

TEKNILLINEN KORKEAKOULU  
Teknillisen fysiikan ja matematiikan osasto  
Lääketieteellisen tekniikan laboratorio

Piia Häkkinen

**Magneettivuon tiheyden  
mittausmenetelmän kehittäminen  
kolmen teslan  
magneettikuvauslaitteeseen**

Diplomi-insinöörin tutkintoa varten tarkastettavaksi jätetty diplomityö

Otaniemi, 11. tammikuuta 2004

Työn valvoja:           Professori Toivo Katila  
Työn ohjaaja:         TkT Raimo Joensuu

Silloin virsikäs Vipunen, tuo vanha varaväkevä,  
jonk' oli suussa suuri tieto, mahti ponnetoin povessa,  
aukaisi sanaisen arkun, virsilippahan levitti  
lauloaksensa hyviä, parahia pannaksensa,  
noita syntyjä syviä, ajan alkuluottehia.

-Kalevala, 17. runo

# Alkusanat

Tämä diplomityö tehtiin Teknillisen korkeakoulun Advanced Magnetic Imaging -keskuksessa (AMI). Tavoitteena oli luoda helppokäyttöinen rutiinityökalu toiminnallista magneettikuvausta tekevien tutkimusryhmien käyttöön kuvien laadun parantamiseksi.

Työn käytännön osuus on tehty käyttäen General Electricin (GE) Environment for Pulse Programming in C -simulointiympäristöä (EPIC) ja AMI-keskuksen kolmen teslan Signa-magneettikuvauslaitetta. Kirjallinen osuus on tehty Linux-ympäristössä L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X-julkaisuohjelmistoa ja sen lisäpaketteja käyttäen. Kaikki piirroksot pään anatomiaa käsitteleviä kuvia lukuunottamatta on piirretty itse Xfig-piirto-ohjelmalla, ja kuvat, joissa ei toisin mainita, on kuvattu AMI-keskuksen magneettikuvauslaitteella, ja muunneltu png-muotoon Mricro-ohjelmaa käyttäen. Kenttäkarttakuvien käsittelyssä on lisäksi käytetty Matlabia ja Oxfordissa tehtyä Fugue-ohjelmapakettia sekä ImageMagicK -pakettiin kuuluvaa Convert-kuvankäsittelyohjelmaa.

Haluan kiittää diplomityöni valvojaa pääaineeni professoria Toivo Katilaa kiinnostavan opiskeluympäristön luomisesta ja diplomityötäni koskevista ohjeista. Työni ohjaaja TkT Raimo Joensuu ansaitsee erityiskiitokset, sillä hänen ohjauksessaan olen oppinut kaiken, mitä tiedän magneettikuvauksesta, ja hänen rakentavat kommenttinsa ovat auttaneet diplomityötä löytämään lopullisen muotonsa. Kiitän myös professori Raimo Sepposta diplomityötäni koskevista kommentteista ja työtovereitani AMI-keskuksessa hyvästä työilmapiiristä ja avusta diplomityön eri vaiheissa. Kiitokset ansaitsee myös äitini Mirja Häkkinen, jota ilman en tässä olisi, ja poikaystäväni Tuomas Vanhainen, joka uutusterasti on jaksanut hoitaa velvollisuutensa ja vielä pitää huolen siitä, että kotona on riittänyt herkkuja työpäivieni venyessäkin.

# Sisältö

<b>Alkusanat</b>	<b>iii</b>
<b>Merkintöjen selitys</b>	<b>x</b>
<b>1 Johdanto</b>	<b>1</b>
<b>2 Magneettikuvauksen teoria</b>	<b>2</b>
2.1 Magneettiresonanssi . . . . .	2
2.2 Virittäminen ja relaksaatio . . . . .	4
2.2.1 Relaksaation aikavakiot $T_1$ ja $T_2$ . . . . .	4
2.2.2 Blochin yhtälöt . . . . .	5
2.2.3 Poikittainen relaksaatio epähomogeenisessa kentässä . . . . .	6
2.2.4 Signaalista kuvaksi . . . . .	7
2.3 Happipitoisuus ja relaksaatioaika . . . . .	9
2.4 BOLD-signaali . . . . .	10
2.5 Spinkaikukuvaus . . . . .	11
2.5.1 Pulssikaavio . . . . .	11
2.5.2 Kaiun syntymekanismi . . . . .	12
2.5.3 Kaiut ja relaksaatio . . . . .	13
2.6 Gradienttikaikukuvaus . . . . .	14
2.7 EPI-kuvaus . . . . .	16
2.7.1 Pulssikaavio . . . . .	16
2.7.2 $k$ -avaruuden kattaminen . . . . .	16
2.7.3 EPI:n ominaisuuksia . . . . .	18

2.8	Geometriset vääristymät . . . . .	23
2.8.1	Yleistä . . . . .	23
2.8.2	Suskeptiivisuuserojen vaikutus . . . . .	23
2.8.3	Kuvapisteen siirtymä . . . . .	26
2.8.4	Pään rakenteen vaikutus . . . . .	30
<b>3</b>	<b>Magneettivuon tiheyden mittaus</b>	<b>35</b>
3.1	Epäsymmetrinen spinkaiku . . . . .	35
3.1.1	Kemiallisen siirtymän vaikutus . . . . .	37
3.2	Gradienttikaiku . . . . .	39
3.3	Vaiheen korjaaminen . . . . .	40
<b>4</b>	<b>Kenttäkarttasekvenssin toteuttaminen</b>	<b>42</b>
4.1	EPIC-ohjelmointikieli . . . . .	42
4.1.1	Ohjausmuuttujat . . . . .	43
4.1.2	Pulssimakrot . . . . .	44
4.1.3	Tiedostojen liittäminen . . . . .	45
4.2	Magneettikuvaussekvenssin rakenne . . . . .	46
4.3	Ohjelmointiympäristö . . . . .	49
4.3.1	Simulaattorin osat . . . . .	49
4.4	Spinkaikusekvenssin muokkaaminen . . . . .	53
4.4.1	Inversiopulssin siirtäminen . . . . .	53
4.4.2	Matriisikoon muuttaminen . . . . .	54
4.4.3	Kuvatyyppin muuttaminen . . . . .	55
4.5	Gradienttikaikusekvenssin muokkaaminen . . . . .	56
4.5.1	Matriisikoon muuttaminen . . . . .	56
4.5.2	Kuvatyyppin muuttaminen . . . . .	57
<b>5</b>	<b>Kenttäkartan käyttäminen</b>	<b>58</b>
5.1	Kuvauksen vaiheet . . . . .	58
5.2	Spinkaiku- ja gradienttikaikusekvenssin vertailu . . . . .	59
5.3	Optimaaliset asetukset . . . . .	62
5.4	Esimerkkejä kuvien korjauksesta . . . . .	64

<b>6 Pohdintaa</b>	<b>70</b>
<b>Kirjallisuutta</b>	<b>71</b>

# Kuvat

2.1	Ulkoissa magneettikentässä näkyvät energiatilat. . . . .	3
2.2	Vaihekoherenssin katoaminen eli poikittainen relaksaatio. . . .	5
2.3	Spinkaikusekvenssin pulssikaavio. . . . .	12
2.4	Spinien vaihe-erot eri ajanhetkillä. . . . .	13
2.5	180° pulssien sarjasta seuraavia spinkaikuja. . . . .	14
2.6	Gradienttikaikusekvenssin pulssikaavio. . . . .	15
2.7	Gradienttikaikua käyttävän EPI-sekvenssin pulssikaavio. . . .	17
2.8	$k$ -avaruuden kattaminen rivi riviltä. . . . .	18
2.9	Alkuosa EPI-sekvenssin luku- ja vaihekoodausgradien-teista. . .	19
2.10	Esimerkki laskostumisilmiöstä. . . . .	20
2.11	Kenttävääristymän riippuvuus kappaleen muodosta. . . . .	25
2.12	Esimerkki vääristymästä EPI-kuvassa. . . . .	26
2.13	Vääristymien riippuvuus vaihekoodaussuunnasta. . . . .	31
2.14	Yläleukaluun poikkileikkaus. . . . .	32
2.15	Ohimoluu sivusta katsottuna. . . . .	32
2.16	Kitaluu takaa katsottuna. . . . .	33
2.17	Seulaluu takaa katsottuna. . . . .	33
2.18	Kallonpohjan rakenne sisäpuolelta. . . . .	34
3.1	Inversiopulssin siirtäminen. . . . .	36
3.2	Esimerkki vaihekartasta. . . . .	37
3.3	Kemiallisen siirtymän aiheuttama signaalin huojunta. . . . .	38
3.4	Esimerkki korjatusta vaihekuvasta. . . . .	41
4.1	WTools-simulointiympäristön käyttöliittymä. . . . .	50
4.2	Host-puolta simuloivan Evaltoolin käyttöliittymä. . . . .	51

4.3	IPG-puolta simuloivan IPGSimin käyttöliittymä. . . . .	52
5.1	Spinkaiku- ja gradienttikaikuvaihekuvien vertailu. . . . .	61
5.2	Spinkaiku- ja gradienttikaikuvaihekuvat korjauksen jälkeen. . .	65
5.3	EPI-kuva ennen korjausta. . . . .	66
5.4	Kaksi korjattua versiota edellisestä EPI-kuvasta. . . . .	66
5.5	Signaalin katoaminen EPI-kuvassa. . . . .	67
5.6	Kaksi korjattua versiota kuvasta 5.5(a). . . . .	67
5.7	Esimerkki signaalin häviämisestä EPI-kuvassa. . . . .	68
5.8	Kaksi korjattua versiota kuvasta 5.7(a). . . . .	68
5.9	Esimerkki vääristymästä EPI-kuvassa. . . . .	69
5.10	Kaksi korjattua versiota kuvasta 5.9(a). . . . .	69

# Taulukot

2.1	Kenttävääritymä pallon ja sylinterin tapauksessa. . . . .	24
4.1	rhcctrl-muuttujan arvoja vastaavat kuvatyypit. . . . .	55
5.1	Kenttäkartan kuvausasetukset. . . . .	60
5.2	Toistoajan vaikutus kuvausaikaan ja signaalikohinasuhteeseen. . . . .	63

# Merkintöjen selitys

$\arctan$	Arcustangentti, tangentin käänteisfunktio
$\arg$	Kompleksiluvun vaihekulma
$\chi$	Suskeptiivisuus
$\Delta\varphi(x, y, z)$	Kentän epähomogeenisuuden aiheuttama vaihemuutos
$\Delta\varphi_x$	Vaihemuutos lukugradientin suunnassa
$\Delta\varphi_y$	Vaihemuutos vaihekoodausgradientin suunnassa
$\Delta\varphi_z$	Vaihemuutos leikkeenvalintagradientin suunnassa
$\delta_{fw}$	Vesi- ja rasvasignaalin suhteellinen taajuusero (tyypillinen arvo ihmiskehon rasvalle $3,35 \cdot 10^{-6}$ )
$\Delta B$	Magneettikentän epähomogeenisuutta kuvaava termi
$\Delta B_0^{max}$	Magneettikentän maksimimuutos suskeptiivisuuseron seurauksena
$\Delta E$	Energiaero atomiytimen kahden energiatilan välillä
$\Delta k$	Kerättävien datapisteiden väli $k$ -avaruudessa
$\Delta k_i$	Kerättävien datapisteiden väli joko $k_x$ - tai $k_y$ -suunnassa
$\Delta t$	Kahden datapisteen keruun välinen aika
$\Delta TE$	Kaikuajojen ero kahden vaihekuvan välillä

$\Delta x$	Kuvapisteen leveys
$\epsilon$	180° pulssin siirtymä epäsymmetrisessä spinkaikusekvenssissä
$\gamma$	Gyromagneettinen suhde (Veden $^1\text{H}$ :lle $26,8 \cdot 10^7 \text{ (sT)}^{-1}$ )
$\hat{\rho}$	Kuva kohteen spintitiheydestä reaaliosassa
$\hbar$	Planckin vakio jaettuna $2\pi$ :llä
im	Kompleksiluvun imaginaariosa
$\mu_0$	Tyhjiön permeabiliteetti ( $4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H/m}$ )
$\mu$	Suhteellinen permeabiliteetti
$\omega$	Tilavuusalkion signaalin kulmataajuus
$\vec{B}$	Magneettivuon tiheys -vektori
$\pi$	Pii
re	Kompleksiluvun reaaliiosa
$\rho$	Kuvauskohteen spintitiheys painotettuna relaksaatioaikojen vaikutuksella
$\tau_x$	Kahden $k$ -avaruuspisteen välinen aika $x$ -suunnassa
$\tau_z$	$z$ -suuntaisen paikkakoodausgradientin päälläoloaika
$\tau$	$k$ -avaruuden rivinvaihtoon kuluva aika
$\varphi(x, y)$	Kompleksisen spintitiheyden vaihekulma kussakin pisteessä
$\varphi_0$	Vaihesiirtymä mitatussa signaalissa
$\varphi_f$	Rasvasta tulevan signaalin vaihe
$\varphi_w$	Vedestä tulevan signaalin vaihe
$\varphi$	Tilavuusalkion signaalin vaihe

$\vartheta$	Korjattu vaihe
$A$	Kuvattavan kohteen koko
$a$	Kenttävääristymän aiheuttavan kappaleen säde
$A_x$	Kuvattavan kohteen leveys taajuussuunnassa
$B_0$	Vakiomagneettikentän magneettivuon tiheys
$e$	Eksponenttifunktio
$f_x$	Näytteenottotaajuus $x$ -suunnassa
$G_x$	$x$ -suuntainen paikkakoodausgradientti, lukugradientti
$G_y$	$y$ -suuntainen paikkakoodausgradientti, vaihegradientti
$G_z$	$z$ -suuntainen paikkakoodausgradientti
$H$	Magneettikentän voimakkuus
$h$	Planckin vakio $6,626 \cdot 10^{-34}$ Js = $4,135 \cdot 10^{-15}$ eVs
$I$	Atomiytimen spin
$i$	Alaindeksi, joka viittaa $x$ :ään tai $y$ :hyn, Imaginaariyksikkö
$J$	Jacobi'n determinantti
$k_B$	Boltzmannin vakio $1,381 \cdot 10^{-23}$ J/K
$k_x, k_y, k_z$	$k$ -avaruuden koordinaatit
$k_x, -k_x$	Tarkasteltavan $k$ -avaruusalueen rajat $x$ -suunnassa
$k_y, -k_y$	Tarkasteltavan $k$ -avaruusalueen rajat $y$ -suunnassa
$k_z, -k_z$	Tarkasteltavan $k$ -avaruusalueen rajat $z$ -suunnassa
$L$	Kuva-ala
$L_x$	Kuva-ala taajuussuunnassa

$M_0$	Magnetisaatio tasapainotilassa
$m_I$	Atomytimen magneettinen kvanttiluku
$M_z$	Magnetisaation $z$ -komponentti
$M_{x,y}$	Magnetisaation $(x, y)$ -tasossa oleva komponentti
$n$	Atomytimen energiatilojen lukumäärä, Vaihekorjausta kuvaava kokonaisluku
$N_+$	Alemmassa energiatilassa olevien spinien lukumäärä
$N_-$	Ylemmässä energiatilassa olevien spinien lukumäärä
$N_x$	Kuvan matriisikoko taajuusgradientin suunnassa
$N_y$	Kuvan matriisikoko vaihegradientin suunnassa
$N_y^{max}$	Suurin mahdollinen matriisikoko vaihesuunnassa
$P(+1/2)$	Protonin todennäköisyys olla alemmassa energiatilassa
$P(-1/2)$	Protonin todennäköisyys olla ylemmässä energiatilassa
$R$	Epähomogeenisuutta kuvaava muuttuja
$T$	Absoluuttinen lämpötila, Yhden $k$ -avaruuden rivin läpikäymiseen kuluva aika
$t$	Aika
$t'$	Aika lukugradientin keskeltä mitattuna
$T_1$	Pitkittäinen relaksaatioaika
$T_2$	Poikittainen relaksaatioaika
$T_2^*$	Poikittainen relaksaatioaika epäideaalisessa magneettikentässä
$V$	Kuvattava tilavuus

$w$	Protonin todennäköisyys siirtyä tilalta toiselle
$x_d, y_d, z_d$	Kentän vääristymää kuvaava koordinaatistomuunnos $x$ -koordinaatille anatomisen sekvenssin tapauksessa
$x_e, y_e, z_e$	Kentän vääristymää kuvaava koordinaatistomuunnos EPI-sekvenssin tapauksessa
$y_{min}$	Paras mahdollinen resoluutio vaihesuunnassa
$z$	Tilavuusalkion paikkakoordinaatti
$z'$	Kuvaleikkeen sijainti $z$ -akselilla
BOLD	Veren happipitoisuudesta riippuva vastaavuus
CV	Ohjausmuuttuja
EEG	Elektroenkefalografia, aivosähkökäyrän mittaus
EPI	Echo Planar Imaging
EPIC	Kuvassekvenssien ohjelmointiympäristö C-kielellä
FID	Viritystilän purkautuminen vapaalla induktiolla
fMRI	Toiminnallinen magneettikuvaus
FOV	Kuva-ala
FSE	Nopea spinkaikusekvenssi
MEG	Magnetoenkefalografia, aivotoiminnan synnyttämien magneettikenttien mittaus
NMR	Ydinmagneettiresonanssi
RF	Radiotaajuinen
TE	Virityksestä kaikuun kuluva aika
TR	Pulssisarjan toisto-aika

# Luku 1

## Johdanto

Toiminnallisen magneettikuvauksen (fMRI) keinoin voidaan tutkia aivojen toimintaa niiden reagoidessa erilaisiin aistiärsyksiin. Mittausmenetelmä perustuu hermosolujen aktivoituessa tapahtuviin paikallisiin veren virtauksen muutoksiin, mikä antaa epäsuoraa tietoa tarkasteltavan aivoalueen toiminnasta. Toiminnallisen magneettikuvauksen etuna sähköistä aktiivisuutta mittaaviin menetelmiin elektroenkefalografiaan (EEG) ja magnetoenkefalografiaan (MEG) on yksiselitteisemmän paikkainformaation saaminen, koska käänteisongelman ratkaiseminen on yksinkertaisempaa. Lisäksi fMRI sopii aktivaation mittaamiseen sekä aivojen pinnalla että syvällä aivoissa, ja magneettikuvauslaite soveltuu hyvin myös rakennekuvien ottamiseen.

Toiminnallisessa magneettikuvauksessa tyypillisesti käytettävä Echo Planar Imaging -tekniikka (EPI) tuottaa vääristyneitä kuvia, jos magneettivuon tiheys kuvauskohteessa on epähomogeeninen. Epähomogeenisuutta aiheuttavat esimerkiksi kohteen susceptiivisuuserot, minkä vuoksi toiminnalliset magneettikuvat ovat usein ainakin jonkin verran vääristyneitä. Vääristymät pahe-nevat magneettikuvauslaitteen kentänvoimakkuuden kasvaessa. Tässä työssä käsitellään tekniikkaa, jolla magneettivuon tiheys kuvauskohteessa voidaan mitata, ja käyttää saatua kenttäkarttaa toiminnallisen kuvien korjaamiseen jälkikäteen. Kaksi erilaista magneettivuon tiheyden mittaamiseen soveltuvaa kuvaussekvenssiä toteutetaan kolmen teslan magneettikuvauslaitteelle, ja ko-keillaan niiden tuottamien kenttäkarttojen soveltuvuutta kuvien korjaukseen.

# Luku 2

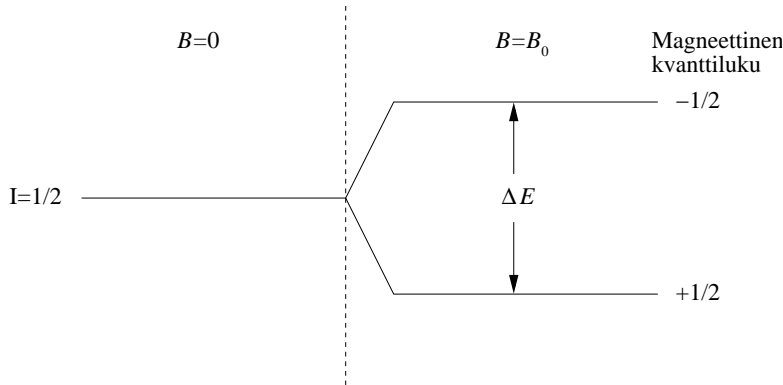
## Magneettikuvauksen teoria

### 2.1 Magneettiresonanssi

Atomytimet, joilla on nollasta poikkeava spinkvanttiluku, saavat ulkoisessa magneettikentässä energiatiloja, jotka on mahdollista virittää. Tähän ydinmagneettiresonanssiksi (NMR) kutsuttuun ilmiöön perustuu kaikki magneettikuvaus. Energiatilojen määrä  $n$  riippuu ytimen spinistä  $I$  kaavan  $n = 2I + 1$  mukaisesti. Kuvauskohtena yleisimmin käytetyn vety-ytimen  $^1\text{H}$  spin on  $1/2$ , minkä seurauksena sillä on ulkoisen magneettikentän vaikuttaessa kaksi mahdollista energiatilaa, jotka vastaavat magneettisen kvanttiluvun arvoja  $m_I = \pm 1/2$ . Energiatilakaavio näkyy kuvassa 2.1. Alemmassa energiatilassa spin on asettunut ulkoisen magneettikentän suuntaisesti ja ylemmässä vastakkaisuuntaisesti. Energiaero  $\Delta E$  tilojen välillä on suoraan verrannollinen ulkoisen magneettikentän voimakkuuteen  $B_0$ :

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0, \quad (2.1)$$

missä  $\hbar$  on Planckin vakio  $h$  jaettuna  $2\pi$ :llä,  $\gamma$  on gyromagneettinen suhde, joka vety-ytimelle  $\text{H}^1$  on  $26,8 \cdot 10^7 \text{ (sT)}^{-1}$ , ja  $B_0$  on ulkoisen magneettikentän voimakkuus. Kolmen teslan magneettikentässä energiaero on  $8,479 \cdot 10^{-26} \text{ Js}$ . Energiaeroa vastaava taajuus  $\nu$  voidaan laskea kaavasta  $E = h\nu$ . Tulokseksi saadaan radiotaajuusalueella oleva 128 MHz, vedyn Larmor-taajuus.



Kuva 2.1: Kun ytimen spin  $I$  on  $1/2$ , sillä on ulkoisessa magneettikentässä kaksi mahdollista energiatilaa vastaten magneettisia kvanttilukuja  $m_I = \pm 1/2$ .

Spinien jakauma suuremman ja pienemmän energiatilan välillä riippuu energiatilojen erotuksesta  $\Delta E$  ja lämpötilasta  $T$  Maxwell-Boltzmannin jakauman mukaisesti. Todennäköisyys  $P(-1/2)$  löytää spin ylemmältä energiatilalta  $m_I = -1/2$  suhteessa todennäköisyyteen  $P(+1/2)$  löytää spin alemmalla energiatilalta  $m_I = +1/2$  saadaan kaavasta [20]

$$\frac{P(-1/2)}{P(+1/2)} = e^{-\Delta E/kT} = e^{-\gamma \hbar B_0/k_B T}, \quad (2.2)$$

missä  $k_B$  on Boltzmannin vakio  $1,381 \cdot 10^{-23}$  J/K.

Nollalämpötilassa kaikki spinit olisivat asettuneet alempaan energiatilaan, klassisesti ajateltuna niiden magnetisaatiovektorit olisivat silloin asettuneet ulkoisen kentän suuntaisesti. Huoneenlämpötilassa ytimen energiatilojen ero käytössä olevilla magneettikentän voimakkuuksilla on huomattavasti pienempi kuin ytimien terminen energia, minkä seurauksena saa spinit jakautuvat melkein tasan kahden energiatilan välille. Vain pieni ylimäärä asettuu ulkoisen kentän suuntaiseksi. Magneettikentän voimakkuuden ollessa kolme teslaa ja lämpötilan ollessa sama kuin ruumiinlämpö, kentän suuntaisten spinien ylimäärä on noin 20 spiniä miljoonasta. Koska vety-ytimiä on jo yhdeksässä grammassa vettä Avogadron lukua vastaava määrä ( $6,0 \cdot 10^{23}$ ), ylimäärä on tarpeeksi niiden nettomagnetisaation mittaamiseen [33].

## 2.2 Virittäminen ja relaksaatio

Jotta protonin tila voi muuttua toiseksi, tarvitaan vuorovaikutusta joko hilan tai ulkoisen kentän kanssa. Jos hilavuorovaikutus jätetään huomiotta, voidaan staattista magneettikenttää pienemmän radiotaajuisen Larmorin taajuudella värähtelevän magneettikentän vaikutusta spinien tiloihin tarkastella statistisen fysiikan häiriöteorian keinoin. Tällöin voidaan todeta, että todennäköisyys  $w$  protonille vaihtaa tilaansa  $m_I = +1/2$ :sta  $m_I = -1/2$ :een on sama kuin todennäköisyys tilan vaihtamiselle vastakkaiseen suuntaan. Koska staattisen magneettikentän vaikutuksesta kentän suuntaisten eli alemmassa energiatilassa tilassa  $m_I = +1/2$  olevien spinien määrä  $N_+$  on hieman suurempi kuin ylemmässä energiatilassa olevien spinien määrä  $N_-$ , ulkoisen radiotaajuisen kentän vaikuttaessa nettosiirtymä tapahtuu ylemmän energiatilan suuntaan. Kaavana tämä voidaan ilmaista kirjoittamalla [8]

$$\frac{dN_+}{dt} = (N_- - N_+)w. \quad (2.3)$$

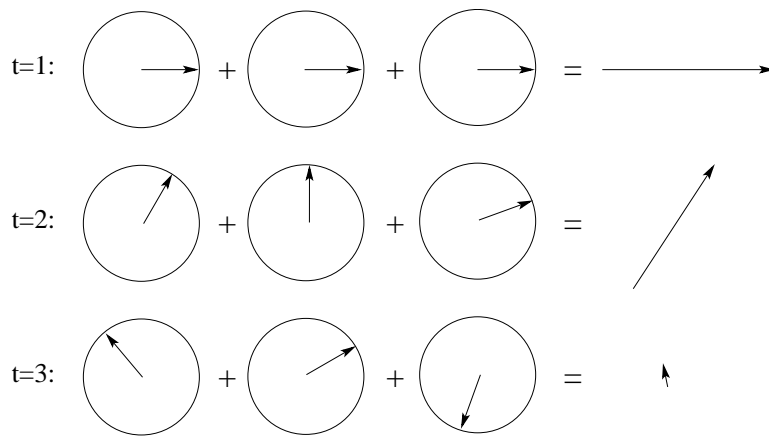
Kun muuttuva magneettikenttä kytketään pois päältä, tilojen jakauma palaa termiseen tasapainotilaan.

Nettomagnetisaation muutos kohteen palatessa termiseen tasapainotilaan voidaan mitata, sillä se indusoi jännitteen vastaanottokelaan. Tämä viritystilän purkautuminen vapaalla induktiolla (FID, free induction decay) on magneettikuvaussignaali yksinkertaisimmillaan. Käytännössä spinien tilaan vaikutetaan virittämisen jälkeen erilaisten magneettikenttägradienttien avulla, joilla saadaan aikaan signaalia vahvistavia kaikuja, ja tehdään signaalin paikakoodaus. Näitä kuvataan tarkemmin jäljempänä erityyppisten kuvaussekvenssien esittelyn yhteydessä.

### 2.2.1 Relaksaation aikavakiot $T_1$ ja $T_2$

Relaksaatioprosessista voidaan erottaa toisistaan kaksi eri aikavakiota. Pitkittäinen relaksaatioaika  $T_1$  kuvaa sitä, kuinka nopeasti magnetisaatiovektori palautuu ennalleen vakiomagneettikentän suuntaiseksi poikkeutuksen jälkeen. Poikittainen relaksaatioaika  $T_2$  kuvaa spinien vaihekoherenssin häviä-

misnopeutta. Heti virityksen jälkeen spinit presessoivat samassa vaiheessa, mutta niiden ympäristön muutokset magneettikentässä molekyyllitasolla sekoittavat vaiheet vähitellen eri suuriksi. Kuvasta 2.2 nähdään, että poikittainen nettomagnetisaatio on suurimmillaan, kun kaikki spinit ovat samassa vaiheessa heti virityspulssin jälkeen. Ajan kuluessa signaali vaimenee, koska eritahtisten vaihevektorien summa lähestyy nollaa. Poikittainen relaksaatio-aika  $T_2$  on aina lyhyempi kuin  $T_1$ .



Kuva 2.2: Vaihekoherenssin katoaminen eli poikittainen relaksaatio. Aluksi eri ytimien magnetisaatiovektorit presessoivat samassa vaiheessa, mutta ajan kuluessa vaihe-erot kasvavat, kunnes nettomagnetisaatio häviää.

## 2.2.2 Blochin yhtälöt

Matemaattisesti pitkittäistä ja poikittaista relaksaatiota voidaan kuvata Blochin yhtälöillä [13]. Jos vakiomagneettikentän suunta määritellään  $z$ -akselin suunnaksi, magnetisaation  $z$ -komponentin muutosta tutkittavassa kohteessa kuvaa differentiaaliyhtälö

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{M_z - M_0}{T_1}, \quad (2.4)$$

missä  $M_0$  on magnetisaatio tasapainotilassa ja  $t$  on aika. Jos magnetisaatio alussa oletetaan nolaksi, yhtälön ratkaisu on

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}). \quad (2.5)$$

Poikittaisen relaksaation Blochin yhtälö on

$$\frac{dM_{x,y}}{dt} = -\frac{M_{x,y}}{T_2}, \quad (2.6)$$

missä  $M_{x,y}$  on magnetisaatio  $(x, y)$ -tasossa. Sen ratkaisu on

$$M_{x,y}(t) = M_{x,y}(0)(e^{-t/T_2}). \quad (2.7)$$

### 2.2.3 Poikittainen relaksaatio epähomogeenisessa kentässä

Käytännössä spinien kokema magneettikenttä muuttuu muidenkin tekijöiden kuin molekyyliason liikkeen vaikutuksesta. Magneettivuon tiheys aineen sisällä muuttuu aineen susceptiivisuuden mukaan seuraavan kaavan mukaisesti [3, 8, 31]

$$B = \mu H = \mu_0(1 + \chi)H, \quad (2.8)$$

missä  $B$  on magneettivuon tiheys aineen sisällä,  $\mu$  suhteellinen permeabiliteetti,  $\mu_0$  tyhjiön permeabiliteetti,  $\chi$  aineen susceptiivisuus ja  $H$  magneettikentän voimakkuus. Susceptiivisuusermi kuvaa aineen magnetoitumaa ulkoisen kentän vaikutuksesta.

Suuret susceptiivisuuserot kuvauskohteessa eri alueiden välillä saavat aikaan voimakkaan muutoksen magneettikentässä alueiden rajapinnalla. Tällaisissa kohdissa vaihekoherenssi katoaa nopeammin kuin muualla. Kun molekyyliason ilmiöiden lisäksi otetaan huomioon magneettikentän epähomogeenisuus, poikittainen relaksaatiovakio  $T_2$  korvataan  $T_2^*$ :llä. Kaavana tämä

voidaan ilmaista kirjoittamalla [8, 17]

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + R. \quad (2.9)$$

Termillä  $R$  kuvataan magneettikentän epähomogeenisuutta kussakin pisteessä.

Relaksaatiovakiot  $T_2$  ja  $T_2^*$  voidaan erottaa toisistaan käyttämällä kuvaussekvenssiä, joka tahdistaa spinin uudelleen pian virityksen jälkeen. Tällaista sekvenssiä kutsutaan spinkaikusekvenssiksi (spin echo). Sen avulla  $T_2$  voidaan saada selville epäideaalisessakin tapauksessa, sillä tahdistus ei vaikuta molekyyli-tason ilmiöihin, joiden voidaan ajatella olevan jatkuvasti muuttuvaa taustakohinaa. [8] Käytännössä magneettikenttä ei ole koskaan täysin homogeeninen sekä kuvattavasta kohteesta että päämagneettikentän pienistä epäideaalisuuksista johtuen. Näihin vaihteluita aiheuttavat myös muutokset veren happipitoisuudessa [13].

## 2.2.4 Signaalista kuvaksi

Jos magneettivuon tiheys kuvauskohteessa koostuu vakiomagneettikentästä ja ajan mukana muuttuvasta magneettikentän gradientista  $G_z(t)$ , yksiulotteisessa tapauksessa  $z$ -akselilla magneettivuon tiheys on

$$B_z(z, t) = B_0 + G_z(t)z, \quad (2.10)$$

missä  $G_z \equiv \partial B_z / \partial z$ . Virityksen jälkeen kuvattavan kohteen tilavuusalkiosta saatavan magneettikuvaussignaalin kulmataajuus on [8]

$$\omega(z, t) = \gamma B_0 + \gamma G_z(t)z = \omega_0 + \omega_G(z, t), \quad (2.11)$$

missä  $\omega_0$  ja  $\omega_G(z, t)$  ovat vakiomagneettikentästä ja gradientista riippuvat kulmataajuuden osat.

Signaalin vaihe ajanhetkellä  $t$  virityksen jälkeen on [13]

$$\varphi(z, t) = - \int_0^t \omega(z, t') dt'. \quad (2.12)$$

Tavallisesti ollaan kiinnostuneita vain gradientin aiheuttamasta vaihemuutoksesta, joten paikasta riippumaton vaihekomponentti jätetään huomiotta. Tällöin integraali 2.12 pelkistyy muotoon [8]

$$\varphi_G(z, t) = - \int_0^t \omega_G(z, t') dt' = -\gamma z \int_0^t G(t') dt'. \quad (2.13)$$

Tilavuusalkiosta saatavan signaalin voimakkuus (amplitudi) riippuu alkion relaksaatioajoilla painotetusta spinttiheydestä  $\rho$ . Koko signaali  $s(t)$  saadaan integroimalla  $z$ -akselin kaikkien signaalia lähettävien alkoiden yli [8]:

$$s(t) = \int_0^z \rho(z') e^{i\varphi_G(z', t)} dz', \quad (2.14)$$

missä  $i$  on imaginaariyksikkö. Jaetaan  $z$ :n kertoimena oleva gradientti-integraali 2.13  $-2\pi$ :llä ja merkitään sitä symbolilla  $k_z$ :

$$k_z = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G(t') dt' \quad (2.15)$$

Kun sijoitetaan merkintä 2.15 signaalin kaavaan 2.14, se muuttuu muotoon [8]

$$s(k_z) = \int_0^z \rho(z') e^{-i2\pi k_z z} dz' \quad (2.16)$$

Tämän tarkkasilmäinen lukija tunnistaakin spinttiheyden Fourier-muunnokseksi. Spinttiheys eli kohteen kuva paikka-avaruudessa saadaan magneettikuvaussignaalista tekemällä käänteismuunnos  $k$ -avaruudesta paikka-avaruuteen:

$$\rho(z) = \int_{-k_z}^{k_z} s(k'_z) e^{i2\pi k'_z z} dk'_z. \quad (2.17)$$

Tyypillinen tapa saada kuva kolmiulotteisesta kohteesta on kerätä signaa-

li kuvaleikkeistä, joiden paksuus on tyypillisesti muutamia millimetrejä. Tällöin virityksen aikana pidetään päällä  $z$ -suuntaista gradienttia, jos  $z$ -akselin suunta on valittu leikesuunnaksi, jolloin vain yksi  $z$ -suuntaan poikittainen leike virittyy, ja käytetään sen jälkeen  $x$ - ja  $y$ -suuntaisia gradientteja signaalin paikkakoodaukseen. Tällöin yhdestä leikkeestä saatava signaali saadaan muunnettua kuvaksi paikka-avaruuteen tekemällä kaksinkertainen Fourier-muunnos:

$$\rho(x, y) = \int_{-k_x}^{k_x} \int_{-k_y}^{k_y} s(k'_x, k'_y) e^{i2\pi(k'_x x + k'_y y)} dk'_x dk'_y. \quad (2.18)$$

Integroitirajat  $-k_y$ ,  $k_y$ ,  $-k_x$  ja  $k_x$  määrittävät  $k$ -avaruudesta kerättävän alueen rajat ja samalla kuvan resoluution.

Edellä olevassa tarkastelussa signaalin vaimeneminen ja spinien vaihekoherenssin katoaminen on sisällytetty spintiheyttä kuvaavaan muuttujaan  $\rho$ . Käytännössä saatuun kuvaan vaikuttavat aina kuvauskohteen relaksaatioajat  $T_1$ ,  $T_2$  ja  $T_2^*$  jollakin painotuksella spintiheyden lisäksi.

## 2.3 Happipitoisuus ja relaksaatioaika

Havainto veren susceptiivisuuden muuttumisesta sen happipitoisuuden muuttuessa tehtiin jo kauan sitten [19], mutta ilmiötä alettiin käyttää hyödyksi toiminnallisessa magneettikuvauksessa vuonna 1990 [18]. Veren punasolujen hemoglobiini on diamagneettinen, kun se on täydellisesti hapettunut (oksihemoglobiini). Mitä useampi hemoglobiinimolekyylin neljästä hapen sidospaikasta on tyhjillään, sitä paramagneettisempi molekyylillä on. Aivokudos verisuonten ulkopuolella ja veri plasma ovat diamagneettisia. Veressä ja kudoksessa verisuonten lähellä olevien vesimolekyylien magneettinen ympäristö muuttuu punasolujen happisaturaation mukaan. Mitä suurempi diamagneettinen komponentti ja hapen määrä on, sitä heikomman paikallisen magneettikentän gradientin veren ja kudoksen veden vety-ytimet kokevat. Sen vaikutuksesta relaksaatioaika  $T_2^*$  pitenee sitä enemmän, mitä enemmän veressä on happea. [28]

## 2.4 BOLD-signaali

Veren susceptiivisuuden muutokseen perustuvasta toiminnallisesta magneettikuvausmenetelmästä käytetään lyhennettä BOLD (blood oxygen level dependent correlation eli veren happipitoisuudesta riippuva vastaavuus) [28, 18]. Sen perusta on edellä mainittu  $T_2^*$ -relaksaatioajan riippuvuus vety-ytimien magneettisesta ympäristöstä. Veren happipitoisuuden kasvaessa ja verenkyyden lisääntyessä saatava signaali kasvaa. Susceptiivisuuden muutokseen perustuva menetelmä on toiminnallisista magneettikuvausmenetelmistä yleisimmin käytetty, koska sen avulla saadaan suhteellisen hyvä signaali ilman ulkopuolisia merkkiaineita.

Aivoaktivaatiosta seuraava signaalin kasvu on suhteellinen pientä, tyypillisesti käytetyillä kuvaussekvensseillä se on parhaimmillaankin alle 5 % verrattuna lepotilaan, kun staattisen magneettikentän voimakkuus on 1,5 T [7, 14]. Tämän vuoksi sitä ei voi havaita aktivaation aikana kerätystä signaalista suoraan, vaan aktivaatioalueet kartoitetaan tyypillisesti kuvaamalla samat aivoalueet koehenkilön aivojen ollessa ilman stimulusta ja stimuluksen antamisen aikana, ja vertailemalla kuvia toisiinsa vähentämällä, keskiarvoistamalla ja tilastollisten testien avulla. Stimulus- ja vertailutasokuvia voidaan ottaa useita vuorotellen tai esimerkiksi niin, että aluksi seurataan aivojen toimintaa kauemmin lepotilassa ja sitten toistetaan stimulusta yhtä kauan [7]. Käyttökelpoiset kentänvoimakkuudet fMRI-tutkimuksissa ovat 1,5 T tai suurempia, koska pienemmillä kentillä saatava eresignaali on niin pieni, että sitä on vaikea luotettavasti erottaa kohinan seasta.

Vaste, joka perustuu BOLDiin, voidaan saada esiin millä tahansa kuvaussekvenssillä, joka on herkkä tälle relaksaatiomekanismille. Seuraavassa luvussa esiteltävää EPI-kuvaussekvenssiä käytetään yleisesti BOLD:iin perustuvassa toiminnallisessa kuvantamisessa, koska se on olemassa olevista kuvausmenetelmistä nopein, jos tarkastellaan kuvien signaalikohinasuhdetta suhteessa kuvausaikaan. Nopea kuvaussekvenssi on välttämätön, kun halutaan saavuttaa hyvä ajallinen tarkkuus suuremmalta aivoalueelta kuin vain yhdestä leikkeestä, ja sitä käytettäessä myös koehenkilön liikkeen aiheuttamat virheet kuvissa vähenevät.

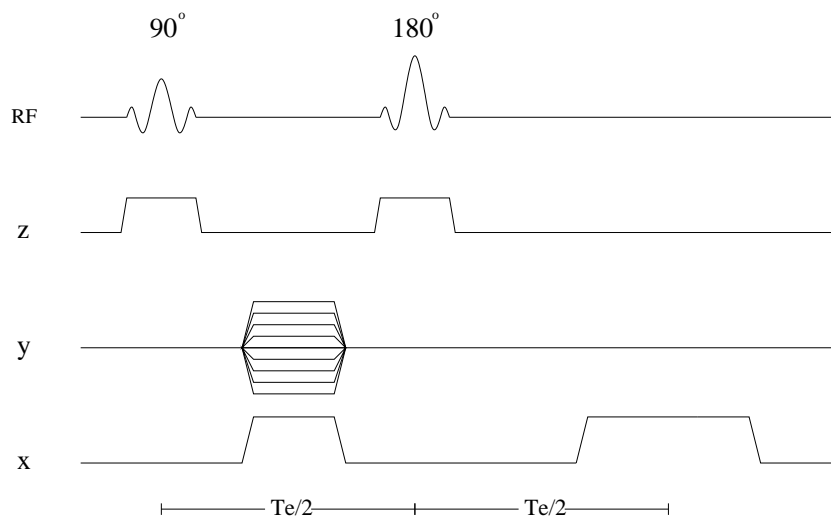
## 2.5 Spinkaikukuvaus

Magneettikuvauslaitetta voi käyttää monenlaisilla erilaisilla tekniikoilla kuvien saamiseksi. Kuvaustekniikan valinta riippuu monista tekijöistä, kuvien käyttötarkoituksesta, halutusta painotuksesta kontrastista, signaalikohinasuhteesta suhteessa kuvausaikaan, laitteiston suorituskyvystä ja artefaktoista, jotka vaihtelevat kuvaussekvenssistä toiseen.

Spinkaikutekniikka on yksi peruskuvaustekniikoista, ja se perustuu spin-kaikuilmiöön, joka havaittiin ydinmagneettiresonanssiin liittyvissä tutkimuksissa 50-luvulla [9]. Spinkaikukuvausta käytetään varsinkin hyvälaatuisten rakennekuvien ottamiseen, mutta se on melko hidas tekniikka, ja siinä käytettävät suuritehoiset radiotaajuiset virituspulssit lämmittävät kudosta. Asetuksia muuttamalla voidaan kuvissa korostaa joko  $T_1$ -,  $T_2$ - tai protonitiheyskontrastia.

### 2.5.1 Pulssikaavio

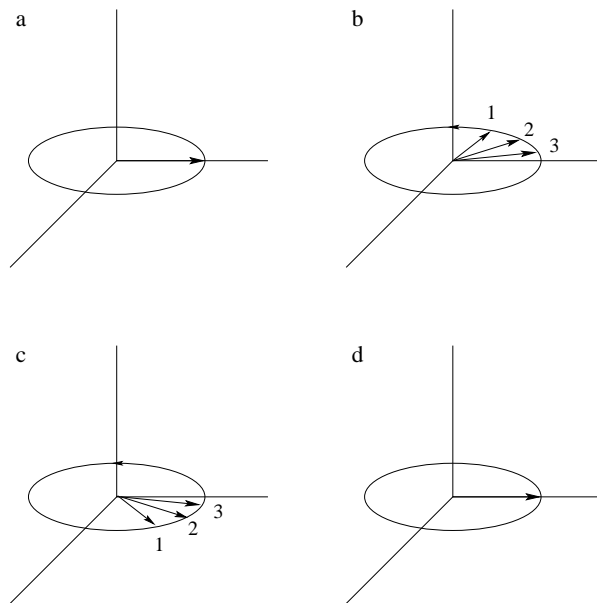
Kuvassa 2.3 on yksinkertaisen spinkaikusekvenssin pulssikaavio. Ensimmäiseksi siinä kytketään päälle leikkeenvalintagradietti (akselilla  $z$ ) yhtä aikaa radiotaajuisen virituspulssin kanssa (akselilla  $rf$ ), joka kääntää spinejä  $90^\circ$ . Niiden jälkeen käytetään  $x$ - ja  $y$ -gradientteja, jotka siirtävät datankeruun alkupisteen haluttuun paikkaan  $k$ -avaruudessa. Seuraavaksi spinejä käännetään  $180^\circ$  toisella radiotaajuisella virituspulssilla, jolloin saadaan aikaan spinkaikuilmiö, jossa signaali vaiheistuu uudelleen. Sen ansiosta saadaan voimakkaampi signaali kuin viritystilojen purkautuessa vapaasti. Vaihekoodausgradientin suuruus muuttuu jokaisella kierroksella, jolla sekvenssi toistetaan, koska sillä tavoin koko  $k$ -avaruus tulee käydyksi läpi rivi riviltä. Viritys ja sitä seuraavat vaiheet toistetaan niin monta kertaa leikettä kohti, kuin kuvan resoluutio  $y$ -suunnassa edellyttää. Datankeruu tapahtuu jälkimmäisen  $x$ -gradientin ollessa päällä. Siksi sitä kutsutaan myös lukugradientiksi.



Kuva 2.3: Spinikaikusekvenssin pulssikaavio.

## 2.5.2 Kaiun syntymekanismi

Spinikaiulla saadaan magneettikentän epähomogeenisuudesta johtuva vaihekoherenssin häviäminen palautettua niin, että ainoastaan molekyyli-tason muutosten aiheuttama epätahtisuus jää jäljelle. Tätä havainnollistetaan kuvassa 2.4, jossa näkyvät spinien keskinäiset vaihe-erot eri ajanhetkillä. Heti  $90^\circ$  virituspulssin jälkeen spinit ovat keskenään samassa vaiheessa. Siitä lähtien spinien vaihe-erot alkavat kasvaa niiden erilaisen magneettisen ympäristön vuoksi relaksaatiovakion  $T_2^*$  määräämänä.  $180^\circ$  pulssi kääntää spinit  $y$ -akselin suhteen, minkä seurauksena niiden keskinäinen järjestys muuttuu, mutta kiertosuunta säilyy samana. Nopeimmin kiertäneet spinit jäävät viimeisiksi ja hitaimmat tulevat ensimmäisiksi. Kun niiden liike jatkuu samaan suuntaan, ne lopulta päätyvät hetkeksi takaisin samaan vaiheeseen, jolloin myös niiden summasignaali on suurin. Tätä palautumista sanotaan kaiuksi. Kaiun huipusta saatava signaali on vaimentunut aikavakion  $T_2$  mukaisesti  $T_2^*$ :n sijasta, minkä ansiosta susceptiivisuuserot eivät tule näkyviin. Sen sijaan  $T_2$ -relaksaatiosta ei voida päästä eroon, koska se on luonteeltaan palautumatonta vetyatomien jatkuvasti muuttuvien molekyyli-tason vuorovai-  
kutusten takia. [20]

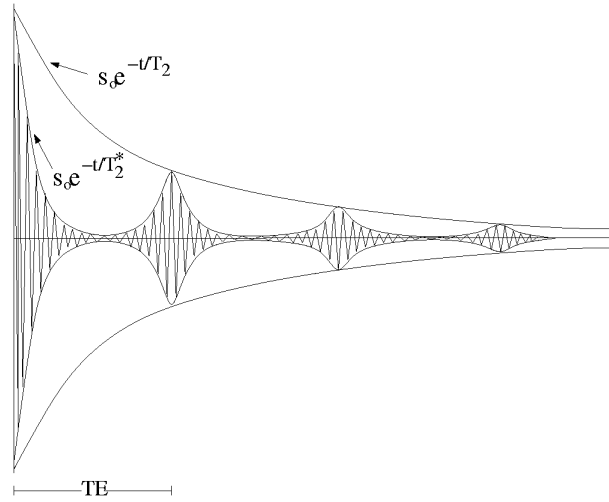


Kuva 2.4: Spinien vaihe-erot eri ajanhetkillä: a) Heti ensimmäisen virityspulssin jälkeen, b) Jonkin ajan kuluttua virityksestä, c)  $180^\circ$  pulssin jälkeen, d) kaiku hetkellä  $t = TE$ .

### 2.5.3 Kaiut ja relaksaatio

Kaiku on lukugradientin keskellä, jolloin saadaan suurin signaali. Virityksestä kaikuun kuluvaa aikaa kutsutaan kaikuajaksi (TE, Time to Echo). Spinien uudelleentahdistus on (irreversiibeliä osuutta lukuunottamatta) täydellinen vain täsmälleen hetkellä  $t=TE$ . Jos susceptiivisuuserot ja kentän epähomogeenisuudet ovat kohtuullisia, tästä ei ole haittaa, mutta jos ne ovat suuria,  $T_2^*$ -relaksaatio ehtii vaimentaa signaalia merkittävästi jo lukugradientin aikana kaikupisteen molemmilla puolilla. [8]

Kaikuja voidaan kerätä tarvittaessa enemmänkin kuin yksi antamalla kaiun jälkeen uusia  $180^\circ$  pulsseja. Tällöin kaikujen amplitudi pienenee aikaväliin  $T_2$  verrannollisesti, mutta kaikujen välissä signaali putoaa  $T_2^*$ -relaksaation mukaan. Kuvassa 2.5 on esimerkki useammasta spinkaiusta peräkkäin. [8, 20]



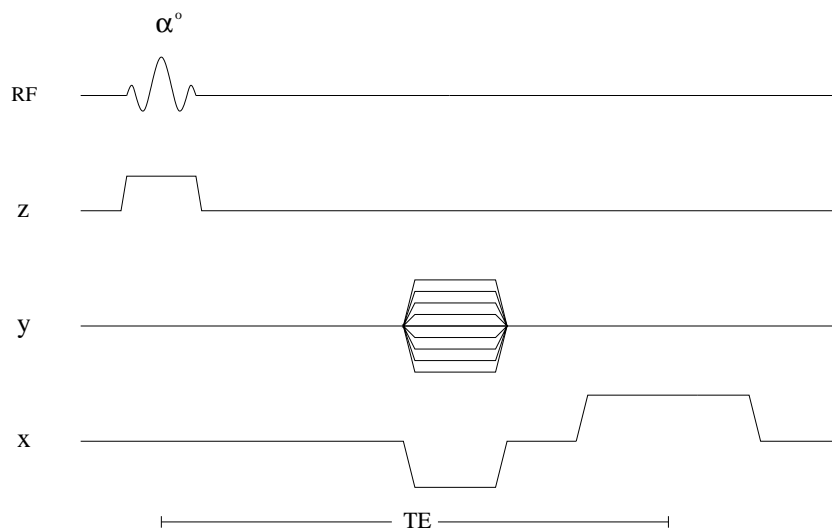
Kuva 2.5:  $180^\circ$  pulssien sarjasta seuraavia spinkaikuja.

## 2.6 Gradienttikaikukuvaus

Gradienttikaikutekniikkaa voidaan käyttää  $T_1$ - ja  $T_2^*$ -painotteisten kuvien ottamiseen. Sen ero spinkaikusekvenssiin on  $180^\circ$  pulssin puuttuminen. Spinkaikua ei siis saada, mutta sen sijaan tehdään gradienttikaiku kytkemällä negatiivinen paikkakoodausgradientti päälle ennen lukugradienttia. [17]

Yksinkertaisen gradienttikaikusekvenssin pulssikaavio on esitetty kuvassa 2.6. Aluksi siinä kytketään päälle tavalliseen tapaan virityspulssi leikkeenvälitagradientteineen. Seuraavaksi vuorossa on negatiivinen  $x$ -gradientti yhtä aikaa vaihekoodauksesta huolehtivan  $y$ -gradientin kanssa. Gradienttikaiku saadaan aikaan keskelle lukugradienttia, kun positiivisen lukugradientin voimakkuus kerrottuna sen kestoajalla valitaan kaksinkertaiseksi negatiiviseen  $x$ -gradienttiin verrattuna.

Gradienttikaikutekniikalla on joitakin etuja spinkaiun käyttöön verrattuna. Sillä voidaan kuvata perusspinkaikutekniikkaa nopeammin, koska  $180^\circ$  pulssin puuttumisen ansiosta voidaan käyttää lyhyempää kaiku-aikaa, jolloin myös sekvenssin toisto-aika (TR) pienenee. Gradienttikaikukuvauksessa virityskulma vaikuttaa voimakkaasti signaalin voimakkuuteen ja kontrastiin. Usein virityksessä käytetään pienempää kulmaa kuin  $90^\circ$ , tyypillisesti



Kuva 2.6: Gradienttikaikusekvenssin pulssikaavio.

noin  $15^\circ - 30^\circ$ , jolloin virituspulsseista johtuva kuvauskohteen lämpeneminen vähenee. Vähennys voi olla merkittävä, sillä virituspulssin tehonkulutus on verrannollinen kulman neliöön. Erityisesti suurilla magneettikentän voimakkuuksilla spinien virittämiseen tarvittava energia ja RF-absorptio kudoksiin voi olla niin suuri, että virittäminen helposti voisi lämmittää kudosta yli sallittujen rajojen, ellei RF-kuormitusta rajoitettaisi. Lisäksi pienellä kulmalla on se etu suurempaan nähden, että sillä on mahdollista saavuttaa tasaisempi leikkeenvalintaprofiili ja vähemmän ylikuulumista vierekkäisten leikkeiden välillä. Yhdellä virituspulsilla saadaan myös tasaisemmin jakautunut viritys kuin kahden pulssin yhdistelmällä. [17]

Gradienttikaiku on spinkaikua selvästi herkempi kuvauskohteen susceptiivisuuserojen aiheuttamille häiriöille kuvissa, koska negatiivisen gradientin käyttö  $180^\circ$  pulssin tilalla ei poista magneettikentän epähomogeenisuudesta johtuvaa signaalin heikentymistä ja susceptiivisuuserojen aiheuttamia vääristymiä. Toisaalta susceptiivisuuserojen vaikutusta signaaliin voidaan myös käyttää hyväksi esimerkiksi toiminnallisissa kuvaustekniikoissa.

## 2.7 EPI-kuvaus

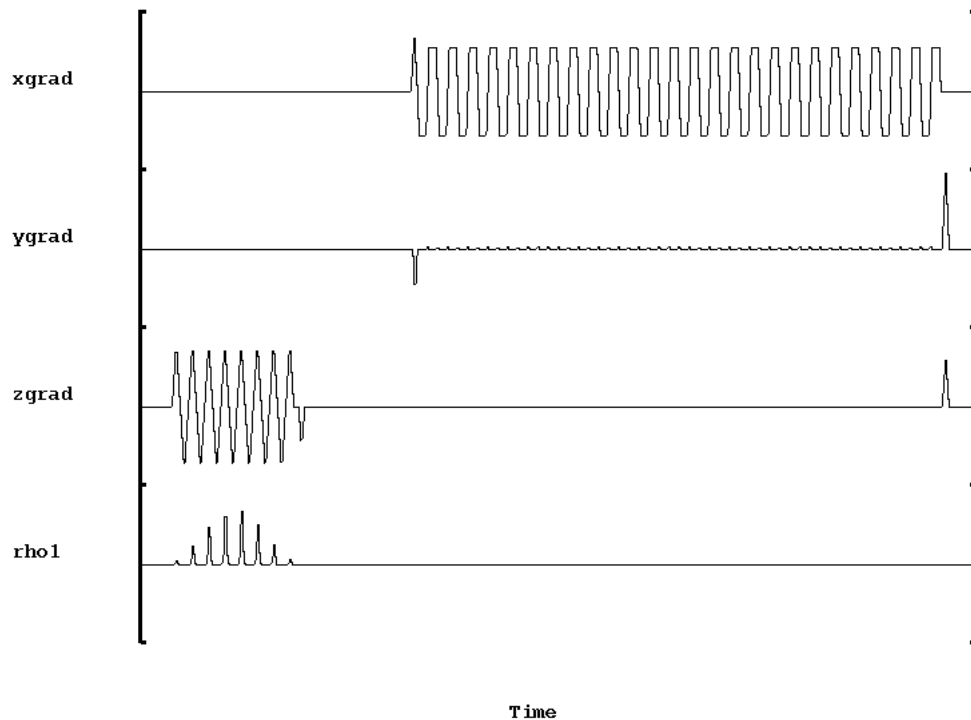
Ensimmäisten kuvaustekniikoiden kehityksessä 70-luvulla tavoitteena oli paikallistaa aivokasvaimia, ja samalla etsittiin keinoja pitkien kuvausaikojen lyhentämiseksi. Viimeisen kymmenen vuoden aikana taas aivojen toiminnallinen magneettikuvaus on kasvattanut jatkuvasti suosiotaan tutkimuskohteena. Se vaatii erittäin nopeita kuvaustekniikoita, jotta aivoissa aktivaation aikana tapahtuvat fysiologiset muutokset voidaan saada näkyviin. Echo Planar Imaging eli EPI -kuvaustekniikka on ominaisuuksiltaan tähän tarkoitukseen sopiva. Se on yhteisnimi kuvaussekvensseille, joissa kokonaiseen kuvaleikkeeseen sisältyvä informaatio kerätään tyypillisesti yhden radiotaajuisen (RF) virityspulssin jälkeen. Mansfield esitti EPI:n teorian ja sen käyttöön tarvittavan tekniikan jo vuonna 1977 [16], mutta se ei saavuttanut laajaa suosiota ennen toiminnallisen kuvauksen yleistymistä. Tavanomaiset anatomiseen kuvaukseen käytetyt sekvenssit keräävät jokaisen virityspulssin jälkeen vain yhden tai muutaman rivin  $k$ -avaruudesta käsiteltävänä olevasta leikkeestä. Jos kuvan matriisikoon halutaan olevan esimerkiksi  $96 \times 96$ , on suuri ajansäästö, jos viritys ja sitä seuraavan datankerääminen tarvitsee tehdä 96 kerran sijasta vain kerran yhden leikekuvan saamiseksi.

### 2.7.1 Pulssikaavio

Kuvassa 2.7 on esimerkki EPI-kuvaussekvenssin pulssikaaviosta, jolla saadaan kerättyä yksi leikekuva. Alimpana kuvassa rho1-akselilla on radiotaajuisen virityspulssin verhoikäyrä ja zgrad-akselilla vastaava leikkeenväliintagradientti. xgrad- ja ygrad-akseleilla näkyvät gradientit huolehtivat signaalin paikkakoodauksesta. Kuvan sekvenssissä käytetään spektraalis-spatiaalista virityspulssia, jolla kemiallisesta siirtymästä johtuvaa artefaktia voidaan vähentää [24].

### 2.7.2 $k$ -avaruuden kattaminen

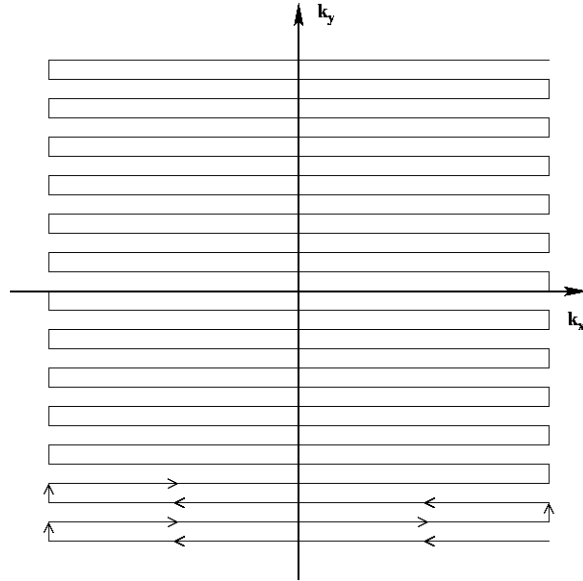
Monia erilaisia kuvaussekvenssejä mahtuu EPI-nimen alle, sillä datankeruu koko  $k$ -avaruudesta yhden virityspulssin jälkeen voidaan tehdä vaihtoehtoi-



Kuva 2.7: Gradienttikaikua käyttävän EPI-sekvenssin pulssikaavio. Ajallisesti ensimmäisenä kaaviossa on virityspulssi rho1-akselilla ja samanaikainen leikkenevalintagradientti zgrad-akselilla. Kuvan paikkakoodaus tehdään x-grad- ja y-grad-akseleilla näkyvillä gradientteilla.

sia reittejä pitkin. Yleisin tapa  $k$ -avaruuden kattamiseen on kerätä data rivi riviltä alkaen yhdestä kulmasta ja siirtyen vaiheaskeleella aina seuraavalle riville, kun edellinen on käyty läpi. Signaali voidaan kerätä myös kiertäen spiraalimaisesti  $k$ -avaruuden läpi joko kulmikasta tai kaartuvaa rataa pitkin. Kuvassa 2.8 on esitetty  $k$ -avaruuden kattaminen rivi riviltä, ja kuvassa 2.9 on alku vastaavasta pulssikaaviosta, jolla tämä saadaan aikaan.

Yhden kuvaleikkeen saamiseksi  $k$ -avaruus käydään läpi taajuus- ja vaihegradientteja käyttäen, joita kuvissa 2.7 ja 2.9 on merkitty vastaavasti xgrad:llä ja ygrad:llä. Kaavasta 2.15 nähtiin, että signaalin paikka  $k$ -avaruudessa riippuu tilavuusalkioon kohdistetusta gradientista ja sen kestoajasta. Gradientin voimakkuuden ollessa vakio on vastaavansuuntainen  $k$ -avaruus-

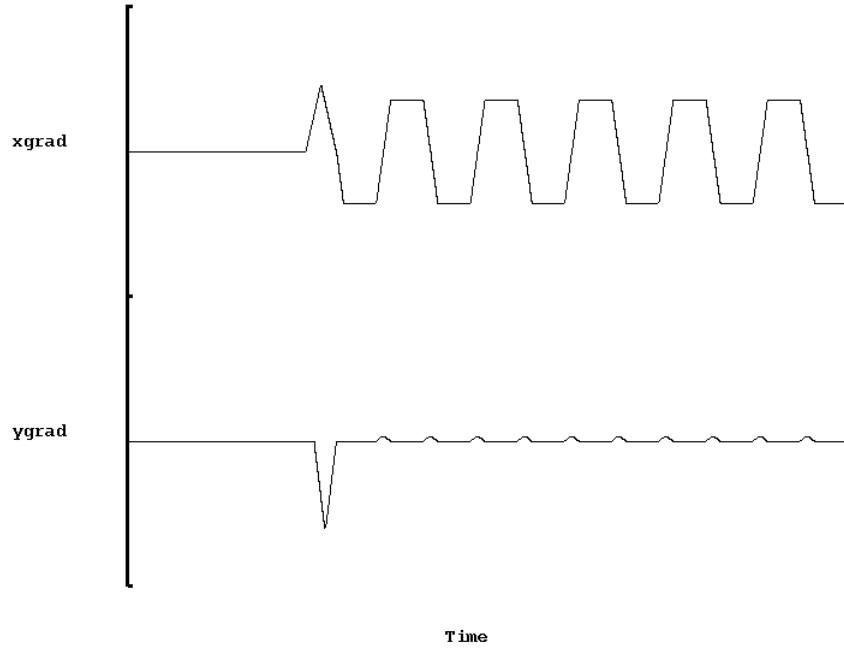


Kuva 2.8:  $k$ -avaruuden kattaminen rivi riviltä. Nuolet näyttävät datankeruun etenemissuunnan.

koordinaatti yksinkertaisesti gradientin voimakkuus kerrottuna sen kestoajalla. Ensimmäinen suuri negatiivinen vaihegradienttipiikki ja positiivinen taajuusgradienttipiikki vievät datan keräämisen alkupisteen  $k$ -avaruuden oikeaan alanurkkaan, ja sieltä datankeruu lähtee etenemään negatiiviseen  $k_x$ -suuntaan negatiivisen taajuusgradientin vaikutuksesta. Vaihegradientti ei ole tässä vaiheessa aktiivinen, joten siirtymistä  $k_y$ -suuntaan ei tapahdu. Näin on saatu kerättyä  $k$ -avaruuden ensimmäinen rivi kuvassa 2.8. Seuraavaksi vaihegradientin pieni positiivinen muutos siirtää datankeruun seuraavalle riville  $k$ -avaruudessa, minkä jälkeen positiivinen taajuusgradientti aiheuttaa siirtymisen  $k$ -avaruudessa positiiviseen  $k_x$ -suuntaan. Tällä tavalla jatketaan, kunnes haluttua matriisikokoa vastaava rivimäärä on täynnä.

### 2.7.3 EPI:n ominaisuuksia

Kun koko leikkeen kuvainformaatio kerätään tyypillisesti yhden virityspulsin jälkeen, ongelmaksi muodostuu signaalin rajallinen kestoaika. Koko  $k$ -avaruus on ehdittävä käydä läpi samaa suuruusluokkaa olevassa ajassa kuin



Kuva 2.9: Alkuosa EPI-sekvenssin luku- ja vaihekoodausgradienista (xgrad ja ygrad), joilla  $k$ -avaruus katetaan kuvassa 2.8. Alussa positiivinen  $x$ -gradientti ja negatiivinen  $y$ -gradientti vievät datankeruun alkupisteen  $k$ -avaruuskoordinaatiston oikeaan alanurkkaan. Kun  $x$ -gradientti pysyy vakiona negatiivisessa arvossa ja  $y$ -gradientti on nolla,  $k$ -avaruudessa edetään vasemmalle  $k_x$ -akselin suuntaisesti, ja kun on päästy rivin loppuun, kytketään lyhyeksi ajaksi päälle pieni positiivinen  $y$ -gradienttipiikki, josta seuraa siirtyminen seuraavalle riville  $k$ -avaruudessa. Tähän tapaan jatketaan, kunnes kaikki  $k$ -avaruuden rivit on käyty läpi.

kuvattavan kohteen poikittainen relaksaatioaika. Kolmen teslan kentänvoimakkuudella aivojen  $T_2$  on noin 100 ms. Jos signaali ehtii vaimentua liikaa datankeruun aikana, kuva on kohinainen [5, 29]. Aikarajoitus vaatii kuvausparametrien optimointia. Näitä käsitellään seuraavissa kappaleissa.

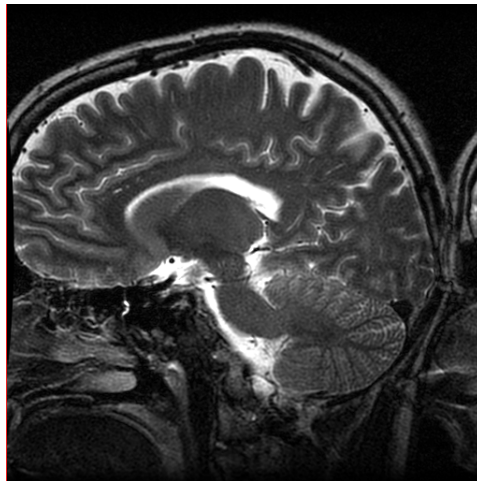
### Näytteenottotaajuus

Kun datankeruupisteet  $k$ -avaruudessa ovat tasaisin välein, niiden väli on [8]

$$\Delta k = \frac{1}{L}, \quad (2.19)$$

missä  $L$  on kuva-ala eli FOV. Nyquistin kriteeri edellyttää, että kuva-ala on oltava suurempi kuin kuvattavan kohteen koko  $A$ , jotta laskostumisilmiöltä vältyttäisiin, eli  $L > A$  [8]. Kuvassa 2.10 on esimerkki laskostumisilmiöstä. Kuva-alan ulkopuolelle jäävä alue näkyy kuvan vastakkaisessa reunassa johdun Fourier-muunnoksen 2.17  $e^i$ -funktion  $2\pi$ -jaksollisuudesta (kaava 2.17). Datapisteiden välin  $k$ -avaruudessa on siten täytettävä vaatimus [8]:

$$\Delta k < \frac{1}{A}. \quad (2.20)$$



Kuva 2.10: Esimerkki laskostumisilmiöstä: kuvan ulkopuolelle vasemmalla jääneet nenä ja otsa näkyvät kuvan oikeassa reunassa.

Tämä asettaa alarajat näytteenottotaajuudelle ja paikkakoodauksessa käytettäville gradientteille, sillä kuten kaavasta 2.15 nähdään, siirtymä  $k$ -avaruudessa  $\Delta k$  riippuu kyseisen suunnan gradientin voimakkuudesta ja päälläoloajasta. Jos gradientti on vakio, saadaan

$$\Delta k_i = 2\pi\gamma G_i \Delta t \quad i = x, y. \quad (2.21)$$

Jos tarkastellaan tilannetta taajuusgradientin suunnassa, kahden datapisteen välinen aika on  $\Delta t$ , ja näytteenottotaajuudeksi saadaan

$$f_x = \frac{1}{\Delta t} = 2\pi\gamma G_x L_x > 2\pi\gamma G_x A_x, \quad (2.22)$$

missä  $L_x$  on kuva-ala taajuussuunnassa ja  $A_x$  kuvattavan kohteen leveys samassa suunnassa. EPI:ssä pitää käyttää korkeaa näytteenottotaajuutta, koska gradientit ovat suuria. Tavallisessa anatomisessa magneettikuvauksessa tyypillisesti käytetty näytteenottotaajuus on 32 kHz, kun taas EPI:ssä tyypillinen suuruusluokka on noin 300 kHz [4]. Kun näytteenoton kaistanleveys kasvaa, signaalikohinasuhde heikkenee sen neliöjuureen verrannollisesti [29]. Niinpä nopeuden hintana on kohinan kasvu.

## Resoluutio

Haluttua paikkaresoluutiota vastaava datapisteiden määrä kullakin  $k$ -avaruuden rivillä eli kuvan matriisikoko taajuusgradientin suunnassa voidaan laskea kaavasta [8]

$$N_x = \frac{L_x}{\Delta x}, \quad (2.23)$$

missä  $L_x$  on kuva-ala taajuussuunnassa ja  $\Delta x$  kuvapisteen leveys.

Kun resoluutiota halutaan parantaa, täytyy kasvattaa paikkakoodausgradienttien kestoa tai voimakkuutta. Suurin rajoitus EPI:llä saavutettavalle resoluutiolle on se, että koko leikkeen signaali täytyy ehtiä kerätä yhden virityspulssin jälkeen, ennen kuin se ehtii heiketä liikaa. Niinpä yleensä käytetään voimakkaimpia mahdollisia gradientteja. Suurin mahdollinen gradientinvoimakkuus, jota voidaan käyttää, riippuu laitteiston suorituskyvystä ja siitä biologisesta rajoituksesta, että liian nopeasti muuttuva magneettikenttä ärsyttää koehenkilön ääreishermostoa [22]. Useimmiten pyritään pysymään gradienttien muutosarvoissa, jotka eivät ylitä noin 66 % keskimääräisestä ärsytyskynnyksestä. Hermojen ärsytyskynnys riippuu lisäksi kuvaussuunnasta.

Mitä suurempi koehenkilön poikkileikkauspinta-ala on gradientin muutos-suunnassa, sitä helpommin hermoärsytystä esiintyy [4].

Perinteisissä kuvausmenetelmissä kuvamatriisin pisteiden määrät  $x$ - ja  $y$ -suunnassa eli  $N_x$  ja  $N_y$  ovat toisistaan riippumattomia, koska jokainen rivi kerätään erillisen virituspulssin jälkeen. Kun käytetään EPI:in perustuvaa datankeruuta,  $N_x$  ja  $N_y$  riippuvat toisistaan poikittaisesta relaksaatioajasta johtuvan rajoituksen takia. Yhden  $k$ -avaruuden rivin keräämiseen kuuluva aika on  $x$ -suuntainen matriisikoko  $N_x$  kerrottuna datapisteiden välisellä ajalla  $\Delta t$ . Lisäksi tarvitaan aikaa riviltä toiseen siirtymiseen eli spinien vaihekooodaukseen. Suurin mahdollinen matriisikoko vaihesuunnassa  $N_y^{max}$  voidaan arvioida jakamalla relaksaatioaika  $T_2^*$  yhden rivin keräämiseen ja riviltä toiselle siirtymiseen kuluvan ajan summalla [8]:

$$N_y^{max} \approx \frac{T_2^*}{N_x \Delta t + \tau_v}, \quad (2.24)$$

missä  $\tau$  on rivinvaihtoon kuuluva aika  $k$ -avaruudessa. Relaksaatioajasta  $T_2^*$  ja gradienttivoimakkuudesta johtuvien rajojen vuoksi suurin matriisikoko, joka käytännössä mahdollinen EPI:in perustuvalla sekvenssillä kuvattaessa, on  $128 \times 128$ . Vertailun vuoksi voi todeta, että tarkkaan anatomiakuvaukseen tarkoitetuilla sekvensseillä tyypillisesti käytetyt matriisikoot ovat  $256 \times 256$  tai  $512 \times 512$ .

Kaavan 2.24 tuloksesta voidaan arvioida paras resoluutio, joka voidaan saavuttaa vaihesuunnassa. Kuva-ala vaihesuunnassa  $L_y$  määräytyy kuvattavan kohteen koosta saman periaatteen mukaan kuin edellä  $L_x$ . Parhaaksi mahdolliseksi vaihesuuntaiseksi resoluutioksi  $\Delta y_{min}$  voidaan arvioida

$$\Delta y_{min} \approx \frac{L_y}{N_y^{max}}. \quad (2.25)$$

Kuva on siis sitä tarkempi, mitä pienempi kuva-ala ja suurempi matriisikoko ovat.

## 2.8 Geometriset vääristymät

### 2.8.1 Yleistä

Idealisesta signaalista Fourier-muunnoksen jälkeen saatua kuvaa merkitään symbolilla  $\rho$ , joka on tutkittavan kohteen spintiheys paikan funktiona painotettuna kohteen relaksaatioaikojen vaikutuksella signaalin suuruuteen. Käytännössä saatu kuva poikkeaa tästä ainakin vähän, koska kuvausolosuhteet eivät koskaan ole täysin ideaaliset. Epäideaalisesta kuvasta käytetään merkin­tää  $\hat{\rho}$ , ja eroja  $\rho$ :sta sanotaan artefaktoiksi eli kuvausvirheiksi [8]. Erilaisista artefaktoista tässä käsitellään vain geometrisia vääristymiä.

Geometrisia vääristymiä syntyy kuviin monista eri lähteistä. Niitä ovat vakiomagneettikentän epähomogeenisuudet, gradienttikenttien epälineaari­suudet, gradienttien nopeista muutoksista kytkeytyvät pyörrevirrat, susceptiivisuuserot kuvattavan kohteen eri osissa ja koehenkilön liikkuminen kuvauksen aikana. Toiminnallisessa aivokuvauksessa pään epäyhtenäinen susceptiivisuusjakauma on merkittävä ongelmien aiheuttaja.

### 2.8.2 Susceptiivisuuserojen vaikutus

Eri kudoksilla ja ilmalla on erilainen susceptiivisuus, mikä aiheuttaa kenttägradientin varsinkin kudoksen ja ilman rajapinnoissa. Tämä kenttägradientti muuttaa spinien vaihetta saman periaatteen mukaisesti kuin magneettikuvauksen paikkakoodausgradientitkin. Magneettikenttää ei siis voida saada täysin tasaiseksi kudosten sisällä huolellisellakaan kentänkorjauksella, koska itse magneetin homogeenisuuden lisäksi siihen vaikuttaa myös kudokset itse. Spinkaikutekniikkaa käytettäessä kentän epähomogeenisuuksien vaikutus kumoutuu suurimmaksi osaksi, kuten edellä kappaleessa 2.5 todettiin, mutta gradienttikaikuun perustuvissa kuvaustekniikoissa ne aiheuttavat vääristymiä.

Susceptiivisuuseron lisäksi kenttävääristymät riippuvat voimakkaasti kohteen muodosta. Kahdelle erikoistapaukselle, pallolle ja sylinterille, sekä sisäisen että ulkoisen kentän muutos voidaan ilmaista alkeisfunktioiden avulla. Kuvassa 2.11 on esimerkki pallon ja kahden sylinterin aiheuttamista magneet-

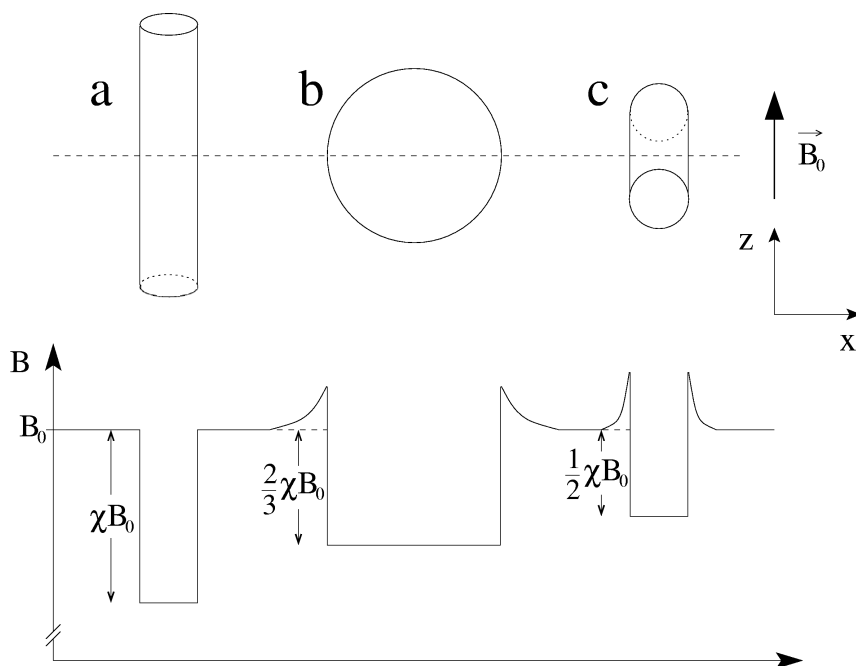
tikentän muutoksista katkoviivalla merkityllä akselilla tarkasteltuna. Suskeptiivisuuserolle ympäröivän aineen kanssa on oletettu  $\chi \ll 1$ . Kun pitkä sylinteri, jonka suskeptiivisuus on  $\chi$  ympäröivään aineeseen verrattuna, asetetaan magneettikentän ( $\vec{B}$ ) suuntaisesti (kuva 2.11 a), muuttuu magneettikenttä ainoastaan sylinterin sisällä. Pallon (kuva 2.11 b) tapauksessa myös ulkopuolinen kenttä vääristyy. Sylinterikin vääristää ulkopuolista kenttää, jos se on asetettu kenttää vastaan poikittain (kuva 2.11 c). Taulukossa 2.1 on kunkin kuvan 2.11 kappaleen aiheuttama magneettikentän muutos kappaleen sisä- ja ulkopuolella. Olipa kappale minkämuotoinen tahansa, kentän muutoksen maksimi on aina korkeintaan [23]

$$\Delta B_0^{max} = \pm \chi B_0. \quad (2.26)$$

Taulukko 2.1: Sisäisen ja ulkoisen magneettikentän muutos kuvan 2.11 pallolle ja sylinterille, joiden suskeptiivisuusero väliaineeseen nähden on  $\chi$ . Origo on kunkin kappaleen keskipisteessä, ja  $a$  on kappaleen säde. [23]

Kappale	Sisäisen kentän muutos	Ulkoisen kentän muutos
Sylinteri (a)	$\chi B_0$	0
Pallo (b)	$\frac{2}{3}\chi B_0$	$\frac{1}{3} \frac{2z^2 - x^2 - y^2}{(x^2 + y^2 + z^2)^{5/2}} \chi B_0 a^3$
Sylinteri (c)	$\frac{1}{2}\chi B_0$	$\frac{1}{2} \frac{z^2 - x^2}{(x^2 + z^2)^2} \chi B_0 a^2$

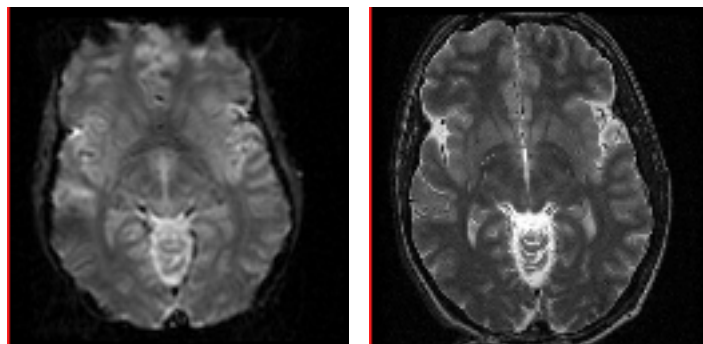
Kentän epätasaisuuden vuoksi ytimien näkemä magneettikenttä muuttuu, jolloin gradienttien avulla tehty paikkakoodaus epäonnistuu. Se näkyy tilavuusalkion antaman signaalin paikantamisena väärään kohtaan kuvassa, eli kuvapisteyden siirtymisenä. Taulukon 2.1 kaavojen perusteella voidaan päätellä, että epäsäännöllisen muotoisen kappaleen osien sijainti toisiinsa nähden



Kuva 2.11: Kappaleen aiheuttama kenttävääristymä magneettikentässä riippuu susceptiivisuuden lisäksi sen muodosta ja asemasta kentän suhteen. Kentän suuntaisesti asetettu sylinteri (a), jonka susceptiivisuus on  $\chi$ , ei aiheuta muutosta ulkoiseen kenttään, vaan kenttä muuttuu ainoastaan sylinterin sisäpuolella. Kenttään asetettu pallo (b) ja kenttää vastaan poikittain oleva sylinteri (c) sen sijaan aiheuttavat muutoksen myös ulkoiseen kenttään.

ei välttämättä kuvaudu oikein, vaan joidenkin osien kuva voi siirtyä enemmän kuin toisten. Geometriset vääristymät ovat EPI-sekvenssiä käytettäessä eräs hyvin tyypillinen ongelma, koska siinä käytettävä näytteenottotaajuus vaihesuunnassa on alhainen.

Kuvassa 2.12 on esimerkki suskeptiivisuuserojen aiheuttamasta artefaktasta gradienttikaiku-EPI -kuvassa. Kuva 2.12(a) on otettu käyttäen EPI-kuvaussekvenssiä, ja kuva 2.12(b) on otettu samasta kohdasta käyttäen tavanomaista anatomisiin kuviin tarkoitettua  $T_2$ -painotteista nopeaa spinikaisekvenssiä (FSE = fast spin echo). Aivojen etuosa kuvan 2.12(a) yläreunassa on vääristynyt kuvaan 2.12(b) verrattuna. Kallon ulkopuoliset alueet näkyvät EPI-kuvassa hyvin heikosti, koska ne sisältävät enimmäkseen rasvaa, jonka signaali on vaimennettu.



(a) EPI-kuva

(b) FSE-kuva

Kuva 2.12: Esimerkki vääristymästä EPI-kuvassa.

### 2.8.3 Kuvapisteen siirtymä

Matemaattisesti geometristä siirtymää voidaan tarkastella lisäämällä kaavaan 2.11 magneettikentän muutosta kuvaava paikasta riippuva häiriötermi  $\Delta B$  [2, 12, 32], ja selvittämällä, kuinka se vaikuttaa kuvapisteen paikkaan lopullisessa kuvassa. Tilavuusalkion spinien taajuudeksi saadaan häiriötermin

lisäämisen jälkeen

$$\omega(x, y, z, t) = \gamma B_0 + \gamma G_x(t)x + \gamma G_y(t)y + \gamma G_z(t)z + \gamma \Delta B(x, y, z), \quad (2.27)$$

missä  $G_x(t)$  on lukugradientti ja  $G_y(t)$  on vaihekoodausgradientti.

### Anatomisen sekvenssin tapaus

Virityksen jälkeen käytetyt gradientit ja häiriötermi määräävät kunkin tilavuusalkion spinien vaiheen tarkasteluhetkellä. Kun kuvaukseen käytetään tavanomaista anatomiseen kuvaamiseen tarkoitettua gradienttikaikusekvenssiä, joka kerää jokaisen virityksen jälkeen vain yhden rivin  $k$ -avaruudesta, vaihemuutokset lukugradientin, vaihekoodausgradientin ja leikkeenvalintagradientin suunnassa saadaan kaavoista [12, 26]

$$\Delta\varphi_x = 2\pi\gamma T(G_x x + \Delta B(x, y, z)), \quad (2.28)$$

$$\Delta\varphi_y = 2\pi\gamma\tau G_y y, \quad (2.29)$$

$$\Delta\varphi_z = 2\pi\gamma\tau_z(G_z z + \Delta B(x, y, z)), \quad (2.30)$$

missä  $T$  on yhden  $k$ -avaruuden rivin keräämisen kuluva aika ja  $\tau$  on vaihekoodausastelele kestoaika.

Kun häiriötermi  $\Delta B$  on nolla, käsiteltävän kuvaleikkeen signaali kohdassa  $z'$  ajanhetkellä  $t$  saadaan integroimalla kuvattavan tilavuuden  $V$  yli [26]

$$s(t, z') = \iiint_V \rho(x, y, z) e^{-i\gamma(\Delta\varphi_x(x,y,z) + \Delta\varphi_y(x,y,z))} e^{t/T_2^*} \beta(z - z') dx dy dz, \quad (2.31)$$

missä leikkeen paksuutta on kuvattu funktiolla  $\beta(z - z')$  ja poikittaisen relaxaatioajan vaikutusta toisella eksponenttifunktio-termillä  $e^{t/T_2^*}$ .

Magneettikentän ollessa epähomogeeninen, vakiona pysyvä häiriötermi vaikuttaa samoin, kuin jos tehtäisiin koordinaatistomuunnos, jossa akselit kiertyvät uuteen asentoon. Ilmiötä on havainnollistettu hyvin Changin artikkelissa [2]. Tilannetta voidaan tarkastella tekemällä integraaliin 2.31 muuttujanvaihdos sijoittamalla paikkakoordinaattien  $x$ ,  $y$  ja  $z$  paikalle koordinaatit  $x_d$ ,  $y_d$  ja  $z_d$  [2, 26]:

$$x_d = x + \frac{\Delta B(x, y, z)}{G_x}, \quad (2.32)$$

$$y_d = y, \quad (2.33)$$

$$z_d = z + \frac{\Delta B(x, y, z)}{G_z}, \quad (2.34)$$

Integraali 2.31 muuttuu nyt muotoon [2, 26]

$$s(t, z') = \iiint_V \rho(x_d, y_d, z_d) e^{-i\gamma(\Delta\varphi_x(x_d, y_d, z_d) + \Delta\varphi_y(x_d, y_d, z_d))} \cdot e^{t/T_2^*} \beta(z_d - z') J(x_d, y_d, z_d) dx_d dy_d dz_d, \quad (2.35)$$

missä  $J$  on Jacobi'n determinantti, joka kuvaa kenttävirheen aiheuttamia intensiteettimuutoksia. Sen arvo kussakin pisteessä on kyseisen pisteen suurenuskerroin koordinaattimuunnoksessa. Geometriset vääristymät voivat aiheuttaa kuvapisteen muodon ja koon muutoksia sekä leikeprofiilin paikan ja paksuuden muutoksia. Vääristymiä tulee kuviin tässä tapauksessa vain taajuus- ja leikesuunnassa, koska jokaisen  $k$ -avaruuden rivin keräämisen välissä lähetetään uusi virityspulssi. Lopputuloksena paikassa  $(x, y, z)$  ollut kuvapiste on siirtynyt paikkaan  $(x_d, y_d, z_d)$ , ja lisäksi kuvan intensiteetti on muuttunut. Jacobi'n determinantti on yleisessä tapauksessa muotoa

$$J(x_d, y_d, z_d) = \begin{vmatrix} \frac{\partial x}{\partial x_d} & \frac{\partial x}{\partial y_d} & \frac{\partial x}{\partial z_d} \\ \frac{\partial y}{\partial x_d} & \frac{\partial y}{\partial y_d} & \frac{\partial y}{\partial z_d} \\ \frac{\partial z}{\partial x_d} & \frac{\partial z}{\partial y_d} & \frac{\partial z}{\partial z_d} \end{vmatrix}. \quad (2.36)$$

### EPI-sekvenssin tapaus

Kun käytetään EPI-sekvenssille tyypillistä datankeruumenetelmää, eli koko leikkeen sisältämä data kerätään yhden virityksen jälkeen, vaihetermit kenttävääristymän vaikuttaessa ovat [12, 26]

$$\Delta\varphi_x = 2\pi\gamma T(G_x x + \Delta B(x, y, z)), \quad (2.37)$$

$$\Delta\varphi_y = 2\pi\gamma(G_y y \tau + \Delta B(x, y, z)NT), \quad (2.38)$$

$$\Delta\varphi_z = 2\pi\gamma\tau_z(G_z z + \Delta B(x, y, z)), \quad (2.39)$$

Signaalitermi on samannäköinen kuin anatomisen sekvenssin tapauksessakin (2.31). Koordinaatistomuunnos vääristyneisiin koordinaatteihin on tällä kertaa [26]

$$x_e = x + \frac{\Delta B(x, y, z)}{G_x}, \quad (2.40)$$

$$y_e = y + \frac{\Delta B(x, y, z)N\tau_x}{G_y\tau}, \quad (2.41)$$

$$z_e = z + \frac{\Delta B(x, y, z)}{G_z}, \quad (2.42)$$

missä  $\tau_x$  on kahden viereisen  $k$ -avaruuspisteen välillä siirtymiseen kuluva aika.

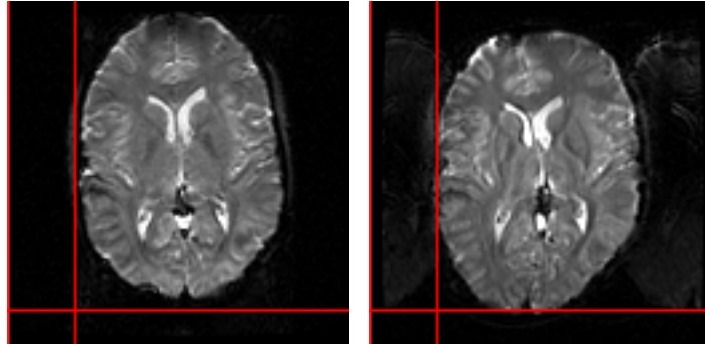
Taajuussuunnassa muutos on samaa muotoa kuin anatomisen sekvenssin tapauksessakin, tosin käytännössä erona on anatomisessa ja toiminnallisessa kuvauksessa käytettävien gradienttien erilainen voimakkuus: EPI:ssä käytetään voimakkaampia gradientteja. Vaihesuunnassa sen sijaan EPI-kuvien virhe on huomattavasti suurempi kuin taajuussuunnan virhe. Siinä on kertoime-

na yhden rivin keräämiseen kuluva aika jaettuna rivinvaihtoon kuluvalle ajalla  $N\tau_x/\tau$ . Virheen suuruus johtuu siitä, että vaihesuunnassa datapisteiden keruun välinen aika on pitkä, jolloin kentän virhe ehtii kerääntyä spinien vaiheeseen. Virhekenttä ikäänkuin on päällä paljon pitemmän aikaa kuin vaihetta koodaavat gradienttipiikit. Kuvat 2.13(a) ja 2.13(b) ovat EPI-kuvia, joissa on eri vaihekoodaussuunnat. Nähdään selvästi vääristymän suunnan vaihtuvan samalla. Vertailukohtana on spinkaikusekvenssillä otettu kuva 2.13(c), jonka vääristymät ovat käytännössä merkityksettömiä EPI-kuviin verrattuna.

#### 2.8.4 Pään rakenteen vaikutus

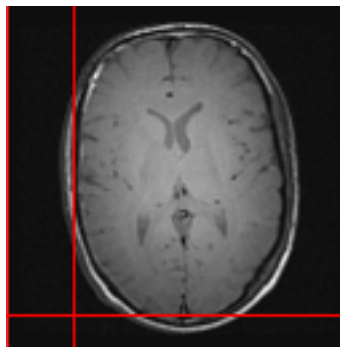
Seuraavassa käsitellään tarkemmin ihmisen pään rakennetta, mikä auttaa ymmärtämään, miksi geometriset vääristymät tyypillisesti esiintyvät juuri tietyissä kohdissa. Useimpien elävien kudosten susceptiivisuuksiksi on mitattu arvoja väliltä  $-11,0 \cdot 10^{-6}$  ja  $-7,0 \cdot 10^{-6}$ . Ne ovat hyvin lähellä veden susceptiivisuutta  $-9,05 \cdot 10^{-6}$ . Tämä johtuu sekä kudosten korkeasta vesipitoisuudesta että siitä, että useimmat elimistön rakennusmateriaalit kuten proteiinit ja rasvat ovat diamagneettisia kuten vesikin. Myös luiden susceptiivisuus on lähellä veden arvoa. [23] Tavallisesti kudosten susceptiivisuusarvoa approksimoidaankin laskuissa vedellä, ja niin voidaan tehdä myös aivokudoksen tapauksessa [15, 23].

Pään rakenteessa suurimmat susceptiivisuuserot ovat ilmaonteloiden ja kudoksen välillä, sillä ilma on lievästi paramagneettista: sen susceptiivisuusarvo on  $0,36 \cdot 10^{-6}$  [15, 23]. Varsinkin kasvojen lähellä on paljon ilmatäytteisiä onteloita, kuten kitaluun ontelot kallonpohjaan liittyvässä kitaluussa (kuva 2.16), poskiontelot yläleukaluussa (kuva 2.14), seulaluun (kuva 2.17) ontelosto silmäkuoppien välissä ja takana ja otsaontelot otsan alaosassa keskellä. Korvien lähellä olevia onteloita ovat korvakäytävät ja kartiolisäkkeen sisällä olevat ilmalokerot (kuva 2.15).



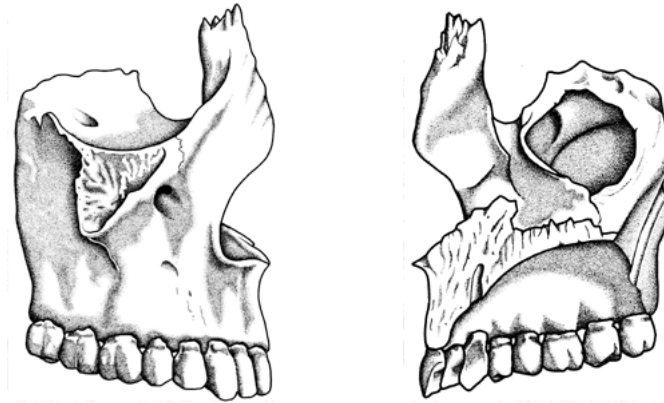
(a) EPI, vaihesuunta ylhäältä alas

(b) EPI, vaihesuunta vasemmalta oikealle



(c) Spinkaiku

Kuva 2.13: Vääristymät ovat EPI-kuvissa selvästi voimakkaampia vaihekoodausuunnassa. Kuva (a) on vääristynyt pystysuunnassa, ja varsinkin aivojen takaosa on litistynyt. Kuva (b) on vääristynyt vaakasuunnassa. Vertailukohtana on tavallinen spinkaikukuva (c).



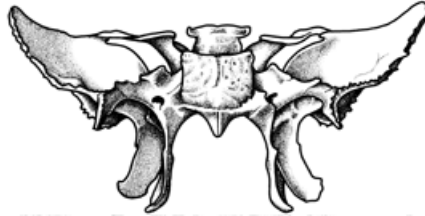
(a) Yläleukaluun (ulkopuolelta)

(b) Yläleukaluun (poikkileikkaus keskeltä)

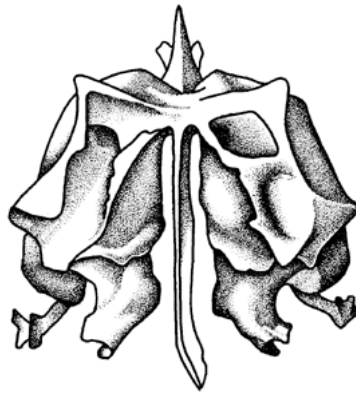
Kuva 2.14: Yläleukaluun (*maxilla*) poikkileikkauksessa (b) näkyy toinen poskionteloista (*sinus maxillaris*) [25].



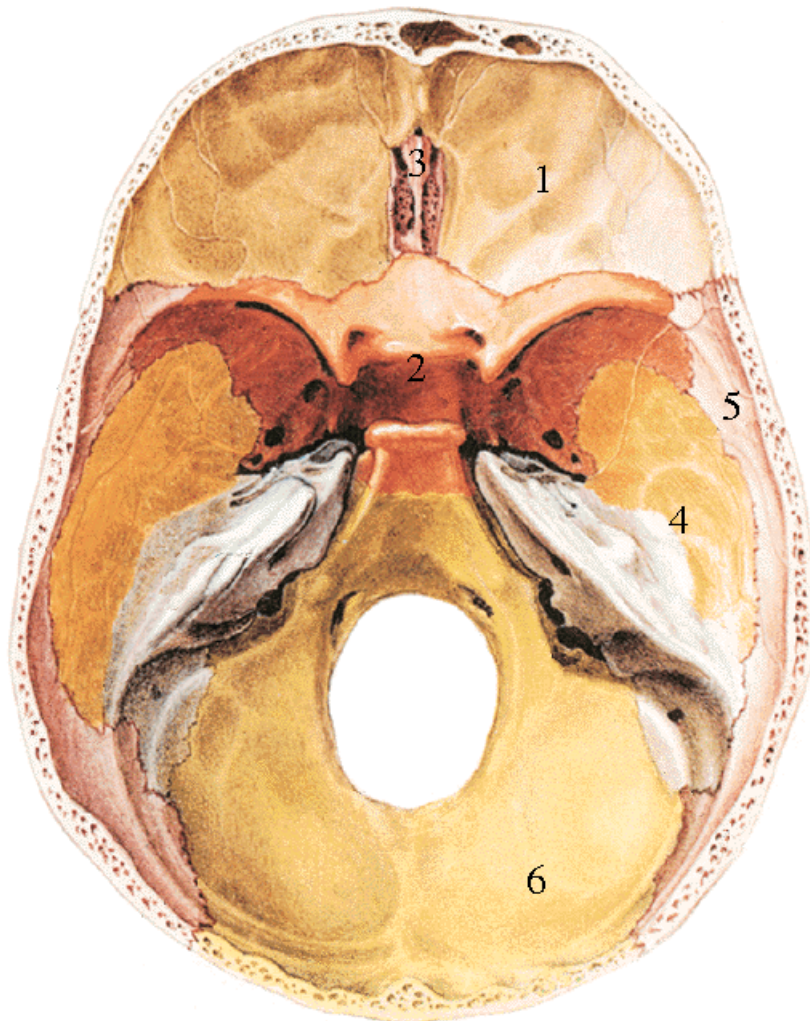
Kuva 2.15: Ohimoluu (*os temporale*) sivusta kallon ulkopuolelta katsottuna[25]. Kuvaan on merkitty korvakäytävän takana oleva kartiolisäke (*processus mastoideus*), jonka sisällä on välikorvanonteloon yhteydessä olevia pieniä ilmalokeroita.



Kuva 2.16: Kitaluu (*os sphenoidale*) takaa katsottuna [25]. Muodoltaan perhosta muistuttavan kitaluun keskellä on turkinsatula (*sella turcica*), jonka kohdalla sijaitsee aivolisäke. Turkinsatulan molemmin puolin kitaluun sisällä sijaitsevat kitaluun ontelot (*sinus sphenoidalis*).



Kuva 2.17: Seulaluu (*os ethmoidale*) takaa katsottuna [25]. Seulaluun sisällä olevat ontelot (*cellulae ethmoidales*) sijaitsevat keskiviivan molemmin puolin silmäkuoppien (*orbita*) välissä [25]. Seulaluun yläosaa ja harju (*crista galli*) näkyy myös kuvassa 2.18 numerolla 3 ylhäältä katsottuna.



Kuva 2.18: Kallonpohjan rakenne sisäpuolelta. Eri luut on merkitty kuvaan: 1 otsaluu (*os frontale*) 2 kitaluu (*os sphenoidale*) 3 seulaluu (*os ethmoidale*) 4 ohimoluu (*os temporale*) 5 päälakiluu (*os parietale*) 6 takaraivoluu (*os occipitale*) [21].

## Luku 3

# Magneettivuon tiheyden mittaus

Kun tutkitaan eri aivoalueiden aktivoitumista jonkin ärsykkeen seurauksena, EPI:llä otetuista toiminnallisista kuvista lasketut aktivaatiokartat liitetään toisella kuvaussekvenssillä otettujen yksityiskohtaisempien anatomisten kuvien päälle. Tällöin on toivottavaa, että molemmat kuvausmenetelmät näyttävät samat aivorakenteet samassa kohdassa kuvaa, koska muuten aivoaktivaatio voidaan tulkita väärälle alueelle.

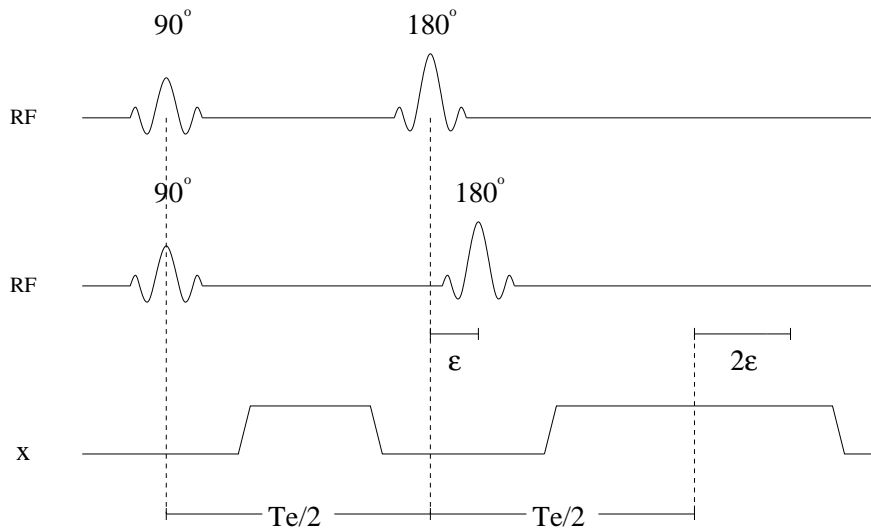
Käytännössä aivojen EPI-kuvat ovat aina jonkin verran vääristyneitä joutu-  
tuen sekä suskeptiivisuuseroista että datankeruutekniikasta, kuten edellä ku-  
vapisteen siirtymää käsitelleessä kappaleessa todettiin. Geometrisiä vääris-  
tymiä voidaan korjata jälkikäteen laskennallisesti, jos magneettivuon tiheys  
kuvauskohteen jokaisessa pisteessä tiedetään. Magneettivuon tiheyden kar-  
toitus voidaan tehdä esimerkiksi epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin avulla  
kuvaamalla kaksi kertaa peräkkäin eri epäsymmetrisyysajalla [11, 31] tai gra-  
dienttikaikusekvenssillä kuvaamalla peräkkäin kahdella eri kaikuajalla [12].

### 3.1 Epäsymmetrinen spinkaiku

Epäsymmetrinen spinkaiku toimii muuten tavallisen spinkaikusekvenssin ta-  
voin, mutta siinä joko  $180^\circ$  pulssia tai lukugradienttia on siirretty niin, et-  
tä saatava kaikusignaali ei ole täsmälleen lukugradientin keskellä. Signaalin  
amplitudi kaiun molemmin puolin on verrannollinen  $T_2^*$ -relaksaatioon eli epä-

homogeenisuuksien aiheuttamaan vaihekoherenssin häviämiseen (kuva 2.5).

Kuvassa 3.1 on verrattu tavallisen ja epäsymmetrisen spinkaiun virityspulsseja keskenään, ja kuvan alaosassa on kummankin yhteinen lukugradientti, jonka paikkaa ei muuteta. Kun  $180^\circ$  pulssia siirretään ajan  $\epsilon$  verran, kaiku siirtyy ajan  $2\epsilon$  verran, koska spinien vaihekoherenssi alkaa palautua myöhemmin ja se jatkaa palautumistaan ajan  $\epsilon$  kauemmin.

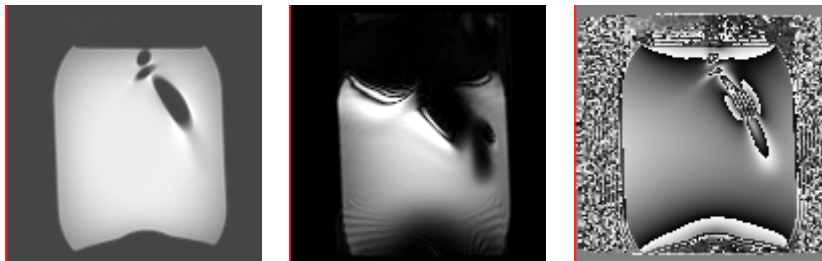


Kuva 3.1: Tavallisessa spinkaikusekvenssissä (ylin rivi)  $180^\circ$  pulssi on täsmälleen  $90^\circ$  pulssin ja lukugradientin keskikohdan puolivälissä. Epäsymmetrisessä spinkaikusekvenssissä (keskimmäinen rivi)  $180^\circ$  pulssia siirretään ajan  $\epsilon$  verran, jolloin spinkaiun keskikohta lukugradientin suhteen siirtyy ajan  $2\epsilon$  verran.

Kun verrataan epäsymmetrisellä spinkaikusekvenssillä otettua vaihekuva pulssien siirtämistä lukuunottamatta samoilla asetuksilla otettuun tavalliseen spinkaikuvaihekuvaan, voidaan kuvien erotuksesta nähdä kussakin pisteessä tapahtuneet epähomogeenisuuksien aiheuttamat vaihemuutokset. Tuloksena on vaihekartta, josta voidaan edelleen laskea kentän epähomogeenisuus  $\Delta B(x, y)$  eri pisteissä seuraavasti [8]:

$$\Delta B(x, y, z) = -\frac{\Delta\varphi(x, y, z)}{\gamma \cdot 2\epsilon}, \quad (3.1)$$

missä  $\Delta\varphi(x, y, z)$  on magneettikentän epähomogeenisuuden aiheuttama vaihemuutos ja  $\epsilon$  on  $180^\circ$  pulssin siirtymä. Kun kenttä kussakin pisteessä tunnetaan, voidaan tätä tietoa käyttää vääristyneiden kuvapisteyden siirtämiseen takaisin oikeille paikoilleen. Esimerkki vaihekartasta on kuvassa 3.2(c). Samasta kohdasta otettu EPI-kuva 3.2(b) on voimakkaasti vääristynyt verrattuna spinkaikukuvaan 3.2(a). Huomataan, että vääristymät näkyvät voimakkaissa sellaisissa kohdissa, joissa vaiheen muutos ja siten myös magneettivuon tiheyden muutos on jyrkkä.



(a) Spinkaikukuva

(b) EPI-kuva

(c) Vaihekuva

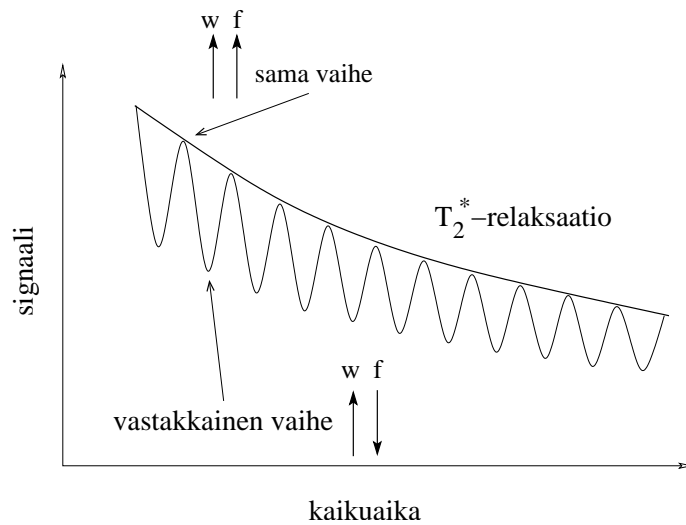
Kuva 3.2: Kuvattu kohde on nestetäytteinen säiliö, jonka sisällä on ilmatäytteisiä putkia. Ilman ja nesteen välisen susceptiivisuuseron seurauksena EPI-kuva (b) on voimakkaasti vääristynyt verrattuna samasta kohdasta otettun spinkaikukuvaan (a). Magneettivuon tiheyden muutokset näkyvät vaihekuvassa (c) selvästi vaihemuutoksina.

### 3.1.1 Kemiallisen siirtymän vaikutus

Vedyn Larmor-taajuus muuttuu hieman riippuen siitä, millaisessa kemiallisessa ympäristössä kyseisen vetyatomien ydin sattuu olemaan. Biologista kudosta kuvattaessa pääosa signaalista tulee joko vedessä tai rasvassa olevasta vedystä. Näistä vedestä tuleva signaali on usein kiinnostavampi, ja rasvasignaalista pyritään pääsemään eroon, koska erilaisen ominaistajuuden takia rasvasta ja vedestä tulevat signaalit siirtyvät kuvissa hieman eri paikkoihin. Veden ja rasvan lähettämällä signaaleilla havaittavaa taajuuseroa sanotaan

kemialliseksi siirtymäksi. Siirtymä on sitä suurempi, mitä alhaisempi datan-keruun kaistanleveys on kuvapistettä kohti. [4, 8]

Veden ja rasvan erilaiset ominaistajuudet näkyvät huojuntana  $T_2^*$ -relaksaatio-signaalissa kaikuajan funktiona kuvan 3.3 mukaisesti. Summasignaali on suurimmillaan, kun veden ja rasvan lähettämät signaalit ovat samassa vaiheessa, ja pienimmillään, kun niiden vaihe on vastakkainen. [17] Samalla tavalla ilmiö näkyy myös epäsymmetrisellä spinkaikusekvenssillä eri epäsymmetria-ajoilla  $\epsilon$  otettuja kuvia vertailtaessa. Siksi  $\epsilon$  kannattaa sellaiseksi, että veden ja rasvan antamat signaalit ovat samassa vaiheessa molemmissa kuvissa [12]. Toinen mahdollisuus olisi saturoida rasvasignaali esimerkiksi virityksen yhteydessä tai käyttää spektraalis-spatiaalista virityspulssia, joka virittää ainoastaan vedessä olevat vety-ytimet [4].



Kuva 3.3: Veden ja rasvan ominaistajuuksien ero aiheuttaa huojuntaa  $T_2^*$ -relaksaatio-signaalissa kaikuajan funktiona. Jos kaikuaja valitaan siten, että vedestä ja rasvasta saatavat signaalit ovat samassa vaiheessa, saadaan mittaus tehtyä verho-käyrää pitkin.

Epäsymmetrisen spinkaiun tapauksessa veden ja rasvan lähettämien signaalien vaiheet saadaan seuraavista kaavoista [8]:

$$\varphi_w(t') = -\gamma\Delta B(t' + 2\epsilon) - \gamma G_x x t' \quad (3.2)$$

ja

$$\varphi_f(t') = -\gamma\Delta B(t' + 2\epsilon) - \gamma G_x x t' + \gamma\delta_{fw} B(t' + 2\epsilon), \quad (3.3)$$

missä  $\varphi_w$  on vedestä tulevan signaalin vaihe,  $t'$  on tarkasteluhetken aikaero lukugradientin  $G_x$  keskikohtaan nähden,  $\Delta B$  on magneettikentän epähomogeenisuus,  $\epsilon$  on  $180^\circ$  pulssin siirtymä,  $\varphi_f$  on rasvasta tulevan signaalin vaihe ja  $\delta_{fw}$  on vesi- ja rasvasignaalin suhteellinen taajuusero. Rasvaan sitoutuneiden vety-ydinten ominaistajuus on pienempi kuin veteen sitoutuneiden, joten rasvasta saatava signaali jää vaiheeltaan vähitellen jälkeen.

Kaavoja 3.2 ja 3.3 käyttämällä voidaan laskea, millä ajanhetkillä signaalit ovat samassa vaiheessa. Ne palaavat samaan vaiheeseen silloin, kun rasvan signaali on jäänyt  $2\pi$ :n verran jälkeen veden signaalista. Ehdoksi saadaan

$$2\epsilon = \frac{2\pi}{\gamma\delta_{fw}B}. \quad (3.4)$$

Sijoittamalla kaavaan 3.4 veteen sitoutuneen vedyn gyromagneettinen suhde  $\gamma = 26,8 \cdot 10^7 \text{ (sT)}^{-1}$ , ihmiskehon rasvan tyypillinen suhteellinen taajuusero veteen nähden  $\delta_{fw} = 3,35 \cdot 10^{-6}$  ja magneettivuontiheydeksi 3 T, saadaan tulokseksi 2,33 ms. Signaalit ovat siis ensimmäisen kerran samassa vaiheessa tällä ajanhetkellä kaiun keskeltä mitattuna, ja myöhemmin sen monikerroilla.

## 3.2 Gradienttikaiku

Gradienttikaikukuvausta voidaan käyttää magneettivuon tiheyden mittaamiseen hieman samaan tapaan kuin epäsymmetristä spinkaikusekvenssiäkin. Se on sellaisenaankin herkkä suskeptiivisuuserojen aiheuttamille vaihemuutoksille, joten vaiheen kehittymistä voidaan tutkia ottamalla kaksi vaihekuvaa eri kaikuajoja käyttäen, ja verrata niitä toisiinsa. Tällöin magneettivuon

tiheys voidaan laskea kaavasta

$$\Delta B(x, y, z) = -\frac{\Delta\varphi(x, y, z)}{\gamma \cdot \Delta TE}, \quad (3.5)$$

mikä on muuten samanlainen kuin epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin tapauksessa käytetty kaava 3.1, mutta  $2\epsilon$ :n tilalla on kaikuaikojen ero  $\Delta TE$ . Myös kemiallista siirtymää koskevat tulokset pätevät gradienttikaikukuvaukselle samalla tavalla korvaamalla muuttuja  $2\epsilon$  kaikuaikojen erolla.

### 3.3 Vaiheen korjaaminen

Mitattu spintitiheys  $\hat{\rho}$  voi olla kompleksiluku, vaikka kuvauskohteen spintitiheys luonnollisesti onkin reaalin suure. Virheet mitatun signaalin vaiheessa johtavat demodulaatioon väärällä taajuudella Fourier-muunnoksessa, jolloin muunnos voi antaa kompleksisen lopputuloksen. Esimerkiksi vakio vaihesiirtymä  $\varphi_0$  tuottaa tulokseksi [8]

$$\hat{\rho} = e^{i\varphi_0} \rho. \quad (3.6)$$

Tavallisesti kompleksisuusongelma ratkaistaan kuvattaessa niin, että tarkastellaan Fourier-muunnoksen antaman spintitiheyden itseisarvoa, eli otetaan niin sanottu laajuuskuva (magnitude image). Itseisarvoa käytettäessä kuitenkin informaatiota häviää. Lisätietoa voidaan saada katsomalla myös vaihekuva. Spintitiheyden vaihekulma kussakin pisteessä voidaan laskea sen reaali- ja imaginaariosan avulla [8]

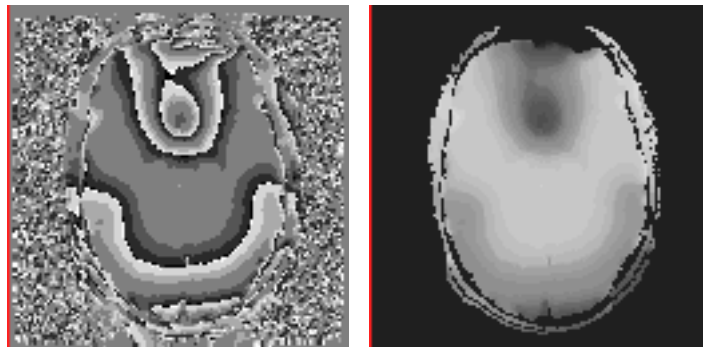
$$\varphi(x, y) \equiv \arg[\hat{\rho}(x, y)] = \arctan\left(\frac{\text{im}[\hat{\rho}(x, y)]}{\text{re}[\hat{\rho}(x, y)]}\right). \quad (3.7)$$

Vaihekuvan laskemisen jälkeen on jäljellä vielä yksi ongelma. Kaavasta 3.7 nähdään, että saatu vaihe on aina välillä  $[-\pi, \pi[$  arkustangentin ominaisuuksien takia. Todellinen vaihe voi kuitenkin olla mikä tahansa muukin re-

aaliluku, joten vaiheen rajoittaminen aiheuttaa kuviin vaihehyppyjä sellaisiin kohtiin, joissa vaiheen arvo kasvaisi  $2\pi$ :n yli, mutta arkustangentti palauttaa-kin sen takaisin alkamaan nolasta. Näiden korjaamiseksi käytetään jotakin vaihekorjausalgoritmiä (phase unwrapping), joka käy kuvan pisteet läpi ja pyrkii lisäämään vaiheeseen tarvittaessa  $2\pi$ :n monikerran, jotta vaihehyppyjä ei pääse syntymään [10]:

$$\vartheta(x, y) = \varphi(x, y) + 2\pi n(x, y). \quad (3.8)$$

Tuloksena kussakin kuvan pisteessä saadaan korjattu vaihe  $\vartheta(x, y)$ , jonka arvo voi olla mikä tahansa reaalityluku. Kuvassa 3.4(b) on esimerkki vaihekorjausalgoritmin tuomasta lopputuloksesta. Huomataan, että jyrkät  $2\pi$ -hyppyt ovat kadonneet, ja kuva on yhtenäinen.



(a) Mittaustulos

(b) Vaihekorjattu kuva

Kuva 3.4: Esimerkki vaihekorjauksen vaikutuksesta. Kuvan (a) jyrkät vaihehyppyt ovat korvautuneet tasaisella vaihemuutoksella kuvassa (b). Pään etuosassa sijaitsevien ilmaonteloiden lähellä vaihemuutokset ovat jyrkempiä kuin muualla.

## Luku 4

# Kenttäkarttasekvenssin toteuttaminen

Tässä luvussa kuvataan tavallisten spinikaiku- ja gradienttikaikusekvenssien lähdekoodien muuttamista kenttäkarttoittamistarkoitukseen ja niiden käyttöä EPI-kuvien korjaamiseen. Taustatietoina kuvataan GE:n magneettikuvauslaitteen sekvenssiohjelmoinnissa käytetyn EPIC-ohjelmointikielen rakennetta ja ohjelmien kehitys- ja testausympäristöä. Lähteenä on käytetty käsikirjaa [6].

### 4.1 EPIC-ohjelmointikieli

Magneettikuvaussekvenssi on ohjelma, joka ohjaa magneettikuvauslaitteen toimintaa tietynlaisten kuvien saamiseksi, perustuen esimerkiksi johonkin luvussa 2 esitellyistä tekniikoista. Sekvenssit GE:n kuvauslaitteissa on tehty ohjelmointikielillä nimeltä EPIC (Environment for Pulse Programming in C eli pulssien ohjelmointiympäristö C-kielillä). Nimensä mukaisesti se perustuu C-kielen, mutta siihen on lisätty erilaisia kuvauslaitteen käytön kannalta tarkoituksenmukaisia rakenteita. Kääntämisvaiheessa EPIC-esikäntäjä tekee EPIC:istä standardia C-koodia ja jakaa ohjelman kahteen tiedostoon, joista toisesta muodostuu ns. host-puolella ajettava ohjelma ja toisesta ns. IPG-puolella ajettava ohjelma. Host-osiossa varmistetaan käyttäjän syöttä-

mien kuvausasetusten (kuten kaiku-aika, kuva-ala, leikepaksuus jne.) yhteensopivuus ja muunnetaan käyttäjän syöttämät arvot kuvaussekvenssin asetuksiksi kuten gradienttien kestoajoiksi, amplitudeiksi ja viiveiksi. IPG-osio taas huolehtii kommunikoinnista itse kuvauslaitteen osien kanssa, ja muuttaa host-puolelta saamansa kuvausparametrit sellaiseen muotoon, että kuvauslaitteen osat pystyvät niitä lukemaan.

### 4.1.1 Ohjausmuuttujat

Yksi olennainen EPIC:in oma rakenne on control variable eli ohjausmuuttuja (CV). Kuvausparametreille on määritelty rakenteeksi CV tavallisen muuttujan sijasta, jotta kuvausohjelman suoritusta on helpompi hallita. Ohjausmuuttujan rakenne on seuraavanlainen:

```
cvtype name = value with { minval, maxval, notdefval,  
                           visflag, descr, errnum or errstr }
```

Merkintöjen selitys:

`cvtype` Muuttujan tyyppi, joka voi olla joko `int` tai `float`.

`name` Muuttujan nimi

`value` Muuttujan oletusarvo

`minval` Muuttujan pienin mahdollinen arvo

`maxval` Muuttujan suurin mahdollinen arvo

`notdefval` Muuttujan arvo siihen asti, kunnes käyttäjä valitsee sille arvon. Tämän on syytä olla sama kuin `value`, muuten voidaan joutua varsin erikoisiin virhetilanteisiin, joiden alkuperää ei ole helppo päätellä.

`visflag` Kertoo, näkyykö kyseinen muuttuja kuvauslaitteen käyttöliittymän CV-paneelissa.

`descr` Muuttujan kuvaus, josta ensimmäiset 140 merkkiä näkyy käyttöliittymän CV-paneelissa.

`errstr` tai `errnum` Jos käyttäjä yrittää vaihtaa muuttujan arvon niiden asettamisen rajojen ulkopuolelle, tulostetaan kohdan `errstr` määrittämä virheilmoitus tai virheilmoitus, jonka numero on `errnum`.

Ohjausmuuttujilla on joitakin lisäominaisuuksia tavallisiin muuttujiin verrattuna. Niiden arvon voi esimerkiksi kiinnittää pulssisekvenssiä ajettaessa, jolloin arvo ei muutu, vaikka ohjelman jokin komento sitä yrittäisikin muuttaa. Esimerkiksi pulssisekvenssin lähdekoodissa voisi olla komennot:

```
cv1 = 10;  
cv2 = cv1/2;
```

Jos muuttuja `cv2` on kiinnitetty (fixed) vaikkapa arvoon 7, sen arvo on 7 vielä tämän ohjelmakohdan jälkeenkin.

Ohjausmuuttujiin liittyy myös ominaisuus olemassaolo (`exist`). Kun käyttäjä ei vielä ole antanut ohjausmuuttujalle (esim. kaiku-aika, kuva-ala) mitään arvoa, se ei vielä "ole olemassa". Sen arvoa kuitenkin saatetaan tarvita muiden muuttujien rajojen laskemiseen, koska monet magneettikuvauksessa tarvittavat muuttujat riippuvat toisistaan. Siksi muiden muuttujien rajoja laskettaessa käytetään olemassa olemattoman muuttujan sitä arvoa, joka rajoittaa muita vähiten, ja päivitetään rajat uudelleen sitten, kun käyttäjä on asettanut muuttujalle jonkin arvon.

## 4.1.2 Pulssimakrot

Toinen tärkeä EPIC:in oma rakenne ovat pulssimakrot, joiden avulla ohjelmoija voi helposti liittää pulssisekvenssiin erilaisia viritys- ja gradienttipulsseja tarvitsematta perehtyä kommunikointiin kuvauslaitteen osien kanssa. Tärkein ero pulssimakrojen ja C:n makrojen välillä on pulssimakron kyky tuottaa koodia moneen paikkaan lopullisessa ohjelmassa. Myös makron määrittelyssä on eroja C:n standardiin verrattuna: pulssimakron syöteparametreilla voi olla oletusarvot, ja makron määrittelyyn liittyy tiettyjä omia merkintäsääntöjä. Valmiiksi tehtyjä pulssimakroja on EPIC:issä noin viisikymmentä, ja niille syötetään argumentteina tavallisesti ainakin pulssin paikka, kesto ja amplitudi. Pulssimakrot on eroteltu muista EPIC:in aliohjelmista kirjoittamalla

niiden nimet kokonaan isoilla kirjaimilla. Niiden määrittelyt ovat kirjastotiedostossa `epic.h`, joka liitetään jokaisen kuvaussekvenssiohjelman alkuun.

### 4.1.3 Tiedostojen liittäminen

Vähänkin suuremmissa ohjelmissa modulaarinen rakenne on hyödyksi, ja siksi useinkaan ei ole syytä kirjoittaa koko ohjelmaa yhteen tiedostoon. Makrojen lisäksi ohjelmaan voi liittää koodia ulkopuolelta käyttämällä C-kielen kommentoa `#include liite.c`, jolloin siihen kohtaan ohjelmaa liitetään tiedoston `liite.c` koko sisältö. Tätä voi käyttää hyväksi esimerkiksi kommentojen määrittelyssä.

Tämän rakenteen lisäksi EPIC:issä on käytössä sen oma kääntäjäohje `@inline`, joka muuten toimii samoin kuin `#include`, mutta sillä voidaan tarvittaessa liittää vain osa toisesta tiedostosta. Tämä tapahtuu kirjoittamalla komennon toiseksi argumentiksi avainsana, jota kääntäjä etsii liitettävästä tiedostosta, ja liittää avainsanan jälkeen tulevan koodin liitetiedoston seuraavaan osamerkkiin (esim. `@cv`) asti. Jos esimerkiksi halutaan liittää pääohjelmaan tiedoston `liite.e` sisältö avainsanasta `avain` lähtien, se tapahtuu komennolla

```
@include liite.e avain.
```

Jos tiedoston `liite.e` rakenne olisi seuraavanlainen:

```
@cv omia_muuttujia
  #define muuttuja1
  #define muuttuja2
@host avain
  <koodia>
@host avain2
  <koodia2>,
```

niin mukaan pääohjelmaan liitettäisiin vain osa `<koodia>`, eikä mitään muuta, koska sen jälkeen tuleva seuraava osamerkki `@host` katkaisee liittämisen.

Kääntäjäohje `@inline` toimii rekursiivisesti, eli myös tiedostossa `liite.e` voisi olla komento `@inline`, joka liittäisi siihen koodia vaikkapa tiedostosta `liite2.e` ja niin edelleen. Käytettäessä `@inline`-komentoa liitettävän tiedoston pääte voi olla joko `.h`, `.e` tai `.in`.

## 4.2 Magneettikuvaussekvenssin rakenne

Magneettikuvaussekvenssin lähdekoodi kirjoitetaan `.e`-päätteiseen tiedostoon. Koodi jakautuu osiin, joista osa päättyy EPIC-esikäntäjän käsittelyssä host-osioon, osa `ipg`-osioon ja osa molempiin. Kukin osa alkaa kääntäjäohjeella, jonka perusteella EPIC-esikäntäjä tietää, mihin osioon sen sisältämä koodi sijoitetaan. Osia merkitsevät kääntäjäohjeet on merkitty `@`-merkillä. Osamerkkejä `@cv`, `@reqcv`, `@export`, `@reqexport`, `@ipgexport` ja `@rspvar` käytetään rajaamaan lähdekoodissa alueita, joissa erilaisia muuttujia voidaan määritellä. Syynä merkintöjen suureen määrään ovat erilaiset muuttujatyypit ja niiden erilaiset käyttöalueet. Muita osamerkkejä ovat `@global`, `@host`, `@pg`, `@rsp`, `@pulsedef` ja `@revision`. Ne kaikki odottavat merkityksellään alueelle tiettyyn tarkoitukseen rajattua koodia. Esimerkiksi `@pg`-osaan kirjoitetaan kaikki suoraan pulssien tuottamiseen liittyvät komennot ja ohjelmakutsut ja `@pulsedef`-osaan pulssimakrojen määrittelyt.

Yksinkertaisimmillaan pulssisekvenssin lähdekoodin runko voi näyttää vaikkapa tältä:

```
@inline epic.h
@global
#include ''stddef.h''
#include ''epicconf.h''
#include ''pulsegen.h''

@host
psdname(''pulssisekvenssin nimi'');

int cvinit(){
```

```

#include ''cvinit.in''
<koodia>
}

int cveval(){
  <koodia>
}

int cvcheck(){
  <koodia>
}

int predownload(){
#include ''predownload.in''
  <koodia>
}

@pg
#include <values.h>
int pulsegen(){
  <koodia>
}

@rsp
test(){
  <koodia>
}

```

Huomataan, että kaikki osat eivät ole pakollisia itse pääohjelmassa. Esimerkiksi osat `@reqcv` ja `@reqexport` sisältävät pakollisia muuttujamäärittelyjä, mutta ne ovat jo `epic.h:ssa`, joka yleensä liitetään pulssisekvenssin lähdekoodiin heti ensimmäisellä rivillä.

Jotkut ohjelmarutiinit ovat pakollisia. Tällaisia ovat ainakin `cvinit()`,

`cveval()`, `cvcheck()`, `predownload()` ja `pulsegen()`. Näistä kaikki viimeistä lukuunottamatta kuuluvat `@host`-osaan, ja niitä tarvitaan sekvenssin kuvausasetusten säätämiseen ja palautteen antamiseen käyttäjälle. Seuraavassa on lyhyt kuvaus niiden tehtävistä:

Host-osan pakolliset rutiinit:

`cvinit()` Ajetaan vain kerran pulssisekvenssin käynnistäminen alussa. Rutiinin tehtävä on alustaa pysyviä muuttujia kuten pulssien kestot ja amplitudit. Lopuksi sen on palautettava pääohjelmalle `SUCCESS`, `FAILURE` tai `ADVISORY_FAILURE` riippuen suorituksen onnistumisesta.

`cveval()` Ajetaan aina kun käyttäjä muuttaa jonkin ohjausmuuttujan arvoa ohjauspaneelissa. Rutiinin tarkoituksena on päivittää muuttujien rajat käyttöliittymän opastuspaneelissa, koska monien muuttujien arvojen kiinnittäminen aiheuttaa rajoituksia toisille muuttujille. Lopuksi sen on palautettava pääohjelmalle `SUCCESS`, `FAILURE` tai `ADVISORY_FAILURE` riippuen suorituksen onnistumisesta.

`cvcheck()` Ajetaan aina `cveval()`-rutiinin jälkeen. Rutiinin tarkoituksena on varmistaa, ettei opastuspaneelin määäämiä rajoja muuttujien arvoille ole ylitetty. Lopuksi sen on palautettava pääohjelmalle `SUCCESS`, `FAILURE` tai `ADVISORY_FAILURE` riippuen suorituksen onnistumisesta.

`predownload()` Ajetaan kerran sen jälkeen, kun käyttäjä on saanut kaikki kuvausparametrit valituiksi. Rutiini tekee vielä viimeiset tarvittavat säädöt pulssiparametreihin, kuten esimerkiksi amplitudien skaalauksen. Lopuksi sen on palautettava pääohjelmalle `SUCCESS`, `FAILURE` tai `ADVISORY_FAILURE` riippuen suorituksen onnistumisesta.

## 4.3 Ohjelmointiympäristö

Uuden kuvaussekvenssin toimintaa on hyvä testata, ennen kuin se tuodaan magneettikuvauslaitteeseen. Siihen tarkoitukseen on olemassa SGI:n IRIX-käyttöjärjestelmässä toimiva simulointiympäristö WTools (Workstation Tools), jolla voidaan sekä kääntää ohjelmakoodi että simuloida magneettikuvauslaitteen toimintaa uuden sekvenssin ohjaamana. Sitä voidaan käyttää myös virityspulssien suunnitteluun ja niiden toiminnan simulointiin.

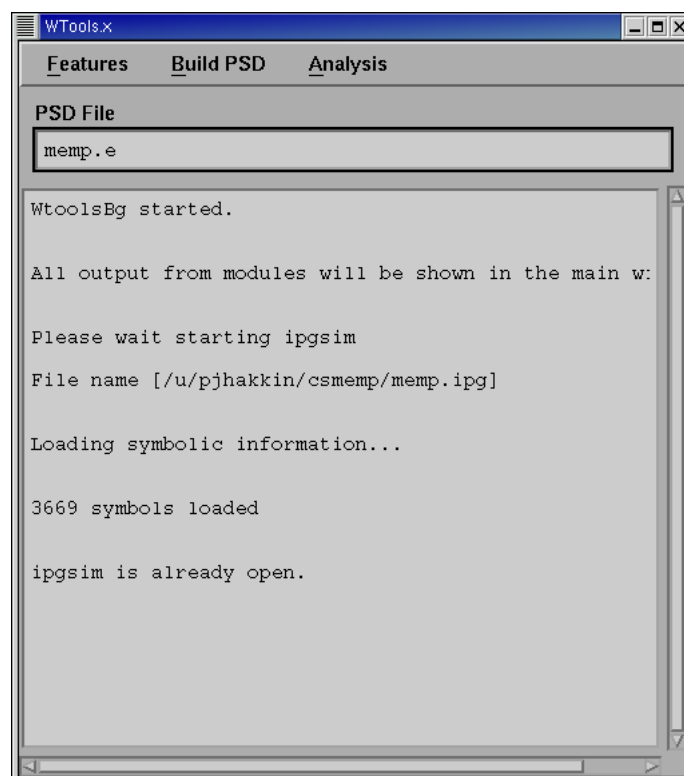
Kääntämävaiheessa käyttäjä voi valita, kääntääkö ohjelman simulaattoria vai magneettikuvauslaitetta varten. Simulaattoria varten käännettäessä saadaan tulokseksi `sekvenssi.host` ja `sekvenssi.ipg` -ohjelmat, joita voidaan ajaa vain simulaattorista. Lisäksi kääntäjä tekee muitakin tiedostoja, joissa on tietoa esimerkiksi sekvenssin sisältämistä ohjausmuuttujista. Kuvauslaitetta varten käännettäessä tulokseksi saadaan puolestaan ohjelmat `sekvenssi` ja `sekvenssi.psd.o`, jotka voidaan siirtää kuvauslaitteeseen ja ajaa siellä.

### 4.3.1 Simulaattorin osat

WToolsilla on kuvan 4.1 mukainen päävalikko, josta voidaan käynnistää kaikki sen toiminnot. Build PSD -valikossa on pulssisekvenssiohjelmien kääntämiseen tarvittavat työkalut ja Analysis-valikossa simulointityökalut. Simulointityökaluja käyttäen voidaan simuloida pulssisekvenssin toimintaa erikseen host- ja IPG-puolella. Host-puolen simulointiin tarkoitettu ohjelma on nimeltään Evaltool. Sillä voidaan antaa ohjausmuuttujille arvoja ja simuloida siten rutiineja `cvinit()`:sta `predownload()`:iin. Evaltoolin kautta niiden toimintaa voi myös tutkia virheidenjäljitysohjelman avulla.

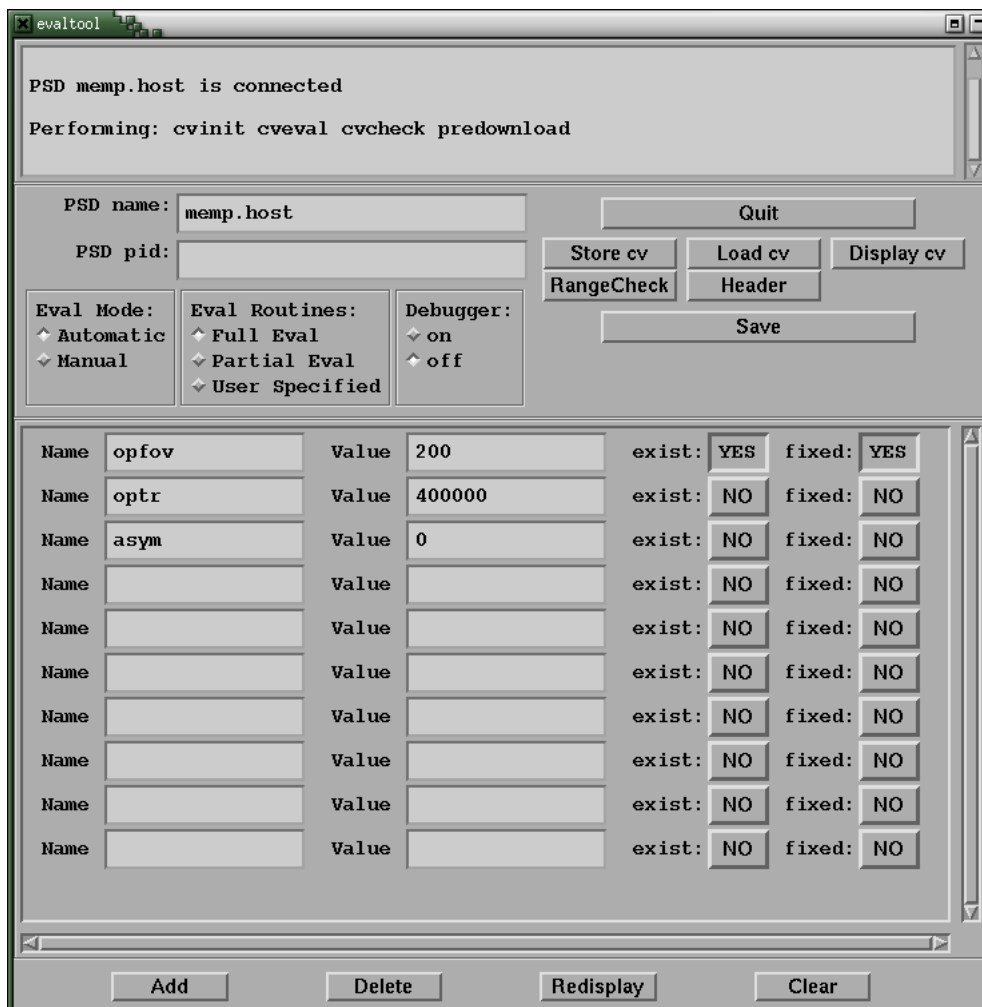
Kuvassa 4.2 on Evaltoolin käyttöliittymä. Sille voi Name-kenttien kautta syöttää ohjausmuuttujia, muuttaa niiden arvoja sekä säätää niiden olemassaoloita ja kiinnitys halutuksi. Käyttäjä voi myös suorittaa host-osioon kuuluvia rutiineja haluamallaan tavalla. Mahdolliset virheilmoitukset tulostuvat joko Evaltoolin omaan viestikenttään tai WToolsin päävalikon viestikenttään.

Kuvassa 4.3 on IPG-puolen toimintaa simuloivan IPGSimin käyttöliittymä, jolla voidaan simuloida varsinainen kuvausosuus. Jotta IPGSim voi-

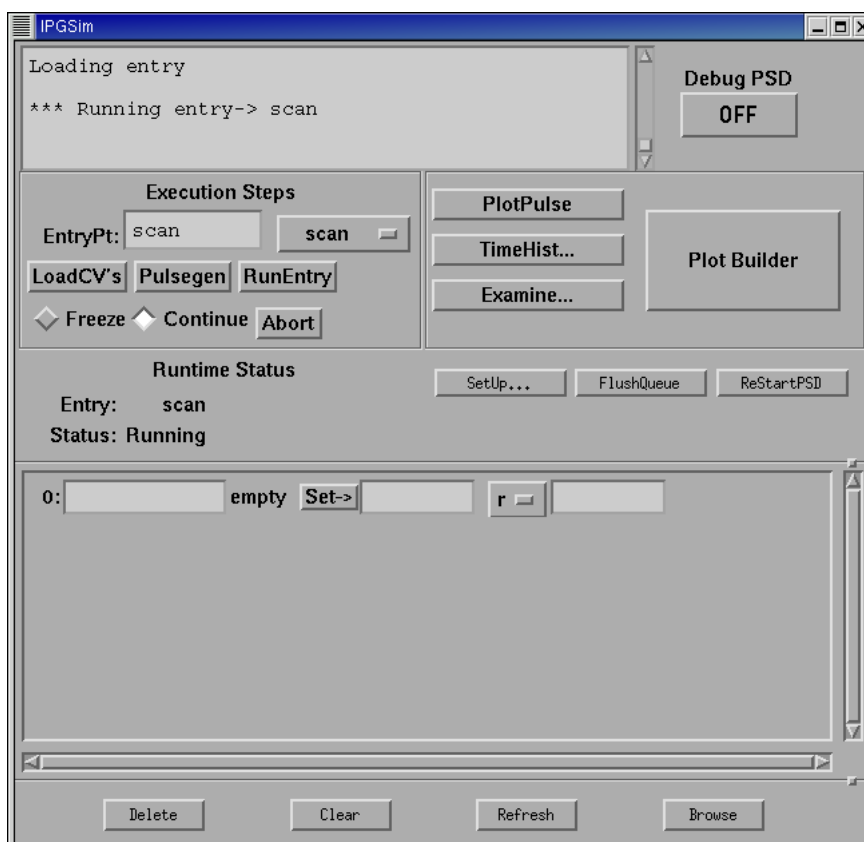


Kuva 4.1: WTools-simulointiympäristön käyttöliittymä. Tämä on simulaattorin pääikkuna, josta simulaattorin käynnistys aloitetaan ja johon tulee viestejä myös muiden simulaattorin osien toiminnasta. Yläreunan tekstikenttään kirjoitetaan sen pulssisekvenssin nimi, jonka toimintaa halutaan testata. Ylhäällä näkyvien valikojen kautta päästään kääntämään sekvenssiohjelma ja käynnistämään muita simulaattorin toimintoja.

daan suorittaa, tarvitaan Evaltoolissa tallennettu ohjausmuuttujalista, jota IPGSim käyttää ohjaamaan omaa suoritustaan. Muuttujat ladataan käyttöön Load CV's -napista. Vaadittava muuttujayhdistelmä riippuu ajettavasta pulssisekvenssistä. Yksinkertaisimmillaan pelkkä kuva-alan (opfov) arvon tallentaminen riittää, mutta monimutkaisemman sekvenssin tapauksessa vaadittavia muuttujia voi olla paljonkin. Kuvausosuuden toiminnan tutkimiseksi IPGSimillä voidaan piirtää kuvan 2.7 kaltainen pulssisekvenssikaavio, ja sen TimeHist-toiminnolla saadaan tarvittaessa tallennettua sekvenssin tarkka toimintahistoria ajon aikana, mistä on hyötyä virhetilanteita selvitettäessä.



Kuva 4.2: Host-puolta simuloivan Evaltoolin käyttöliittymä. Evaltoolin käyttö simulaattorissa vastaa kuvausasetusten syöttämistä kuvauslaitteen ohjaustietokoneeseen ennen kuvaamista. Evaltoolin kautta käyttäjä voi antaa arvoja ohjausmuuttujille ja säätää niiden tilaa. Haluttu muuttujayhdistelmä tallennetaan Save-napista, jolloin se on simulaattorissa seuraavaksi ajettavan ohjelman käytettävissä. Tässä esimerkissä on annettu arvot kuva-alaa, toistoaikaa ja epäsymmetrisyysaikaa säätelville ohjausmuuttujille opfov, optr ja asym.



Kuva 4.3: IPG-puolta simuloivan IPGSimin käyttöliittymä. Tämän osan tehtävänä on simuloida sekvenssin suoritusta itse kuvauslaitteessa. Aluksi ladataan Evaltoolissa tallennetut ohjausmuuttujat Load CV's -napista, minkä jälkeen sekvenssi voidaan ajaa. Ohjelmassa on toiminnot mm. pulssien tulostamiseen näkyviin ja niiden ajoitusten tutkimiseen.

Ohjelman toiminta oikein simulointiympäristössä ei vielä täysin takaa, että ohjelma toimii myös kuvauslaitteessa. Simulaattori ei ota huomioon fyysisiä rajoituksia, kuten liian suuria gradienttien amplitudeja, liian jyrkkiä amplitudimuutoksia, kaikkia aika-asetusten yhteensopivuuksia jne. Simulaattoriympäristöllä on muitakin eroja todelliseen verrattuna, joten sekvenssin toiminnasta voidaan varmistua vain kokeilemalla.

## 4.4 Spinkaikusekvenssin muokkaaminen

### 4.4.1 Inversiopulssin siirtäminen

Simulointiympäristön mukana tullutta tavallista spinkaikusekvenssiä `memp.e` käytettiin pohjana kenttäkartan kuvaamiseen tarvittavan epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin tekemiseen. Sen `@cv`-osaan määriteltiin uusi ohjausmuuttuja `asym`, joka määrittelee ajan, jonka verran  $180^\circ$  pulssia siirretään:

```
@cv
int asym = 0 with {-5ms,5ms,0, INVIS,
                  "Time offset for asymmetric spin echo",
                  "asym time is out of range"};
```

Pulssia voidaan siirtää joko eteenpäin tai taaksepäin. Rajoiksi on määriteltä  $\pm 5$  ms, jolloin vastaava spinkaiun siirtymä on  $\pm 10$  ms. Tämä riittää hyvin, sillä useimmiten halutaan ainoastaan kaiun minimisiirtymä  $\pm 2,33$  ms, jolloin vaihehyppyjä ehtii kertyä mahdollisimman vähän, ja kenttäkarttakuvien käsittely helpottuu.

Varsinainen  $180^\circ$  pulssin paikan siirtäminen tehtiin `@pg`-osassa. Aluksi käyttäjän antama `asym`:in arvo pyöristettiin alaspäin gradienttien päivitystaajuuteen `RDN_GRD`-pulssimakroa käyttäen. Sitten muutettiin `SLICESELZ2`-pulssimakron saamaa syötettä. `SLICESELZ2` tekee sekä  $180^\circ$  virityksen että vastaavan leikkeenvalintagradientin. Sen kolmas argumentti on virityspulssin ja leikkeenvalintagradientin tuottamisen ajanhetki, jonka arvo saadaan muuttujasta `Rf2Location[0]`. Pulssia siirrettiin lisäämällä tähän muuttuja `asym`.

```
asym = RDN_GRD(asym);

/* 180 slice sel pulse */
SLICESELZ2(rf2, RF2_SLOT, Rf2Location[0] + asym, pw_rf2,
           opslthick, flip_rf2, cyc_rf2, TYPNDEF, loggrd);
```

Epäsymmetrisyysajan oletusarvo on nolla, koska aina ensimmäiseksi on kuvattava tavallinen spinkaikukuva, johon epäsymmetristä kuvaa verrataan.

Lopputuloks on luotettavin, kun molemmat kuvat otetaan samalla sekvenssillä tekemättä välissä kuvauksen esivalmisteluja uudelleen, koska silloin esimerkiksi signaalin vahvistus säilyy samana, jolloin kuvat ovat toisiinsa verrannollisia. Kun ensimmäinen kuvaus on valmis, muutetaan ainoastaan muuttujan `asym` arvo, ja kuvataan suoraan toisen kerran.

#### 4.4.2 Matriisikoon muuttaminen

Näillä muutoksilla `memp.e` ei vielä soveltunut EPI-kuvien korjaamiseen, sillä sen pienin mahdollinen matriisikoko taajuussuunnassa oli 256, mikä oli liian suuri EPI-kuville. Kenttäkarttakuvien ja korjattavien kuvien matriisikoon olisi oltava sama optimaalisen tuloksen saamiseksi. Jotta tästä rajoituksesta päästiin eroon, muutettiin taajuussuuntaisen matriisikoon `opxres` minimiarvoa `@host`-osassa `cvinit`-protokollan sisällä. Ohjausmuuttujien määrittelyjä voidaan muuttaa jälkikäteen `cv`-alkuisten makrojen avulla. Minimiarvon muuttamiseen käytettävä makro on `cvmin()`. Samalla muutettiin `opxres`:in alku- ja oletusarvoiksi 128, mikä on toiminnallisissa kuvauksissa usein käytetty matriisikoko.

```
cvmin(opxres, 64);  
cvdef(opxres, 128);  
opxres = 128;
```

Myös Fourier-muunnoskoko oli muutettava vastaamaan kuvauksessa käytettyä matriisikokoa. Muunnoskoon on oltava aina kahden potenssi ( $64 \times 64$ ,  $128 \times 128$  jne.) ja suurempi tai yhtäsuuri kuin matriisikoko. Sitä säätelevät ohjausmuuttujat `rhrcxres`, `rhrcyres` ja `rhmsize`. Alunperin `memp.e` oli ohjelmoitu niin, että `rhrcxres` on näistä määräävä, jonka arvoa muut seuraavat. Tämä järjestelmä säilytettiin ennallaan, joten riitti, että `rhrcxres`:in arvoa muutettiin. Oikea muunnoskoko toteutettiin seuraavalla ehtolausekkeella, joka on lisätty sekä `cveval1()`- ja `predownload()`-protokolliin `@host`-osaan.

```
if( exist(opxres) > 256) {rhrcxres = 512;}  
else if (exist(opxres) > 128){rhrcxres = 256;}
```

```

else if ( exist(opxres) > 64){rhrcxres = 128;}
else rhrcxres = 64;

```

Ehtolauseke toimii niin, että esimerkiksi käyttäjän kuvatessa matriisikool- la  $96 \times 96$  muunnoskooksi tulee automaattisesti  $128 \times 128$ , koska 96 ei ole kahden potenssi. Suurimmaksi mahdolliseksi kooksi oletetaan  $512 \times 512$ .

### 4.4.3 Kuvatyyppin muuttaminen

Oletusarvoisesti useimmat kuvaussekvenssit antavat tavallisia laajuuskuvia, joissa kuvapiste on sitä kirkkaampi, mitä suurempi siitä saatavan signaalin itseisarvo on. Kenttäkartan soveltamista varten tarvitaan myös vaihekuvat, joissa kuvapisteen intensiteetti riippuu signaalin vaiheesta siinä pisteessä. Kuvatyyppiä voi muuttaa ohjausmuuttujan `rhrcctrl` kautta. Taulukossa 4.1 on lueteltu `rhrcctrl`:in eri arvoja vastaavat kuvatyyppit. Jos halutaan saada useammanlaiset kuvat samaan aikaan, annetaan vain `rhrcctrl`:ille arvoksi niiden summa, esimerkiksi `rhrcctrl=3` antaisi sekä laajuus- että vaihekuvan jokaisesta leikkeestä.

Taulukko 4.1: `rhrcctrl`-muuttujan arvoja vastaavat kuvatyyppit.

<code>rhrcctrl</code>	kuvatyyppi
1	laajuuskuva
2	vaihekuva
4	I-laajuuskuva
8	Q-laajuuskuva
16	pakattu kuva
128	raakakuva

Ongelmana GE:n laitteen tuottamissa vaihekuvuissa on se, että vaihearvo on skaalattu välin  $[-\pi, \pi[$  sijasta paljon suuremmalle välille, eivätkä vaihearvot ole symmetrisiä nollan suhteen. Ongelma saattaa johtua ainakin osittain virheestä kuviin sovellettavien korjausten järjestyksessä, joten varmuuden

vuoksi otetaan imaginaari- ja reaalikuvat erikseen, ja lasketaan niistä vaihekuva Matlabia käyttäen kaavalla 3.7. Kenttäkarttasekvenssiin muutetaan tätä varten `rhrctr1:n` oletusarvoksi  $1 + 4 + 8$  eli 13. Ohjelmakoodin lukemisen helpottamiseksi käytetään numeroiden sijasta `epic.h`:ssa määriteltyjä vakioita, joilla on vastaavat numeroarvot. Muutos tehdään `@host`-osan `predownload()`-protokollan sisään.

```
rhrctr1 = RHRCMAG + RHRCIMAG + RHRCQMAG;
```

Näillä muutoksilla tavallisesta spinkaikusekvenssistä on tullut magneettivuon tiheyden mittaamiseen soveltuva kenttäkarttasekvenssi. Seuraavaksi kenttäkarttasekvenssi käännettiin EPIC:in simulointiympäristössä magneetikuvauslaitetta varten, tuloksena saadut kaksi ohjelmaa `memp` ja `memp.psd.o` siirrettiin kuvauslaitteen ohjaustietokoneeseen Signaan, linkitettiin `/usr/g/bin`-hakemistoon `asymse` ja `asymse.psd.o`-nimillä, ja kenttäkarttaprotokolla tallennettiin muiden kuvausprotokollien joukkoon, jolloin se on helposti käytävissä.

## 4.5 Gradienttikaikusekvenssin muokkaaminen

Gradientti- ja spinkaikusekvenssillä saatavien kenttäkarttakuvien vertailemiseksi muokattiin myös tavallista gradienttikaikusekvenssiä kenttäkartoitukseen sopivaksi käyttäen pohjana `2dfast.e`-nimisen sekvenssin lähdekoodia. Muutokset olivat pienempiä kuin spinkaiussa, koska gradienttikaikutekniikka on alkujaankin herkkä vaihemuutoksille  $180^\circ$  pulssin puuttumisen takia. Tarvittiin siten vain minimimatriisikoon muuttaminen pienemmäksi ja kuvatyypin oletusarvon muokkaaminen. Muutokset näyttävät samankaltaisilta kuin spinkaikusekvenssin tapauksessakin.

### 4.5.1 Matriisikoon muuttaminen

Seuraavat komennot lisättiin `@host`-osaan `cvinit()`-protokollan sisään minimimatriisikoon muuttamiseksi arvoon  $64 \times 64$ .

```
cvmin(opxres, 64);
cvmin(opyres, 64);
```

Ohjauspaneelissa matriisikoolle oli määritelty minimiarvoksi  $256 \times 128$ , joka on myös muutettava, jotta edellä määritellyt pienet matriisikoon arvot olisi mahdollista syöttää ohjauspaneelin kautta. Tämä toteutui tekemällä @host-osaan `cveval()`-protokollaan seuraavat muutokset. Ilman niitä pienen matriisikoon voisi syöttää ainoastaan Research Options -valikon kautta, mikä kävisi vaivalloiseksi.

```
avminyres = 64;
avminxres = 64;
```

Jotta myös Fourier-muunnos tehtäisiin oikeaan kokoon, lisättiin @host-osaan `predownload()`-protokollan sisään seuraava if-lauseke.

```
if( exist(opxres) > 256) {rhimsize = 512;}
else if (exist(opxres) > 128){rhimsize = 256;}
else if ( exist(opxres) > 64){rhimsize = 128;}
else rhimsize = 64;
```

Toisin kuin edellä spinkaikusekvenssin tapauksessa, tässä sekvenssissä `rhimsize` on määräävä ohjausmuuttuja, jonka arvoa taajuus- ja vaihesuuntaiset muunnoskoot `rhrcxres` ja `rhrcyres` seuraavat.

## 4.5.2 Kuvatyyppin muuttaminen

Kuvatyyppi muutetaan samalla tavalla kuin `memp.e`-sekvenssissäkin, antamalla oletusarvoksi sekä laajuus-, reaali- että imaginaarikuvien kerääminen. Lisäys tehtiin @host-osaan `predownload()`-protokollan sisään.

```
rhrcctrl = RHRCMAG + RHRCIMAG + RHRCQMAG;
```

Näillä muutoksilla sekvenssi on valmis kenttäkarttakäyttöön. Siitä käännetyt ohjelmat on linkitetty kuvauslaitteen ohjaustietokoneen `/usr/g/bin`-hakemistoon nimillä `gre_field` ja `gre_field.psd.o` ja tallennettu samaan kenttäkarttaprotokollaan kuin epäsymmetrisen spinkaikusekvenssikin.

# Luku 5

## Kenttäkartan käyttäminen

### 5.1 Kuvauksen vaiheet

Kenttäkarttakuvat toiminnallisten kuvien korjausta varten voidaan ottaa missä vaiheessa tutkimusta tahansa, mutta on pyrittävä siihen, että kenttäkartan kuvaamisen ja toiminnallisen kuvauksen välinen aika on mahdollisimman lyhyt, jotta koehenkilön pään asema ei ehtisi muuttua liikaa.

Kuvattavan kohteen magneettivuontiheyden mittaamiseksi epäsymmetristä spinkaikusekvenssiä käyttäen otetaan samoista aivoleikkeistä laajuus- ja vaiheinformaation sisältävät kuvat kahteen kertaan. Ensimmäisellä kerralla epäsymmetrisyysaika on nolla, ja toisella kerralla se on veden ja rasvan lähettämien signaalien huojunta-ajan monikerta. Yksinkertaisinta on käyttää monikertana ykköstä, koska silloin magneettivuontiheyden erot ehtivät jo vaikuttaa signaaliin, mutta niiden vaikutus kuvien laatuun on minimoitu. Kuvasarjat otetaan ajallisesti mahdollisimman lähellä toisiaan, jotta niiden tilanteet olisivat mahdollisimman vertailukelpoiset.

Gradienttikaikusekvenssiä käytettäessäkin otetaan laajuus- ja vaiheinformaation sisältävät kuvat kahteen kertaan, mutta niiden välillä muutetaan kaiku-aikaa. Sopiva muutos on silloinkin veden ja rasvan huojunta-ajan monikerran verran.

Jos mitattua kenttäkarttaa halutaan käyttää EPI-kuvien korjaukseen, EPI:ssä ja kenttäkarttasekvenssissä on käytettävä samaa kuva-alaa ja lei-

keasetuksia. Myös matriisikoon on oltava sama, jos korjaukseen käytetään valmista Fugue-ohjelmaa. Jos EPI:ä ajettaessa magneettikentän epähomogeenisuuksia korjataan myös shimmauksella, shimmausasetusten on oltava samat molemmissa sekvensseissä, jotta mitattaisiin samaa kenttää, jonka aiheuttamia vääristymiä yritetään korjata. Aika-asetusten ei tarvitse olla samoja, koska ne vaikuttavat vain kuvien kontrastipainotukseen, jolla ei kuvia korjattaessa ole merkitystä, kunhan vain signaalia saadaan riittävästi. Kuvien korjaamiseksi EPI-sekvenssistä tarvitsee tietää vain yhden  $k$ -avaruuden rivin keräämiseen kulunut aika, joka GE:n kuvauslaitteen tapauksessa saadaan muuttujasta `esp`.

## 5.2 Spinkaiku- ja gradienttikaikusekvenssin vertailu

Sekä gradienttikaikusekvenssin että epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin soveltuvuutta magneettivuon tiheyden mittaamiseen kokeiltiin. Molemmissa käytettiin samaa kaiku-aikaa ja toisto-aikaa, ja kuvattiin leikkeet samasta kohdasta aivoja. Gradienttikaikusekvenssissä käytettiin virityspulssin kulmana 20 %, koska se tuottaa melko lähellä ideaalista olevan leikeprofiilin, mutta kuitenkin riittävästi signaalia. Valittu kaiku-aika on lyhyt, koska gradienttikaikusekvenssin tapauksessa magneettikentän epähomogeenisuudet ehtivät vaikuttaa signaaliin sitä enemmän, mitä pitempi kaiku-aika on. [17] Sekvenssien tuottamia kuvia sovellettaessa kiinnostava asia on vain signaalin ero kahden peräkkäin ajettavan sekvenssin välillä, joten muut epähomogeenisuusilmiöt eivät ole toivottavia.

Saadut reaali- ja imaginaarikuva muutettiin vaihekuviksi Matlabille tehtyä koodia [27] käyttäen. Kuvassa 5.1 on samasta leikkeestä saadut vaihekuvat, joista 5.1(c) on otettu käyttäen epäsymmetristä spinkaikua ja 5.1(d) on otettu käyttäen gradienttikaikua. Nähdään heti, että gradienttikaikukuvassa vaihehyppyjä on selvästi enemmän, ja niitä on muuallakin kuin kudosten rajakohdissa. Ero johtuu spinkaikusekvenssissä käytettävästä inversiopulssista, jonka ansiosta kuvissa näkyviä vaihe-eroja kehittyy vain sinä aikana, jonka

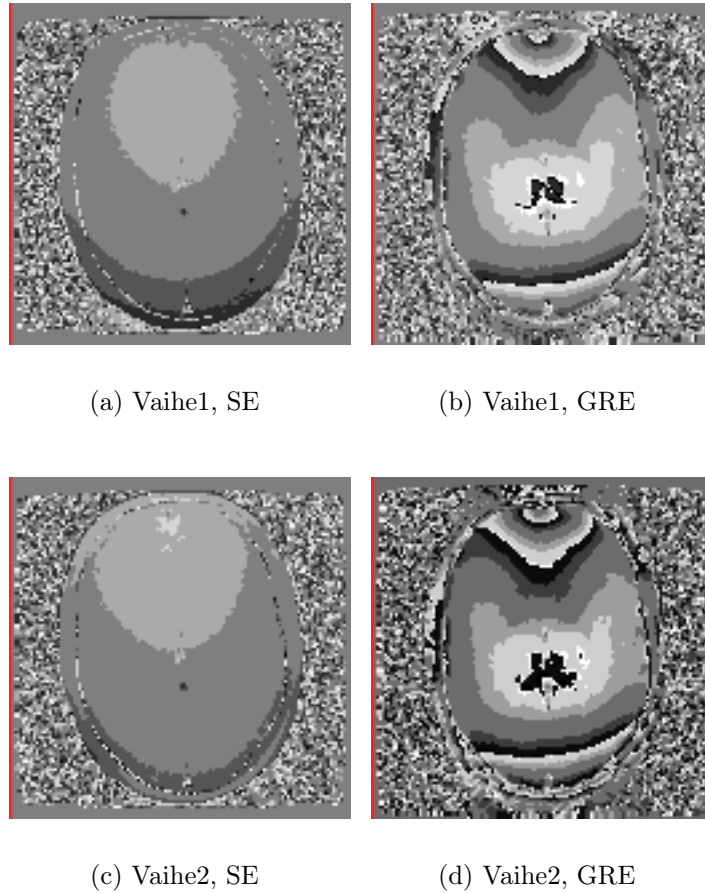
Taulukko 5.1: Kenttäkartan kuvaamisessa käytetyt asetukset sekvenssejä vertailtaessa. Kaikuaika 1 oli käytössä ajettaessa sekvenssiä ensimmäisen kerran ja kaikuaika 2 toisella kerralla. Kaiun siirtymä oli epäsymmetrisessä spinkaikusekvenssissä toisella kuvauskerralla käytetty asetus. Kolmannessa sarakkeessa on sen EPI-sekvenssin asetukset, jonka tuottamien kuvien korjaamiseen kenttäkarttaa käytettiin.

Asetus	Spinkaiku	Gradienttikaiku	EPI
Kaikuaika 1 [ms]	20	20	32
Kaikuaika 2 [ms]	20	22,3	-
Kaiun siirtymä [ms]	2,3	-	-
Toisto aika [ms]	500	500	2500
Virityskulma [°]	90	20	90
Matriisikoko	128 × 128	128 × 128	128 × 128
Leikepaksuus [mm]	3,0	3,0	3,0
Leikeväli [mm]	0	0	0
Kuva-ala [cm]	22	22	22

epäsymmetrisen ja symmetrisen kaiun huiput eroavat toisistaan. Gradienttikaikusekvenssissä taas virityksen alusta lähtien kasautuvia vaihe-eroja ei kumota, joten ne ehtivät myös kehittyä selvästi pahemmiksi.

Vaihehypyt hankaloittavat kenttäkartan käyttöä, joten niistä oli aluksi päästävä eroon luvussa 3.2 kuvatulla tavalla. Jotta vaihekorjaus voitiin tehdä, vaihe- ja laajuuskuvat oli ensiksi talletettava sellaiseen muotoon, jota korjaukseen käytettävä ohjelma ymmärtää. Se tehtiin Matlab-funktiolla `epi_save_analyze` [30]. Vaihekorjaukseen käytettiin Prelude-ohjelmaa [1]. Sen tuottama lopputulos on kuvassa 5.2. Spinkaikusekvenssillä otetun kuvan tapauksessa suurin ero alkuperäisen ja korjatun kuvan välillä on kohteen ulkopuolisissa kohinassa olevien ”vaihe-erojen” häviäminen korjatusta kuvasta. Muuten spinkaikukuva tarvitsi varsin vähän korjausta. Gradienttikaikukuva oli korjausalgoritmile paljon vaativampi kohde, ja laskeminen kesti kauan, mutta lopputulos on kuitenkin hyvännäköinen alkuperäiseen verrattuna.

Kuvassa 5.3 on yksi EPI-kuva, johon korjausta sovellettiin, ja vertailukuvana samankokoinen anatominen kuva, jonka vääristymät oletetaan merkityksettömän pieniksi. Kuvia vertailemalla havaitaan, että EPI-kuvassa ai-



Kuva 5.1: Epäsymmetrisellä spinkaikusekvenssillä (a, c) ja gradienttikaikusekvenssillä (b, d) samasta paikasta otettujen vaihekuvienv vertailu. Gradienttikaikusekvenssillä otetuissa kuvissa on selvästi enemmän vaihehyppyjä.

vojen etuosa on venynyt ylöspäin ja takaosa on litistynyt samaan suuntaan. Signaalia ei kuitenkaan ole ainakaan merkittävästi kadonnut, koska kuvattu leike ei ole lähellä susceptiivisuuserojen kannalta ongelmallisimpia alueita.

Vaihekarttojen 5.2 pohjalta EPI-kuvan korjaukset voitiin laskea komentorivikäyttöisten ohjelmien Avwmerge ja Fugue [1] avulla. Korjauksen lopputulokset näkyvät kuvassa 5.4. Kuvassa 5.4(a) korjauksen pohjana on käytetty epäsymmetristä spinkaikusekvenssiä ja kuvassa 5.4(b) gradienttikaikusekvenssiä. Kummassakin korjausohjelman asetukset olivat samat. Luotetta-

vamman lopputuloksen saamiseksi Fugussa käytettiin asetusta, joka tasoittaa kenttäkartan pisteiden vaikutusta käyttämällä vaihekuvan yksittäisen kuvapisteen arvon sijasta arvoa, joka lasketaan kertomalla kukin kuvapiste ja sen viereiset pisteet kaksiulotteisen Gaußin käyrän antamalla painokertoimella, ja korvaamalla alkuperäisen vaihekuvan pisteen arvo niiden summalla. Tasoitusta käytettiin painotuksella 3,0, joka vähensi lopputuloksen särmiikkyyttä. Epäsymmetrisestä spinkaikusekvenssistä saatu data antoi selvästi tasaisemman näköisen lopputuloksen. Molemmat korjasivat aivojen ylä- ja alaosan muodot oikeaan suuntaan, mutta gradienttikaikusekvenssin antamassa datassa oli selvästi enemmän ongelmia aivojen reuna-alueilla. Se voi johtua vaiheenkorjausalgoritmin epäonnistumisesta niissä paikoissa, joissa vaihekuva näytti sotkuisimmalta.

Tuloksen epätasaisuus toistui gradienttikaikusekvenssin antaman datan perusteella lasketussa korjauksessa muissakin leikkeissä. Jatkossa kannattaa käyttää siis paremman lopputuloksen antavaa epäsymmetristä spinkaikusekvenssiä magneettivuon tiheyden mittaamiseksi, huolimatta siitä, että gradienttikaikusekvenssi on hieman nopeampi ja sen aiheuttama RF-kuormitus hieman pienempi. Nopeusero on tässä tapauksessa vain muutamien sekuntien suuruusluokkaa, ja RF-kuormitus puolestaan pysyy näin hitaita sekvenssejä käytettäessä hyvin turvarajojen sisäpuolella, koska rajat on määritelty aikakeskiarvona, joten kummallakin erolla on hyvin vähän merkitystä. Tarkastellaan seuraavaksi tarkemmin epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin asetuksia, ja kuinka hyvin eri aivoalueista otetuissa kuvissa olevia vääristymiä voidaan korjata.

### 5.3 Optimaaliset asetukset

Edellä todettiin epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin antaman datan pohjalta tehtyjen kuvakorjausten olevan parempilaatuisia. Katsotaan vielä tarkemmin, millainen vaikutus spinkaikusekvenssin kuvausasetuksilla on magneettivuon tiheyden mittauksen onnistumiseen. Ne asetukset, joita voi muuttaa korjattavasta EPI-kuvasta riippumatta, ovat kaiku aika ja toisto aika.

Magneettivuon tiheyden mittaus kussakin kuvapisteessä perustuu vaiheen

vertailuun tavallisen spinkaikukuvan ja epäsymmetrisen spinkaikukuvan välillä. Jotta saadut vaihearvot olisivat luotettavia, kuvauksessa käytettävä kaiku-aika ja toisto-aika on valittava siten, että signaalia saadaan kaikilta tutkitavilta alueilta riittävästi. Samalla kuitenkin kokonaiskuvausajan on pysyttävä kohtuullisena, jotta magneettivuon tiheyden mittaaminen ei kasvattaisi tutkimukseen kuluva-aikaa merkittävästi. Vaihekuvien lisäksi otettavista laajuuskuvista nähdään suoraan signaalin voimakkuus kussakin pisteessä, joten niitä apuna käyttäen voidaan vaihekuvista jättää ottamatta huomioon sellaiset vaihekuvan kuvapisteteet, joiden signaali on liian pieni ollakseen luotettava. Esimerkiksi kuvassa 5.1 nähdään, että myös kuvauskohteen ulkopuolisilla pisteillä on jokin vaihearvo, vaikka kyse onkin pelkästä kohinasta.

Kaikuajan pidentäminen lisää kuvien  $T_2$ -painotusta, jolloin neste näkyy kirkkaana ja muu kudokseksi tummempana. Jotta signaalia saataisiin riittävästi kaikkialta, käytetään melko lyhyttä kaiku-aikaa, jolloin 20 ms on osoittautunut hyväksi valinnaksi. Toistoajan valintaan vaikuttavat haluttu signaalin määrä, haluttu painotus erilaisten kudosten välillä ja mittauksen kesto. Taulukossa 5.2 on listattu kuvausaikoja ja signaalikohinasuhteen suuruusluokkia eri toistoajoilla. Toistoajan pidentäminen pidentää suoraan kuvausaikaa, mutta myös lisää signaalin määrää tiettyyn rajaan asti, koska pitemmällä toistoajalla spinien virityksellä on enemmän aikaa purkautua.

Taulukko 5.2: Toistoajan vaikutus kuvausaikaan ja signaalikohinasuhteeseen matriisikoon ollessa  $128 \times 128$  ja kaikuajan ollessa 20 ms. Signaalikohinasuhde on vain suuruusluokka-arvio, sillä se vaihtelee kuvauskohteesta toiseen.

Toisto-aika [ms]	Kuvauksen kesto-aika [min:s]	Suhteellinen SNR [%]
500	1:12	100
1000	2:20	170
2000	4:40	260

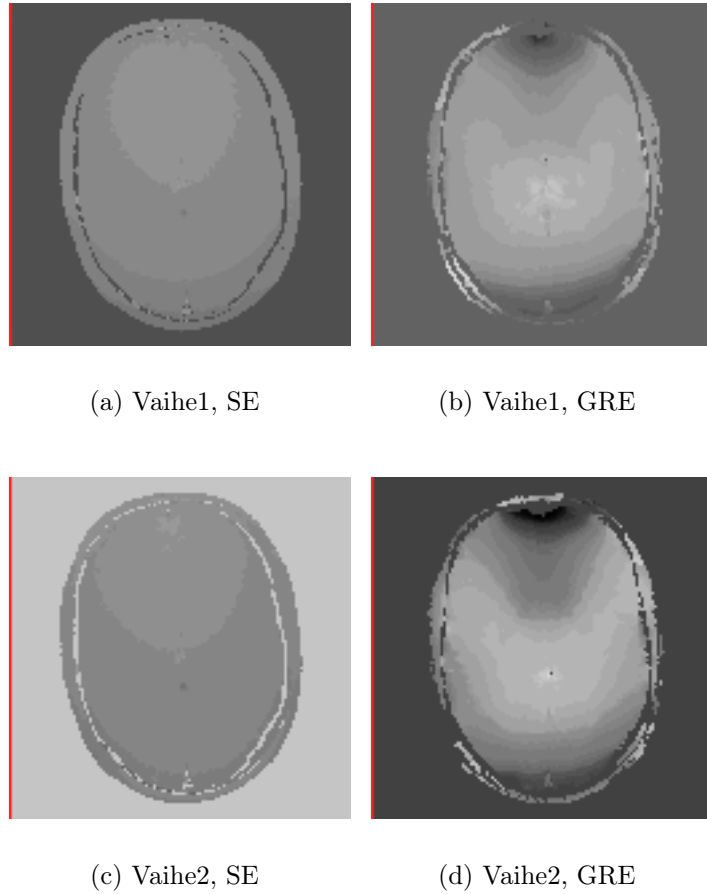
Pisimmällä toistoajalla signaalikohinasuhde on selvästi paras, mutta aikaa kuluu yli neljä minuuttia. Sekvenssi on ajettava kahteen kertaan, joten

yli yhdeksän minuutin alkaa jo olla kestämaton, kun kyseessä on vain kuvien korjaamiseen tarkoitettu rutiini. Mitä kauemmin kuvaus kestää, sitä todennäköisemmin koehenkilö liikuttaa päätään, jolloin eri kuvasarjat eivät enää vastaa toisiaan. Siksi lienee paras ratkaisu käyttää joko 500 ms tai 1000 ms toistoaikaa, joista kummassakin signaalikohinasuhde on vielä hyvä, mutta kuvausaika ei pääse kasvamaan liian pitkäksi.

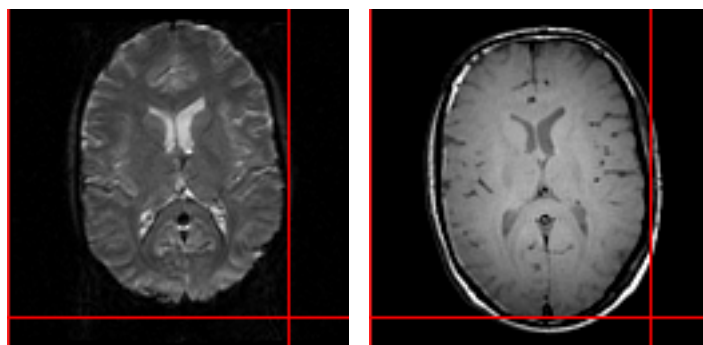
## 5.4 Esimerkkejä kuvien korjauksesta

Geometrinen vääristymien voimakkuus aivokuvissa riippuu kuvaleikkeen sijainnista pään ilmaonteloihin nähden. Niinpä vääristymät ovat yleensä pahe-nevat otsaontelon kohdalta alaspäin mentäessä, ja ovat pienimmillään päälakea lähestyttäessä. Seuraavissa esimerkeissä katsotaan muutamista eri kohdista otettuja EPI-kuvia, niissä olevia vääristymiä ja korjauksen onnistumista eri tapauksissa. Jokaisesta EPI-kuvasta on tehty kaksi korjattua versiota. Korjausten pohjana ollut kenttäkarttadata on saatu epäsymmetrisellä spin-kaikusekvenssillä muuten samanlaisilla asetuksilla, mutta toisella mittauseralla toisto aika on ollut 500 ms ja toisella 1000 ms. Muuten epäsymmetrisen spin-kaikusekvenssin ja EPI:n asetukset olivat taulukon 5.1 mukaiset.

Kussakin kuvista 5.5, 5.7, 5.9 on EPI-kuva ja samasta kohdasta otettu anatominen kuva aivoista kolmelta eri korkeudelta. Kahdesta alimmasta käy hyvin ilmi alueen ongelmallisuus EPI-sekvenssin käytön kannalta. Signaali on kadonnut EPI-kuvasta kokonaan korvakäytävien ja turkinsatulan keskiosan kohdalta. Aivojen alaosa on myös litistynyt. Kuvissa 5.6, 5.8 ja 5.10 on EPI-kuvista lasketut korjatut versiot. Eri toistoajoilla tehty magneettivuon tiheyden mittaaminen on johtanut hieman eri näköisiin tuloksiin, mutta erot johtunevat muustakin kuin toistoajasta, kuten pään asennon muutoksista.



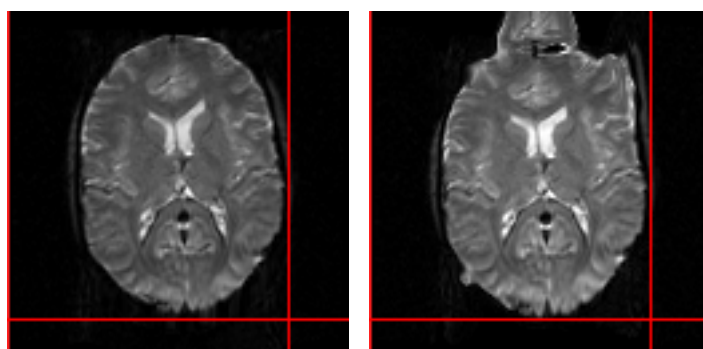
Kuva 5.2: Spinkaiku- ja gradienttikaikuvaihekuvat vaihekorjauksen jälkeen. Epäsymmetrisissä spinkaikukuvissa (a, c) vaihekorjausta tarvittiin lähinnä kohinan poistamiseen, mutta gradienttikaikukuvissa (b, d) on tapahtunut selvä parannus vaihehyppyjen poistumisen myötä.



(a) Alkuperäinen EPI-kuva

(b) Anatominen kuva

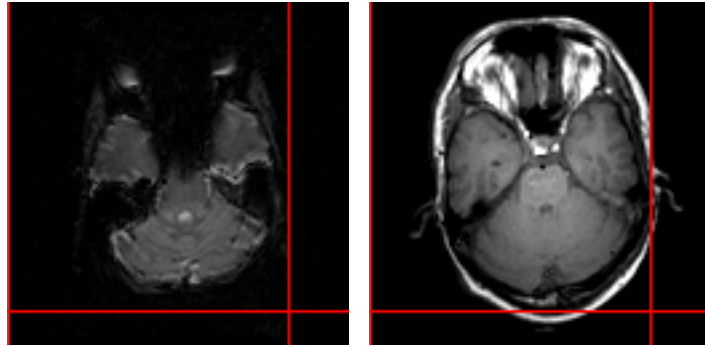
Kuva 5.3: EPI-kuva (a) ja samasta paikasta otettu anatominen kuva (b) ennen korjausta. Aivojen takaosa on EPI-kuvassa selvästi kutistunut, ja aivojen etuosa on venynyt ylöspäin.



(a) Epäsymmetrinen spin-kaiku

(b) Gradienttikaiku

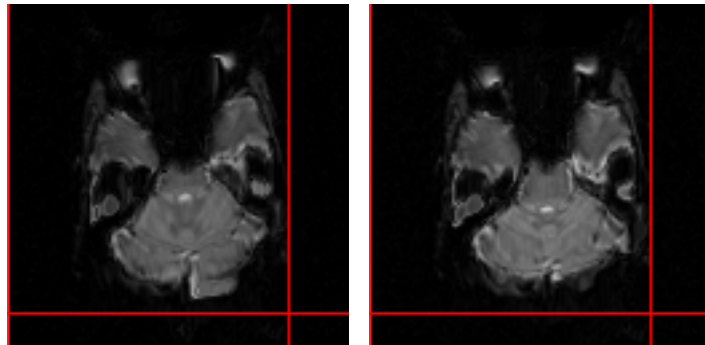
Kuva 5.4: Kaksi korjattua versiota edellisestä EPI-kuvasta, joista kuvassa (a) korjausten pohjana on käytetty epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin antamaa dataa ja kuvassa (b) gradienttikaikusekvenssin antamaa dataa. Korjausalgorithmi on muuttanut mittasuhteita lähemmäksi oikeaa, mutta varsinkin gradienttikaikusekvenssin pohjalta tehty korjaus on tehnyt aivojen reunoista hyvin epätasaiset.



(a) Alkuperäinen EPI-kuva

(b) Anatominen kuva

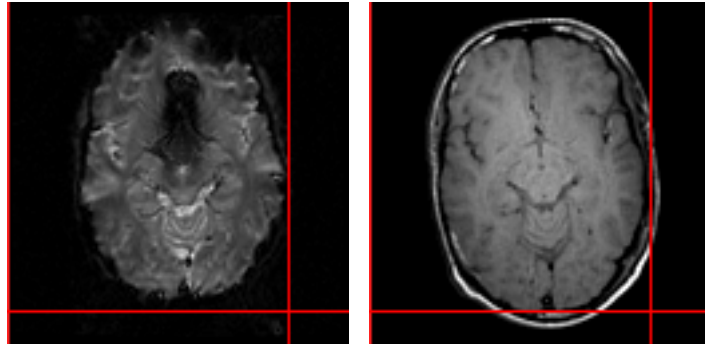
Kuva 5.5: Hieman silmien yläpuolelta kuvatun leikkeen kohdalla EPI-kuvassa (a) kentän vääristyminen on vienyt signaalin kokonaan korvakäytävien ja turkinsatulan keskiosan kohdalta. Samasta kohdasta otetussa anatomisessa kuvassa (b) alueet näkyvät normaalisti.



(a) Korjaus 1

(b) Korjaus 2

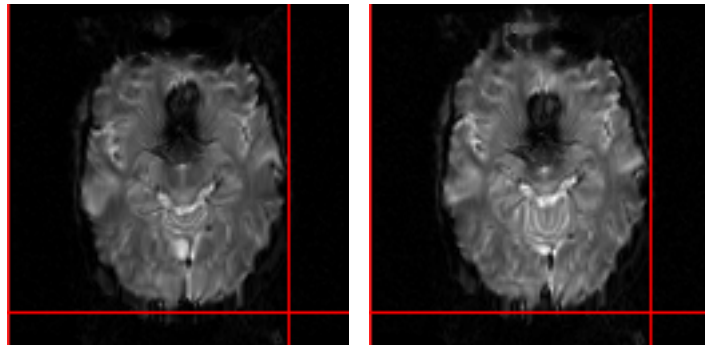
Kuva 5.6: Kaksi korjattua versiota kuvasta 5.5(a). Kuvassa (a) korjaus on laskettu vaihekuvan pohjalta, jonka toisto-aika oli 500 ms, ja kuvassa (b) se on ollut 1000 ms. Korjaus ei ole kyennyt palauttamaan kadonnutta signaalia, mutta varsinkin aivojen alaosan muoto on venynyt lähemmäksi oikeaa.



(a) Alkuperäinen EPI-kuva

(b) Anatominen kuva

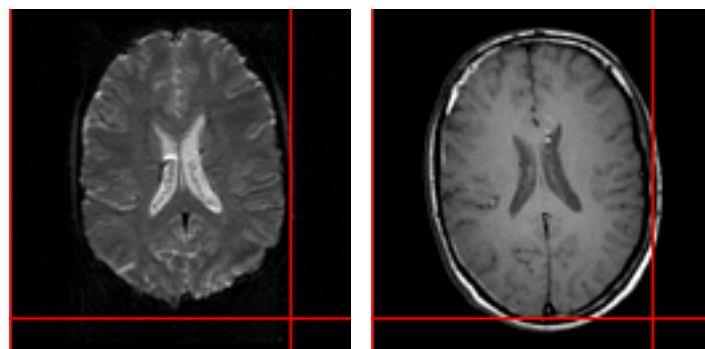
Kuva 5.7: Leikkeet 15 mm kuvan 5.5 yläpuolelta. EPI-kuvassa turkinsatulan kohdalta signaali on vielä tälläkin korkeudella kadonnut kokonaan, ja lisäksi otsaontelot aiheuttavat signaalin häviämistä ja vääristymiä. Myös korvakäytävien kohdalla vääristymät ovat selvästi nähtävissä. Anatomisessa kuvassa (b) samat alueet näkyvät vääristymättöminä.



(a) Korjaus 1

(b) Korjaus 2

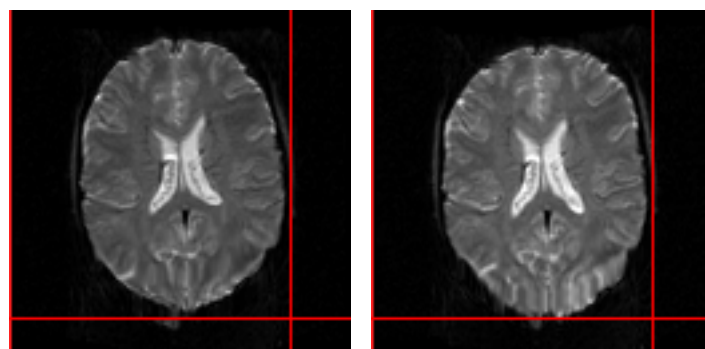
Kuva 5.8: Kaksi korjattua versiota kuvasta 5.7(a). Näissäkään kadonnut signaali ei ole palautunut, mutta muoto on jälleen muuttunut lähemmäksi anatomista kuvaa. Kuvan (b) yläreunaan tosin on ilmestynyt ylimääräistä, ja aivojen reuna-alueet ovat epätasaiset.



(a) Alkuperäinen EPI-kuva

(b) Anatominen kuva

Kuva 5.9: Kuvaleikkeet 45 mm kuvan 5.5 yläpuolelta. Tällä korkeudella signaalin häviäminen ei enää ole ongelma, mutta geometriset vääristymät näkyvät selvästi: EPI-kuvassa aivojen takaosa on litistynyt ja aivojen etuosa on venynyt.



(a) Korjaus 1

(b) Korjaus 2

Kuva 5.10: Kaksi korjattua versiota kuvasta 5.7(a). Korjaus selvästi muuttaa aivojen mittasuhteita oikeaan suuntaan. Muutos on hieman voimakkaampi kuvassa (b).

# Luku 6

## Pohdintaa

Tässä diplomityössä kehitettiin magneettivuon tiheyden mittaussuunnitelma käytettäväksi TKK:n AMI-keskuksen kolmen teslan magneettikuvauslaitteella saatuun toiminnallisten magneettikuvien korjaamiseen. Diplomityön alussa käytiin läpi magneettikuvauksen teoriaa ja esiteltiin työssä käytettävät kuvaussekvenssityypit, joiden toiminnan ymmärtäminen on tärkeää toiminnallisten kuvien vääristymien syiden ja magneettivuon tiheyden mittaussuunnitelman ymmärtämiseksi. Myös pään rakennetta ja magneettisia ominaisuuksia käytiin läpi lyhyesti toiminnallisen magneettikuvauksen ongelmakohtien kannalta. Epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin ja gradienttikaikusekvenssin toimivuutta magneettivuon tiheyden mittaamisessa vertailtiin, ja todettiin epäsymmetrisen spinkaikusekvenssin paremmaksi, koska sen antamissa kuvissa vaihehyppyjen määrä oli huomattavasti pienempi ja sillä tehtyjen mitausten perusteella tehdyt EPI-kuvien vääristymien korjaukset olivat onnistuneempia. Etsittiin myös asetukset, joilla kenttäkarttaa voi rutiininomaisesti käyttää toiminnallisen magneettikuvauksen apuna. Kirjallisuudessa on mainintoja sekä spinkaiku- että gradienttikaikusekvenssien käytöstä magneettivuon tiheyden mittaamiseen, eikä niillä saatujen tulosten eroa ole mitenkään korostettu [12, 15, 31]. Useimmin viitatussa artikkelissa [12] käytettiin gradienttikaikuun perustuvaa menetelmää, joten oli yllättävää huomata niinkin suuria eroja käytännössä.

Magneettivuon tiheyden mittaamisesta oli selvästi hyötyä EPI-kuvien

korjaamiseksi vastaamaan paremmin samasta paikasta otettuja anatomisia kuvia. Korjaukset eivät kuitenkaan olleet täydellisiä, ja osassa leikkeitä aivojen ulkopuolelle ja reunoille ilmestyi virheitä. Korjauksissa olevat virheet tosin olivat odotettavia, koska EPI-sekvenssiä käytettäessä virheitä kuviin aiheuttavat myös pyörrevirrat ja gradienttien epästabiilisuus, jotka eivät ole samoja kenttäkarttasekvenssiä ajettaessa, ja vääristymien myötä signaalia voi myös kokonaan kadota, varsinkin jos vääristymien kenttägradientit vaikuttavat leikkeiden tasoa vastaan kohtisuoraan. Korjausohjelmassa käytettiin niitä asetuksia, jotka ohjelman tekijä oli eri menetelmistä tekemässään vertailussa todennut parhaaksi [11]. Ainoastaan yksittäisen mittauspisteen painoarvoa tasoittavan asetuksen vaikutusta lisättiin enemmän kuin vertailun esimerkeissä oli tehty, koska ympäröivien pisteiden suurempi painottaminen antoi tasaisemman lopputuloksen. Toisaalta työn tarkoituksenaan ei ollut keskittyä kuvien käsittelyyn vaan itse mittaussäekvenssin kehittämiseen. Voidaan todeta, että EPI-kuvien korjaus magneettivuon tiheyden mittaustuloksia apuna käyttäen muuttaa niitä muodoltaan oikeaan suuntaan, mutta menetelmä ei ole niin tarkka, että korjattujen kuvien yksittäisten kuvapisteidän arvoihin kannattaisi keskittyä.

Jatkossa, kun kenttäkartan antava säekvenssi ja siihen perustuva korjaus aiotaan ottaa rutiininomaisempaan käyttöön, voisi olla syytä vielä tarkemmin selvittää EPI-kuvien korjaukseen käytettävän ohjelman asetusten vaikutusta lopputulokseen. On myös päätettävä, onko korjaus parempi tehdä kaikkiin EPI-kuviin, vai olisiko sen sijaan muokattava vasta tilastollisen analyysin jälkeen saatuja kuvia, joissa aktivaatiopisteet ovat näkyvissä. Edellisessä on se riski, että kuvien intensiteetti paikoitellen muuttuu, jolloin myös signaali muuttuisi, ja siksi sitä ainakin on testattava perusteellisesti ennen ottamista käyttöön laajemmin. Aktivaatiopisteiden liittämisen oikeaan kohtaan anatomisissa kuvissa voisi tehdä myös lähestymällä asiaa toisesta suunnasta, ja käyttääkin kenttäkarttaa anatomisen kuvan vääristämiseksi EPI-kuvan kaltaiseksi. Tällöinkin aktivoituvat anatomiset rakenteet olisivat edelleen tunnistettavissa, mutta välttyttäisiin korjauksen aiheuttamilta virheiltä aktivaatiotiasignaalin intensiteetissä.

# Kirjallisuutta

- [1] P. Bannister et al. <http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl/>, helmikuu 2003.
- [2] H. Chang ja J.M. Fitzpatrick. A technique for accurate magnetic imaging in the presence of field inhomogeneities. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11:319–329, 1992.
- [3] D.K. Cheng. *Field and Wave Electromagnetics*. Addison-Wesley, 1989.
- [4] M.S. Cohen. Echo-planar imaging and functional MRI. Kirjassa C.T.W. Moonen ja P.A. Bandettini, toim., *Functional MRI*, ss. 137–148. Springer, 2000.
- [5] F. Farzaneh. Analysis of T2 limitations and off-resonance effects on spatial resolution and artifacts in echo planar imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 14:123–139, 1990.
- [6] GE Medical Systems. *EPIC Software Reference Manual*, 1998.
- [7] G.H. Glover. Functional neurologic MR imaging. Kirjassa S.J. Riederer ja M.L. Wood, toim., *Categorical Course in Physics: The Basic Physics of MR Imaging*, ss. 145–152. RSNA Publications, 1997.
- [8] E.M. Haacke, R.W. Brown, M.R. Thompson ja R. Venkatesan. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design* John Wiley & Sons, Inc., 1999.
- [9] E.L. Hahn. Spin echoes. *Physical Review*, 80:580–584, 1950.

- [10] M. Jenkinson. A fast, automated, N-dimensional phase unwrapping algorithm. Tekninen raportti, Oxford Centre for Functional Magnetic Resonance Imaging of the Brain (FMRIB), 2001.
- [11] M. Jenkinson. Poster: Improved unwarping of EPI volumes using regularised B0 maps. <http://www.cfn.unimelb.edu.au/markj/publications.html>, 2001.
- [12] P. Jezzard ja R.S. Balaban. Correction for geometric distortion in echo planar images from  $B_0$  field variations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 34:65–73, 1996.
- [13] P. Jezzard ja S. Clare. Principles of nuclear magnetic resonance and MRI. Kirjassa P. Jezzard, P.M. Matthews ja S.M. Smith, toim., *Functional MRI, an introduction to methods*, ss. 67–92. Oxford university press, 2001.
- [14] R.A. Jones, J.A. Brookes ja C.T.W. Moonen. Ultra-fast fMRI. Kirjassa P. Jezzard, P.M. Matthews ja S.M. Smith, toim., *Functional MRI, an introduction to methods*, ss. 93–108. Oxford university press, 2001.
- [15] S. Li, B.J. Dardzinski, C.M. Collins, Q.X. Yang ja M.B. Smith. Three-dimensional mapping of the static magnetic field inside the human head. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36:705–714, 1996.
- [16] P. Mansfield. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *Journal of Physics C: Solid State Physics*, 10:L55–L58, 1977.
- [17] J.P. Mugler, III. Gradient echo MR imaging. Kirjassa S.J. Riederer ja M.L. Wood, toim., *Categorical Course in Physics: The Basic Physics of MR Imaging*, ss. 71–88. RSNA Publications, 1997.
- [18] S. Ogawa, T.M. Lee, A.S. Nayak ja P. Glynn. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magnetic Resonance in Medicine*, 14:68–78, 1990.

- [19] L. Pauling ja C.D. Coryell. The magnetic properties and structure of hemoglobin, oxyhemoglobin and carbonmonoxyhemoglobin. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 22:210–216, 1936.
- [20] R.R. Price ja H. Lee. Basic principles of MR imaging. Kirjassa S.J. Riederer ja M.L. Wood, toim., *Categorical Course in Physics: The Basic Physics of MR Imaging*, ss. 7–18. RSNA Publications, 1997.
- [21] Roche lexikon medizinin. <http://www.gesundheit.de/roche/>, joulukuu 2002.
- [22] D.J. Schaefer, J.D. Bourland ja J.A. Nyenhuis. Review of patient safety in time-varying gradient fields. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 12:20–29, 2000.
- [23] J.F. Schenck. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Medical Physics*, 23:815–850, 1996.
- [24] F. Schick, J. Forster, J. Machann, R. Kuntz ja C. Claussen. Improved clinical echo-planar MRI using spatial-spectral excitation. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 8:960–967, 1998.
- [25] M. Spurk. Der knöchernen Schädel - Ein Bildwörterbuch. <http://www.uni-mainz.de/FB/Medizin/Anatomie/makro1/000-001a.htm>, joulukuu 2002.
- [26] C. Studholme, R.T. Constable ja J.S. Duncan. Accurate alignment of functional EPI data to anatomical MRI using a physics-based distortion model. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19:1115–1127, 2000.
- [27] A. Tarkiainen. AMI-keskus, helmikuu 2003.
- [28] K.R. Thulborn, J.C. Waterton, P.M. Matthews ja G.K. Radda. Oxygenation dependence of the transverse relaxation time of water protons in whole blood at high field. *Biochimica et Biophysica Acta*, 714:265–270, 1982.

- [29] M.T. Vlaardingerbroek ja J.A. den Boer. *Magnetic Resonance Imaging*. Springer, 1996.
- [30] D. Weber. [http://dnl.ucsf.edu/users/dweber/dweber\\_links.html](http://dnl.ucsf.edu/users/dweber/dweber_links.html), helmikuu 2003.
- [31] R.M. Weisskoff ja S. Kiihne. MRI susceptometry: Image-based measurement of absolute susceptibility of MR contrast agents and human blood. *Magnetic Resonance in Medicine*, 24:375–383, 1992.
- [32] H. Zeng ja R.T. Constable. Image distortion correction in EPI: Comparison of field mapping with point spread function mapping. *Magnetic Resonance in Medicine*, 48:137–146, 2002.
- [33] S. Zumdahl. *Chemistry*. Heath, 1993.