalukujen testiä sekä t-testiä.	eTHRIVE -sekvenssiä, jossa potilas hengittää vapaasti.
3. Comparison of Respiratory Motion Suppression Techniques for 4D Flow MRI Petter Dyverfeldt, Tino Ebbers 2017 Ruotsi	Arvioida ja vertailla hengityksestä aiheutuvan liikkeen suppresiotekniikoita 4D Flow -kuvauksessa.	Synteettinen aortan 3D-fantomi rakennettiin aortan systolisen numeerisen nopeuden datasarjasta. Hengitysliike simuloitiin ottamalla näytteitä k-avaruuden viivoista sekunnin välein, mikä vastaa 4D Flow MRI -kuvantamistekniikkaa ilman k-avaruuden jakamista osiin sydämen sykkiessä 60/min.	1) Hengitysliikkeestä johtuvat häiriöt ilmenevät haamukuva- ja sumentumisartefakteina. 2) Navigaattorin käyttö, k-avaruuden uudelleenjärjestäminen, hengitystriggauus, painotettu triggauus, ROPE Artikkelissa esitellään neljä kuvaussekvenssiä, joita voidaan käyttää liikeartefaktien vähentämiseksi vaimentamalla hengityksestä johtuvaa liikettä: "Gating" erilaisilla ikkunoinneilla, kahden ikkunan painotettu "gating", ROPE-sekvenssi sekä "Gating" erilaisilla ikkunoinneilla yhdessä ROPE-sekvenssin kanssa. Sekvenssien vaikutuksesta k-avaruuden tieto kerätään eri tavoilla.?
4. Correction of out-of-FOV motion artifacts using convolutional neural network	Tutkimuksen tarkoituksena oli osoittaa konvoluutioneuroverkon käyttökelpoisuus out-of-FOV liikeartefaktin kompensoimisessa	Tutkimuksessa käytettiin avointa aineistoa, joka koostui 1113 WU-Minn Human	1) Out-of-FOV liikeartefakti johtuu kuvattavan liikahduksesta kuvauksen aikana. Liikahduksessa kuvattava kohde



<b>Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa</b>	<b>Tarkoitus</b>	<b>Menetelmät</b>	<b>Tutkimuskysymyksiin vastaavat tu- lokset:</b>
Chengyan Wang, Yucheng Liang, Yuan Wu, Siwei Zhao, Yiping P. Du 2020 Kiina	käyttämällä seurantakameroista ja navigaattoreista saatuja tai AF- menetelmällä kuvista luotuja liike- parametreja.	Connectome Projectin terveestä tutki- mushenkilöstä sekä neljän koehenkilön in vivo aivokuvat.  Tutkimusta varten luotiin mukailtu U- verkko, jonka tehtävänä oli korjata out- of-FOV-artefakteja liittämällä liikepara- metrit loss-funktioon. Liikkeen malliin perustuva datan tarkkuustermi liitettiin CNN:n ennusteen kanssa parantamaan edelleen liikkeen korjauksen suoritusky- kyä.  Konvoluutioneuroverkkoa koulutettiin 1113 MPRAGE kuvalla, joihin oli simu- loitu värähtelystä sekä yhtäkkisistä lii- kahduksista johtuvia liikeartefakteja. Näin luotua algoritmiä verrattiin gra- dientteihin perustuvaan autofokus algo- ritmiin 2D ja 3D kuvissa.  Liikkeen korjauksen suorituskykyä arvi- oitiin käyttämällä (normal mean square erroria) NMSE:a, (peak signal-to-noise ratiota) PSNR:a sekä ( structural simila- rity indexiä) SSIM:a	siirtyy pois kuvausalueelta, jolloin kuva- tieto jää saamatta.  2) Esitelty liikkeen korjauksen algoritmi vähentää merkittävästi out-of-FOV lii- keartefakteja, tuottaa paremman kuvan- laadun, alhaisemman NMSE:n, korke- amman SSIM:n verrattuna AF:n perus- tuvaan algoritmiin.  Käyttämällä aikaisempaa kuvatietoa saatiin korjattua tapauksia, joissa jopa 20 % datasta puuttui siten että kuvista tuli laadultaan hyväksyttäviä.
5. Efficacy of PROPELLER in re- ducing ocular motion artefacts	Tutkimuksen tarkoituksena oli ar- vioida PROPELLER-tekniikan teh- okkuutta silmien liikkeistä johtu-	Tutkittavina oli 46 potilasta, jotka osallis- tuivat silmien magneettikuvaukseen, jossa käytettiin silmän pinnan kelaa.	1) Silmien magneettikuvauksessa esiin- tyy tahattomia silmän liikkahduksista joh- tuvia artefakteja, jotka etenevät vaihe-

<b>Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa</b>	<b>Tarkoitus</b>	<b>Menetelmät</b>	<b>Tutkimuskysymyksiin vastaavat tu- lokset:</b>
<p>and improving image quality of orbital MRI at 3 T using an eye surface coil</p> <p>H. Jiang, S. Wang, J. Xian, Q. Chen, W. Wei.</p> <p>2019</p>	<p>vien liikeartefaktien vähentämisessä ja kuvanlaadun parantamisessa silmien magneettikuvauksessa, kun kuvauksessa käytetään silmien pinnalle asetettavaa kelaa.</p>	<p>21 potilaalle suoritettiin varjoainetta edeltävä aksiaalinen T2-painotettu PROPELLER-kuvauksella, sekä T1 FLAIR PROPELLER-kuvauksella.</p> <p>25 potilaalle tehtiin tavanomainen T2W sekä T1W-kuvauksella.</p> <p>Kaksi radiologia arvioi kuvia 5 kohdan Likertin asteikolla. Kuvista arvioitiin silmän liikeartefaktoja, anatomisten rakenteiden rajauksia, leesioden kuvautumista sekä kuvanlaatua. Anatomisten rakenteiden ja leesioden SNR-suhteita tutkittiin mittaamalla.</p>	<p>1) Millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy?</p> <p>2) Mitä keinoja magneettikuvauksessa voidaan käyttää liikeartefaktien minimoimiseksi?</p> <p>koodaus suunnassa vaaka-akselia pitkin. Artefakteja aiheutuu usein enemmän silmien anteriorisella puolella joltuen katseen suunnan pienistä muutoksista.</p> <p>2) Käyttämällä PROPELLER-tekniikkaa kuvissa oli vähemmän liikeartefakteja, kuvanlaatu oli parempi ja anatomisten rakenteiden sekä vaurioiden rajat olivat selkeämmät verrattuna ei PROPELLER-tekniikalla kuvattuihin kuviin.</p> <p>T2W PROPELLER-tekniikkaa käyttämällä silmän linssin, lasiaisen, kyynelrauhanen sekä leesioden SNR suhde oli korkeampi kuin tavanomaisissa T2E-kuvissa.</p> <p>T1 FLAIR PROPELLER-tekniikalla kuvissa oli alhaisempi SNR silmän linssin, lasiaisen, rectus medialiksen sekä rectus lateraliksen, temporalisin sekä näköhermon posteriorisella puolella kuin tavanomaisissa T1W-kuvissa.</p>
<p>6. Hyoscine butylbromide significantly decreases motion artefacts and allows better delineation of anatomic structures in mp-MRI of the prostate.</p>	<p>Tutkimuksen tarkoitus oli arvioida millainen vaikutus butyyliiskopolamiinilla on anatomisten yksityiskohtien sekä liikeartefaktien erot-</p>	<p>Tutkimukseen osallistui 103 vapaaehtoista miestä.</p> <p>Potilaille suoritettiin korkean paikkaresoluution aksiaalinen T2-painotettu TSE</p>	<p>1) Peräsuolen peristalttinen liikehdintä voi aiheuttaa eturauhaseen liikeartefakteja. Suolen liikkeestä aiheutuvia liikear-</p>

<b>Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa</b>	<b>Tarkoitus</b>	<b>Menetelmät</b>	<b>Tutkimuskysymyksiin vastaavat tu- lokset:</b>
<p>T. Ullrich, M Quentin, A. K. Schmaltz, C. Arsov, C. Rubbert, D. Blondin, R. Rabenalt, P. Albers, G. Antoch, L. Schimmöller. 2018</p>	<p>tumiseen eturauhasen monimuuttujaisessa magneettikuvauksessa.</p>	<p>sekvenssi 3.0 teslan magneettikuvauslaitteella ilman suolistoa lamaavaa ainetta, jonka jälkeen he saivat 40 mg butyylliskopolamiinia ja heidät kuvattiin rutiinisti mp-magneettikuvauksella.</p> <p>Kuvien laatua arvioi kaksi radiologia 5 kohdan Likertin asteikolla.</p>	<p>1) Millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy? 2) Mitä keinoja magneettikuvauksessa voidaan käyttää liikeartefaktien minimoimiseksi?</p> <p>tefakteja voivat aiheuttaa eri tekijät, kuten ulosteen tai kaasun määrä, ruokavalio ja henkilön yksilöllinen anatomia.</p> <p>2) Butyylliskopolamiini parantaa kuvanlaatua ja vähentää liikeartefaktien määrää merkittävästi eturauhasen monimuuttujaisessa kuvauksessa.</p> <p>Suoliston peristaltista liikettä lamaavan butyylliskopolamiinin antamisen jälkeen eturauhasen kapselin, elimen rajojen ja kasvaimen rajauksen näkyvyys parantui. Näiden lisäksi perifeerisen ja transitionaalisen vyöhykkeiden välisen rajan näkyvyys parantui.</p> <p>Vakavat artefaktit vähenivät yli 20 % tapuksista.</p>
<p>7. Inflow artifact reduction using an adaptive flip-angle navigator restore pulse for late gadolinium enhancement of the left atrium. Markus Henningsson, Carl-Johan Carlhäll. 2020 Ruotsi</p>	<p>Arvioida uutta sisäänvirtausartefaktin vähentämisen menetelmää, jossa käytetään adaptiivista flip-angle palautuspulssia.</p>	<p>22 sydänsairautta sairastavaa potilasta. 3D LGE<sub>A</sub>:n arvoa verrattiin 3D LGE<sub>180</sub>:n arvoon tarkasteltaessa keuhkolaskimon veren signaalia käyttäen vertailukohtana laskevan aortan veren signaalia. Tarkoituksena oli määritellä liikeartefaktien vaikeutta neliarvoisella asteikolla.</p>	<p>1) Hengityksen aiheuttama liikeartefaktit haamukuvat ja sumentuminen 2) Adaptiivisen flip anglen käyttö vähentää 3D LGE sisäänvirtauksen artefakteja vaikuttamatta kuvanlaatuun tai kuvausaikaan.</p>

<b>Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa</b>	<b>Tarkoitus</b>	<b>Menetelmät</b>	<b>Tutkimuskysymyksiin vastaavat tu- lokset:</b>
<p>8. Navigator-based reacquisition and estimation of motion-corrupted data: Application to multi-echo spin echo for carotid wall MRI</p> <p>Robert Frost, Luca Biasioli, Lingqing Li, Katherine Hurst, Mohammad Alkhalil, Robin P. Choudhury, Matthew D. Robson, Aaron T. Hess, Peter Jezzard.</p> <p>2020</p> <p>Iso-Britannia</p>	<p>Arvioida voidaanko monileikkeissä multi-echo spin echo kaulan alueen magneettikuvauksissa pienistä liikkeistä, kuten nielemisestä, johtuvia liikeartefakteja korjata hankkimalla vioittuneet keskeisen k-avaruuden tiedot uudelleen ja arvioimalla loput rinnakkaisen kuvantamisen avulla.</p>	<p>MoCo strategian tehokkuutta vertailtiin 9 terveeseen vapaaehtoisen sekä 12 päänvaltimon ateroskleroottista potilaan tutkimuksissa. Verrokkiryhmä asetti standardin tutkimuksen tuloksille, kun potilasryhmällä taas vertailtiin menetelmän tehokkuutta.</p>	<p>1) Millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy?</p> <p>2) Mitä keinoja magneettikuvauksessa voidaan käyttää liikeartefaktien minimoimiseksi?</p> <p>1) K-avaruuden vääristyminen ja kuvadatan epä johdonmukaisuus. Ilmentyi haamukuvat, signaalin katoamisena tai sumentuminen</p> <p>2) Liikevioittuneet echo-linjat voidaan tunnistaa navigator-echon avulla.</p> <p>Yhdistetty uudelleen haku sekä rinnakkais kuvauksen arvio vähensi liikeartefaktien määrää monileike MESE-kuvauksessa, kun liike on ollut hetkellinen ja sijoittuu lähelle k-avaruuden keski kohtaa.</p>

<b>Tutkimuksen nimi, tekijä(t), vuosi, maa</b>	<b>Tarkoitus</b>	<b>Menetelmät</b>	<b>Tutkimuskysymyksiin vastaavat tu- lokset:</b>
<p>9. Reduction in respiratory motion artefacts on gadoxetate-enhanced MRI after training technicians to apply a simple and more patient-adapted breathing command.</p> <p>Andreas Gutzeit, Simon Matoori, Johannes M. Froehlich, Constantin von Weymarn, Carolin Reischauer, Orpheus Kolokythas, Matthias Goyen, Klaus Hergan, Matthias Meissnitzer, Rosemarie Forstner, Jan D. Soyka, Aleksis Doert, Dow-Mu Koh.</p> <p>2016</p> <p>Sveitsi</p>	<p>Vertailla hengityksestä aiheutuvien liikeartefaktien minimoinnin vaikutuksia maksan varjoaineteosteisessa kuvauksessa perinteisen ja muunnellun hengitysohjeen välillä.</p>	<p>60 potilaalle tehtiin maksan varjoaineteosteinen magneettikuvaus. Puolet potilaista kuvattiin käyttämällä perinteistä hengitysohjetta ja puolet muunnellun hengitysohjeen avulla. 8 potilasta kävi kummassakin kuvauksessa. Kuvia verrattiin toisiinsa ja kolme kuvanlukijaa analysoi kuvien laatua asteikolla 1-5 (1=paras, 5=epädiagnostinen).</p>	<p>1) Millaisia liikeartefakteja magneettikuvauksessa esiintyy?</p> <p>2) Mitä keinoja magneettikuvauksessa voidaan käyttää liikeartefaktien minimoimiseksi?</p> <p>1) Hengitysartefakti.</p> <p>2) Perinteisen hengitysohjeen mukaan potilas hengittää vapaasti ennen ja jälkeen varjoaineruiskutuksen, kunnes häntä ohjeistetaan hengittämään sisään ja ulos ja pidättämään hengitystään. Muunnellun hengitysohjeen mukaan potilas hengittää sisään ja ulos neljästi peräkkäin varjoaineruiskutuksen ja boluksen seurannan aikana, ja pidättää hengitystään valtimovaiheessa.</p>