

# Karaktärisering av 8-kanals transmitsystem

Yann Moreau Bruun

Examensarbete i medicin och teknik

2019

Handledare: Karin Markenroth Bloch

Institutionen för Biomedicinsk teknik



**Abstract**— Ultra high magnetic field (UHF) MR-systems is an interesting research area, the systems offer images with higher spatial resolution than its lower field counterpart. One of the disadvantages with UHF MR is that they lead to a worsened  $B_1$ -field homogeneity, a homogeneity essential for the creation of MR-images. In the project an 8 independent channel transmit system is characterised. The transmit system offers the opportunity for  $B_1$ -shimming for increased  $B_1$ -homogeneity.  $B_1$ -mapping is the process of gathering information regarding the  $B_1$ -field and in this project the fast DREAM-method is used. This mapping is essential for the four  $B_1$ -shimmingtools (RPN, volectAP, adapttextAP, preset) being tested to be able to improve the homogeneity. The project's data is gathered from 10 individuals on a 7T Philips MR-system, both with the classic coil acting as a reference and with the new 8 channel transmit coil (mtx8). The preprocessing have included the process of aligning the data to MNI-space, a standarised brain, to simplify the data comparison. The results show a 50 % higher SNR for the classic coil which has a marginally smaller CNR than mtx8. Two of the  $B_1$ -shimmingtools, adapttextAP and RPN, offered a subpar performance unlike volectAP and preset which gave interesting results that has to be analysed further. It is to early to draw any conclusions if mtx8 can replace the classic coil or not, but regarding the applications surrounding  $B_1$ -shimming mtx8 is very interesting.

**Sammanfattning**—MR-system med ultrahöga magnetfältsstyrkor (7T+) är ett spännande forskningsområde som bl.a. erbjuder bilder med högre spatial upplösning. En av nackdelarna med höga magnetfältsstyrkor är att det leder till försämrad homogenitet i det s.k.  $B_1$ -fältet som är essentiellt för att skapa MR-bilder. I projektet karaktäriseras ett 8-kanals transmitsystem som med sina oberoende kanaler kan användas för  $B_1$ -shimming vilken avser förbättra  $B_1$ -homogeniteten.  $B_1$ -mapping kallas kartläggningen av  $B_1$ -fältet som i detta projekt utförts med den snabba DREAM-metoden. Denna kartläggning är nödvändig för att de fyra  $B_1$ -shimmingsverktyg (RPN, volectAP, adapttextAP, preset) som testats ska kunna beräkna hur fältet kan utjämnas. Datainsamlingen har genomförts på 10 individer med ett Philips 7T MR-system, både med dagens classic spole som agerat referens och med den nya spolen med 8 oberoende kanaler (mtx8). Förbehandlingen har bl.a. inneburit att anpassa samtliga bilder till MNI-space, en standardiserad hjärna, för att lättare kunna jämföra datan. Resultatet visar på ett 50 % högre SNR för classicspolen med en marginellt sämre CNR än mtx8. Två  $B_1$ -shimmingverktyg visade sig vara undermåliga, adapttextAP och RPN, medan volectAP och preset ger positiva resultat som bör analyseras ytterligare. Det är för tidigt att uttala sig om huruvida mtx8 kan ersätta classicspolen, men för tillämpningar kring  $B_1$ -shimming är den högst intressant.

## INNEHÅLL

<b>I</b>	<b>Inledning och syfte</b>	1
<b>II</b>	<b>MR-bakgrund</b>	1
II-A	Fysikalisk bakgrund . . . . .	1
II-B	Excitation . . . . .	2
II-C	Relaxation . . . . .	3
II-D	Gradientfält och skivval . . . . .	3
II-E	Frekvens- och faskodning . . . . .	3
II-F	Kontrastfaktorer . . . . .	4
II-G	Pulssekvenser . . . . .	4
II-H	Dielektriska material . . . . .	5
II-I	$\geq 7T$ MRT jämfört med $\leq 4T$ . . . . .	6

II-J	$B_1^+$ -mapping . . . . .	6
II-K	Shimming . . . . .	8
II-L	Parallelltransmission (PTx) . . . . .	8
<b>III</b>	<b>Metodik</b>	9
III-A	Datainsamling . . . . .	9
III-B	Förbehandling av data . . . . .	9
III-C	Dataanalys . . . . .	10
<b>IV</b>	<b>Resultat</b>	11
IV-A	Global SNR & CNR för mtx8 samt classic	11
IV-B	Lokal homogenitet omkring hippocampus med olika $B_1$ -shimmingsverktyg . .	15
IV-C	Lokal homogenitet occipitalt med preset $B_1$ -shimming . . . . .	15
IV-D	Global homogenitet för fixed mtx8/classic samt med adapttextAP $B_1$ -shimming . . . . .	21
IV-E	Caudalt signaltapp . . . . .	26
<b>V</b>	<b>Diskussion</b>	26
<b>VI</b>	<b>Slutsats</b>	27
	<b>Referenser</b>	28

## I. INLEDNING OCH SYFTE

En rad olika upptäckter inom fälten matematik, fysik och kemi har varit essentiella för utvecklingen av magnetresonanstomografin (MRT). På 1940-talet myntades begreppet kärnspinnresonans som MRT bygger på. Först på 1980-talet började MRT användas i sjukvården, inledningsvis med blandat resultat [1]. Idag är MRT ett diagnostiskt verktyg som räddar många liv. Det möjliggör bl.a. upptäckter av både tumörer och ändringar av hjärnans funktioner, detta helt utan joniserande strålning. MR-systemen får allteftersom starkare magnetfält vilket inte minst förbättrar signal mot brus förhållandet. Men det medför även problem såsom försämrad homogenitet. I det här projektet har datainsamling skett på en Philips 7T MRT som det forskas mycket kring. Syftet med projektet är att utreda huruvida en sändarspole med 8 oberoende kanaler kan ersätta dagens klassiska spole för vissa tillämpningar eller helt och hållet. Dessa oberoende kanaler möjliggör att elektromagnetisk strålning kan styras med olika metoder både globalt och lokalt. Förhoppningen är bl.a. att därmed kunna förbättra homogeniteten samt minska signaltapp som är vanligt djupt ner i bakre delen av hjärnan. Det vore även fördelaktigt om s.k. dielektriska pads, avsedda att förbättra homogeniteten, inte behöver användas med bibehållen bildkvalitet. Rapporten inleds med en litteraturstudie relaterad till MR, inkluderande tillämpningar som är vanligt förekommande då ultrahöga magnetstyrkor är närvarande.

## II. MR-BAKGRUND

### A. Fysikalisk bakgrund

MRT möjliggörs av egenskapen spinn som de flesta atomkärnor besitter. Kärnspinn kan jämföras med en liten planet som precesserar (beskrivs i nästa stycke) runt sin egen

axel [2]. Den totala spinnen för en atomkärna fås genom att kombinera protonernas och neutronernas enskilda spinn, som båda är  $1/2$ . För en  $^2\text{H}$ -kärna, som består av en proton och en neutron, finns det två möjliga spinntillstånd. Är spinnen antiparallella, d.v.s. pekar åt varsitt håll, erhålls en totalspinn på  $1/2 - 1/2 = 0$ . Är spinnen däremot parallella fås istället en spinn på  $1/2 + 1/2 = 1$ . Energin för de två spinntillstånden skiljer sig avsevärt, det parallella där spinnen är 1 tillhör det lägre energitillståndet. Antal möjliga spinntillstånd för andra atomkärnor med spinn ökar med stigande atomnummer, logiskt då fler protoner/neutroner leder till ett större antal spinnkombinationer [2].  $^2\text{H}$ , även kallat deuterium, togs endast upp som ett exempel.  $^1\text{H}$  vars atomkärna endast består av en proton är den absolut vanligaste väteisotopen med en förekomst på över 99.98 %. Då väteisotopen endast innehåller en proton är kärnspinnen således  $1/2$ . Nuclear magnetic resonance (NMR) som bygger på kärnspinn är det som ger en mätbar signal vid MRT. NMR-signalstyrkan beror på kärnspinnens storlek och skiljer sig därför nämnvärt mellan olika atomkärnor/molekyler. Människokroppen innehåller stora mängder vatten (ca 75 % [4]) och därmed även stora mängder  $^1\text{H}$  som är känt för att generera en stor NMR-signal jämfört med många andra vanligt förekommande atomkärnor. Vätet återfinns i olika strukturer (t.ex. i vatten/fett), bindingsgrader samt koncentrationer i människokroppen. Både sättet vätet är bundet på samt protondensiteten kan beroende på mätparametrar ge intensitetsskillnader mellan olika vävnadstyper [2][3].

Kärnspinnen som besitter både vinkelrörelsemängd samt magnetiskt vridmoment reagerar inte som en kompassnål när ett yttre magnetiskt fält är närvarande. En kompassnål ställer in sig i fältets riktning. Kärnspinnens magnetiska vridmoment rör sig istället runt fältet med en konstant vinkel, rotationen runt fältet kallas för precession. Precessionsvinkeln för en enskild kärna beror på hur spinnens polarisering är riktad när det yttre magnetfältet slås på. Råkar polariseringen redan vara riktad med eller mot fältet erhålls en precessionsvinkel på  $0^\circ$ . Polariseringsriktningen är slumpmässigt fördelad i rummet, därmed erhålls jämnt fördelade precessionsvinklar efter att ett yttre magnetiskt fält applicerats. Denna isotropiska fördelning av spinnpolariseringar gör alltså att den totala magnetismen som respektive kärnas spinn ger upphov till är noll. Hade detta tillstånd bestått skulle ingen NMR-signal kunna detekteras och därmed ingen MR-bild vara möjlig. Miljön vätekärnorna befinner sig i är turbulent med många rotationer och kollisioner, molekylerna ändrar riktning hela tiden. Dock påverkar detta i princip inte de individuella spinnpolariseringsvektornas precessionsvinklar. Däremot varierar det totala magnetiska fältet som varje enskild spinn upplever både till magnitud och riktning, om än i mycket liten grad. Dessa minimala variationer leder till att den isotropiska fördelningen av spinnpolarisering bryts. Detta resulterar i att en nettomagnetiseringsvektor byggs upp, med bidrag från de individuella spinnpolariseringarna, i det yttre magnetfältets riktning. Detta då det p.g.a. att omgivningen har en ändlig temperatur är lite mer sannolikt att kärnspinnen drivs mot en orientering med lägre magnetisk energi. Denna orientering är

parallell med magnetfältets riktning. Vid kroppstemperatur på makroskopisk skala bekräftar kvoten mellan tillstånden parallell spinn  $N^+$  samt antiparallell spinn  $N^-$  som fås av  $N^+/N^- = e^{-\Delta E/kT}$  där  $\Delta E$  är energiskillnaden mellan de två tillstånden,  $k$  är Boltzmanns konstant och  $T$  är temperaturen att det är något fler spinn som ställer in sig med  $B_0$  än mot [4]. Den maximala magnetiseringsvektorn  $M$  som kan uppmätas vid jämvikt kallas för  $M_0$  och bestäms av  $M_0 \approx \frac{\gamma^2 h^2 N_s B_0}{4kT}$  där  $\gamma$  är gyromagnetiska konstanten,  $h$  är Plancks konstant,  $N_s$  är antalet spinn,  $B_0$  styrkan i Tesla på huvudmagnetfältet,  $k$  är Boltzmanns konstant och  $T$  är temperaturen [22]. Det innebär att  $M_0$  blir större dels från ett volymselement med fler spinn samt med ett högre pålagt  $B_0$ . Precessionsfrekvensen  $f_0$  kallas för resonans- eller Larmorfrekvens. Den är direkt proportionell mot styrkan på det pålagda magnetfältet enligt ekvationen  $f_0 = \gamma \cdot B_0$  där  $\gamma$  är den för varje grundämne unika gyromagnetiska konstanten.  $B_0$  står för styrkan på det pålagda magnetfältet och mäts i Tesla (T). För väteatomen är  $\gamma$  ca 42.58 MHz/T vilket med ett magnetfält på 7T medför en Larmorfrekvens på knappt 300 MHz. För 3T blir  $f_0$  istället knappt 130 MHz [22]. Vad denna skillnad i Larmorfrekvens har för påverkan på bilden utreds i ett senare avsnitt.

## B. Excitation

Huvudmagnetfältet  $B_0$  ligger i Z-riktning. För att en bild ska kunna genereras måste  $M$  flippas ner från Z-axeln så att hela eller en komponent av  $M$  ligger i transversalplanet som skapas av X- och Y-axeln. Det är M-komponenten i transversalplanet som inducerar en växelström i detektorspolen. M-vektorn kan tippas genom att lägga på ett elektromagnetiskt växelfält vinkelrätt mot  $B_0$ . Det är den magnetiska komponenten av växelfältet som bidrar till excitationen. Eftersom fältets frekvens ligger i området för radiosändningar kallas det för radiofrekvent fält (RF-fält). RF-fältets frekvens måste överensstämma någorlunda med Larmorfrekvensen hos protonerna. Då skapas resonans mellan protonerna och RF-fältet. RF-fältet (även betecknat  $B_1$ -fält) upplevs av spinnen som ett magnetfält i x- eller y-riktning. Sålänge RF-pulsen är påslagen precesserar spinnen även runt  $B_1$ -fältet. Amplituden på RF-pulsen samt tiden den appliceras avgör hur mycket  $M$  tippas ifrån vilotillståndet i Z-riktning. En flippvinkel på  $90^\circ$  innebär att  $M$  har tippats ner i transversalplanet [22] [3]. Ett viktigt mått som begränsar antalet excitationer som är tillåtet vid en MR undersökning är specific absorption rate (SAR). SAR mäts i  $W/kg$  och är ett mått på hur snabbt vävnad i kroppen absorberar energi när den utsätts för radiofrekvent elektromagnetisk strålning. Gränsvärden för SAR är för hela kroppen satt till  $2W/kg$  samt för hjärnan  $3.2W/kg$  där vävnadens temperaturökning inte bör öka med mer  $1^\circ C$  [6].

### C. Relaxation

Omedelbart under tiden exempelvis en  $90^\circ$  flippvinkel har applicerats, d.v.s. när RF-pulsen som skapar  $B_1$ -fältet är på, börjar relaxationen av  $M$ . Det innebär en successiv återgång till jämviktstillståndet där hela  $M$  återigen ligger i huvudfältets riktning. Blochekvationerna beskriver hur relaxationen i X-, Y- samt Z-led sker. En förenklad version av dessa ekvationer följer här [4]:

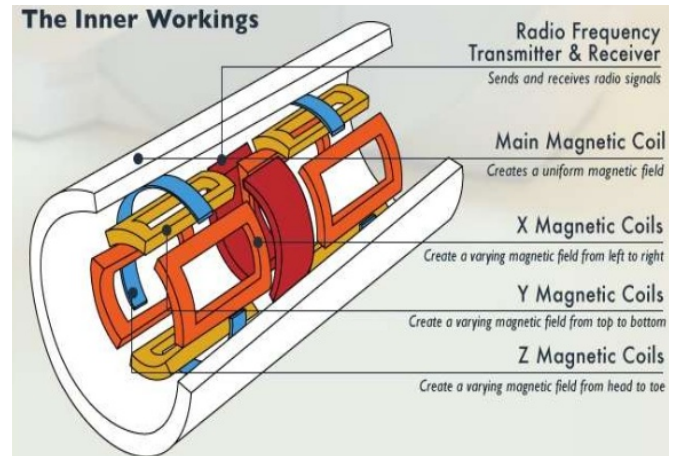
$$\begin{aligned} M_x(t) &= M_0 e^{-t/T_2} \sin \omega t \\ M_y(t) &= M_0 e^{-t/T_2} \cos \omega t \\ M_z(t) &= M_0 (1 - e^{-t/T_1}) \end{aligned}$$

$T_1$  och  $T_2$  är två vävnadsspecifika tidskonstanter som är högst relevanta för en MR-bilds kontrast.  $T_1$ -relaxation, även kallat longitudinell relaxation, innebär att  $M$  återbyggs i huvudmagnetfältets riktning där  $T_1$  är tiden det tar för  $M_z$  att bli 63% av  $M_0$ .  $T_1$ -relaxation innebär att de exciterade spinnen går mot ett lägre energitillstånd. Energin som lämnar spinsystemet övergår till närliggande atomkärnor och molekyler genom elektromagnetisk interaktion, kollisioner samt rotationer. Det krävs dock att närliggande vävnad har en liknande Larmorfrekvens i transversalplanet för att energiöverföringen ska kunna ske.  $T_2$  är tiden det tar för  $M_{xy}$  att minska till 37% av storleken den hade direkt efter RF-pulsen.  $T_2$ -relaxation, eller transversell relaxation, grundar sig i att spinnen fasar ur. Urfasningen beror på att omtumlande rörelser bland kringliggande molekyler skapar små variationer i magnetfältet vilket innebär att olika spinn utsätts för varierande magnetfält och därmed hamnar ur fas. Beteckningen  $T_2^*$  används om effekten av inhomogeniteter i det yttre magnetfältet är närvarande vilket förkortar  $T_2$ . Med spinnekosekvansen som beskrivs senare elimineras denna effekt vilket gör att den resulterande bilden blir  $T_2$ -viktad. Vissa MR-sekvenser som utnyttjar gradienteko och relativt lång ekotid (TE) är istället  $T_2^*$ -viktade. Allt som leder till  $T_1$ -relaxation påverkar även den transversella relaxationen, men  $T_2$ -relaxation kan ske utan longitudinell relaxation.  $T_1$  kan variera mellan ca  $0.2 - 3s$  för olika vävnader medan  $T_2$  ofta är i storleksordningen  $50 - 100ms$  [22][3].

### D. Gradientfält och skivval

Huvudfältet  $B_0$  och  $B_1$ -fältet räcker inte för att skapa en informationsrik MR-bild. På något sätt måste ett koordinatssystem skapas för att kunna sortera upp intensiteterna så att de motsvarar ett visst volymselement. Detta löser MR-kameran genom att använda sig av svaga gradientfält som inför rumsliga variationer av magnetfältet (se figur 1). Isocenter kallas den punkt i magneten som oavsett vilka gradientfält som är på har identisk magnetfältstyrka som huvudfältet. För exempelvis en 1.5T-kamera leder gradientfältet i z-riktning till att magnetfältet i mitten av kameran är  $1,5T$  medan det i ytterkanterna axiellt sett kan vara  $1.48T$  respektive  $1.52T$  (beroende på z-gradientfältets styrka). På ena sidan av isocentret (axiellt sett) ligger z-gradientfältet motsatt  $B_0$  och ger därmed ett negativt bidrag till den totala fältstyrkan. På andra sidan av isocenter har gradientfältet samma riktning som huvudfältet och adderas

därför till huvudfältet. Gradientfältet i z-led möjliggör att en transversell skiva kan väljas, detta genom att sända en RF-puls med en frekvens som överensstämmer med exempelvis spinnens frekvens där fältet är  $1.48T$ . I den utvalda skivan är Larmorfrekvensen  $f_0 \approx 42.58MHz/T \cdot 1.48T \approx 63MHz$  vilket också är en av frekvenserna RF-pulsen inkluderar. I själva verket innehåller alltså RF-pulsen flera närliggande frekvenser, d.v.s. den har en viss bandbredd. I teorin kommer endast atomkärnornas spinn i den utvalda skivan som täcks in av bandbredden att exciteras och därmed bidrar bara den utvalda skivan med signal. I praktiken exciteras även en del av närliggande atomkärnor med liknande Larmorfrekvens vilket kan leda till mätfel [22] [3].



Figur 1. Spolarnas placering för att skapa de olika gradientfälten [5].

### E. Frekvens- och faskodning

För att veta i vilket volymselement en specifik signal uppkommit kodas bilden i frekvens samt fas. Faskodningen sker efter att RF-pulsen sänts ut samtidigt med snittvalsgradienten  $G_z$ . Beroende på när i pulssekvensen gradientfältet i x- respektive y är påslaget kodas fälten för fas samt frekvens, i det här fallet är faskodningen vald i y-led. Styrkan på  $G_y = G_p$  varierar enligt ett på förhand bestämt schema för att få en korrekt faskodning. För varje upprepning av pulssekvensen ökar  $G_p$  i styrka vilket ger en ny unik fasspridning. Under tiden faskodningsgradienten är påslagen i y-led precesserar atomkärnorna med en Larmorfrekvens som motsvarar  $B_0$  samt bidrar gradienten i y-led tillför. När gradienten stängs av återgår atomkärnorna till Larmorfrekvensen de hade tidigare. Men en fasspridning finns kvar, atomkärnorna som låg i de delar av y-gradientefältet med lägre styrka har fått en lägre fas än de som utsattes för högre fältstyrkor. På så sätt skapas rader i den aktuella skivan med identisk fas.

Frekvenskodningen kommer in i samband med att ekot, signalen, mäts. Det är en gradient som ligger på i x-led,  $G_x = G_f$ , som skapar frekvenskodningen. Precis som för faskodningsgradienten varierar Larmorfrekvensen nu i x-led under tiden frekvensgradienten är på. Då man mäter signal

simultant innebär det att den erhållna signalen innehåller olika frekvenser som motsvarar resonansfrekvensen skapad av  $B_0$  samt bidraget från gradientfältet i x-led. Genom att ta 256 mätpunkter för en 256x256 bild kan en rådatamatrix (k-space) skapas. Mät punkterna fyller på första raden i k-space, en mätpunkt för varje koordinat. Varje mätpunkt innehåller signal från samtliga punkter i skivan. När första raden i k-space är fylld upprepas proceduren med RF-puls, snittvalsgradient (z-led) och en ny gradient läggs på i y-led, faskodningsriktningen. Faskodningsgradienten (x-led) är precis som tidigare påslagen när signalen mäts. De nya 256 mätpunkterna fyller rad två i k-space på samma sätt som för rad ett. När faskodningsgradienten varierats stegvis 256 gånger är hela k-space fyllt. För att sortera ut vilken signal som motsvarar ett specifikt volymselement används den inversa fourriertransformen i två steg. Första steget sorterar ut de olika frekvenserna (som motsvarar specifika kolumner i skivan) ur den totala signalen. I det andra steget sorteras fasen (raderna i skivan) och en bild har slutligen skapats [22][3].

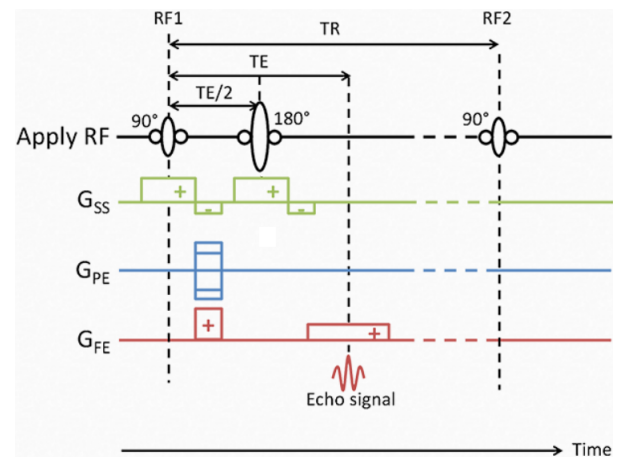
### F. Kontrastfaktorer

Det är främst relaxationstiderna  $T_1$ ,  $T_2$  samt protontätheten som avgör kontrasten i en bild. Genom att manipulera repetitionstiden (TR) (tiden mellan två exciteringar av samma volymselement) samt ekotiden (TE) (tiden mellan excitation och mätning) kan olika kontrastförhållanden erhållas. Kontrasten i en  $T_1$ -viktad bild bestäms främst av de olika vävnadernas  $T_1$ -tider, kort  $T_1$  ger hög intensitet och längre  $T_1$  ger låg intensitet. Här väljs kort TE och kort TR. En  $T_2$ -viktad bild visar främst vävnadens  $T_2$ , längre  $T_2$  innebär en högre intensitet i bilden och vice versa. Här väljs en lång TE och lång TR. För att få en protonviktad bild väljs en kort TE men en lång TR för att minimera effekterna av  $T_1$  och  $T_2$ . En bild är aldrig helt viktad åt en parameter utan alla parametrar bidrar mer eller mindre. Det finns även andra vävnadsegenskaper man kan använda för att vikta en bild såsom magnetisk susceptibilitet. Susceptibiliteten är ett ämnes förmåga att förstärka eller försvaga magnetfältet. Den ökar proportionellt med ökat magnetfält och således kan man få bra susceptibilitetsviktade bilder med en 7T-kamera [27]. Olika flöden i kroppen kan påverka bildkontrasten, exempelvis kan osaturerade spinn flöda in i en bildtagningsskiva under mätning vilket vid gradienteko leder till en starkare signal. Så kallat kemiskt skift kan också påverka kontrasten. Beroende på hur vätet är strukturerat i vävnaden påverkas resonansfrekvensen. För väteatomer i fett är resonansfrekvensen något lägre än i andra vävnader, ca 140Hz/T, vilket leder till artefakter. Signal från vatten samt fett kan bli förskjutna, och signalerna kan även förstärka varandra konstruktivt eller destruktivt [3][22].

### G. Pulssekvenser

Spinnekosekvensen (SE) i dess mest grundläggande form visas i figur 2. Den inleds med en  $90^\circ$  RF-puls samtidigt som skivvalsgradienten är på. Att  $G_{SS}$  vänds efter en stund är för att fasspridningen den orsakat ska kompenseras för. Arealen på gradienterna är direkt proportionella mot fasen, således ska

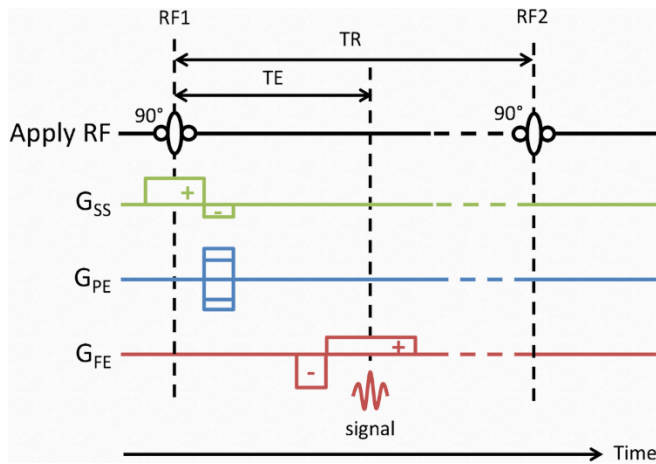
arean på den positiva delen av  $G_{SS}$  motsvara den negativa. Så är inte fallet i figuren då det skulle ta för mycket plats att illustrera. Faskodningsgradienten  $G_{PE}$  är på innan en ny  $180^\circ$  RF-puls sänds ut. Här är även frekvenskodningsgradienten  $G_{FE}$  på, detta för att kompensera för fasspridningen orsakad av  $G_{FE}$  som sänds ut under mätningen av ekot. Anledningen till att den är positiv och inte negativ är för att  $180^\circ$ -pulsens vänder hela spinsystemet.  $180^\circ$ -pulsens sänds ut efter halva ekotiden  $TE/2$ . Det gör att effekter från konstanta inhomogeniteter i magnetfältet elimineras. Områden med lite högre precessionsfrekvens har hunnit längre i fas jämfört med lägre precessionsfrekvenser, när hela systemet vänds på börjar allt fasa ihop igen. Vid ekotiden  $TE$  har en ihopfasning skett, lika lång tid som urfasningen skedde har nu ihopfasningen pågått tack vare att  $180^\circ$ -pulsens skickas ut efter halva tiden. En mer användbar, mycket snabbare, sekvens är turbospinnekot (TSE). Här utnyttjar man att det så länge  $T_2$ -relaxationen inte förstört MR-signalen helt är möjligt att mäta flera gånger på endast en excitering med  $90^\circ$ -puls. Flera  $180^\circ$ -pulser sänds ut och för varje ges en individuell faskodning. Detta gör att en bild kan skapas av betydligt färre excitationer. Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo (HASTE) är en annan pulssekvens som utnyttjar att k-space övre och undre halva innehåller identisk information. Med den ena halvan kan man således räkna ut den andra vilket gör att hälften så många excitationer genomförs. HASTE-sekvensen är lång vilket gör att man ofta får  $T_2$ -viktade bilder.



Figur 2. Spinnekosekvensen [23].  $G_{SS}$  är skivvalsgradienten,  $G_{PE}$  faskodningsgradienten och  $G_{FE}$  frekvenskodningsgradienten.

Gradientekosekvensen (GRE) illustreras i figur 3. När en RF-puls sänds ut inducerar M-komponenten i transversalplanet en ström i detektorspolen som är sinusoidal och vars frekvens motsvarar Larmorfrekvensen. Den här signalen kallas för en Free Induction Decay (FID) och dess amplitud avtar med  $T_2^*$ . Ett gradient eko fasar ur FID:en så att den dör ut snabbare och bygger därefter upp den igen. Frekvenskodningsgradienten  $G_{FE}$  är på en stund i negativ riktning vilket fasar ut systemet. Därefter vänds gradienten för att bygga upp en signal igen, maxvärdet nås när arean för  $G_{FE}$  i negativ riktning matchar arean i positiv riktning. Den stora fördelen med GRE är att RF-pulsens inte behöver generera en  $90^\circ$  flippvinkel utan i

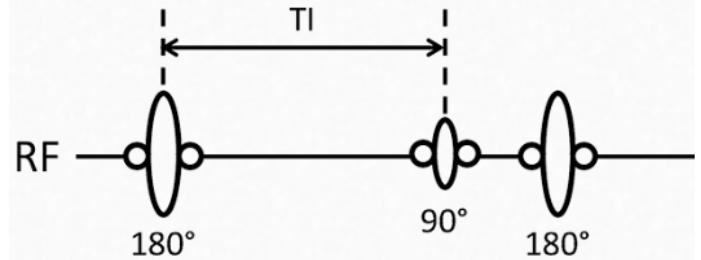
praktiken kan vilken vinkel som helst skapas. Ofta tippas  $M$  med en liten vinkel då det sparar tid. För att påskynda insamlingstiden ytterligare lägger man flera polaritetskift i frekvenskodningsgradienten på rad samtidigt som en smal faskodningsgradient appliceras i polaritetsövergångarna. För varje gång  $G_{FE}$  vänds skapas en ny linje i k-space. Görs insamlingen tillräckligt snabbt vilket möjliggörs av dagens hårdvara kan man under endast en RF-puls samla in information till en hel bild. För exempelvis en 128x128-bild innebär det att 128 insamlingar skett innan  $M$  hunnit återbildats helt i z-riktning efter RF-pulsen. Metoden kallas för Echoplanar Imaging (EPI) och om det räcker med en RF-puls benämns det som en "single shot"-insamling. En låg tippvinkel som oftast är fallet vid GRE minskar  $T_1$ -viktningen, det genererar  $T_2^*$ -viktade bilder. Asterisken indikerar att GRE inte kompenserar för inhomogeniteter i det yttre magnetfältet till skillnad från SE. GRE är därför känslig för t.ex. hemosiderin, blod eller magnetiska implantat som ger lokala variationer i magnetfältet. Metoden ger även kraftig fett-vattenförskjutning. Värt att nämna är att EPI även kan utföras med SE [22]. Magnetization prepared rapid gradient echo (MP-RAGE) är en sekvens som ger  $T_1$ -viktade bilder. Den inleds av en förberedande turbo-Fast Low-Angle Shot (FLASH) som använder en  $180^\circ$  inverterande puls och därefter ett GRE-tåg med låg flippvinkel samt kort TR. För varje turbo-FLASH samlas mätdata till ett segment in. MP-RAGE ger mycket korta insamlingstider med hög signalintensitet. Däremot förloras kontrast p.g.a. relaxationseffekter under datainsamling [24].



Figur 3. Grundläggande gradientekosekvens [23]

Principen för Inversion recovery-sekvensen (IR) visas i figur 4. Här är IR-sekvensen en SE-sekvens med en preparationsfas i form av en  $180^\circ$  RF-puls. Tiden mellan den första  $180^\circ$ -pulsen samt  $90^\circ$  RF-pulsen benämns inversion time (TI).  $180^\circ$ -pulsen vänder på  $M$  så den hamnar i negativ z-riktning mot  $B_0$ -fältet. Under TI genomgår vävnaderna  $T_1$ -relaxation, olika snabbt beroende på deras individuella  $T_1$ . SE-sekvensen påbörjas med att  $90^\circ$ -pulsen sänds ut efter TI. Genom att justera TI, TE och TR kan olika kontrast erhållas. IR är mycket användbart om man vill undertrycka signal från en specifik vävnad. Genom att välja ett TI som gör att  $M_z$  för en specifik vävnad passerar noll vid ett tillfälle då signalgenereringen påbörjas eliminerar

man signalen från den specifika vävnaden. Fettundertryckning är väldigt vanligt då intensiteten i fett ofta kan dominera i MR-bilder. Short-TI Inversion Recovery (STIR) används ofta för just det ändamålet då fett har kort  $T_1$ . För att nolla signalen för en specifik vävnad med  $T_1$  sätts ofta  $TI \approx 0.69T_1$  [22]. Fluid attenuation inversion recovery (FLAIR) är en IR-metod som ofta används vid bildtagning av hjärnan. FLAIR har en lång TI för att eliminera signal från cerebrospinalvätska. Några allmänna baksidor med IR är försämrade signal-to-noise-ratio (SNR), högre SAR och längre skanningstider.



Figur 4. Grundläggande inversion recovery-sekvens [23]

#### H. Dielektriska material

Ett dielektriskt material lagrar energi när det ligger i ett yttre pålagt elektriskt fält. Små positionsförändringar/förflyttningar av atomer/joner i det dielektriska materialet leder till en polarisering. Storleken på permittiviteten eller den dielektriska konstanten avgör i vilken grad polariseringen kan ske. Permittivitet är den föredragna termen då den till skillnad från dielektrisk konstant inte antyder att värdet är konstant. I själva verket beror permittiviteten både på frekvens och temperatur. Alla material har en absolut samt relativ permittivitet som ges av sambandet  $\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0}$  där  $\epsilon_0 = 8.854 \cdot 10^{-12} F/m$  är permittiviteten i vakuum. Tre grundläggande fenomen inträffar då elektromagnetiska vågor propagerar genom ett dielektriskt material. Våglängden minskar med  $\sqrt{\epsilon_r}$ , en dämpning av vågornas intensitet inträffar p.g.a. konduktiviteten i dielektrikumet samt reflektion/refraktion sker i vävnadsövergångar där permittiviteten skiljer sig åt. Det elektriska fältet orsakar även en ström i ett dielektrikum vilket leder till en sekundär magnetfältskomponent. Tyvärr leder dielektricitetens egenskaper till inhomogeniteter i magnetfältet, framförallt för högre fältstyrkor såsom  $7T$ . Material med hög permittivitet kan användas för att skapa och forma de elektromagnetiska fält som används vid pulssändning och signalmottagning. Införandet av ett material med hög dielektricitet i RF-proben kan förändra fördelningen av det elektriska och magnetiska fältet. Genom att placera så kallade dielektriska pads runt mätobjektet kan man minska inhomogeniteten av den magnetiska komponenten av RF-fältet vilket är viktigt vid höga magnetfält. Förhoppningar finns om att dela upp dessa pads i mindre separerade delar innehållande dielektriska material med  $\epsilon_r > 1000$ , idag används  $\epsilon_r < 330$  i främst homogena pads. Men för höga permittiviteter kan även leda till att dielektrikumet innehåller för stora delar av magnetfältet, det är

en balansgång. Mer forskning behövs kring optimeringen av formen och materialegenskaperna hos dielektriska pads. En skraddarsydd pad för varje enskild klinisk tillämpning vore att föredra. En annan potentiell tillämpning är att kombinera dielektrikum med hög och låg  $\epsilon_r$  för att kunna fokusera energin på specifika områden [7].

### I. $\geq 7T$ MRT jämfört med $\leq 4T$

Ultrahöga magnetfält ( $\geq 7T$ ) för MRT erbjuder stora fördelar som inte är möjliga med MR-system med lägre styrkor.  $T_1$  blir längre med ökande magnetfältsstyrkor vilket bl.a. förbättrar kontrasten i  $T_1$ -viktade bilder. Högre magnetfält medför en större SNR [25] [24] som närmast stiger linjärt med ökande fältstyrkor [26]. Med förbättrad SNR ger en identisk insamlingstid gentemot 3T bilder med högre spatial upplösning, bl.a. för att större accelerationsfaktorer kan nyttjas [8]. Det är som tidigare nämntes känt att den magnetiska susceptibiliteten ökar med högre magnetfält [27]. Således kan susceptibilitetsviktade bilder med högre vävnadskontrast genereras med 7T vilket används frekvent vid forskning kring neurodegenerativa sjukdomar såsom Alzheimers [8]. 7T har även stor potential att kunna ge information om hjärnans mikrovaskulatur [28] samt förbättra funktionellt MRI (fMRI) [22].

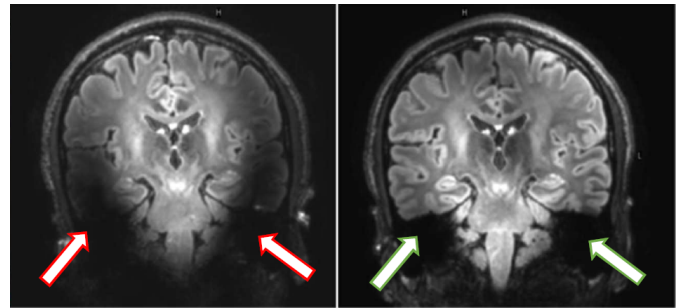
Dessvärre finns det även stora problem rörande MRT med höga magnetfältsstyrkor. Att den magnetiska susceptibiliteten förstärks är inte bara något positivt utan det medför även oönskade artefakter. Dessa uppkommer ofta nära pannhålan samt skallbasen som har hög susceptibilitet och leder till rumsförvrängning och signaltapp [22]. Under avsnittet *Fysikalisk bakgrund* konstaterades det att Larmorfrekvensen är knappt  $130MHz$  samt  $300MHz$  för 3T respektive 7T. I luft motsvarar dessa frekvenser våglängder på cirka  $2.3m$  samt  $1m$ . Men i kroppen blir våglängderna betydligt kortare,  $26cm$  för 3T samt  $11cm$  för 7T [29]. Den kortare våglängden beror inte minst på permittiviteten hos dielektriska material vilket beskrevs under avsnittet *Dielektriska material*. Med en våglängd på  $11cm$ , som är i samma storleksordning som många mänskliga organ, förekommer mycket konstruktiv och destruktiv interferens i patienten. Det leder till oönskade lokala skiftningar i magnetfältet vilket givetvis påverkar bildkvaliteten negativt. En annan nackdel med högre magnetfält är att de leder till högre SAR vilket begränsar antalet excitationer man kan göra under en viss tid [22]. Det är dessutom svårare att designa RF-spolar för högre magnetfält och shimningen är sämre vilket leder till inhomogeniteter i  $B_1$ -fältet samt signalvariationer [22].

### J. $B_1^+$ -mapping

Den NMR-aktiva delen av  $B_1$ -fältet betecknas  $B_{1,i}^+(r, t) = 1/2[B_{1,i}^x(r, t) + jB_{1,i}^y(r, t)]$  där x och y är riktningar vinkelräta mot huvudfältet [21].  $B_1^+$ -fältet har en stor påverkan på homogeniteten vilket i sin tur är avgörande för kvaliteten på de resulterande MR-bilderna. Om exempelvis en  $90^\circ$  RF-puls används är tanken att magnetiseringsvektorerna, i samtliga volymselement i den

aktuella skivan som täcks av RF-pulsens bandbredd, ska befinna sig i transversalplanet. I verkligheten förekommer lokala variationer av flipvinkeln, den kan skilja sig markant mellan två områden i skivan. Vid 7T MRT beror dessa variationer bl.a. på den interferens som sker mellan RF-vågorna som är  $11cm$  långa samt på vävnadernas olika permittivitet/konduktivitet, den dielektriska effekten. Inhomogeniteterna som därmed skapas i  $B_1^+$ -fältet kan leda till rejäla signaltapp, se figur 5. För att korrigera inhomogeniteterna i  $B_1^+$ -fältet används s.k.  $B_1^+$ -shimming som beskrivs närmre under avsnittet *Parallelltransmission (PTx)*. För att korrigeringen ska vara möjlig krävs information om hur variationerna i  $B_1^+$ -fältet är fördelade i rummet. Metoden med vilken man mäter det faktiska RF-fältet kallas för  $B_1^+$ -mapping. Nedan beskrivs några vanligt förekommande  $B_1^+$ -mappingsmetoder.

Double angle method (DAM) är en simpel och relativt



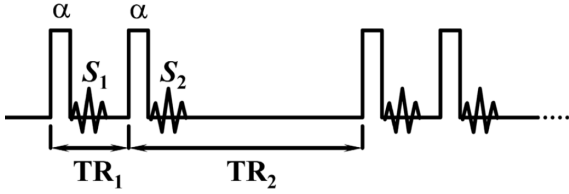
Figur 5. Pilen i den vänstra bilden pekar på signaltapp från  $B_1$ -inhomogeniteter. I den högra bilden har  $B_1$ -shimming använts vilket reducerat signaltappet.

långsam  $B_1^+$ -mappingsmetod som lämpar sig för 2D-bilder. En RF-puls med nominell flipvinkel  $\alpha_1$  sänds ut och den resulterande signalintensiteten  $S_1$  registreras. Därefter upprepas proceduren med en dubbelt så stor flipvinkel  $\alpha_2 = 2 \cdot \alpha_1$  där  $S_2$  mäts. Metoden förutsätter att  $TR \geq 5T_1$  så att magnetiseringen innan varje RF-puls är identisk. Då kan förhållandet mellan signalintensiteterna uttryckas som  $S_1/S_2 = \frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(2\alpha_1)}$  vilket ger vinkeln  $\alpha_1 = \arccos \frac{S_2}{2S_1}$  [12] [16] [19]. Saturated DAM (SDAM) kombinerar DAM med en  $B_1$ -okänslig sekvens som återställer magnetiseringen vilket möjliggör  $TR \ll T_1$  och därmed realiserar en snabb insamling på en flera skivor bred volym. Detta sker på bekostnad av SNR men med en god spatiell upplösning [13].

Actual flip angle imaging (AFI) är en  $B_1^+$ -mappingsmetod som bygger på att två identiska RF-pulser sänds ut efter varandra och att deras resulterande FID-signaler  $S_1$  och  $S_2$  registreras [11] [16]. AFI-sekvensen visas i figur 6. Efter  $TR_1$  och  $TR_2$  eliminerar spoilergradienter den transversala signalen vilket upprepas för nästa sekvens. Med hjälp av Blochekvationerna kan ekvationer för den longitudinella magnetiseringen härledas för att ta fram uttryck för  $S_1$  och  $S_2$ . Kvoten mellan dessa kan vidare approximeras

till  $r = S_1/S_2 \approx \frac{1 + n \cos \alpha}{n + \cos \alpha}$  där  $n = TR_1 / TR_2$ , med förutsättning att  $TR_1$  och  $TR_2$  är korta. Flipvinkeln  $\alpha$  kan därmed uttryckas som  $\alpha = \arccos \frac{rn - 1}{n - r}$  [11]. Resultat visar att metoden är bra för flipvinklar mellan  $20 - 70^\circ$  [11] [16].

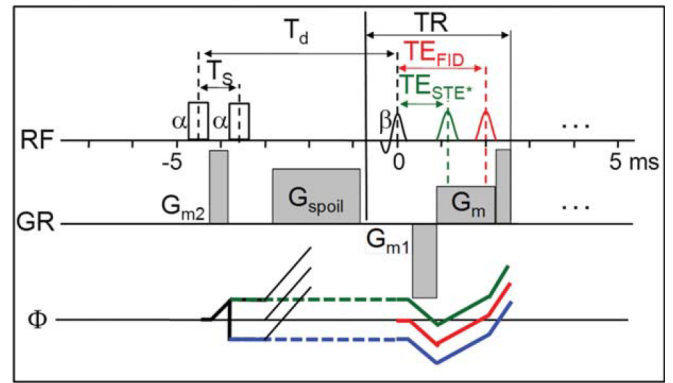
Dual refocusing echo acquisition mode (DREAM) är en



Figur 6. AFI-sekvensen. [11]

mycket snabb  $B_1^+$ -mappingsmetod som ger låga SAR. Dessutom möjliggör DREAM mätningar av just SAR och ger information om inhomogeniteter i  $B_0$ -fältet. Metoden lämpar sig väl för flipvinklar mellan  $20 - 70^\circ$  [14] [15] I figur 7 visas hur en DREAM-sekvens kan se ut. I det här exemplet mäts intensiteten för FID samt det komplexkonjugerade stimulerade ekot  $STE^*$  vilket har visat sig ge robustare  $B_1^+$ -mapping än motsvarande mätningar med STE [15]. DREAM-sekvensen inleds med en  $B_1^+$ -kodande preparationsfas med stimulated echo acquisition mode (STEAM) som består av två rektangulära RF-pulser med okänd flipvinkel  $\alpha$ . Den andra delen av DREAM-sekvensen som kodar spatialt består av ett snabbt pulståg med liten vinkel  $\beta$  som ger upphov till tre mätbara signaler; FID, STE samt  $STE^*$ . Arealen och polariteten hos gradienterna  $G_m$ ,  $G_{m1}$  samt  $G_{m2}$  (i frekvenskodningsriktning) bestämmer tiderna  $TE_{STE}$  samt  $TE_{FID}$  vilket bestämmer i vilken ordning signalerna FID, STE samt  $STE^*$  dyker upp efter RF-pulsen  $\beta$ . I figur 7 är  $T_S = TE_{FID} - TE_{STE^*}$  samt  $TE_{STE^*} < TE_{FID} < TE_{STE}$  vilket innebär att  $STE^*$  kommer först följt av FID och STE. Den okända flipvinkeln  $\alpha$  ges slutligen av ekvationen  $\alpha = \arctan \sqrt{2I_{STE^*}/I_{FID}}$  där  $I_{STE^*}$  samt  $I_{FID}$  är de två uppmätta intensiteterna för FID och  $STE^*$ . [15]

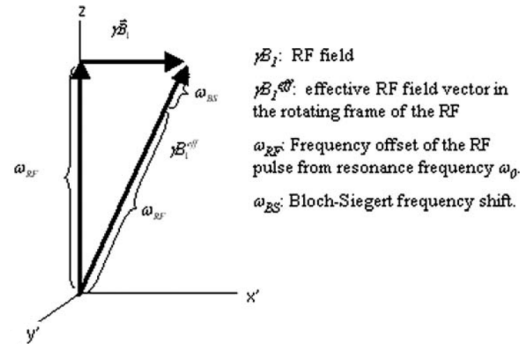
Bloch-Siegert  $B_1^+$ -mapping baseras på det så kallade Bloch-Siegert skiftet. Detta skift beskriver den förändring en kärnas resonansfrekvens genomgår efter att den utsatts för en off-resonance RF-puls, ofta  $\pm 4-10 kHz$  ifrån precessionsfrekvensen. [17] [18] Med hjälp av figur 8 fås med trigonometri följande ekvation:  $\gamma B_1 = \sqrt{\omega_{BS} \cdot 2\omega_{RF}}$  där  $\omega_{RF}$  är den på förhand bestämda off-resonansen.  $\omega_{BS}$  fås med hjälp av det mätbara Bloch-Siegert skiftet  $\varphi_{BS}$ . I figur 9 visas en gradientsekvens där en off-resonance RF-puls skickas efter excitation. Två sådana sekvenser körs med  $\omega_{RF}$  respektive  $-\omega_{RF}$  vilket ger två komplexa bilder. Dessa divideras slutligen för att bestämma  $\varphi_{BS}$  där eventuella off-resonance-effekter, t.ex. amplituden på inhomogeniteter i det statiska fältet samt kemiskt skift, elimineras. [18] Den här metoden för  $B_1$ -mapping har till skillnad från många andra metoder visat sig vara oberoende av  $T_1$ ,  $TR$ , kemiskt skift, magnetiseringsöverföring samt inhomogeniteter i  $B_0$ -fältet.



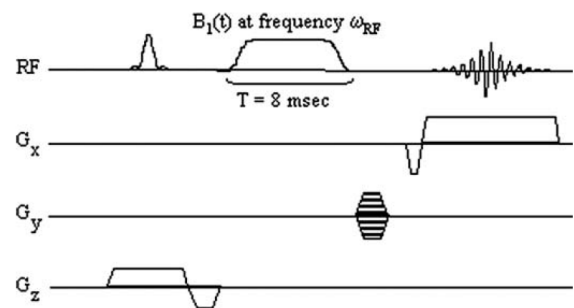
Figur 7. En DREAM-sekvens som inleds med en förberedande STEAM-sekvens med två identiska (här rektangulära) RF-pulser som kodar för  $B_1^+$ . Därefter följer ett snabbt pulståg med liten vinkel för spatial kodning. [15].

SAR-nivåerna närmar sig dock gränsen för vad som är tillåtet. [17]

DREAM är den  $B_1^+$ -mappingsmetod som har använts i



Figur 8. Visar hur  $B_1^+$  kan bestämmas,  $\omega_{BS}$  beräknas med uppmätt Bloch-Siegert-skift  $\varphi_{BS}$  [18].



Figur 9. Gradientsekvens med en off-resonance RF-puls  $\omega_{RF}$ , sekvensen upprepas med  $-\omega_{RF}$  för att bestämma Bloch-Siegert-skiftet  $\varphi_{BS}$ . [18]

detta projekt. Ingen annan metod erbjudet en lika snabb mapping som inte förlänger insamlingstiden markant. DREAM har dessutom fördelen av att ge låga SAR. Gunther Helms har utvecklat DREAM-sekvensen som nyttjats i projektet.



### K. Shimming

$B_0$ -shimming innebär att huvudmagnetfältet görs mer homogent. Det kan göras passivt, för att utjämna skillnader p.g.a. imperfektioner i systemet samt omgivningengen, genom att placera små bitar av metall på väl utvalda ställen i MR-skannern. Shimmingen görs även aktivt med shimspolar under varje undersökning för att kompensera för inhomogeniteterna patientens kropp introducerat. Genom att först ta reda på hur oönskade elektromagnetiska vågor fördelar sig i det inhomogena  $B_0$ -fältet kan de aktiva shimspolorna korrigera fältet. De skapar ett magnetiskt fält med samma fördelning i rummet och utseende som de oönskade vågorna men med omvänd riktning för att på så sätt släcka ut inhomogeniteterna [22][30][31].  $B_1^+$ -shimming går också ut på att minska variationer i ett magnetfält, RF-fältet. Men det utförs inte på samma sätt som  $B_0$ -shimming. Här nyttjas istället flera oberoende kanaler för RF-transmission så att kompensering för den oönskade flippvinkelvariationen över hela eller delar av field of view (FOV) kan utföras. Detta uppnås genom att styrkan, amplituden, fasen och vågformen hos de oberoende sändarelementen skräddarsys.

### L. Parallelltransmission (PTx)

Frekvensen, amplituden, fasen och vågformen på RF-pulserna som de olika transmissionskanalerna sänder ut kan varieras för att korrigera inhomogeniteterna i  $B_1^+$ -fältet. Parallelltransmission (PTx) erbjuder således många frihetsgrader vilket är en stor anledning till att många förhoppningar finns på denna metod. PTx kan delas in i tre kategorier, statisk PTx, dynamisk PTx samt multipuls PTx [21]. Uppdelningen grundar sig i hur PTx:en påverkar transmissionsfältets i både tid och rum. Superpositionsprincipen inom våglära innebär bl.a. att två överlappande vågor i tid och rum kan släcka ut eller förstärka varandra, så kallad destruktiv eller konstruktiv interferens [34].  $B_1^+$ -fältet som skapas med RF-pulserna utsända från de oberoende transmissionselementen är således en summering av vågorna i rum och tid. Ekvationen  $B_1^+(r, t) = \sum_{i=1}^{N_t} B_{1,i}^+(r, t)$  beskriver detta där  $N_t$  är antalet element. Sändarelementen är inte helt identiska och deras individuella påverkan i rummet, transmissionskänsligheten ( $S_i(r)$  för det  $i$ :te elementet), skiljer sig åt. Det går då att dela upp föregående ekvation i bidraget från RF-pulsen  $p(t)$  som elementen sänder ut samt transmissionskänsligheten enligt följande:  $B_1^+(r, t) = p(t) \sum_{i=1}^{N_t} w_i S_i(r)$  där  $w_i$  är en kanalspecifik komplex vikt. Ekvationen beskriver statisk PTx där RF-pulserna oavsett tidpunkt är identiska för de olika sändarelementen. Gemensamt för alla PTx-metoder är att  $S_i(r)$  först måste bestämmas för samtliga kanaler vilket görs med  $B_1^+$ -mapping. Fullständig information om  $S_i(r)$  innebär att mätningar gjorts för att bestämma hur amplituden och fasen för varje kanal förhåller sig till varje enskild övrig kanal i rummet [21] [20] [32] [33].

Samtliga sändarelement genererar elektriska fält som tillsammans ger upphov till uppvärmning av vävnad där SAR används som ett indirekt mått. Som nämndes under

avsnittet *Excitation* är det viktigt att kontinuerligt hålla koll på SAR, både globalt (hela kroppen) och lokalt (specifik vävnad/område). Överstigs gränsvärdena för SAR är man i riskzonen för skadlig upphettning av vävnaden. Med PTx är det extra viktigt att beräkna SAR lokalt eftersom kraftiga oväntade lokala variationer av de elektriska fälten kan förekomma både i tiden och rummet vilket kan ge upphov till så kallade hot spots. Stor hänsyn tas således till SAR vid designandet av PTx-scheman [21] [20].

Statisk PTx används främst för att skapa optimala förutsättningar i ett region of interest (ROI) där "optimala" ofta syftar till  $B_1^+$ -shimming. Självklart vore det att föredra om en hel skiva kunde  $B_1^+$ -shimmas men det är svårt att uppnå med frihetsgraderna statisk PTx erbjuder där kanalernas individuella vikter  $w_i$  beräknas en gång för att därefter hålla RF-fältet statiskt. Statisk PTx tillämpas med fördel då endast en liten del av FOV är av intresse, t.ex. vid prostataundersökningar. Det har visat sig att synkronisering av de olika RF-vågornas fas i ROI är av mindre vikt och fokus läggs därför på att få en homogen magnitud i området av intresse. Den stora fördelen med statisk PTx i en ROI-tillämpning är att den inte kräver fullständig information om  $B_1^+$  vilket både tar tid och kan vara svårt att bestämma vid 7T. För att bestämma optimala  $w_i$  används ofta en kostfunktion som iterativt minimeras. Det är vanligt att kostfunktionen består av en term ( $\omega_{target}$ ) som vill begränsa  $B_1^+$ -distributionen, en SAR-minimerande term ( $\omega_{SAR}$ ) samt en tredje term ( $\omega_{HW}$ ) som garanterar att lösningen är inom hårdvarans gränser.  $\omega_{target}$  kan definieras på olika sätt, t.ex. med minsta kvadratmetoden. Optimeringsproblemet kan ställas upp på tre sätt. Den första metoden minimerar  $\omega_{tot} = \omega_{target} + \lambda\omega_{SAR} + \mu\omega_{HW}$  där regleringsfaktorerne  $\mu$  och  $\lambda$  varieras för att generera flera lösningar. Den andra metoden försöker minimera  $\omega_{target}$  med kravet att SAR-terminen och hårdvarutermen ligger under sina respektive gränsvärde. Det tredje sättet är att algebraiskt beräkna vikterna vilket inte kräver någon optimeringsalgoritm. Statisk PTx har visat sig vara effektiv och ger bättre bilder med ökande antal sändarelement (upp till 32 stycken) [21].

Dynamisk PTx är till skillnad från statisk PTx med sina få frihetsgrader inte begränsad till superpositionsprincipen som ej möjliggör shimming av hela FOV. Med statisk PTx minimeras skillnaderna i den initiala  $B_1^+$ -distributionen. Dynamiskt PTx fokuserar istället på en jämn fördelning gällande flippvinkeln som är beroende av den totala rotationen av magnetiseringsvektorn. Metoden modifierar distributionen av  $B_1^+$ -fältet under små tidsskalor så att olika områden simultant får en jämnare magnetiseringsrotation. Således erhålls en mer homogen fördelning av flippvinklar efter att den varierande RF-pulsen slutat sändas. Det föränderliga  $B_1^+$ -fältet åstadkoms genom att de olika  $i$ :te sändarelementen, med olika känslighet  $S_i(r)$ , har individuella RF-pulser som varierar med tiden ( $p_i(t)$ ). Detta kan uttryckas med följande ekvation:  $B_1^+(r, t) = \sum_{i=1}^{N_t} p_i(t) S_i(r)$  [21]

Blochekvationens icke-linjära beteende gällande transversell magnetisering vid höga rotationer är svår att inkorporera vid pulsdesign. Därför utnyttjas ofta "small tip angle approximation" (STA). Den förutsätter att då flippvinkeln är såpass liten kan approximationen  $M_z \approx M_0 = \text{konstant}$  göras [35] vilket förenklar pulsdesignproblemet. Förenklingen leder till att transmit k-space  $k(t) = -\gamma \int_t^T G(t') dt'$  kan introduceras som tar hänsyn till de magnetiska gradientfältens effekter som uppstår under RF-pulsen.  $T$  står för RF-pulsens varaktighet och  $G(t)$  är det samlade gradientfältet i x-, y-, och z-led som med tiden leder till en större transversell magnetisering. De flesta av dagens PTx pulsdesigns algoritmer utnyttjar STA-approximationen tillsammans med "spatial domain approach" som med tillräcklig flexibilitet inkluderar  $B_0$ -inhomogenitet, godtyckliga transmit k-space-banor samt spatials felviktningar. Precis som för statisk PTx erhåller dynamisk PTx sina pulser genom att minimera en kostfunktion som påminner om de tidigare nämnda ekvationerna. Dynamisk PTx används beroende på valet av k-space-bana till antingen flippvinkelshimming eller lokal excitation (LEx) [21]. Dynamiskt PTx används för att minska varaktigheten hos de annars mycket långa pulserna som används vid LEx. De är långa då deras k-space banor, för att kunna excitera ett litet specifikt område, måste uppsöka höga spatials frekvenser. PTx möjliggör att vikning undviks när k-space undersamlas genom att många transmitkanaler nyttjas. Den här accelerationen är bl.a. nödvändig för att kunna använda LEx med snabbare sekvenser. En stor förhoppning är att kunna använda PTx-LEx för FOV-minskning. Detta reducerar SNR kraftigt men med magnetfält på 7T+, som ger högre SNR, förväntas metoden förbättras kraftigt. I situationer då undvikande av artefakter är av stor vikt har PTx-LEx stor potential. Inte minst då det går att undvika excitation av rörliga strukturer som annars kan leda till artefakter [21].

### III. METODIK

#### A. Datainsamling

Datan samlades in på en 7T Philips MRT. Projektets datainsamling sträckte sig över tre månader med i regel en scansession i veckan. Totalt skannades 10 individer som avsiktligt valts med varierande storlek på huvudet. En session bestod av 45-60 min skanning med mtx8-spolen där ett förbestämt körschema kördes. Detta bestod dels av körningar med/utan pads samt skanningar med olika B1-shimmingsmetoder. Placering av shimvolym runt hippocampus visas i figur 10. Efter att skanningarna med mtx8 slutförts följde en paus på ca 15min där mtx8-spolen byttes ut till classic-spolen varpå körningar på ytterligare 10-15 min genomfördes.

B1-shimmingsverktygen som testades är Relative Phase Nulling (RPN), AdaptiveExternalAmplitudePhase (adapttextAP), VolumeexternalAmplitudePhase (volectAP) och preset. RPN använder sig utav en kalibreringsskanning för att sedan kunna minimera fasskillnaden mellan transmitkanalerna/mottagarkanalerna i en volym av intresse. Metoden leder indirekt till förbättrad B1-homogenitet då den

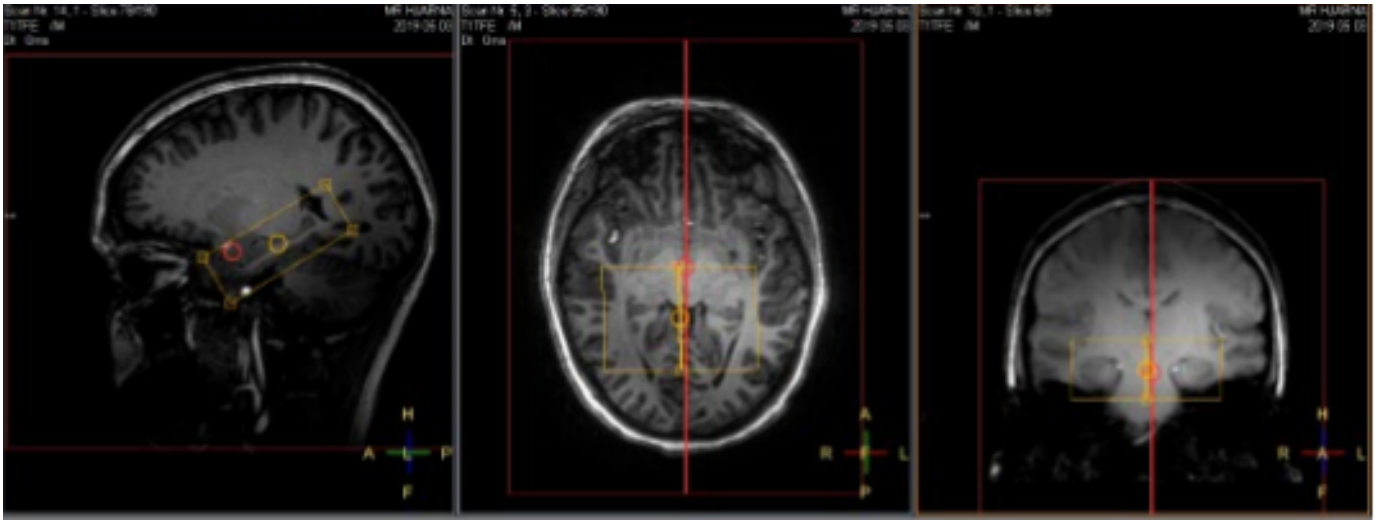
förflyttar områden med låg B1 utanför shimmingvolymen. AdapttextAP kräver en sann B1-karta som input. Den optimerar sedan transmithomogeniteten globalt genom att justera både transmitfas och amplitudskillnader. Metoden kallar på Matlab så det finns utrymme för användaren att definiera egna optimeringsrutiner. VolectAP utför samma sak som adapttextAP men över en användarbestämd shimmingvolym. Preset B1-shimmingmetoden maximerar homogeniteten i bakre delen av huvudet.

#### B. Förbehandling av data

För att förenkla analysen av datan genomfördes en förbehandling av rådatan. Förbehandlingen inleddes med att sortera insamlade  $B_1$ -kartor för FIXED utan pads, FIXED med pads, samt för  $B_1$ -shimverktygen adaptive external amplitude phase, volume external amplitude phase, relative phase nulling samt preset. Sorteringen innebar att det för respektive metod i varsin mapp placerades B-kartor för STEAM flippvinklarna  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  samt  $60^\circ$  sorterade från lägsta till högsta. Därefter utnyttjades Hampus Olssons m.fl. matlabsript "Composite B1 maps with using different STEAM FAs to avoid bias and % maximize SNR" [36] för att utifrån dessa tre kartor skapa en slutgiltig  $B_1$ -karta med maximerad SNR och minimerad bias.

Statistical Parametric Mapping (SPM) är en statistisk teknik utvecklad av Karl Friston för att undersöka skillnader i hjärnaktivitet gällande data insamlat med t.ex. fMRI eller PET. Tekniken används främst för att identifiera funktionellt specialiserad hjärnrespons och är det mest framstående tillvägagångssättet för att karaktärisera funktionell anatomi samt sjukdomsrelaterade förändringar. SPM, som är en voxelbaserad metod som utnyttjar klassisk interferens, ger information om lokalt specifika responser på experimentella faktorer. För att kunna länka en observerad signal till ett specifikt område i hjärnan måste datan anpassa sig till ett känt anatomiskt område [38]. Programmet SPM12 som är utvecklat av Wellcome Department of Imaging Neuroscience, en del av University College London, utför SPM-analyser. I det här projektet har SPM12 både använts för att förbehandla datan samt för segmentering av grå och vit hjärnvävnad.

Förbehandlingen fortsatte således med SPM12. Då programmet bara är kompatibelt för NIFTI-filer utnyttjades dess DICOM-till-NIFTI omvandlare, "DICOM Import", för att konvertera samtliga 3DT1-volymer till NIFTI-format. För varje volym resulterade detta dels i en NIFTI-fil innehållande bilddatan samt i en med brusdatan. Vidare normaliserades volymerna med SPM12 till MNI-space med SPM12s funktion "Normalise (Estimate & Write)". MNI står för Montreal Neurological Institute som har skapat olika standardiserade hjärnor utifrån ett varierande antal hjärnor, ofta ett hundratal. Att ha standardiserade hjärnor att anpassa data till från olika individer kan underlätta direkta jämförelser. Normaliseringen ledde till att deformationskartor genererades. Dessa deformationskartor användes med SPM12s "Normalise (Write)" för att anpassa respektive B1-karta till MNI-space.

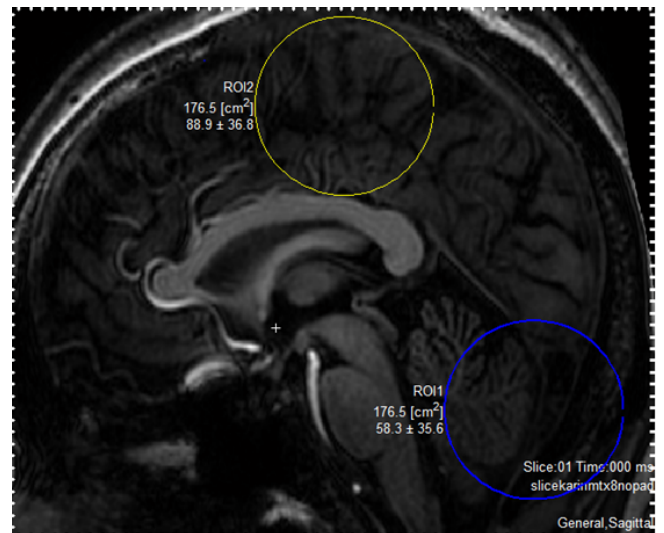


Figur 10. Placering av B1-shimmingbox runt hippocampus.

Alla standardinställningar användes utom "Voxel sizes" som sattes till [3.75 3.75 3.75] för att bibehålla B1-kartornas ursprungliga voxelstorlek. Därefter användes "Normalise (Write)" igen för att med hjälp av deformationskartorna anpassa 3DT1-volymer och deras tillhörande brusdata till MNI-space. Här sattes "Voxel sizes" till [0.346 0.346 1].

För att kunna beräkna contrast to noise ratio (CNR) gällande grå- och vitvävnad segmenterades 3DT1-volymer med hjälp av SPM12s funktion "Segment". Den enda standardinställningen som ändrades var "Clean up" som sattes till "Don't do cleanup". Segmenteringen resulterade i fem sannolikhetskartor där de första två rörde gråvävnad samt vitvävnad.

Segment [37] är ett program utvecklat av Medviso i samarbete med Lunds kardiologiska MR-grupp vid Lunds Universitet. Segment kör bäst via Matlab R2014a. Programmet innehåller en rad olika analytiska verktyg för MRI, CT och myokardial perfusions SPECT-bilder. Det går även att använda programmet till radiologiska och kardiologiska tillämpningar. I det här projektet har Segment främst nyttjats till att skapa tredimensionella ROI-volymer genom att manuellt rita ut ROI:ar och sedan få ut motsvarande binära kartor i Matlab. Då programmet inte är kompatibelt för NIFTI-filer hjälpte en av programmets utvecklare, Johannes Töger, med att koda en plugin för ändamålet. Med Segment skapades en global ROI för att beräkna SNR samt CNR i vissa 3DT1-volymer mellan skiva 60 till 140 av totalt 190. En global ROI, för B<sub>1</sub>-homogenitetsberäkningar i vissa B<sub>1</sub>-kartor såsom adaptiveEAP, skapades mellan skiva 13 till 34 av totalt 42. En lokal ROI mellan snitt 16 till 26 placerades occipitalt, nära nacken, för B<sub>1</sub>-homogenitetsanalyser i B<sub>1</sub>-kartorna skapade av shimverktyget preset. En annan lokal ROI, skiva 13 till 18, skapades runt hippocampus för B<sub>1</sub>-homogenitetskalkyler i bl.a. kartorna från shimverktygen RPN och volectAP. Slutligen placerades en ROI centralt i 3DT1-volymer och en

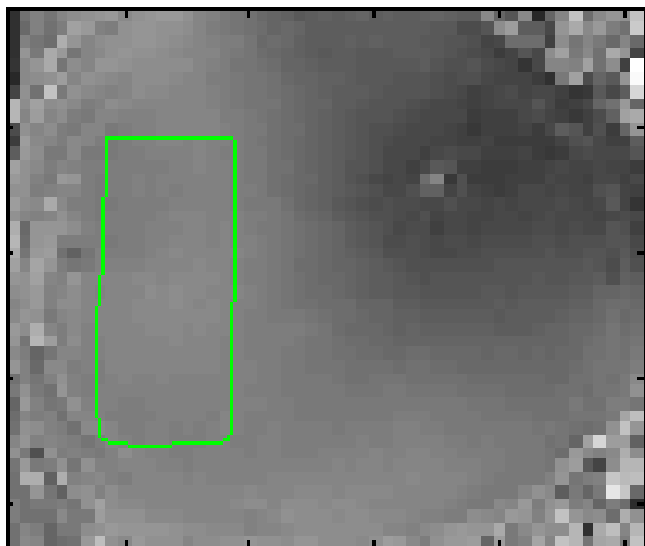


Figur 11. Caudal ROI-placering

caudalt vilket efter normalisering möjliggjorde jämförelse av intensitetsstyrkan djupt ner i hjärnan.

### C. Dataanalys

För att beräkna SNR i en ROI togs signalintensiteten per voxel i ROI:en dividerat med standardavvikelsen för bruset i samma ROI. För att bestämma kontrasten i en ROI beräknades den genomsnittliga intensiteten för både en voxel med gråvävnad samt vitvävnad. Kontrasten blev sedan gråvävnadssnittet dividerat med vitvävnadssnittet. CNR kunde därefter beräknas genom att ta kontrasten genom standardavvikelsen för bruset.



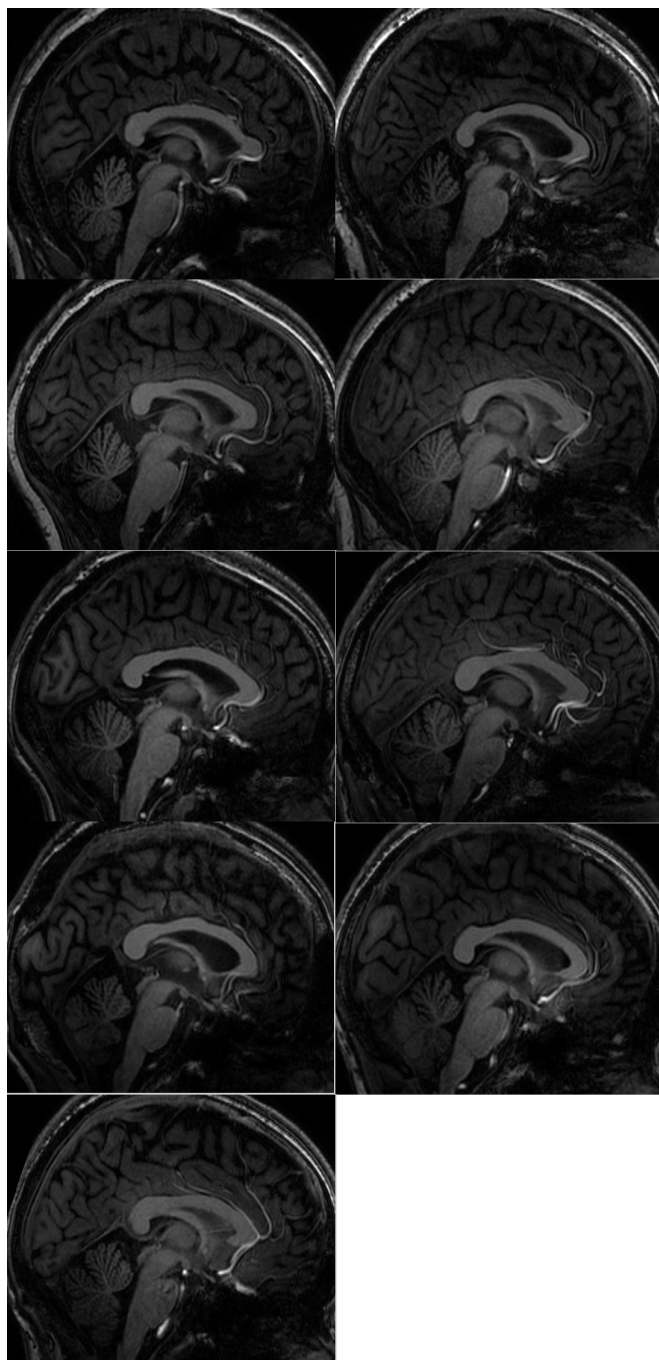
Figur 12. Preset ROI-placering

#### IV. RESULTAT

##### A. Global SNR & CNR för mtX8 samt classic

I figur 13, 14, 15 och 16 visas centrala sagittala snitt för samtliga försök genererade med mtX8 och classic, både med och utan dielektriska pads. Bilderna ger en uppfattning om eventuella likheter och skillnader mellan de bägge spolarna inte minst gällande användandet av dielektriska pads. Det framgår att classic generellt ger ljusare bilder, d.v.s. en högre signalintensitet, än motsvarande mtX8-bilder. I figur 14, mtX8 utan pads, ses ett tydligt signaltapp över lillhjärnan jämfört med figur 15, classic med pads. När det gäller kontrasten är det svårt för ett otränat öga att se någon nämnvärd skillnad.

I tabell I har en sammanställning för globalt SNR gjorts för samtliga försök. Precis som bilderna antydde ger classic-spolen en högre signalintensitet än mtX8-spolen, förutsatt att brusnivån är jämnbördig. Genomsnittet, borträknat både outliern försök 2 som för mtX8 är 2 och försök 10 som saknar data, är 68 för mtX8 med pads respektive 77 utan. För classic är samma snitt 104 vs 116. Ett högre SNR erhålls således då dielektriska pads inte är närvarande. Classics bilder har ett SNR på cirka 40 högre än mtX8. I tabell II som är en sammanställning över globalt CNR anas en kompensation för mtX8:s lägre SNR-nivåer. Det genomsnittliga CNR:et för mtX8 är 0.27 med samt 0.30 utan pads. För classic är motsvarande siffror 0.33 samt 0.36. Då kontrasten är beräknad som snittintensiteten för gråvävnad genom vitvävnad är ett lägre ratio för CNR positivt.



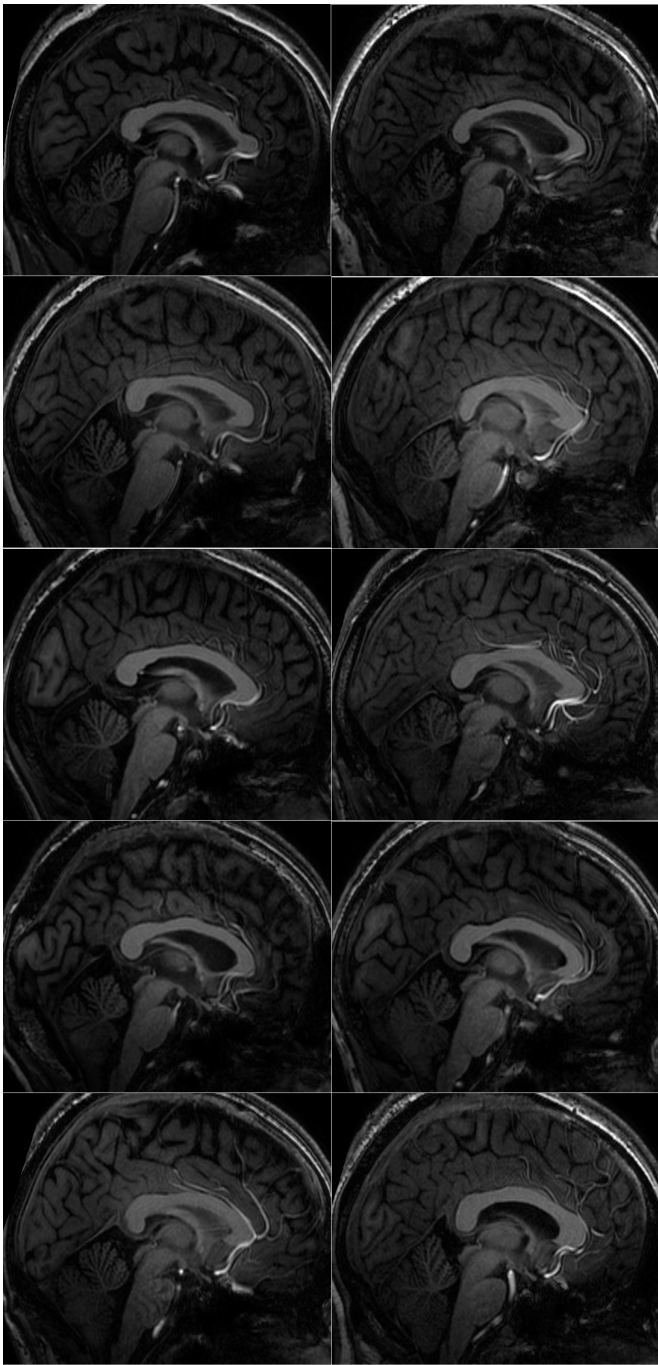
Figur 13. Centrala sagittala snitt för mtX8 med pads.

Tabell I  
Global SNR för MTX8 samt classic, med/utan pads.

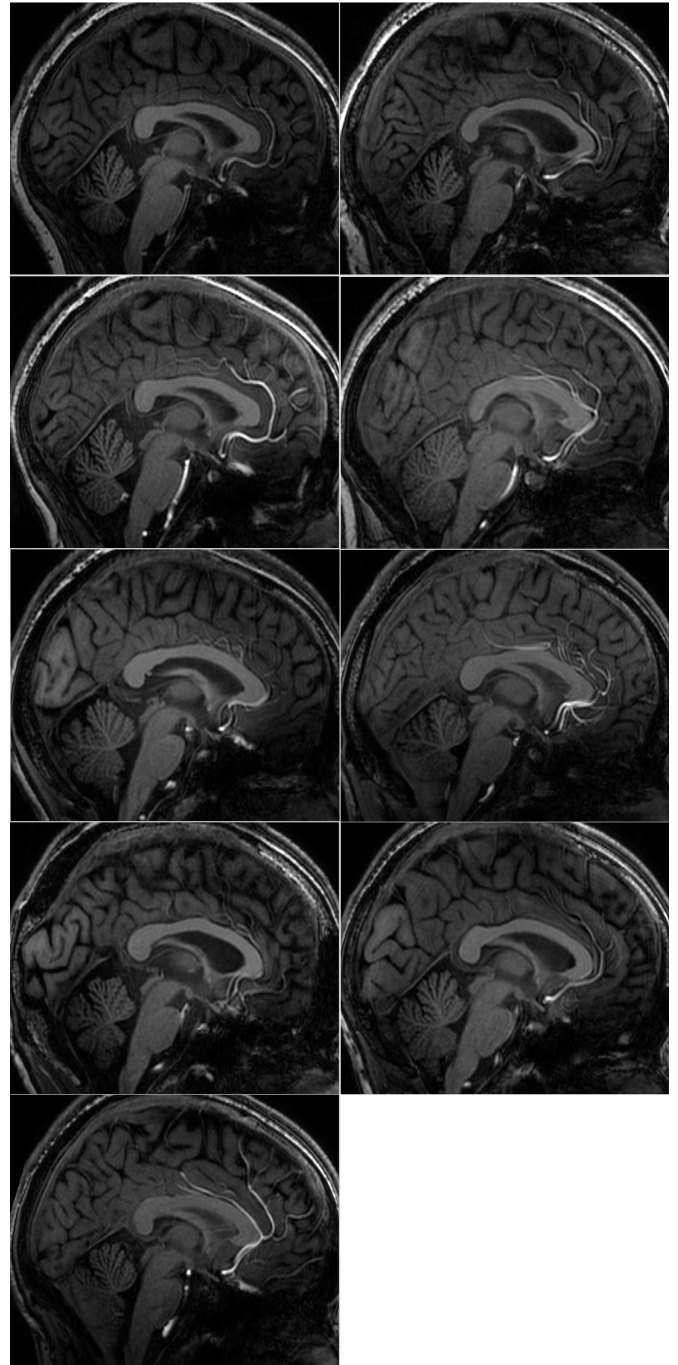
	MTX8 med pads	MTX8 utan pads	Classic med pads	Classic utan pads
Försök 1	58	63	73	120
Försök 2	2	2	97	97
Försök 3	73	77	107	120
Försök 4	73	94	107	119
Försök 5	65	77	112	120
Försök 6	67	82	109	110
Försök 7	66	71	113	104
Försök 8	76	79	109	126
Försök 9	70	75	101	112
Försök 10	0	67	0	114
Genomsnitt (utan 2 & 10)	68	77	104	116

Tabell II  
Global CNR för MTX8 samt classic, med/utan pads.

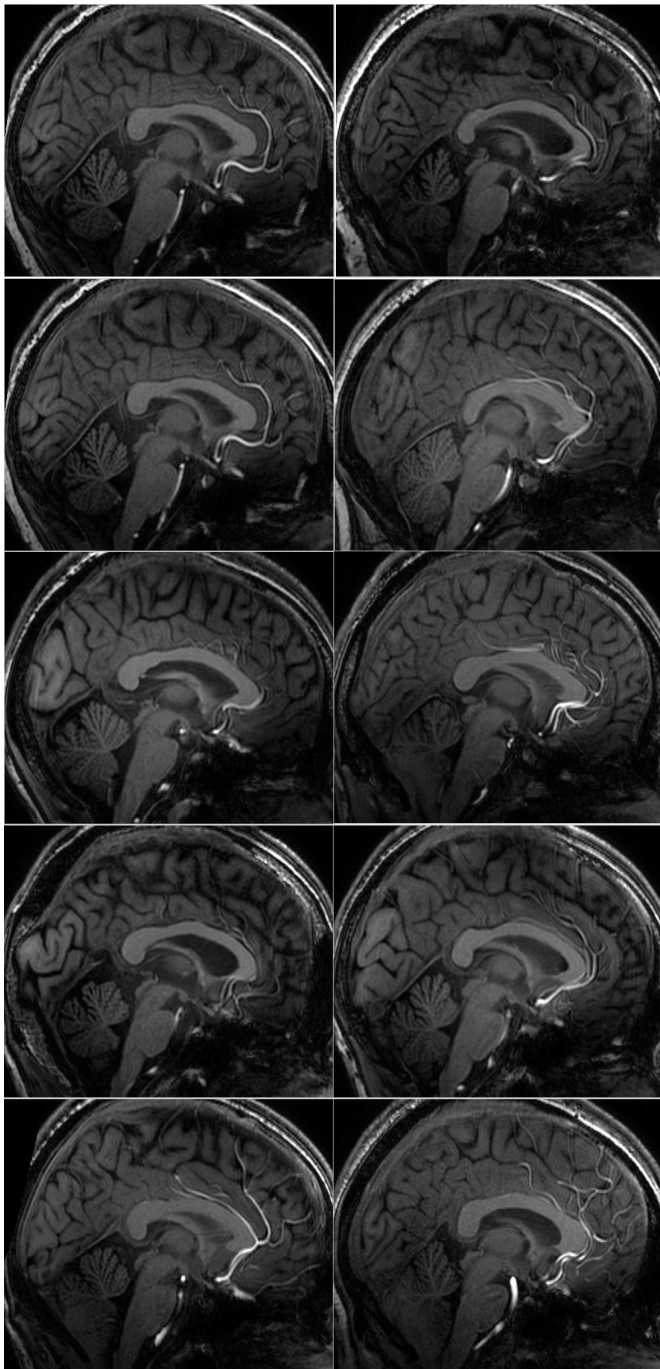
	MTX8 med pads	MTX8 utan pads	Classic med pads	Classic utan pads
Försök 1	0.27	0.30	0.27	0.38
Försök 2	0.01	0.01	0.39	0.37
Försök 3	0.27	0.31	0.32	0.38
Försök 4	0.27	0.30	0.31	0.35
Försök 5	0.24	0.28	0.34	0.35
Försök 6	0.27	0.29	0.36	0.35
Försök 7	0.26	0.29	0.37	0.33
Försök 8	0.33	0.32	0.37	0.38
Försök 9	0.28	0.29	0.34	0.38
Försök 10	0	0.24	0	0.34
Genomsnitt (utan 2 & 10)	0.27	0.30	0.33	0.36



Figur 14. Centrala sagittala snitt för mtX8 utan pads.



Figur 15. Centrala sagittala snitt för classic med pads.



Figur 16. Centrala sagittala snitt för classic utan pads.

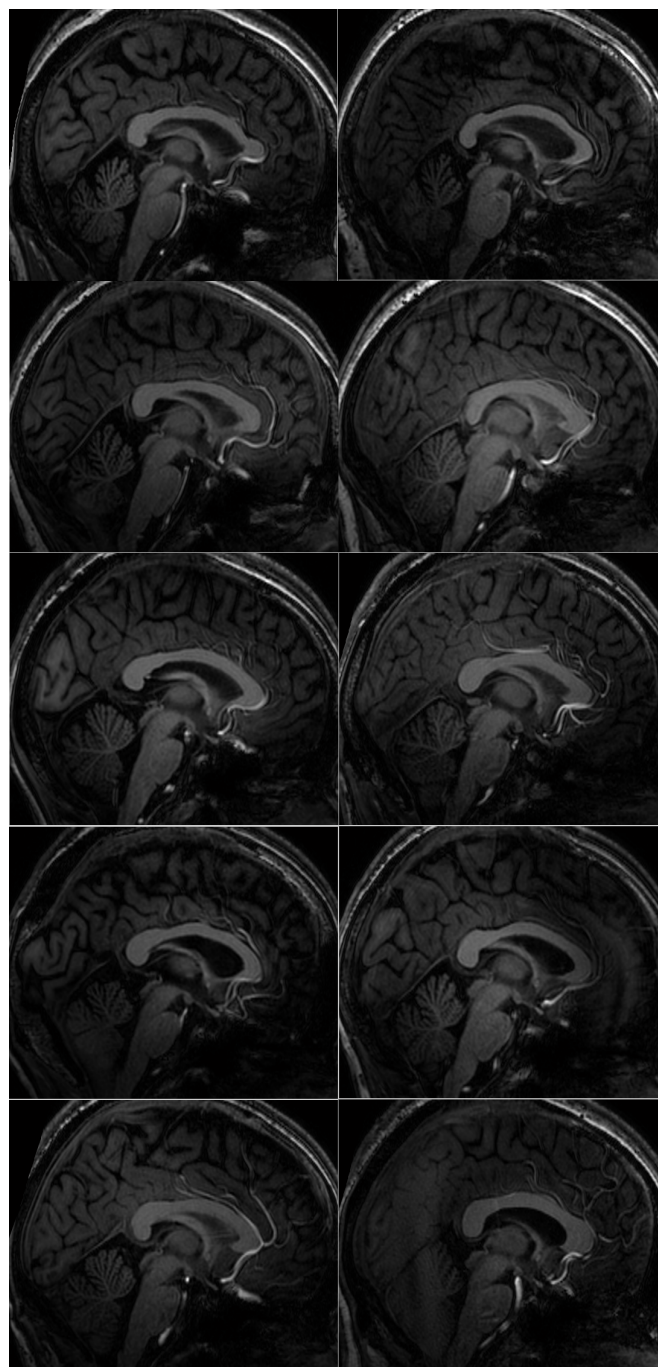
### B. Lokal homogenitet omkring hippocampus med olika B1-shimmingsverktyg

I figur 17 återfinns sagittala centrala snitt för samtliga försök med RPN B1-shimming. Bilderna är överlag ganska mörka även om man i vissa snitt kan urskilja delar av lillhjärnan. I figur 18 återfinns motsvarande bilder med volectAP B1-shimming. Dessa tycks ha en mycket låg signalintensitet och det är bl.a. svårt att se lillhjärnan. I figur 19 och figur 20 visas centrala axiella B1-kartor där RPN- respektive volectAP-shimming använts. I figur 19 förekommer ett mörkt område, i olika grad, i den nedre högra kvadranten i de flesta B1-kartor. Detta mörkare parti täcker en del av hippocampusområdet som avsetts homogeniseras. Motsvarande figur med volectAP-shimming, figur 20, har mörkare partier över en stor del av B1-kartorna som i olika grad täcker delar av hippocampus.

Figur 21 och 22 visar homogeniteten, visualiserad med histogram, för samtliga försök i en lokal volym placerad över hippocampus. Histogrammen för RPN och volectAP, som egentligen har lägre nivåer, har flyttats upp för att lättare kunna jämföras med referensen classic med pads. I figur 21 ser histogrammen mycket spridda ut, både med/utan B1-shimming med RPN, vilket tyder på en mindre bra homogenitet. Detta var förväntat då de mörkare partierna från B1-kartorna i figur 19 i viss mån täckte hippocampus. I figur 22 är histogrammen i orange (för volectAP) generellt mer samlade, här konstateras en förbättrad homogenitet. Histogrammens resultat åskådliggörs i tabell III och IV. Den genomsnittliga standardavvikelsen är 16, 18 samt 13 för classic med pads, RPN respektive volectAP. RPN ger en sämre homogenitet runt hippocampus än referensen, volectAP förbättrar den något. RPN ger däremot ett mindre powerdrop än volectAP, genomsnitt på 85 jämfört med 69 där referensen har 109.

### C. Lokal homogenitet occipitalt med preset B1-shimming

I figur 23 presenteras centrala sagittala bilder för samtliga försök där preset B1-shimming använts. Bilderna är mörka och det är svårt att med blotta ögat avgöra huruvida homogeniteten förbättrats nära nacken. I figur 24 visas B1-kartorna för nio försök med presetverktyget på. Samtliga kartor har ett svart område som täcker övre högra kvadranten, ett osymmetriskt fördelat signaltapp utanför området preset optimerar. De nedre



Figur 17. Centrala sagittala snitt med RPN-shimming.

Tabell III

Lokal homogenitet runt hippocampus med RPN-shimmingsverktyg. Classic pads som referens.

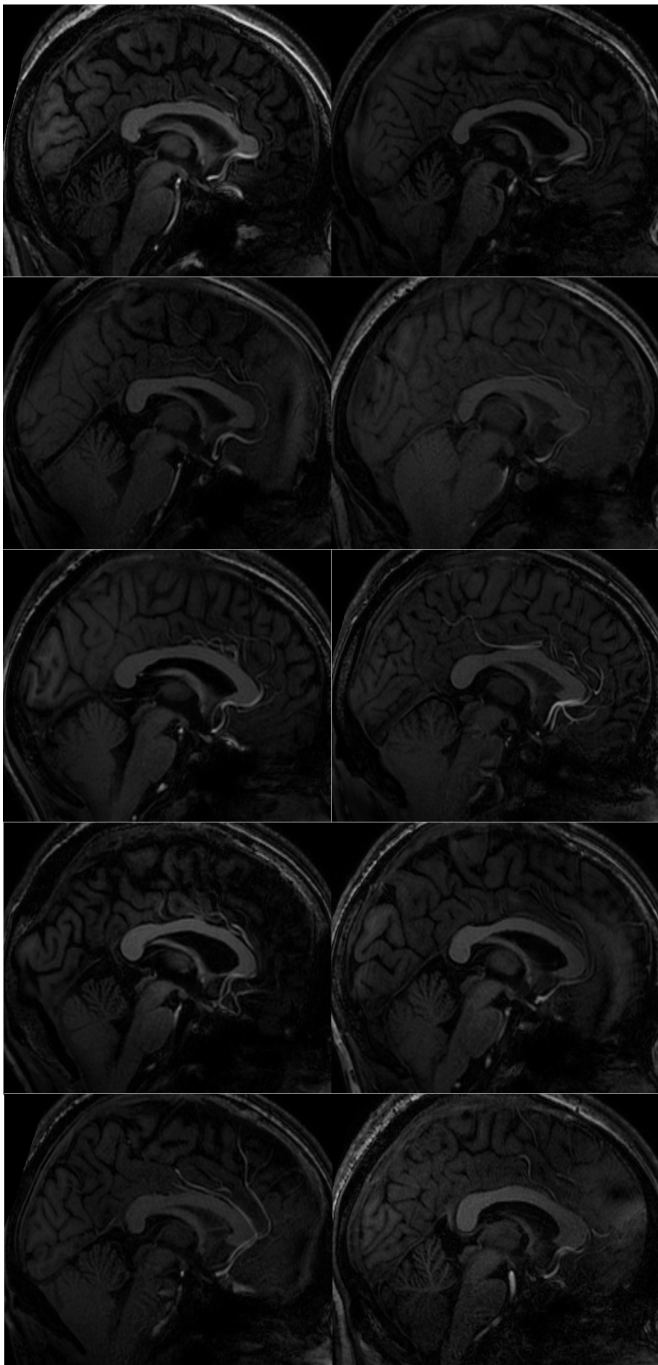
	Mean $\pm$ SD (CV) for classic	Mean $\pm$ SD (CV) for RPN
Försök 1	77 $\pm$ 12 (0.15)	86 $\pm$ 16 (0.18)
Försök 2	106 $\pm$ 17 (0.16)	94 $\pm$ 15 (0.16)
Försök 3	56 $\pm$ 10 (0.17)	80 $\pm$ 22 (0.27)
Försök 4	119 $\pm$ 17 (0.15)	90 $\pm$ 21 (0.23)
Försök 5	118 $\pm$ 16 (0.14)	102 $\pm$ 16 (0.15)
Försök 6	101 $\pm$ 20 (0.20)	82 $\pm$ 17 (0.20)
Försök 7	124 $\pm$ 16 (0.13)	79 $\pm$ 16 (0.20)
Försök 8	115 $\pm$ 15 (0.13)	78 $\pm$ 18 (0.23)
Försök 9	115 $\pm$ 15 (0.13)	70 $\pm$ 24 (0.34)
Genomsnitt (utan 3)	109 $\pm$ 16 (0.15)	85 $\pm$ 18 (0.24)

Tabell IV

Lokal homogenitet runt hippocampus med VolectAP-shimmingsverktyg. Classic pads som referens.

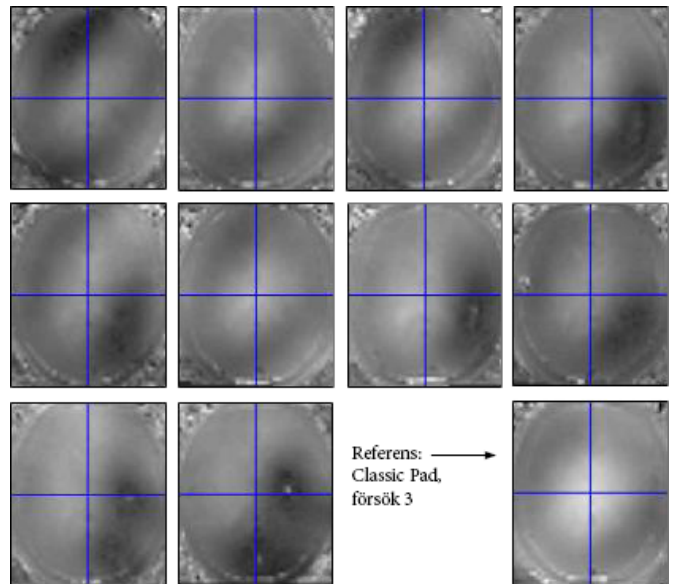
	Mean $\pm$ SD (CV) for classic	Mean $\pm$ SD (CV) for VoIEA
Försök 1	77 $\pm$ 12 (0.15)	50 $\pm$ 13 (0.26)
Försök 2	106 $\pm$ 17 (0.16)	61 $\pm$ 11 (0.18)
Försök 3	56 $\pm$ 10 (0.17)	53 $\pm$ 10 (0.19)
Försök 4	119 $\pm$ 17 (0.15)	73 $\pm$ 9 (0.12)
Försök 5	118 $\pm$ 16 (0.14)	67 $\pm$ 15 (0.23)
Försök 6	101 $\pm$ 20 (0.20)	40 $\pm$ 10 (0.24)
Försök 7	124 $\pm$ 16 (0.13)	55 $\pm$ 10 (0.18)
Försök 8	115 $\pm$ 15 (0.13)	72 $\pm$ 11 (0.15)
Försök 9	115 $\pm$ 15 (0.13)	51 $\pm$ 14 (0.28)
Genomsnitt (utan 3)	109 $\pm$ 16 (0.15)	69 $\pm$ 13 (0.21)



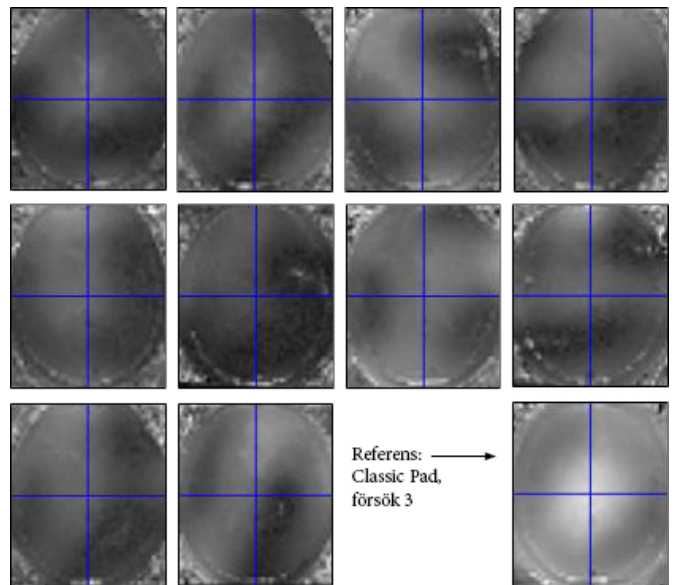


Figur 18. Centrala sagittala snitt med volectAP-shimming.

kvadranterna ligger runt nackpartiet och här ser det relativt homogent ut, möjligtvis något mer än den ljusare referensen från classic pad försök 3. Resultatet för en ROI (se figur 12) placerad occipitalt presenteras på histogramform i figur 25 och är sammanställt i tabell V. Histogrammen visar tydligt för samtliga försök hur homogeniteten förbättrats med preset B1-shimmingen. I tabell V visas genomsnittet, detta utan outliern försök 3 som för classic är mer än 50 % lägre än det nästlägsta medeltalet. Totalsnittet är 85 för classic med en standardavvikelse på 14 och för preset är det totala snittet 69 med en standardavvikelse på 6, även siffrorna bekräftar

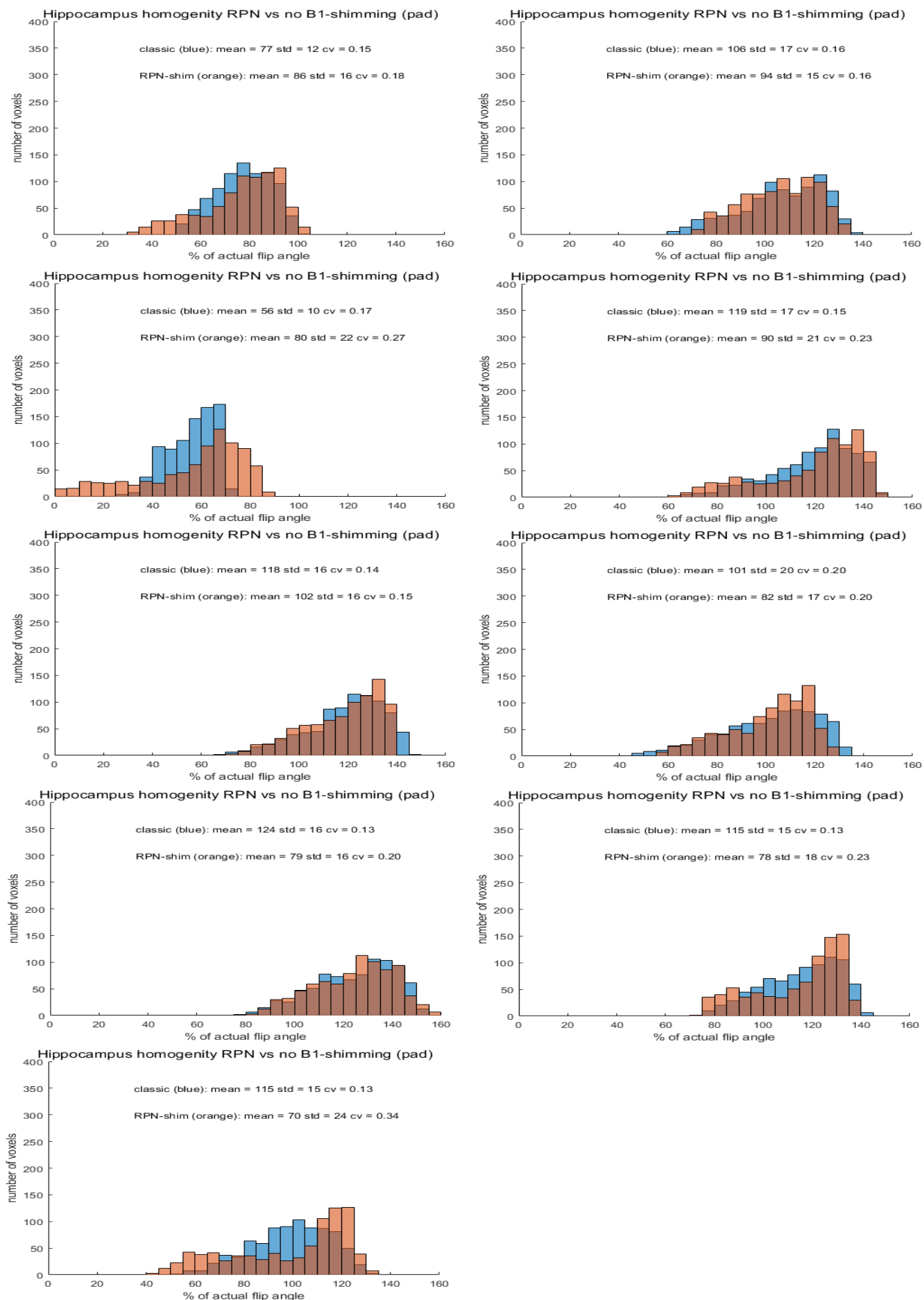


Figur 19. Centrala B1-kartor med RPN

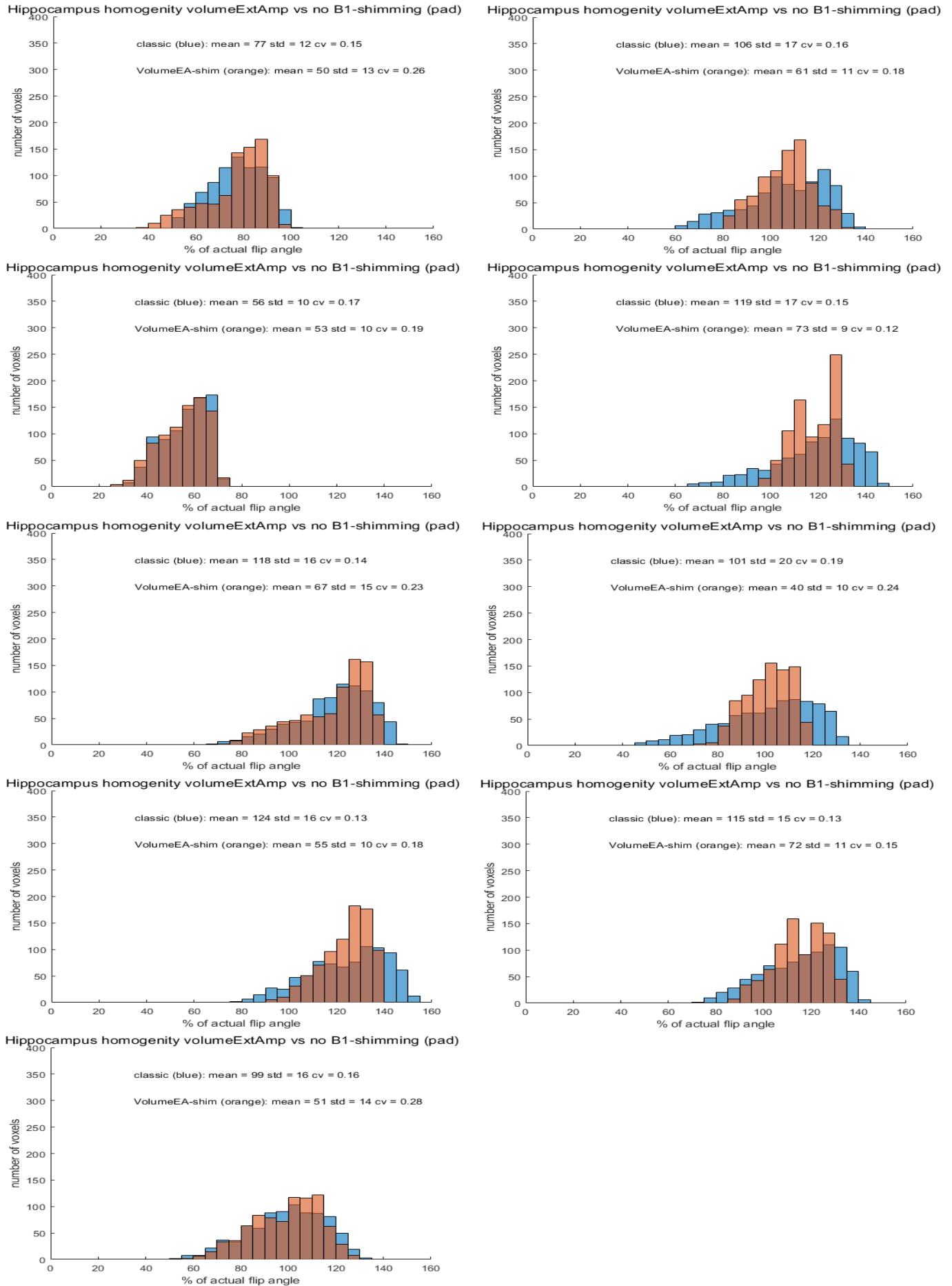


Figur 20. Centrala B1-kartor med volectAP

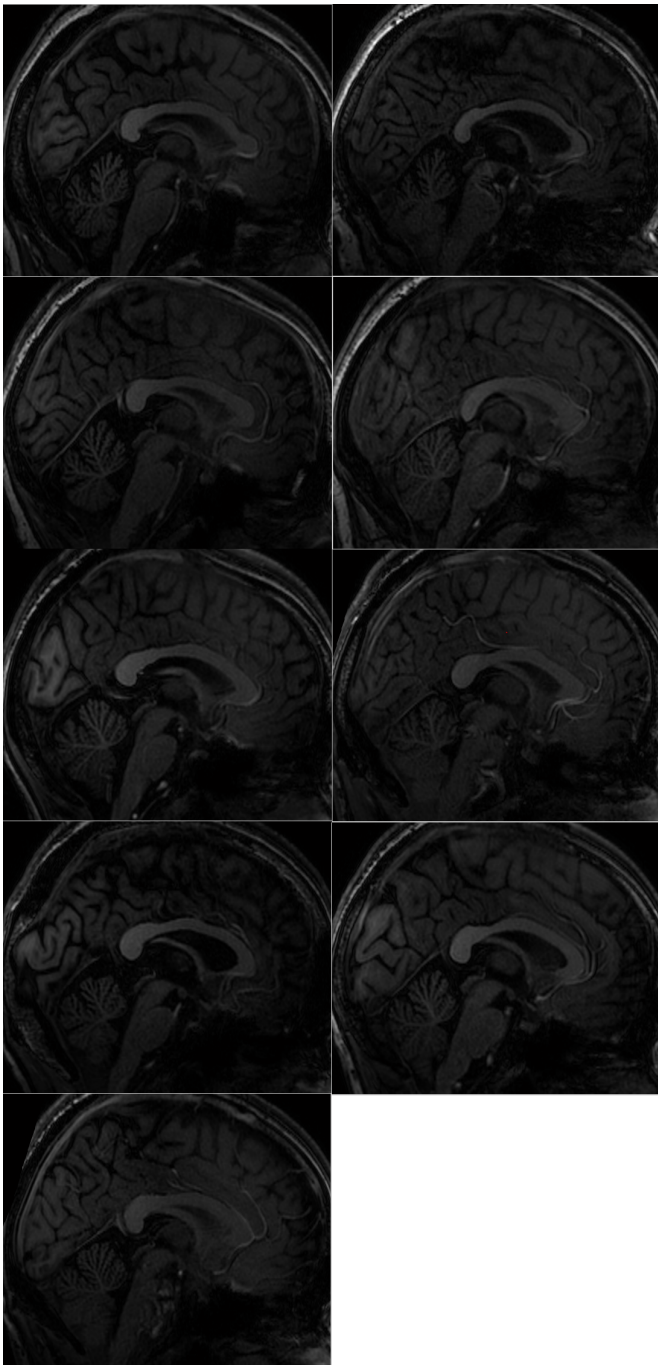
homogenitetsförbättringen med preset.



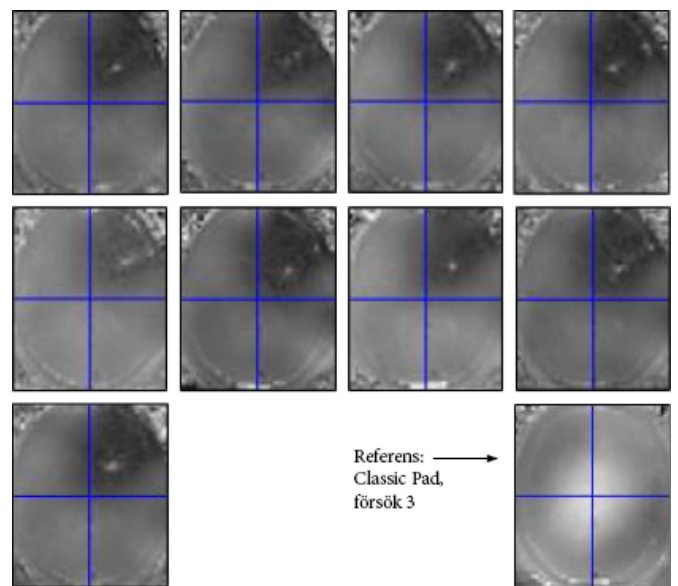
Figur 21. Lokal homogenitetsjämförelse mellan RPN B1-shimming och classic med pads för samtliga försök. För bättre överskådlighet har tyngdpunkten i respektive classic histogram använts som referens för att justera RPN-histogrammens läge. De verkliga medeltalen står ovanför respektive histogram.



Figur 22. Lokal homogenitetsjämförelse mellan volextAP B1-shimming och classic med pads för samtliga försök. För bättre överskådlighet har tyngdpunkten i respektive classics histogram använts som referens för att justera volextAP-histogrammens läge. De verkliga medeltalen står ovanför respektive histogram.



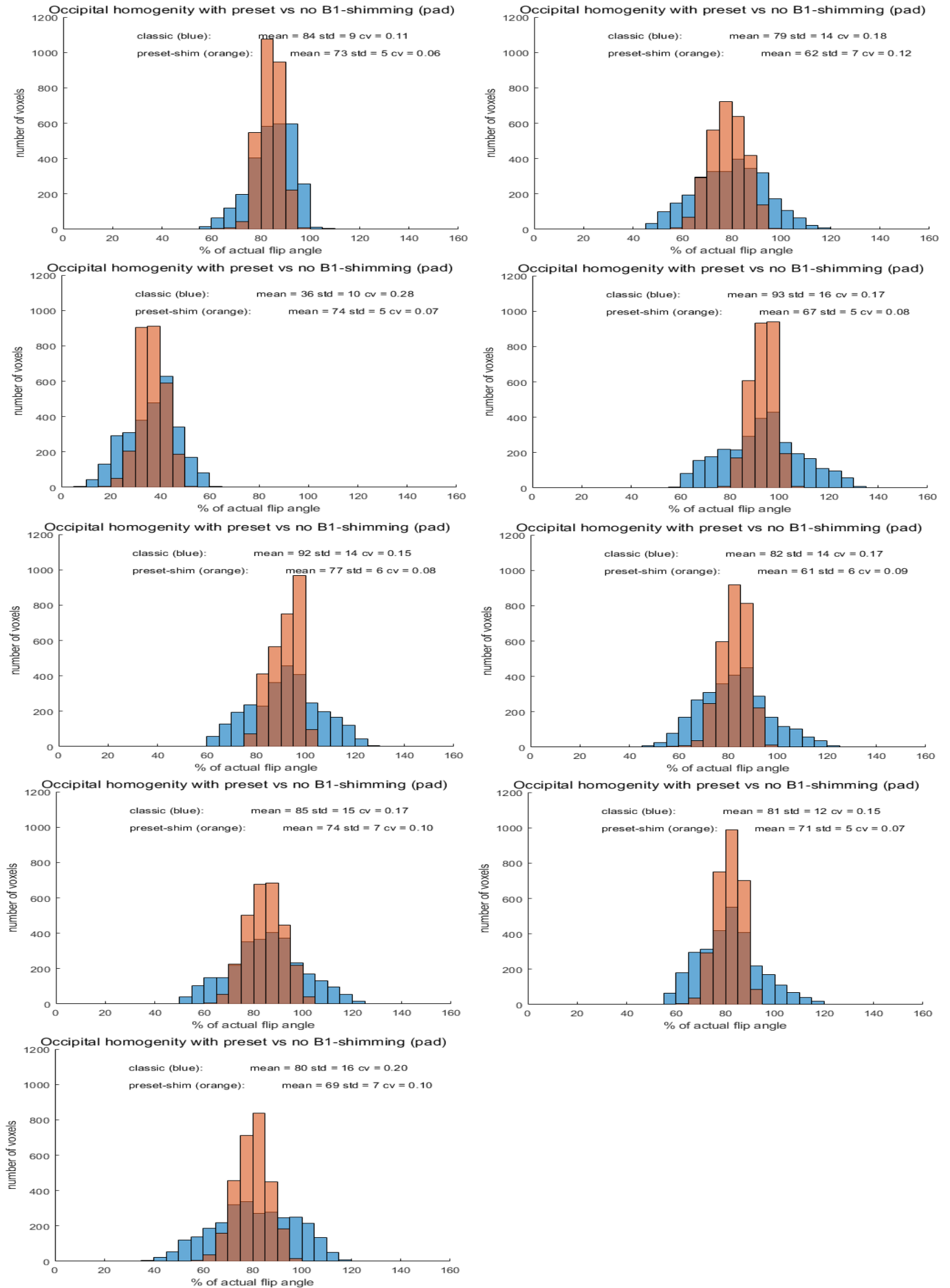
Figur 23. Centrala sagittala snitt med preset B1-shimming.



Figur 24. Centrala B1-kartor med preset

Tabell V  
Lokal occipital homogenitet med/utan preset B1-shimmingsverktyg

	Mean $\pm$ SD (CV) for classic	Mean $\pm$ SD (CV) for preset
Försök 1	84 $\pm$ 9 (0.11)	73 $\pm$ 5 (0.06)
Försök 2	79 $\pm$ 14 (0.18)	62 $\pm$ 7 (0.12)
Försök 3	36 $\pm$ 10 (0.28)	74 $\pm$ 5 (0.07)
Försök 4	93 $\pm$ 16 (0.17)	67 $\pm$ 5 (0.08)
Försök 5	92 $\pm$ 14 (0.15)	77 $\pm$ 6 (0.08)
Försök 6	82 $\pm$ 14 (0.17)	61 $\pm$ 6 (0.09)
Försök 7	85 $\pm$ 15 (0.17)	74 $\pm$ 7 (0.10)
Försök 8	81 $\pm$ 12 (0.15)	71 $\pm$ 5 (0.07)
Försök 9	80 $\pm$ 16 (0.20)	69 $\pm$ 7 (0.10)
Genomsnitt (utan 3)	85 $\pm$ 14 (0.16)	69 $\pm$ 6 (0.08)

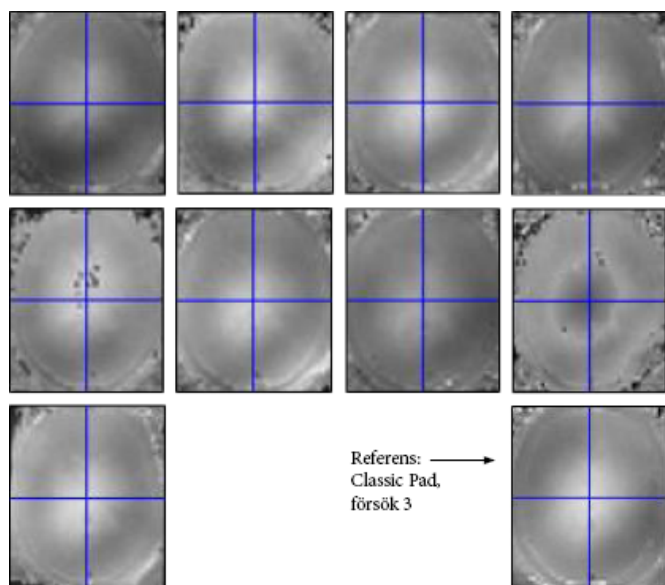


Figur 25. Lokal homogenitetsjämförelse mellan preset B1-shimming och classic med pads för samtliga försök. För bättre överskådlighet har tyngdpunkten i respektive classic histogram använts som referens för att justera preset-histogrammens läge. De verkliga medeltalen står ovanför respektive histogram.

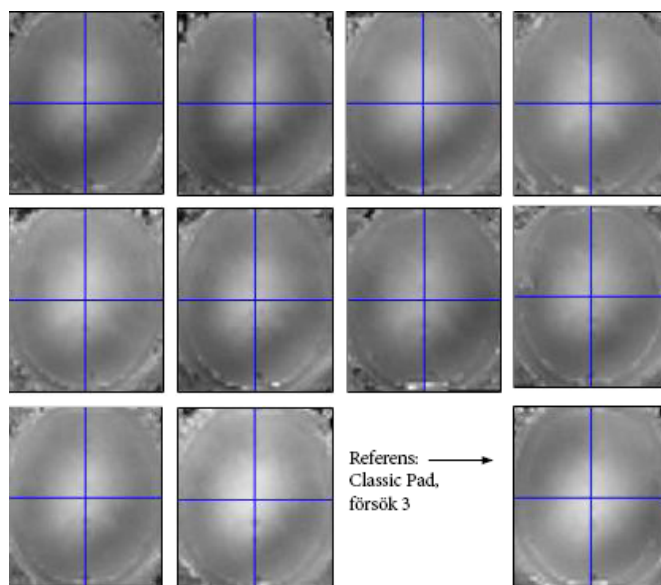
#### D. Global homogenitet för fixed mtx8/classic samt med adapttextAP B1-shimming

I figur 27 visas centrala B1-kartor för mtx8 utan pads för samtliga försök. Motsvarande bilder för classic med pads presenteras i figur 28. Här ser försök 7 och 9 misslyckat ut. Annars är det svårt att avgöra huruvida kartor skapade med mtx8 utan pads eller classic med pads har bäst homogenitet. Den globala homogeniteten för de bägge fallen visas med hjälp av histogrammen i figur 32. Samtliga är spridda både för classic och mtx8. Resultatet är sammanställt i tabell VI, genomsnittliga standardavvikelser på 20 respektive 19 bekräftar att homogeniteten globalt för de bägge spolarna är dålig.

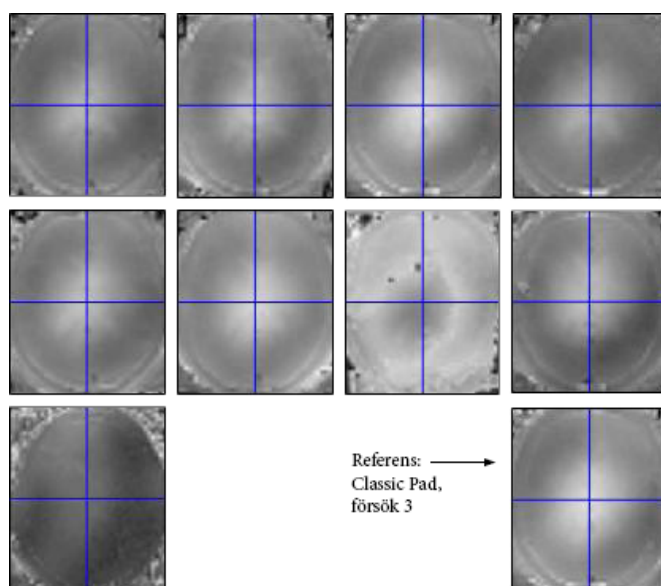
I figur 30 visas centrala sagittala snitt med adapttextAP B1-shimming. De är mörka och det är bl.a. svårt att se lillhjärnan. Motsvarande B1-kartor visas i figur 31. De är alla fläckigt mörka och homogeniteten ser ut att vara sådär. Den globala homogeniteten med adapttextAP aktiverat visas i figur 33. Försök 3 för classic är en klar outlier med sin låga % av flippvinkeln. Övriga ser ut att ha en förbättrad homogenitet med adapttextAP jämfört med classic pads. Tabell VII sammanställer resultatet. För classic med pads är genomsnittet (utan outliern försök 3 inkluderat) 94 med en standardavvikelse på 20. Motsvarande siffror för adapttextAP är  $42 \pm 12$ . Homogeniteten är förbättrad för adapttextAP men med en betydligt lägre signalintensitet.



Figur 26. Centrala B1-kartor för mtx8 med pads



Figur 27. Centrala B1-kartor för mtx8 utan pads



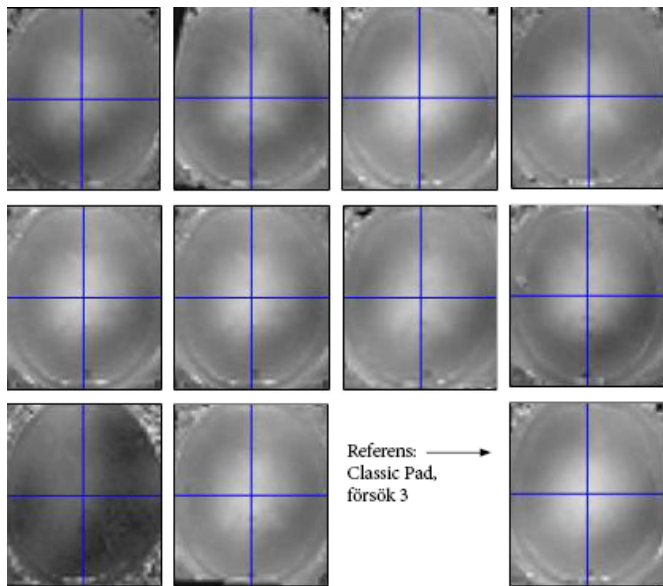
Figur 28. Centrala B1-kartor för classic med pads

Tabell VI  
Global homogenitet fixed classic vs mtx8

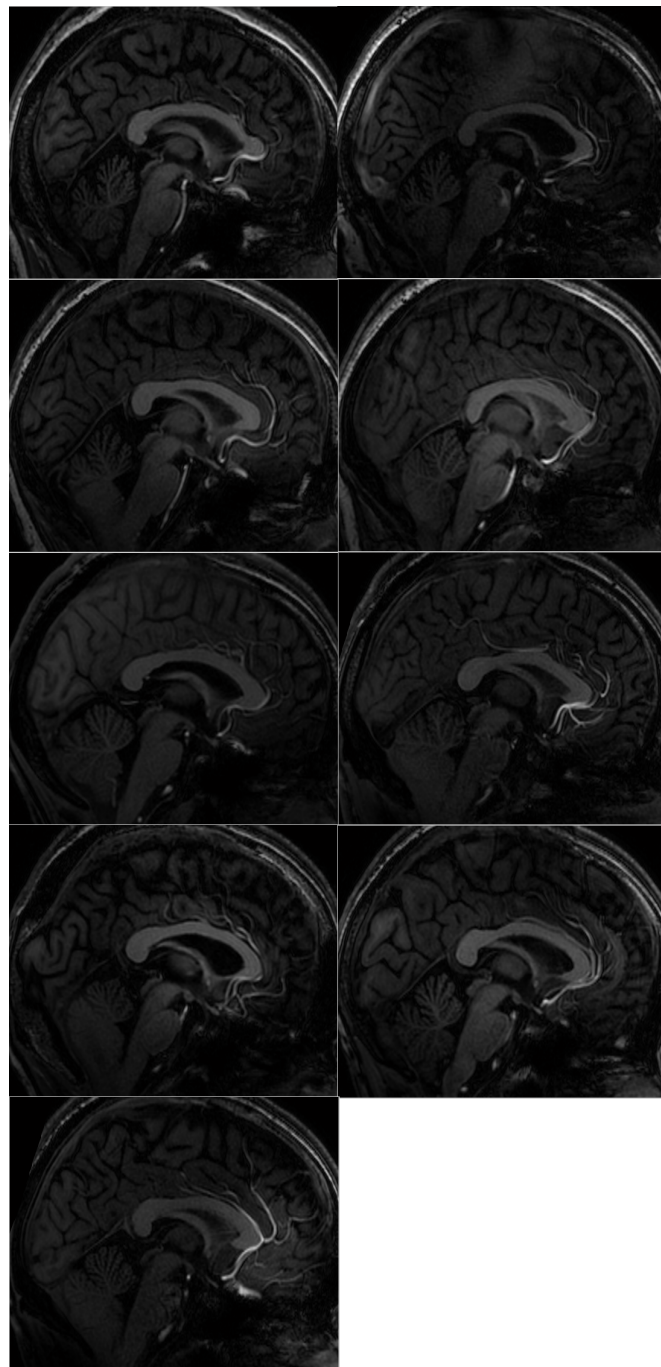
	Mean $\pm$ SD (CV) for classic	Mean $\pm$ SD (CV) for mtx8
Försök 1	96 $\pm$ 20 (0.20)	66 $\pm$ 15 (0.22)
Försök 2	86 $\pm$ 18 (0.21)	83 $\pm$ 21 (0.25)
Försök 3	44 $\pm$ 16 (0.38)	95 $\pm$ 20 (0.21)
Försök 4	98 $\pm$ 20 (0.21)	91 $\pm$ 24 (0.26)
Försök 5	96 $\pm$ 20 (0.21)	80 $\pm$ 19 (0.23)
Försök 6	89 $\pm$ 22 (0.25)	85 $\pm$ 18 (0.21)
Försök 7	97 $\pm$ 19 (0.20)	98 $\pm$ 23 (0.23)
Försök 8	96 $\pm$ 19 (0.20)	76 $\pm$ 19 (0.25)
Försök 9	90 $\pm$ 19 (0.22)	94 $\pm$ 20 (0.22)
Genomsnitt (utan 3)	94 $\pm$ 20 (0.21)	85 $\pm$ 19 (0.23)

Tabell VII  
Global homogenitet med/utan adapttextAP B1-shimmingsverktyg

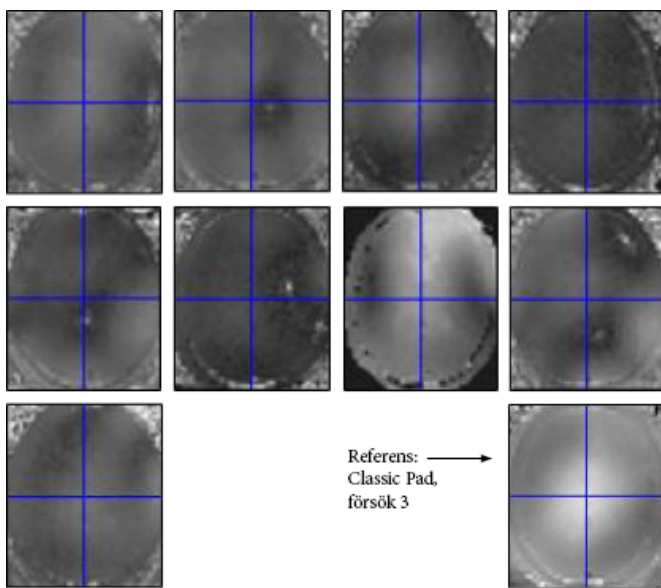
	Mean $\pm$ SD (CV) for classic	Mean $\pm$ SD (CV) for adaptive
Försök 1	96 $\pm$ 20 (0.20)	49 $\pm$ 16 (0.34)
Försök 2	86 $\pm$ 18 (0.21)	51 $\pm$ 12 (0.23)
Försök 3	44 $\pm$ 16 (0.38)	37 $\pm$ 9 (0.25)
Försök 4	98 $\pm$ 20 (0.21)	45 $\pm$ 13 (0.28)
Försök 5	96 $\pm$ 20 (0.21)	30 $\pm$ 8 (0.26)
Försök 6	89 $\pm$ 22 (0.25)	32 $\pm$ 9 (0.27)
Försök 7	97 $\pm$ 19 (0.20)	41 $\pm$ 13 (0.31)
Försök 8	96 $\pm$ 19 (0.20)	44 $\pm$ 12 (0.27)
Försök 9	90 $\pm$ 19 (0.22)	44 $\pm$ 13 (0.30)
Genomsnitt (utan 3)	94 $\pm$ 20 (0.21)	42 $\pm$ 12 (0.28)



Figur 29. Centrala B1-kartor för classic utan pads

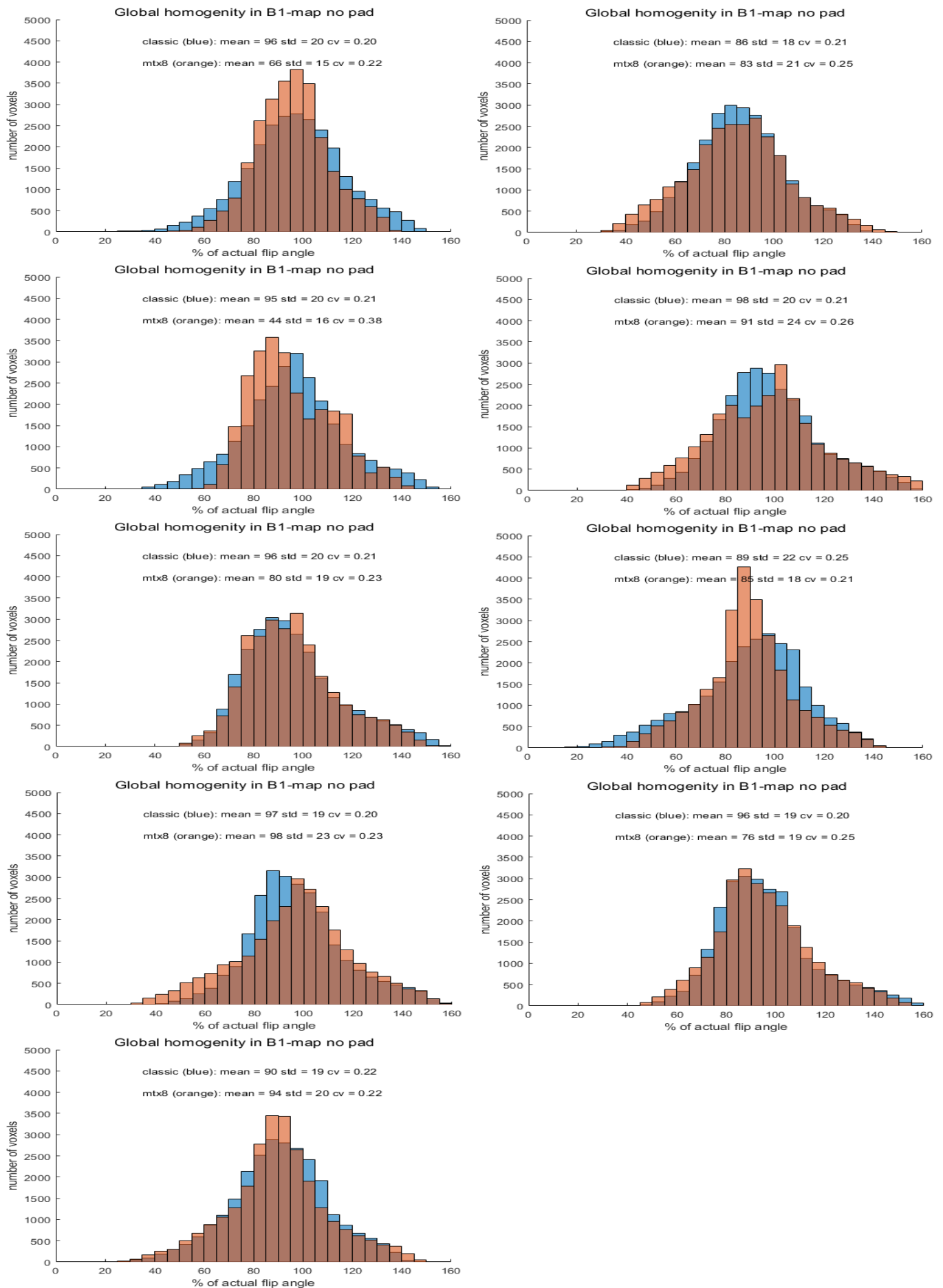


Figur 30. Centrala sagittala snitt med adapttextAP-shimming.

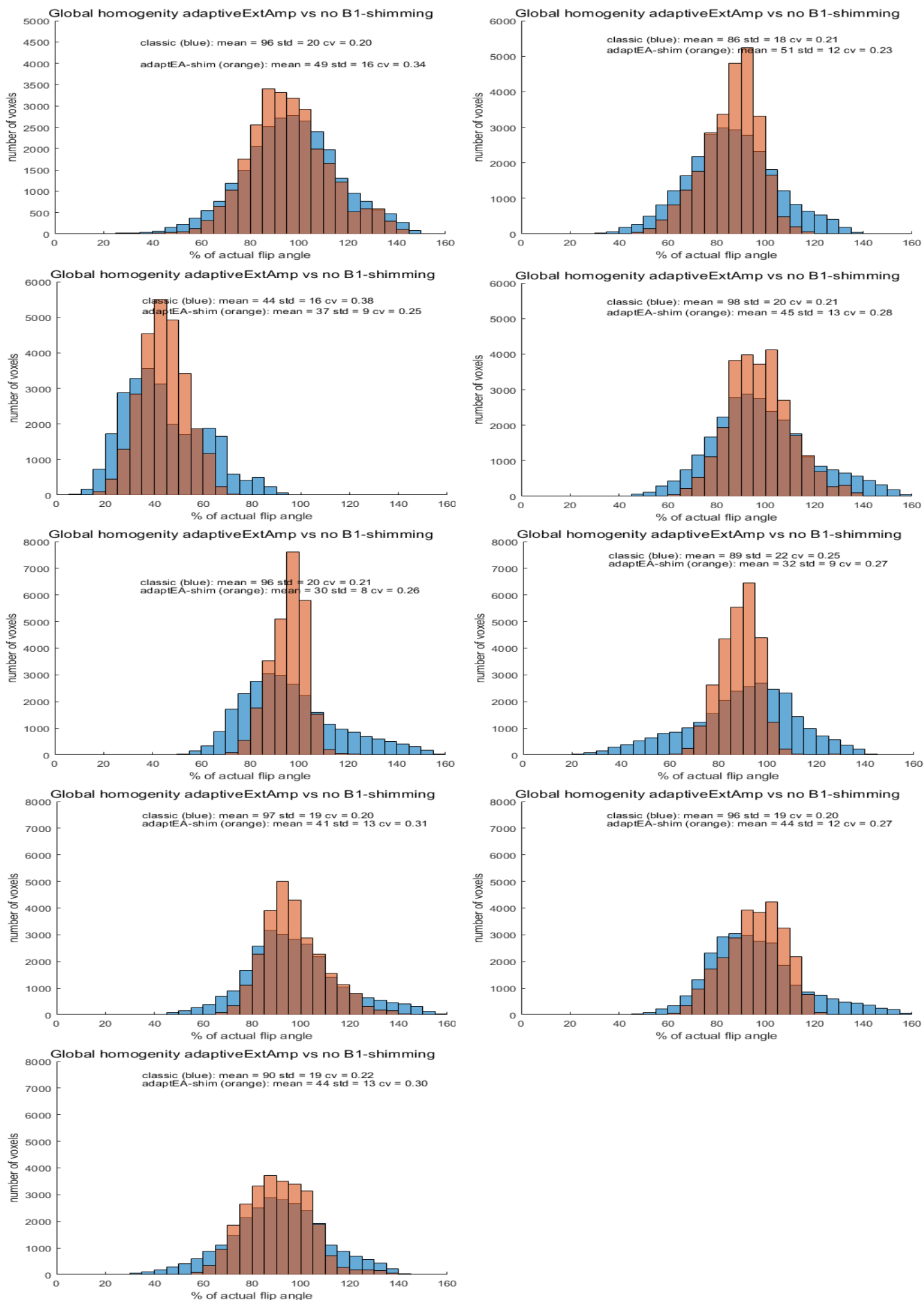


Figur 31. Centrala B1-kartor med adapttextAP





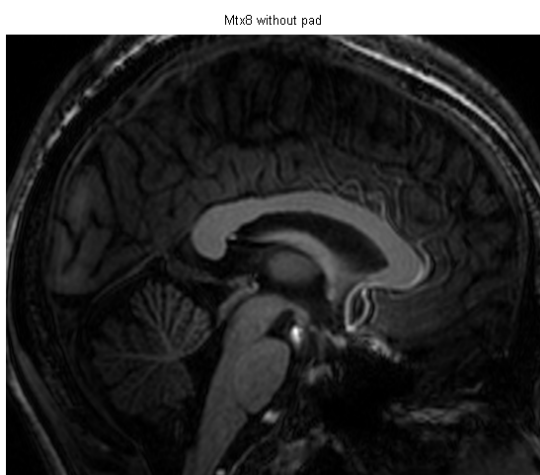
Figur 32. Global homogenitetsjämförelse mellan mtX8 utan pad och classic med pads för samtliga försök. För bättre överskådlighet har tyngdpunkten i respektive classic histogram använts som referens för att justera mtX8-histogrammens läge. De verkliga medeltalen står ovanför respektive histogram.



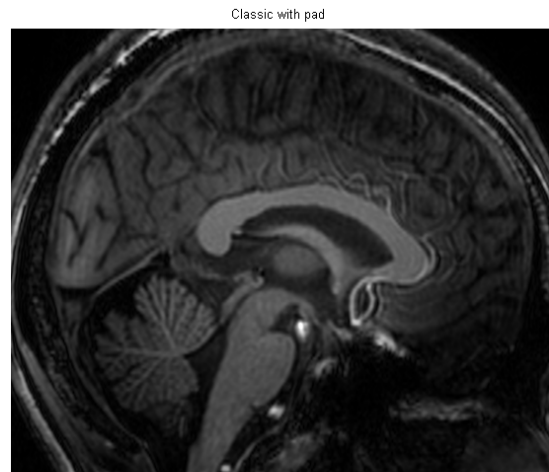
Figur 33. Global homogenitetsjämförelse mellan adaptextAP B1-shimming och classic med pads för samtliga försök. För bättre överskådlighet har tyngdpunkten i respektive classic histogram använts som referens för att justera adaptextAP-histogrammens läge. De verkliga medeltalen står ovanför respektive histogram.

### E. Caudalt signaltapp

I figur 34 visas en sagittal bild från försök 5 för mtX8 utan pads, i figur 35 visas motsvarande bild för classic med pads. Bilden för mtX8 ser mörkare ut än den för classic där lillhjärnan framhävs bättre. För samtliga försök jämför figur 14 med figur 15. I tabell VIII presenteras det caudala signaltappsratio för mtX8 utan pads samt classic med pads. För samtliga försök är signaltappet mindre för classic med pads. Ratiot skiljer sig minst 0.05 och som mest 0.29.



Figur 34. Sagittalt snitt för försök 5 mtX8 utan pads



Figur 35. Sagittalt snitt för försök 5 classic med pads

Tabell VIII

Jämförelse mellan caudalt signaltapp för mtX8 utan pads och classic med pads. Resultatet är normaliserat och presenteras som ratio mellan signalen i ROI1 och ROI2 som visas i figur 11.

	Ratio mtX8 no pads	Ratio classic with pads
Försök 1	0.53	0.82
Försök 2	0.46	0.65
Försök 3	0.41	0.67
Försök 4	0.43	0.62
Försök 5	0.56	0.63
Försök 6	0.40	0.45
Försök 7	0.42	0.57
Försök 8	0.58	0.76
Försök 9	0.40	0.57

## V. DISKUSSION

Att utreda huruvida mtX8 har tillräckligt många fördelar över classic för att kunna ersätta den är inte lätt. Datan går att analyseras och tolkas på en rad olika sätt. I den här rapporten har fokus dels legat på att jämföra globalt SNR och CNR spolarna emellan. Men även att undersöka hur B1-fältets homogenitet skiljer sig åt både globalt och lokalt mellan spolarna samt med olika inbyggda B1-shimmingsmetoder närvarande. I slutändan är det viktigaste att bilderna faktiskt går att använda i kliniskt syfte, d.v.s. att en läkare genom att titta på bilderna kan få ut relevant information utan att missa något kritiskt. Det ultimata är såklart när både bildkvaliteten är bra visuellt och dataanalysen bekräftar detta.

Resultatet visar att classicspolen har en signifikant högre SNR än mtX8, både med och utan pads är den drygt 50 % högre. MtX8:s 70-80 i SNR räcker långt i de flesta sammanhang. En ökad SNR leder till att en högre spatial upplösning kan erhållas för samma insamlingstid då bl.a. accelerationsfaktorerna kan ökas. Ett högt SNR är även nödvändigt om PTx-LEx ska leda till bra bilder. Metoden minskar naturligt FOV vilket reducerar SNR kraftigt. Då

PTx-LEx ändå bara är möjligt med mtx8s oberoende kanaler är de ur det perspektivet oviktigt att classic skapar en 50 % högre SNR. Om mtx8 hade haft lika hög SNR skulle det kunna leda till att ett ännu mindre område av intresse kunde exciteras med bibehållen bildkvalitet. Gällande CNR visar resultatet att mtx8 är marginellt bättre, 0.03 skiljer både med/utan pads. Utifrån bilderna är det svårt att se en kontrastskillnad vilket inte är konstigt då 0.03 i CNR är marginellt.

För att testa B1-shimverktygen RPN och volextAP, som är designade för att homogenisera en volym av intresse, valdes en volym över hippocampus. Resultatobservationerna om att lillhjärnan var mörk/osynlig är väntad då både RPN och volextAP offrar signalstyrka utanför shimboxen över hippocampus. Tyvärr visade sig RPN B1-shimmingen resultera i tappad signal i den högra sidan av hippocampus vilket ledde till en försämrad homogenitet totalt sett i shimvolymen. Vid tester (ej presenterade i rapporten) av bara den vänstra sidan med bättre signal konstaterades det däremot att homogeniteten förbättrats något mot referensen classic med pads. Anledningen till den mörkare högersidan är okänd, en bidragande faktor skulle kunna vara att en för stor shimvolym användes. Tendenser till mörkare högersidor har även förekommit i andra B1-kartor än de tagna med RPN, exempelvis för mtx8 med/utan pads figur 26 och 27. Generellt sett beror en bilds utseende ofta mer på homogeniteten hos transmitfältets magnitud än den rumsliga färdelningen [21]. RPN optimerar fasen och inte magnituden i en volym av intresse vilket också kan förklara den försämrade B1-homogeniteten. B1-kartorna genererade med volextAP är något mörkare än RPN:s. Däremot förbättrar volextAP B1-homogeniteten något i hela shimvolymen om en jämförelse görs med classic med pads. VolextAP har tillskillnad från RPN potential att kunna användas när homogeniteten över ett specifikt område är av stor vikt. En läkare måste först och främst avgöra om den betydliga powerdroppen resulterar i för mörka, oanvändbara bilder. Om så är fallet kan metoden avfärdas.

Resultaten från försöken med preset visar på en tydlig förbättring av homogeniteten occipitalt, på bekostnad av övriga hjärnans homogenitet. Detta är förväntat av metoden. B1-shimverktyget kan potentiellt användas i lägen där tid finns att bara samla in användbara bilder från bakre delen av huvudet. Huruvida homogenitetsförbättringen leder till mer användbara bilder för en läkare är ännu en obesvarad fråga. För en lekman är det svårt att se någon skillnad mellan bilderna, möjligtvis går det att se skillnader occipitalt i B1-kartorna.

Gällande den globala homogeniteten utan B1-shimverktyg, d.v.s. med fixed mtx8/classic, visade sig homogeniteten vara mindre bra. Likvärdiga resultat erhöles för mtx8 utan pads samt classic med pads avseende standardavvikelsen. Bara baserat på datan skulle argument för att mtx8 utan pads ger likvärdiga bilder som classic med pads göras. Men som det konstaterades tidigare har classic-bilderna högre intensitet

och det är lättare att se t.ex. lillhjärnan. Den resulterande globala homogeniteten med adapttextAP visade sig vara bättre än den utan B1-shimming. Ett väntat resultat, däremot är signalstyrkan svag för adapttextAP vilket resulterar i mycket mörka B1-kartor och bilder. Homogenitetsförbättringen till trots förbrukar verktyget troligtvis för mycket av signalstyrkan för att vara värd att använda. Resultatet för det caudala signaltappet visar på ett mindre signaltapp då pads används. Förhoppningen om att mtx8 skulle kunna ersätta classic utan att använda pads är med de testade shimmingmetoderna orimlig. Bilderna för classic med pads är såpass mycket bättre att en lekman lätt kan se en tydlig förbättring av t.ex. lillhjärnans synlighet.

Magnetresonanstomografi är ett av de bildgivande system som medför minst risker för patienten. Det som främst kontrolleras är att SAR hålls under ett visst gränsvärde så att patientens vävnad inte uppstiger en viss temperatur. MR-systemen är mycket säkra avseende denna aspekt. Ur ett etiskt perspektiv är det således lättmotiverat att använda 10 friska frivilliga för en karaktärisering utav en ny sändarspole. De flesta som ställt upp motiverar det med att det är kul att bidra till vetenskapen och att det är bra med en gratis screening. Att få bilder på deras egna hjärnor lockade även. I slutändan var det bara någon enstaka försöksperson som upplevde MRT som obehagligt. Men nu var ju inte det här projektet designat för att screena/ställa diagnos, utan projektet handlade snarare om att analysera andra områden. Vissa deltagare kan ha trott att om de hade t.ex. en tumör så skulle deltagandet i projektet leda till att denna upptäcktes. Förvisso tittade en radiolog på de insamlade bilderna men det fanns ingen garanti för att något avvikande skulle upptäckas. Och i det fall något faktiskt upptäckts, som var fallet för en deltagare, skrämmer det upp personen ordentligt. Personen ifråga fick en remiss för en ny scanning men det dröjde ett antal veckor innan den blev av. Under tiden var tankarna många, bl.a. funderingar kring om de upptäckta MS-ärren skulle leda till förlamning. Detta till trots var datainsamlingen i projektet etiskt försvarbar, systemet är mycket säkert och några falsklarm är förväntat. Bättre det än att något allvarligt inte upptäckts alls, vilket det som nämnts dock fanns risk för i det här projektet. Alla deltagare var välinformerade innan bildtagningen där flera sidor information fick läsas igenom på förhand.

## VI. SLUTSATS

SNR visade sig vara högre för classicspolen än mtx8, däremot har mtx8 något bättre CNR. Homogeniteten då ingen B1-shimming användes visade sig vara medioker för de bägge spolarna. Än sålänge är dielektriska pads värda att använda både med classic- och mtx8-spolen. Då mtx8 har möjligheten att få skräddarsydda B1-shimverktyg som förbättrar homogeniteten är denna spole mer intressant än classic dess högre SNR till trots. Mtx8 har även potential att användas till PTx-LEx, ett spännande framtidsområde att utforska mer. Mtx8 med sina integrerade sladdar är dessutom smidigare än classic med 40 externa sladdar att koppla rätt. Av de testade B1-shimverktygen gav framförallt volextAP och preset positiva

resultat där båda uppnådde sina olika syften med att förbättra homogeniteten i hippocampus respektive nackpartiet. Båda verktygen är värda att utreda mer. RPN förbättrade dessvärre inte homogeniteten över hippocampus och adapttextAP, som förvisso gav en bättre global homogenitet, förbrukade för mycket signalstyrka för att uppnå detta. Det krävs mer efterforskningar och nya B1-shimmingsverktyg innan mtx8 kan ersätta classicpolen.

#### REFERENSER

- [1] T. Geva (2006). Magnetic Resonance Imaging: Historical Perspective, *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* (2006) 8, pp.573–580
- [2] M. Levitt (2001). *Spin dynamics*. 1st ed. Chichester: Wiley, pp.1–42.
- [3] PG Björklund (2010), *Magnetresonanstomografi kort översikt 2.1*, pp.1–37
- [4] D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince (2007). *MRI From Picture to Proton*. 2nd ed. University Press Cambridge
- [5] Available: <https://www.slideshare.net/drujjwala/mri-60400697> Last accessed 14th Jan 2019
- [6] American Roentgen Ray Society, What MRI Sequences Produce the Highest Specific Absorption Rate (SAR), *AJR*:205, August 2015 and Is There Something We Should Be Doing to Reduce the SAR During Standard Examinations?
- [7] A. G. Webb, Dielectric materials in magnetic resonance, *Concepts in Magnetic Resonance Part A*:38A, pp.148–184, 2011
- [8] A.G. Webb and P.F. Van de Moortele, The technological future of 7T MRI hardware, *NMR in Biomedicine*, 2015
- [9] W. A. Grissom et al., 3D Parallel Excitation Pulse Design Using Interleaved Sparse Approximation and Local Optimization, abstract at the 2011 ISMRM UHF workshop, 2011
- [10] W. A. Grissom, K. Setsompop, S. A. Hurley, J. Tsao, J. V. Velikina, A. A. Samsonov, Advancing RF pulse design using an open-competition format: Report from the 2015 ISMRM challenge, *Magn. Reson. Med.*:78, pp.1352, 2017
- [11] V. L. Yarnykh, Actual flip-angle imaging in the pulsed steady state: A method for rapid three-dimensional mapping of the transmitted radiofrequency field, *Magn Reson Med*:57, pp.192, 2007
- [12] T. P. Wade, Mapping the Flip Angle in Magnetic Resonance Imaging Using the Accelerated 3D Look-Locker Sequence, *Electronic Thesis and Dissertation Repository*. 73., 2010
- [13] C. H. Cunningham, J. M. Pauly, K. S. Nayak, Saturated Double-Angle Method for Rapid B1<sup>+</sup> Mapping, *Magnetic Resonance in Medicine* 55:1326–1333, 2006
- [14] K. Nehrke, P. Börnert DREAM–A novel approach for robust, ultrafast, multislice B1 mapping. *Magnetic Resonance in Medicine*:68, pp.1517–1526, 2012
- [15] K. Nehrke, M. J. Versluis, A. Webb, P. Bornert, Volumetric b-1(+) mapping of the brain at 7T using DREAM, *Magnetic Resonance in Medicine*:71, pp.246–256, 2014
- [16] G.R. Morrell and M.C. Schabel, An analysis of the accuracy of magnetic resonance flip angle measurement methods, *Physics in Medicine and Biology*:55. pp. 6157–6174, 2010
- [17] W. T. Clarke, M. D. Robson, C. T. Rodgers, Bloch-Siegert B1<sup>+</sup>-Mapping for Human Cardiac <sup>31</sup>P-MRS at 7 Tesla, *Magnetic Resonance in Medicine* 76:1047–1058, 2016
- [18] L. I. Sacolick, F. Wiesinger, I. Hancu, M. W. Vogel1, B1 Mapping by Bloch-Siegert Shift, *Magnetic Resonance in Medicine* 63:1315–1322, 2010
- [19] R. Stollberger, P. Wach, Imaging of the active b-1 field in vivo, *Magn Reson Med*:35, pp.246, 1996
- [20] M. A. Cloos, N. Boulant, M. Luong, G. Ferrand, E. Giacomini, M. F. Hang, C. J. Wiggins, D. Le Bihan, A. Amadon, Parallel-transmission-enabled magnetization-prepared rapid gradient-echo T1-weighted imaging of the human brain at 7 T, *Neuroimage*:62, pp. 2140–2150, 2012
- [21] F. Padormo, A. Beqiri, J. V. Hajnal, S. J. Malik, Parallel transmission for ultrahigh-field imaging, *NMR in Biomedicine*:29, pp. 1145–1161, 2016
- [22] Allen D. Elster, MD FACR. 2018. Questions and answers in MRI. [ONLINE] Available at: <http://mriquestions.com>. [Accessed 27 December 2018].
- [23] Sarah Abdulla. 2018. Radiologycafe. [ONLINE] Available at: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/spin-echo-sequences-detailed>. [Accessed 28 December 2018].
- [24] E. F. Gomez, Inhomogeneity Correction in High Field Magnetic Resonance Images: Human Brain Imaging at 7 Tesla, 2008
- [25] J.T. Vaughan et al., 7T vs. 4T: RF Power, Homogeneity, and Signal-to-Noise Comparison in Head Images, *Magnetic Resonance in Medicine* 46:24–30, 2001
- [26] J. Grimm et al., MR imaging at 7T. Center for Molecular Imaging Research. Department of Radiology, Massachusetts General Hospital. Medical So- lution, 2000
- [27] Q. Yang et al., Magnetic Susceptibility Effects in High Field MRI, *Ultra High Field Magnetic Resonance Imaging* pp.249–284, 2007
- [28] GA. Christoforidis et al., High resolution MRI of the deep brain vascular anatomy at 8 Tesla: susceptibility-based enhancement of venous structures. *J.Compt. Assist. Tomogr.* vol 23, pp:857–66, 1999
- [29] Dr Matt A. Morgan et al. . (2018). Dielectric effect artifact. Available: <https://radiopaedia.org/articles/dielectric-effect-artifact-2>. Last accessed 2nd Jan 2019
- [30] P. Jezard, Shim Coil Design, Limitations and Implications
- [31] K. Wachowicz, Evaluation of active and passive shimming in magnetic resonance imaging, *Research and Reports in Nuclear Medicine*, 2014
- [32] Y. D. Zhu, Parallel excitation with an array of transmit coils, *Magn. Reson. Med.*:51, p.775, 2004
- [33] U. Katscher, P. Börnert, Parallel rf transmission in MRI, *NMR in Biomedicine*:19, p.393, 2006
- [34] L. Berglund, L. Nordlund, *Ellära- Kretsteknik och fältteori, Natura läromedel*, 2012
- [35] J. Pauly , D. Nishimura, A. Macovski, A k-Space Analysis of Small-Tip-Angle Excitation, *Journal Of M.R.* 81,43–56, 1989
- [36] Helms, Olsson, Andersson, ISMRM 2019, Montreal, #4500
- [37] E. Heiberg, J. Sjögren, M. Ugander, M. Carlsson, H. Engblom, and H. Arheden, Design and Validation of Segment – a Freely Available Software for Cardiovascular Image Analysis, *BMC Medical Imaging*, 10:1, 2010
- [38] K. J. Friston, Introduction: Experimental design and Statistical Parametric Mapping, The Wellcome Dept. of Cognitive Neurology, University College London, Available: <https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/intro/intro.pdf>