

DIPLOMAMUNKA

Preklinikai MRI berendezés szekvencia készletének bővítése

Kovács Noémi

Témavezető: Nagy Kálmán
fejlesztőmérnök
Mediso Kft.

Konzulens: Dr. Légrády Dávid
egyetemi docens
BME Nukleáris Technikai Intézet
Nukleáris Technika Tanszék

BME
2012

Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

A hallgató neve: Kovács Noémi	szakiránya: orvosi fizika
A diplomamunkát gondozó (a záróvizsgát szervező) tanszék:	Nukleáris Technika Tanszék

A diplomamunka készítésének helye: Mediso Orvosi Berendezés Fejlesztő és Szerviz Kft.	
A témavezető neve: Nagy Kálmán	A konzulens neve: Dr. Légrády Dávid (külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs)
– munkahelye: Mediso Kft.	– beosztása: egyetemi docens
– beosztása: fejlesztőmérnök	– e-mail címe: legrady@reak.bme.hu
– e-mail címe: kalmanagy@gmail.com	

A diplomamunka címe: Preklinikai MRI berendezés szekvencia készletének bővítése	azonosítója: DM-2011-121
--	------------------------------------

A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:

Az MRI a legdinamikusabban fejlődő orvosi képalkotó technika. Ennél fogva jelentősége a preklinika vizsgálatokban is folyamatosan növekszik. A hallgató a Mediso kft. -nél folyó, laborállatok vizsgálatára alkalmas MRI berendezés továbbfejlesztésébe kapcsolódik be. A diploma munka során gyakorlatot szerez preklinikai MRI vizsgálatok végzésében, megismeri a berendezés fizikai és szoftveres felépítését. Részt vesz kisebb hardveres fejlesztésekben, különös tekintettel a rendszer rádiófrekvenciás árnyékolásának kialakítására illetve módosítására. Megismerkedik a pulzus szekvencia programozás alapjaival, és implementál egy ismert szekvenciát a berendezésre.

A feladat kiadásának időpontja: **2011.02.07.**

Témavezető vagy tanszéki konzulens aláírása:	A diplomamunka témakiírását jóváhagyom (tanszékvezető aláírása):
--	---

Önállósági nyilatkozat

Én, Kovács Noémi kijelentem, hogy ezen diploma önálló munkám eredményeként saját szellemi termékem. A szakirodalomból megismert részleteket hivatkozásokkal láttam el, és listájukat a dolgozat végén közlöm.

Budapest, 2012. május

.....

Tartalomjegyzék

1. BEVEZETÉS	1
1.1. FIZIKAI ALAPOK	1
1.2. KÉPALKOTÁS ALAPJA.....	4
2. CÉLKITŰZÉSEK	5
3. SZEKVENCIA VÁLASZTÁSA	6
3.1. EGYENSÚLYI GRADIENS EKHÓ KÉPALKOTÁS	7
3.2. KIEGYENSÚLYOZOTT SSFP (BSSFP)	11
4. SZEKVENCIA IMPLEMENTÁLÁS LÉPÉSEI	14
4.1. SZEKVENCIA A SPEKTROMÉTERBEN	16
4.2. SPEKTROMÉTER VEZÉRLÉSE.....	18
4.3. REKONSTRUKCIÓ	25
5. EREDMÉNYEK ÉS ÉRTÉKELÉSŰK	28
5.1. SZELETPROFIL VIZSGÁLATA	28
5.2. MŰTERMÉKEK ELEMZÉSE	31
5.3. FÁZISKÓDOLÓK SORRENDJÉNEK FELCSERÉLÉSE	41
5.4. FREKVENCIAKÓDOLÓ SOROK ÁTLAGOLÁSA	46
5.5. REKONSTRUKCIÓ LÉPÉSEINEK TESZTELÉSE.....	47
6. KONKLÚZIÓ ÉS KITEKINTÉS	48
7. IRODALOMJEGYZÉK	51
8. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	52
9. FÜGGELÉK	53

1. Bevezetés

A mágneses rezonancia képalkotás (MRI, angolul Magnetic Resonance Imaging) a klinikumban nagy jelentőségű diagnosztikai eszköz. Más képalkotó technikákkal (CT – komputertomográfia, PET – pozitron emissziós tomográfia, SPECT – egy foton emissziós tomográfia) összehasonlítva számos előnnyel rendelkezik, melyek közül talán a legfontosabb, hogy nem használ ionizáló sugárzást, így a páciens nem szenved sugárterhelést vizsgálat közben. Az MR-képeken megjelenő kontraszt vizsgálati típusonként eltérő lehet, ezért fel tudja venni a versenyt mind az anatómiai, mind a funkcionális képalkotás terén. Az anatómiai képeken különösen jó lágyszövet kontraszt érhető el, azonban a csontok általában láthatatlanok maradnak. A vizsgálati paraméterek állítása nagy mozgásteret biztosít – a kontraszt típusán kívül megválaszthatjuk a kívánt képfelbontást, látómezőt, képalkotás és szelet irányát. Ez adja az alapját a további vizsgálati típusoknak is, melyek között található diffúziós és perfúziós képalkotás, angiográfia, sőt az agy működését feltáró funkcionális MRI is.

Előnyeit már nem csupán az orvosi diagnosztikában aknázzák ki, hanem a preklinikai vizsgálatoknál is egyre elterjedtebb. Kisállatokon végzett kutatásokban is a humán diagnosztikában alkalmazott vizsgálati módszereket használják, az érdeklődés középpontjában a tumoros megbetegedések és a neurológiai, agyi vizsgálatok állnak. Fontos felhasználási területe a gyógyszerkutatás, ahol a kisállat vizsgálatokban mind anatómiai változások, mind funkcionális hatások tanulmányozására használnak MRI-t. Segítségével a változások időbeli lefutása is egyszerűen követhető az állatok boncolása nélkül. Diplomamunkám során én is egy ilyen preklinikai berendezéssel foglalkoztam azzal a céllal, hogy vizsgálati típusait bővítsem.

1.1. Fizikai alapok

A mágneses rezonancia képalkotás alapja a nukleáris mágneses rezonancia (NMR) mechanizmusa. Nagy mágneses térbe (B_0) helyezett nem nulla eredő mágneses momentummal rendelkező atommagok kölcsönhatnak a térrel. Klasszikus megközelítésben

a külső tér forogatónyomatékként hat a mágneses momentumok eredőjeként előálló mágnesezettségre. A mágneses momentummal rendelkező atommagoknak mindig van impulzusmomentuma, spinje is. A kettő párhuzamos és az arányuk az atomra jellemző giromágneses együttható (γ). A külső mágneses tér nyomatéka és a belső perdület következtében kialakuló mozgás a külső tér (konvencionálisan a z-tengely) körüli precesszió, melynek szögsebességét, a Larmor frekvenciát, a mag giromágneses együtthatójának (γ) és a mágneses tér nagyságának (B_0) szorzata adja meg.

Ezen a frekvencián elektromágneses (hidrogénmag esetén praktikus esetben rádiófrekvenciás) impulzusok segítségével a magokkal energiát közölhetünk, gerjeszthetjük őket, amivel az eredő mágnesezettséget a külső tér irányából, amit longitudinálisnak nevezünk, elforgatjuk a transzverzális (x-y) síkba. Ebből az állapotból elektromágneses sugárzás kibocsátásával a magok visszaállnak az alapállapotba, relaxálódnak. A kibocsátott elektromágneses sugárzás a vevő tekercsben feszültséget indukál, ami a jelenlévő mágnesezettséggel és ezen keresztül a spinsűrűséggel arányos jelet kelt.

A relaxáció két folyamat együttesével írható le, a spin-rács és a spin-spin kölcsönhatással. Az előbbi felelős a longitudinális komponens T_1 időállandóval jellemezhető, M_0 alapállapot felé történő felépüléséért, mely során energia leadás történik. Az utóbbi a transzverzális komponens T_2 időállandóval jellemezhető eltűnéséért felelős, mely a szomszédos spinek kölcsönhatásával fáziskülönbséget hoz létre a precesszáló mágneses momentumok között és így az eredő mágnesezettség komponensét eltünteti a koherencia veszteség révén. Ezt a folyamatot gyorsítja a tér esetleges tökéletlensége, mely további fáziskülönbséget generál egy T_2' időállandóval leírható relaxációként.

A mágnesezettség pontos leírásakor az objektumokat izokromat egységekre bontjuk, melyek olyan egyfázisú térfogatelemek, amik elegendően sok spint tartalmaznak ahhoz, hogy az átlagok stabilak legyenek, és bennük a mágneses tér nagysága állandónak tekinthető. Tovább egyszerűsíti a mágnesezettség időbeli alakulásának leírását, ha áttérünk a precesszió szögsebességével forgó koordináta rendszerbe. A kísérletekben ezzel analóg lépés a detektált rádiófrekvenciás jel demodulálása, azaz alacsonyabb frekvenciára transzformálása. Ebben a rendszerben a relaxációt és gerjesztést is tartalmazó Bloch-egyenletekkel írhatjuk le egy izokromat mágnesezettségét (mágneses momentumok eredőjét).

$$\begin{aligned}
\frac{dM_z}{dt} &= -\omega_1 M_y + \frac{M_0 - M_z}{T_1} \\
\frac{dM_x}{dt} &= (\omega_0 - \omega) M_y - \frac{M_x}{T_2} \\
\frac{dM_y}{dt} &= -(\omega_0 - \omega) M_x + \omega_1 M_z - \frac{M_y}{T_2}
\end{aligned} \tag{1}$$

ahol $\omega_1 = -\gamma B_1$ a rádiófrekvenciás gerjesztés által létrehozott B_1 mágneses térben a Larmor szögsebesség, $\omega_0 = -\gamma B_0$ a külső mágneses térben a Larmor szögsebesség és ω a forgó koordináta rendszer szögsebessége. A fenti differenciál egyenletek értelmében a legegyszerűbb jel az úgynevezett szabad precessziós jel (FID, angolul Free Induction Decay), mely a gerjesztő pulzust követően magára hagyott rendszerben jön létre. Ez a jel exponenciálisan lecsengő, tipikusan rövidebb, mint néhány ms-os időállandóval, a mágneses térben jelenlévő ppm nagyságú inhomogenitások miatt. A rövid lecsengés és más mérés technikai megfontolások miatt is a gyakorlatban általában nem FID jelet, hanem ekhó jeleket detektálunk. Az ekhó lényege, hogy a gerjesztő pulzust követő T_2' relaxáció folyamatát egy ponton megfordítja, azaz a felgyült fáziskülönbségeket invertálja, tükrözi és így a rendszer további fejlődése újra összerendezi a szomszédos spineket, növelve a koherenciát. Alapvetően két ekhó típust különböztetünk meg, az egyik során a tükrözést rádiófrekvenciás pulzussal (spin ekhó), a másik során a koherencia növekedést a mágneses tér megfelelő változtatásával (gradiens ekhó) hozzuk létre a T_2' relaxáció hatását a rendszerben hagyva.

A relaxációs idők szöveti-minőségre jellemző értékek, ezért ezek az MR képeken kiváló lágy szövet kontrasztot eredményeznek. A jelek különböző módon történő előállításával a kontraszt milyenségét, relaxációs időktől való függését variálhatjuk. A sok különböző típusú érzékenységnek az eredménye azonban az is, hogy az elkészített képeken a műtermékek típusai is széles skálán mozognak. Számos tényező zavarhatja meg az ideális képalkotást, így okozva a rekonstruált képen valamilyen, az eredeti vizsgálati tárgyon nem szereplő elemet. Leggyakoribb műtermékek közé tartoznak a mozgás miatti szellemképek, látótérből kilógó térfogat átlapolódása, geometriai torzítások és a detektált jelbe beszűrődő rádiófrekvenciás zajok.

1.2. Képkódolás alapja

A képkódolás megvalósításának alapötlete, hogy az izokromatokra jellemző Larmor-frekvenciát térfüggővé téve, a spinek térbeli helyzetüktől függő precessziós szögsebességgel vagy fázissal fognak rendelkezni. A térfüggés kialakításához három gradiens tekercs szükséges, melyek egymásra merőleges irányokban lineárisan változó mágneses teret hoznak létre.

A forgó koordináta-rendszerből tekintve az izokromat mágnesezettség mozgását, a gradiensek (\underline{G}) jelenlétekor a transzverzális mágnesezettség fázisa növekszik:

$$\beta(\underline{r}, t) = \int_0^t \omega(\underline{r}, t') dt' = -\gamma \int_0^t \underline{G}(t') \underline{r} dt' \quad (2)$$

aminek a hatására a demodulált detektált jel ρ spinsűrűség jelenléte mellett

$$S(t) = \iiint d^3r \rho(\underline{r}) e^{i\beta(\underline{r}, t)} \quad (3)$$

alakban írható fel a relaxációs folyamatok elhagyásával. Ez az összefüggés rendkívül hasonlít a Fourier-transzformáció definíciójára:

$$S(\underline{k}) = \iiint d^3r \rho(x, y, z) e^{-i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} \quad (4)$$

ahol x , y és z térkoordináták, míg k_x , k_y és k_z térfrekvencia koordináták. A fenti három képlet alapján a gradiensek által kialakított fázisfejlődés összefüggésbe hozható a Fourier-térfrekvenciákkal:

$$\underline{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \underline{G}(t') dt' \quad (5)$$

Ennek értelmében a gradiensek megfelelő alakításával és léptetésével a kívánt Fourier-térbeli mintavételezési séma érhető el. A gyakorlatban a gradienseket nem az irányuk alapján különböztetjük meg, hanem az általuk megvalósított kódolás alapján. Így megkülönböztetünk kiolvasó gradienst (vagy frekvenciakódoló gradienst, G_r), amely a mintavételezés ideje alatt van jelen és hatására a felvett valós időbeli jel egy a mintavételezési sűrűség által meghatározott frekvencia-tartományt foglal magában. Ezen precessziós Larmor frekvenciák mindegyike egy-egy térbeli helyre vonatkozik. A másik típusú kódolást a fáziskódoló gradiens (G_p) végzi, melynek léptetése a mintavételezések előtt történik, így lineárisan változtatva a transzverzális mágnesezettség fázisát a térben (2) összefüggés alapján. Végül a harmadik típusú kódolást a szelektív kódoló gradiens (G_s) végzi, mely a gerjesztés ideje alatt van

jelen és az iránya mentén létrehozott lineárisan változó Larmor-frekvenciák közül a gerjesztő pulzus sáv szélességének megfelelőket engedi gerjeszteni.

Mіндеzen elméleti alaptól kiindulva a diplomamunkám további szakaszaiban már csak azokra az elméleti megfontolásokra fogok szorítkozni, melyek a szekvencia implementálásához szorosan kapcsolódnak.

2. Célkitűzések

Diplomamunkám során a feladatom egy új típusú vizsgálati mód, egy szekvencia implementálása volt a Mediso Kft.-nél rendelkezésemre álló preklinikai, kisállat MRI berendezésre. A szekvenciával szemben támasztott követelményeimnek megfelelt a kiegyensúlyozott egyensúlyi gradiens ekhó szekvencia (bSSFP, angolul balanced steady state free precession), ezért erre esett a választásom és a továbbiakban is ennek a bemutatása köré szervezem a diplomamunkám.

A szekvencia implementálás folyamata több lépést foglalt magában. Elsőként meg kellett valósítanom a kiválasztott szekvenciát, azaz a különböző hardver egységek vezérlésének menetét és összehangolását. Majd ezután a felhasználó által megadott vizsgálati paraméterek alapján kiszámoltam a szekvenciához tartozó paraméterek értékeit. Végezetül a felvett jel rekonstrukciójával megalkottam a vizsgált objektum képét. Minden egyes lépésnél ki kellett választanom az általam feldolgozott szakirodalomban található módszerek közül a legideálisabbat és leginkább javasoltat, hogy az így alkotott kép a legkevesebb műterméket és hibát tartalmazza.

A munkám utolsó lépéseként az általam megvalósított szekvenciával készíthető képek minőségét teszteltem és ellenőriztem. A képeken megjelenő, az elmélet alapján nem várt műtermékek eredetét igyekeztem feltárni és megmagyarázni. Illetve ahol lehetséges volt ott további módosításokat végeztem a szekvenciában a tisztább kép elérése érdekében.

3. Szekvencia választása

A szekvencia választáskor több szempontot is felállítottam, amelyeknek meg kellett felelni. Legfőbb kritérium az volt, hogy az implementálandó vizsgálat még ne szerepeljen a gyártó által kínáltak között. Ezen felül cél volt a gyors vizsgálati idő, ami akár a későbbiekben lehetőséget nyújt arra is, hogy a szekvenciát előnézeti kép (scout) alkotására használhassák.

Általánosságban egy szekvencia gyorsítása többféle módon, különböző megközelítéssel is lehetséges. Ha az elsőként elterjedt spin ekhó szekvenciát vesszük alapul, akkor ott két gerjesztő rádiófrekvenciás pulzusra is szükség van az ekhó jel létrehozásához, illetve az ismétlési időt (TR) nem csökkenthetjük le tetszőleges mértékben, csak annyira, ami még a kívánt kontraszt megjelenését biztosítja a képen. Így két kézenfekvő módja adódik a gyorsításnak. A gerjesztések számának csökkentése vagy az ismétlési idő lerövidítése. Az előbbinek több módja is létezik:

- Csökkentjük a szükséges gerjesztések számát, úgy hogy egy gerjesztést követően akár egy teljes szelet jelét kiolvassuk, nem csak egy adott mintavételi pontét. Ezt végzi az EPI (Echo Planar Imaging) képalkotás, melynél a hosszú kiolvasás alatti relaxáció miatt az ekhó jel nagysága egyre csökken és így romlik a jel-zaj viszony.
- Csökkentjük a 90° -os gerjesztések számát úgy, hogy azt egymás után több, térben szelektív refókuszáló 180° -os pulzus követi. Ez a RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) vagy FSE (Fast Spin Echo) szekvencia.

Ám ezek még mindig nem tudnak igazán rövid – akár 10 ms-os – ismétlési és ekhó időt biztosítani. Ehhez a másik módszerre, az ismétlési idő lerövidítésére és így egyensúlyi mágneszettség létrehozására van szükség. Ezeket valósítják meg a gradiens ekhó szekvenciák, melyek általában csak egy gerjesztő RF pulzust tartalmaznak, és a refókuszálás gradiens alkalmazásával történik. Az igazi gyorsítást az biztosítja, hogy az ismétlési időt a lehető legrövidebbnek választva, nem várjuk meg a létrehozott transzverzális és longitudinális mágneszettség relaxációját, hanem egyensúlyi mágneszettséget alakítunk ki minden ismétlési periódus végén.

Az így elérhető nagyfokú gyorsítás miatt a szekvencia választás irányát leszűkítettem a különböző gradiens ekhó szekvencia típusokra.

3.1. Egyensúlyi gradiens ekhó képalkotás

Az egyensúlyi gradiens ekhó szekvenciáknak alapvetően három típusa van, melyek az egyensúlyi mágnesezettség milyenségében különböznek egymástól. Az első típus az inkoherens eset, melynél az egyensúly beállta után a gerjesztések pillanatában a mágnesezettségnek csak longitudinális komponense van, transzverzális nincs. Ezt elérhetjük úgy is, hogy az ismétlési időt hosszabbra választjuk T_2 relaxációs időnél, ám a gyakorlatban a T_2 szöveti minőségtől való függése miatt kifinomultabb technikákat alkalmaznak (RF vagy gradiens spoiling). A második típus a koherens egyensúlyi képalkotás, amelynél a gerjesztés pillanatában mind transzverzális, mind longitudinális mágnesezettség komponens jelenléte megengedett.

Az egyensúlyi szekvenciák működésének megértéséhez a több gerjesztő pulzusos kísérletek leírásának ismerete szükséges [1]. Az egyensúly lényege, hogy egy adott α szögű gerjesztést követően a gradiensek alatti szabad precesszió a mágnesezettséget épp a gerjesztő pulzust megelőző állapotba juttatja, és így a ciklus a következő gerjesztéssel megismétlődik. Egy rádiófrekvenciás gerjesztő pulzus hatása a mágnesezettség vektorra egy α szögű forgatás, ami kényelmesen mátrix formalizmussal írható le. A konvenció az, hogy a nulla fázisú gerjesztés az x-tengely körül forgat (R_x). Ha a gerjesztés nem az x-tengely irányába mutat, akkor az ettől való eltérést az RF pulzus fázisa (ϕ_{RF}) és a z-tengely körüli forgatás (R_z) adja meg:

$$\underline{M}^+ = R_x(\alpha)R_z(-\phi_{RF})\underline{M}^- \quad (6)$$

A fenti egyenlőségben feltesszük, hogy a gerjesztés pillanatszerű, és a gerjesztés ideje alatt a precesszió és a relaxáció elhanyagolható. A felső + index a gerjesztő pulzus utáni időpillanatra utal, a – index közvetlenül a pulzust megelőző pillanatra. Bevezetve a komplex transzverzális mágnesezettséget (M_+) [2]

$$M_+ = M_x + iM_y \quad (7)$$

a fenti R_x forgatás mátrix átírható a következő alakra (nulla fázisú gerjesztés esetén):

$$(M_+)^+ = (M_+)^- \cos^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) + (M_+^*)^- \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) + i(M_z)^- \sin \alpha \quad (8)$$

$$(M_z)^+ = (M_z)^- \cos^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) - (M_z)^- \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) + \frac{i}{2}((M_+^*)^- + (M_+)^-) \sin \alpha \quad (9)$$

Elemelve az így adódott tagokat, azt láthatjuk, hogy három-féle állapot jelent meg, melyek a gerjesztés hatására egymásból és egymásba alakulnak át. Ezeknek az állapotoknak az egyike az előbb bevezetett komplex transzverzális mágnesezettség (M_+), a másik annak komplex konjugáltja (M_+^*) és a harmadik a longitudinális mágnesezettség (M_z). A komplex konjugálás klasszikus szemléletben azt jelenti, hogy a jelenlévő transzverzális mágnesezettség egy részének ($\sin^2(\alpha/2)$) fázisát a gerjesztés azonnal invertálja, de a továbbiakban a szabad precesszió iránya azonos marad a konjugált és a nem konjugált állapotokban.

Ennél az értelmezésnél maradva bármilyen tetszőleges szögű gerjesztés felfogható három adott szögű gerjesztés együttes alkalmazásaként. Egy 0° -os pulzusként, melynek effektív amplitúdója $\cos^2(\alpha/2)$, és a pulzus előtt jelenlévő mágnesezettséget változatlanul hagyja; egy 180° -os pulzusként, melynek effektív amplitúdója $\sin^2(\alpha/2)$ és ami mind a longitudinális, mind a transzverzális mágnesezettség fázisát invertálja és végül egy 90° -os pulzusként, melynek effektív amplitúdója $\sin \alpha$ és a longitudinális és transzverzális mágnesezettséget viszi át egymásba.

A gerjesztést követi az ismétlési idő végéig a kialakult mágnesezettség relaxációja:

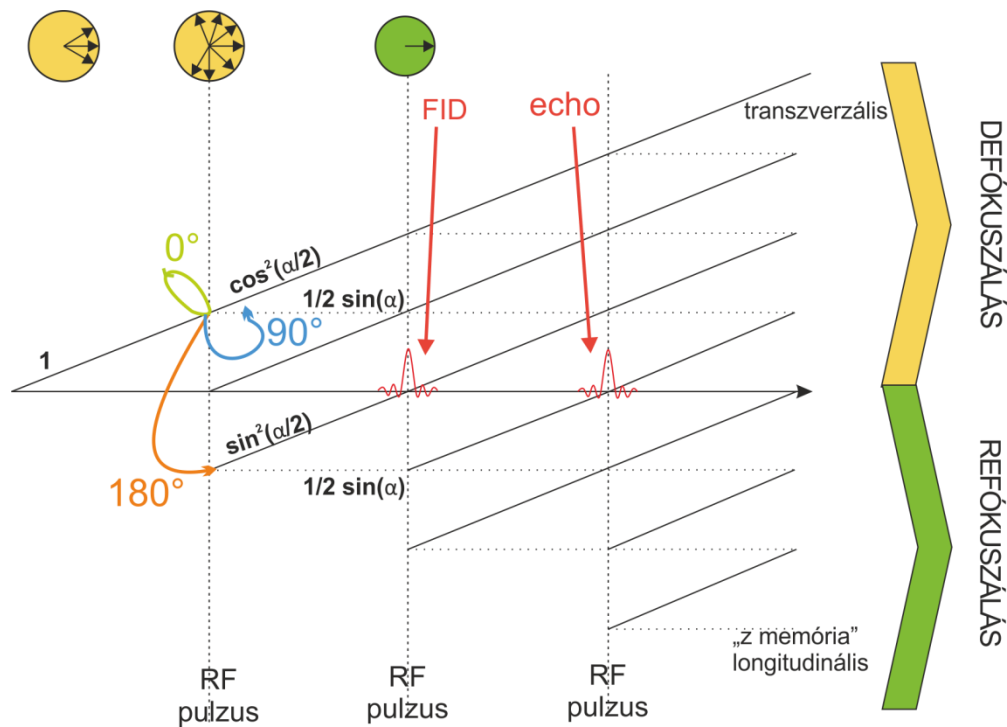
$$\begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} (t) = \begin{pmatrix} \cos \beta(t) & \sin \beta(t) & 0 \\ -\sin \beta(t) & \cos \beta(t) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x^+ e^{-t/T_2} \\ M_y^+ e^{-t/T_2} \\ M_z^+ e^{-t/T_1} + M_0(1 - e^{-t/T_1}) \end{pmatrix} \quad (10)$$

Ahol $\beta(t)$ jelöli a forgó koordináta-rendszeren belüli fázisfejlődés mértékét, melyhez több tényező is hozzájárul. Egyrészt a tér inhomogenitások miatti helyfüggő mágneses tér nagyságának eltérése a külső állandó mágneses tértől ($\Delta B(\underline{r}) = B_{inhom}(\underline{r}) - B_0$), másrészt a gradiens tekercsek által kialakított helyfüggő mágneses tér nagysága és harmadrészt a már említett rádiófrekvenciás gerjesztés fázisa.

$$\beta(t, \underline{r}) = \gamma \Delta B t + \gamma \underline{r} \int_0^t \underline{G}(t') dt' + \phi_{RF} \quad (11)$$

A fenti (6)-(10) képletek egymás utáni ismétlésével – ügyelve arra, hogy a gerjesztés fázisát csak egy helyen vegyük figyelembe – vizsgálható az egymás utáni pulzusok hatása a mágnesezettség alakulására. Felhasználva a gerjesztés leírásánál bemutatott szemléletes magyarázatot, a teljes folyamat, a szabad precessziót is beleértve átlátható formában összefoglalható, ha a spin-rendszer fázisának fejlődését követjük. A gerjesztésekkel létrehozott különböző mágnesezettség állapotok fázisfejlődésének időbeli alakulását a

könnyebb átláthatóság kedvéért bemutathatjuk grafikonon is, a fázisdiagramnak nevezett grafikonon. Erre mutat példát az 1. ábra a transzverzális konfigurációk követésén keresztül, segítve a korábbiakban leírt különböző mágnesezettség állapotok alakulásának értelmezését. A diagramon vízszintes szaggatott vonalak jelzik a longitudinális mágnesezettséggé alakulást, míg lineárisan növekedő folytonos vonalak a transzverzális mágnesezettséget. A kezdeti 1-re normált transzverzális mágnesezettségből a gradiens (vagy elegendő egy kismértékű inhomogenitás) jelenléte miatt az egyes spinek úgymond defókuszálódnak, azaz a transzverzális síkban az irányuk szétszóródik az eltérő Larmor frekvenciájuk és így fázisfejlődésük miatt – ezt hivatott bemutatni az ábra tetején látható kör és benne a spinek irányultsága. A gerjesztés eredményeképpen létrejött M_+^* állapot fázisa invertálódott, így az azonos előjelű gradiens az abban található spineket refókuszálja, azaz újra összerendezi őket így kialakítva a detektálható ekhó jelet.



1. ábra: Fázisdiagram 3 azonos ismétlési idejű pulzus esetén folyamatosan jelenlévő pozitív gradiens jelenlétét feltételezve

Az ábrán szereplő fázisdiagram a legegyszerűbb esetek egyikét mutatja be, hiszen a gerjesztések egyenlő időközönként történnek és a gradiens nagysága sem változik, így összességében az ismétlési idők alatt a fázisnövekedés azonos. Emiatt több, gerjesztéssel létrehozható állapot egybeesik. A legszélsőséges esetben minden egyes gerjesztés a már

jelenlévő állapotok számát 6-szorosára növelné, melyek közül minden invertált állapot idővel, de különböző időpillanatokban ekhót formálna az állapot effektív amplitúdójának nagyságával arányos jelet adva.

Amikor a fázisdiagram leírást alkalmazzuk a koherens egyensúlyi esetre, akkor – ahogy a fenti ábrán is láthatjuk – a végső jel sok különböző állapot által létrehozott ekhó összege lesz, hiszen az egyensúlyi eset a végtelen számú pulzus közelítésnek felel meg. Alapvetően három típusát különböztetjük meg attól függően, hogy mely állapotok jelét detektáljuk. Az úgynevezett FID képalkotásnál az egyes gerjesztéseket közvetlenül követő szabad precessziós periódus alatt létrejövő FID (Free Induction Decay) jel felvétele a cél, míg az ekhó képalkotásnál a gerjesztéseket közvetlenül megelőző refókuszálódó ekhó jel felvétele a cél, amely ekhó azokból az állapotokból tevődik össze, amelyek éppen annyira voltak defókuszáltak, amit egy ismétlési periódus refókuszálni tudott. A harmadik típusú koherens egyensúlyi eset a kiegyensúlyozott eset, amikor a fent megkülönböztetett FID és ekhó jel egybeesik és koherensen összeadódik. Intuitívan is érezhető, hogy a legnagyobb jelet az utolsó esetben kaphatjuk, hiszen ahhoz járul hozzá a legtöbb különböző mágnesezettség állapot.

Az inkoherens egyensúlyi eset szemléltetésében is segítséget nyújthat a fázisdiagram abban az esetben, ha T_2 relaxációs időnél rövidebb TR ismétlési időt választunk. Ekkor minden egyes gerjesztés pillanatában jelen van transzverzális mágnesezettség is, hiszen nem volt elég idő a relaxációjára. Ahhoz, hogy ez eltűnjön és fenn maradjon az inkoherens eset arra van szükség, hogy mindegyik voxelben a spinek olyan mértékben defókuszálódjanak az ismétlési idő végéig, hogy a jelhez egyáltalán ne járuljanak hozzá. Legkézenfekvőbb módja a defókuszálásnak, ha minden gerjesztést egy konstans gradiens előz meg. Azonban ekkor a gradiens hatása is refókuszálódik a következőkben és részt vesz az ekhó-alkotásban. Ezt a hozzájárulást a jelhez csak úgy tudjuk elkerülni, ha a gerjesztő pulzus számával változó mértékű fázisfejlesztést hozunk létre (akár változó nagyságú gradiensek jelenlétével akár változó fázisú RF pulzusokkal) [3].

A szakirodalomban ezeknek a főbb típusú gradiens ekhó szekvenciáknak rengeteg elnevezése létezik annak köszönhetően, hogy mindegyik nagyobb MRI berendezés fejlesztő cég máshogyan nevezi el a saját implementált változatát. Sokszor az sem egyértelmű, hogy pontosan melyik típust értik az adott betűszó alatt. Az inkoherens eset (SSI = Steady State Incoherent) legáltalánosabb neve a 'spoiled' gradiens ekhó, míg a koherens eset általánosan

SSFP (Steady State Free Precession) vagy SSC (Steady State Coherent). A FID képalkotás elnevezései: GRASS (GRAdient echo Steady State), FFE (Fast Field Echo) vagy FISP (Fast Imaging with Steady Precession). Az ekhó képalkotás elnevezései: T2-FFE, PSIF (reversed Fast Imaging with Steady Precession) vagy CE-FAST. A kiegyensúlyozott koherens esetet bSSFP-ként (balanced SSFP), True FISP vagy csak egyszerűen SSFP-ként emlegetik.

A továbbiakban részletesen csak a kiegyensúlyozott esettel foglalkozom, mivel diplomamunkám során ezt a típusú szekvenciát implementáltam. A többi valamilyen formában már megtalálható a rendelkezésemre álló berendezés kínálatában, továbbá az SSFP klinikai jelentősége is indokolja, hogy a berendezés szekvencia készletét ezzel bővítsük.

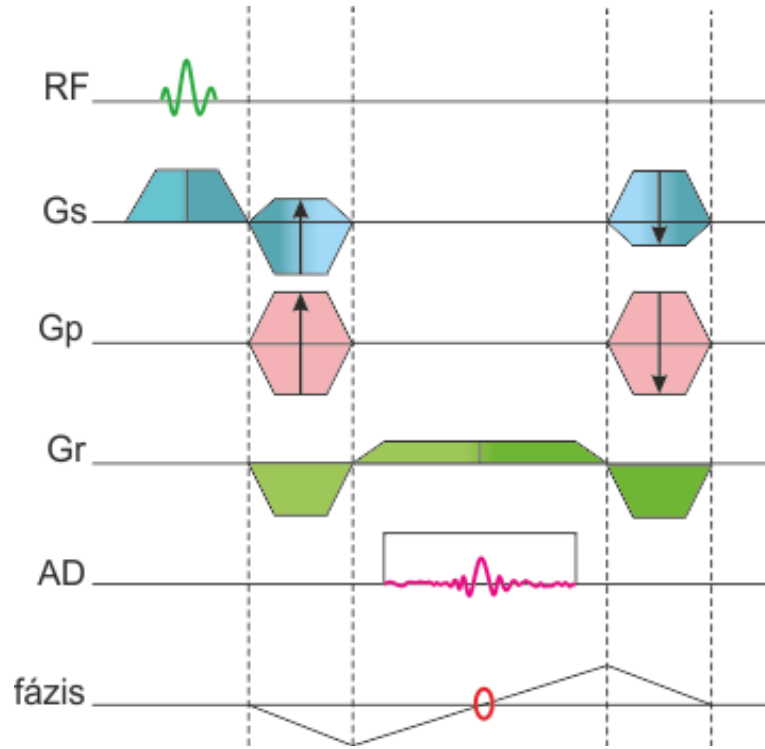
3.2. Kiegyensúlyozott SSFP (bSSFP)

Az egyensúlyi állapot eléréséhez jól meghatározott feltételeknek kell teljesülniük. Egyrészt minden egyes ismétlési idő alatt a fázisfejlődés mértéke azonos kell, hogy legyen. A (11) képlet alapján ideális esetben ez azt jelenti, hogy a gradiens területe (idő szerinti integrálja) megegyezik minden pulzus között. További feltétel, hogy az ismétlési idő hossza és a gerjesztés szöge nem változhat, míg a gerjesztő pulzus fázisa a gerjesztések számával lineáris összefüggést mutathat. Ezek és a $TR < T_2$ feltétel betartása biztosítja, hogy a transzverzális mágneszettségek koherensen összeadódnak.

A kiegyensúlyozott koherens eset a fenti kettőn túl további feltételt igényel ahhoz, hogy a FID és az ekhó jele egyszerre jelenjen meg és koherensen adódjon össze. Ez akkor fog megvalósulni, amikor a gerjesztések közötti fázisfejlődés nem csak azonos, hanem 0-val egyenlő. Ezt tükrözi az elnevezésben szereplő „*kiegyensúlyozott*” jelző is, mert a gradiens alatti területnek 0-nak kell lennie, azt ki kell egyensúlyozni és szimmetrikussá kell tenni.

Az így kapott legáltalánosabb kiegyensúlyozott SSFP (bSSFP) szekvencia vázlatát mutatja be a 2. ábra 3 dimenziós képalkotás esetén. A jelölések a konvencionális jelöléseket követik: az első sorban látható a rádiófrekvenciás gerjesztés időzítése, a második sorban a szeletválasztó gradiens (G_s) alakulása, mely magában foglalja a szeletválasztó gradienst, ami a gerjesztéssel egy időben van jelen, az azt követő ellentétes előjelű szelet refókuszáló gradienst, ami jelen esetben össze van vonva a második fáziskódoló gradienssel, mely a háromdimenziós képalkotás miatt szükséges. A harmadik sorban található a fáziskódoló gradiens (G_p) és annak kiegyensúlyozó ellentétes előjelű párja. Ezt követi a frekvenciakódoló

vagy kiolvasó gradiens (Gr), amit „elő kell feszíteni” úgy, hogy a refókuszált ekhó a mintavételi ablak (AD sor) közepére essen abban az esetben, ha a teljes ekhó jelét fel akarjuk venni. Ezt mutatja az ábra alján látható fázisdiagram, mely a kiolvasó gradiensre vonatkozó fázisfejlődést és ekhó formálást mutatja be.



2. ábra: bSSFP szekvencia vázlatja 3 dimenziós képalkotás esetén

Az egyensúlyi jel nagyságára vonatkozó összefüggés levezethető abból a feltételezésből, hogy az egymás utáni ismétlésekben nem változik a jel, azaz eléri az egyensúlyt [4, 5]. A számolás elvégezhető mind alternált esetre (*alt* jelzés a továbbiakban), amelynél az RF pulzus fázisa minden lépésben π -vel növekszik, mind nem alternált esetre (*noalt* jelzés), amelynél a pulzus fázisa mindig 0:

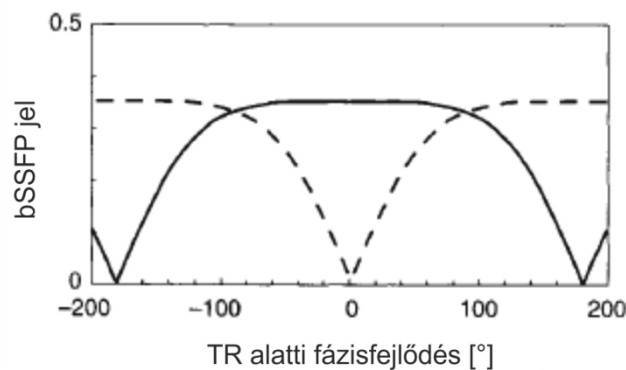
$$S_{alt} = M_0 \sin \alpha \frac{1-E_1}{1-(E_1-E_2) \cos \alpha - E_1 E_2} e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (12)$$

$$S_{noalt} = M_0 \sin \alpha \frac{1-E_1}{1-(E_1+E_2) \cos \alpha + E_1 E_2} e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (13)$$

ahol M_0 a kezdeti mágnesezettség, α a gerjesztés flip szöge, TE az ekhó idő, TR az ismétlési idő, $E_1 = e^{-\frac{TR}{T_1}}$ és $E_2 = e^{-\frac{TR}{T_2}}$. Az egyenletekben használt T_2 mindenképpen figyelemre méltó, hiszen a gradiens ekhó szekvenciák pontosan a T_2^* súlyozottságukról

ismertek. Ebben a szekvenciában is szigorúan véve csak akkor használhatjuk a fenti összefüggéseket, amikor $TR = 2TE$. Ha az ekhó eltolódik a mintavételi ablakon belül, akkor T_2^* függés jelenik meg [6]. Ám praktikusán többnyire ez is elhanyagolható lesz, mert a bSSFP jel létrejöttéhez különösen nagy homogenitás szükséges, amikor T_2' elhanyagolható T_2 relaxációs időhöz képest.

Az alternálás hatására tapasztalható jelnövekedés gyakorlati szempontból különösen érdekes, mert összefügg az úgynevezett sávosság (angolul banding) műtermék megjelenésével. A gerjesztés fázisának alternálása megfelel annak, amikor nem alternált fázisú gerjesztés mellett TR ismétlési idő alatt 180° -os fázisfejlődést nyer a transzverzális mágnesezettség így növelve meg a mért jel nagyságát. És mivel mindez fordítva is igaz, azokban az esetekben, amikor TR elég hosszú, vagy a jelenlévő inhomogenitás elég nagy ahhoz, hogy a 180° -os fázisfejlődést kialakuljon, a rekonstruált képen megjelennek kisebb illetve nagyobb intenzitású sávok, ahol a két különböző jelformálás átvált. Ezt a jelenséget mutatja be az alábbi 3. ábra diagramja.

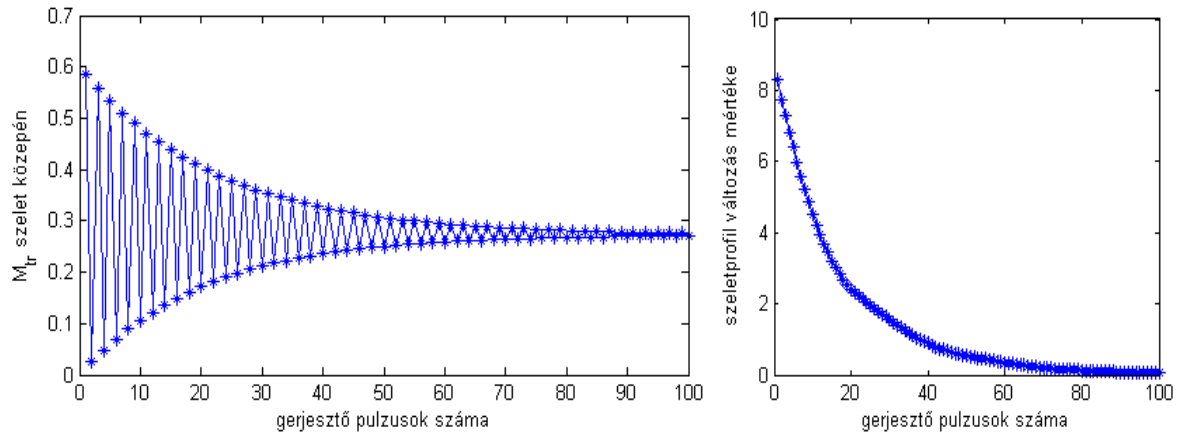


3. ábra: Sávosság műtermék megjelenése a bSSFP jelben a fázisfejlődés mértékének függvényében [4]

Mivel az inhomogenitások teljesen sosem tüntethetőek el, akármilyen jó kompenzálást is használunk, ezért mindenképpen a lehető legrövidebb ismétlési idő elérése a cél a kiegyensúlyozott szekvencia tervezésénél. Amennyiben annyira lerövidíthetjük, hogy $TR \ll T_2 < T_1$ fennáll, akkor a jel kifejezése leegyszerűsödik a következő alakra:

$$S_{alt} = M_0 \sin \alpha \frac{1}{(T_1/T_2)(1-\cos \alpha) + (1+\cos \alpha)} e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (14)$$

Ebből az összefüggésből látszik, hogy miért T_2/T_1 súlyozottak a kiegyensúlyozott SSFP képei, amiken a folyadékterek és a zsírszövetek jele is hiperintenzív.



4. ábra: Egyensúlyi állapot elérése ideális esetben $T_1=40 \cdot TR$, $T_2=20 \cdot TR$ és 40° flip szög esetén

Gyakorlati szempontból még egy érdekes kérdést kell megvizsgálni a szekvenciával kapcsolatban, hogy hogyan éri el az egyensúlyt. Általában azt lehet mondani, hogy az egyensúly kialakulása akár $4-5 T_1$ relaxációs ideig is eltarthat, ami akár száz gerjesztést is jelenthet, TR rövideje folytán. Ezt a folyamatot mutatják be a 4. ábra grafikonjai, egy szimulációs számolás eredményeként.

Léteznek különböző technikák a tranzien folyamat felgyorsítására, melyeknek mindegyike a gerjesztés flip szögét növeszti fel fokozatosan az ismétlési idő növelése mellett [7].

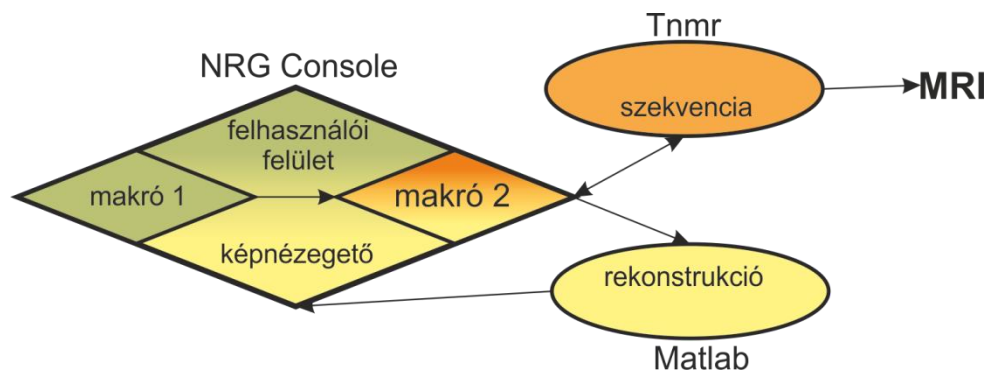
4. Szekvencia implementálás lépései

A szekvencia típus kiválasztása után az volt a feladatom, hogy megismerkedjek az Aspect által szolgáltatott programcsomag felépítésével és a szekvencia-programozás menetével.

A rendelkezésemre álló MRI berendezés az Aspect Imaging által forgalmazott M2 Compact MRI, a hozzátartozó spektrométer Tecmag gyártmány. Az 1 T nagy mágneses teret állandó mágnes hozza létre úgy, hogy a szórt terek néhány 10 cm-en belül levágnak; a gradiens terek állításáért három gradiens tekercs felel. Két különböző rádiófrekvenciás tekercs tartozik hozzá, egy 35 mm és egy 60 mm átmérőjű, amik közül a utóbbi a gyakrabban használt, ezért én is azzal végeztem a méréseimet.

Alapvetően két szoftver szükséges az MRI berendezés használatához, az NRG Console és a Tnmr. Az NRG Console nyújtja a grafikus felületet, amelyen beállíthatóak az alkalmazni kívánt szekvencia paraméterei (úgy, mint felbontás, látómező, flip szög, ismétlési és ekhó idő, stb.), megtekinthetők a készített képsorozatok, illetve exportálhatóak és rendszerezhetőek a vizsgálati alanyokról készült felvételek. A Tnmr a spektrométert vezérlő szoftver, amely felelős a rádiófrekvenciás adó és vevő időzítéséért, illetve a gradiens tekercsekben folyó áram beállításáért.

A szekvencia-programozáshoz mindkét program és a közöttük létrejövő kommunikáció ismerete is elengedhetetlenül szükséges. Első lépésként a Tnmr-ben, egy az 5. ábra vázlatához hasonló grafikus felületen kell megvalósítani a kívánt szekvenciát, az egyes események időzítését a pontos paraméterértékek beállítása nélkül – ezt mutatja be a 4.1 alfejezet. Ezt követi az NRG Console-ban egy vizsgálat típus létrehozása a felhasználói felületen szereplő paraméterek rögzítésével és a háttérben futó makrók megírásával, melyek a Tnmr-ben megadott szekvencia változóinak pontos értékét határozzák meg (részletesen a 4.2 alfejezet mutatja be).

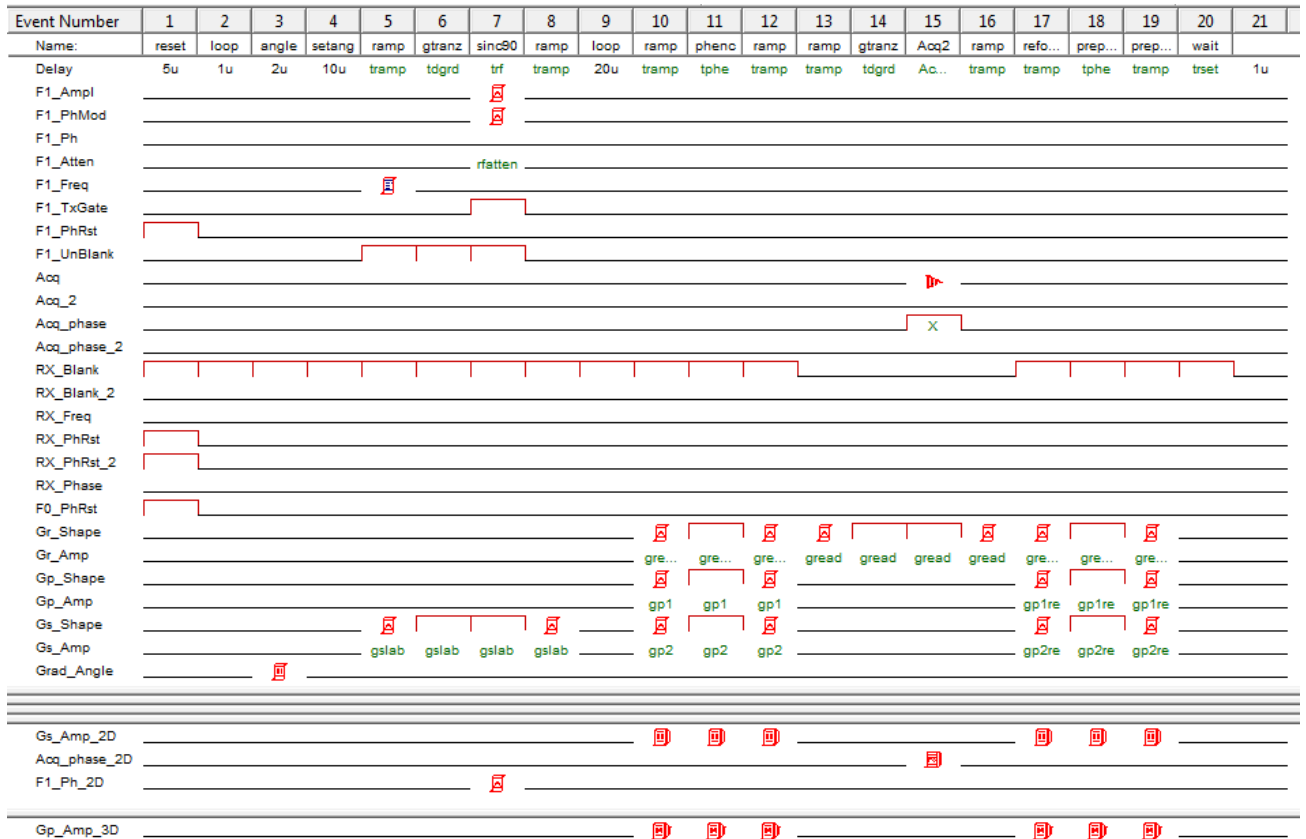


5. ábra: Szekvencia-programozás elemei

Végül a felvett jel rekonstruálásával kell képet alkotni. Ennek a műveletnek komplexitása és számításigénye általában meghaladja a belső makró nyelv lehetőségeit, ezért külső függvényhívással valósítjuk meg. A rekonstrukciós rutint Matlab (The MathWorks, Inc.) szoftverben készítettem el (4.3 alfejezet).

4.1. Szekvencia a spektrométerben

A Tnmr szoftver felületén lényegében a korábban (2. ábra) már bemutatott szekvenciát valósítottam meg.



6. ábra: Beprogramozott bSSFP szekvencia a Tnmr felületén

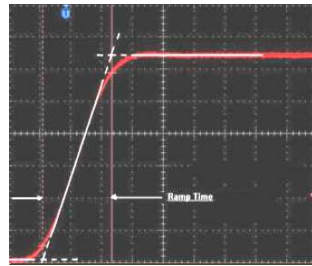
Első lépésként rádiófrekvenciás adó és vevő tekercs fázisát és frekvenciáját kell kinullázni a gyártó utasítása alapján. Ezt követi a gradiensek irányának beállítása (az 6. ábra *angle* nevű eseménye és *Grad_Angle* elnevezésű sora), mely után némi időt kell hagyni a beállítás tényleges végrehajtására. Ezt követi a gerjesztő RF pulzus (F1_Ampl, F1_PhMod, F1_Atten, F1_Freq sorok) és azzal egy időben a szeletválasztó gradiens (Gs_shape, Gs_Amp sorok). A gerjesztés pontos definiálásához a spektrométernek meg kell adni a pulzus pontos alakját (F1_Ampl) 100-ra normált táblázatba rendezett értékek formájában és minden egyes táblázatelemhez fázist is kell rendelni (F1_PhMod), ami praktikusan 0° és 180° -ot jelent a negatív amplitúdó elkerülésére. Ezen kívül meg kell adni a pulzus frekvenciáját (F1_Freq), ami (a szeletválasztó gradiens értékével együtt) meghatározza a gerjesztett térfogat

elhelyezkedését, valamint a pulzus intenzitását (F1_Atten), ami a leadott gerjesztés flip szögét befolyásolja. Abban az esetben, ha többszeletes gerjesztést szeretnénk megvalósítani, akkor az F1_Freq értékét kellene gerjesztésről gerjesztésre változtatni. Azonban én háromdimenziós képalkotást valósítok meg, amely során a teljes látómezőt, azaz a képeken majd megjelenő összes szeletet egyszerre gerjesztem és két irányban fáziskódolást hajtok végre. Ennek a módszernek az előnye, hogy folytonos, vékony szeletekről készíthető kép, hátránya viszont, hogy a mintavételezési törvénynek már mindhárom térbeli irányban teljesülnie kell és a műtermékek nem csak szeleten belül, hanem a szeletek között is átterjedhetnek, nehezítve az azonosításukat.

A gradiensek megadása általánosan úgy történik, hogy a „shape” megnevezésű sorban be kell állítani a gradiens alakját 100-ra normált táblázat formájában. Például egy trapéz alakú gradiens esetén a felfutó oldalánál az adott idő intervallumra lineáris növekedést kell beállítani, míg a platóra elegendő egyetlen konstans értéket, jellemzően a maximális 100-at beállítani. Ezután az „amp” sorban kell a tényleges értékét [-100, 100] tartományból megadni, ami tulajdonképpen egy berendezéshez tartozó maximális érték százalékának felel meg. A gradiensek nagyságát minden gerjesztés után léptetni kell, hogy a k-teret letapogassuk. Ehhez speciális, „magasabb dimenziós” táblázatokat rendelünk az amplitúdó értékhez, ami minden újabb lépéskor módosítja az alacsonyabb dimenziós értéket. A dimenzió itt arra utal, hogy ezeknek a módosító táblázatoknak hierarchiája van: amikor a legmagasabb dimenzióhoz rendelt táblázat végig futott, akkor lép egyet az alacsonyabb dimenzióhoz rendelt táblázat. Ezeket a táblázatokat használtam a fáziskódoló lépések beállítására úgy, hogy a második dimenzió léptette az egyik fáziskódolót, a harmadik dimenzió a másikat. Ezzel szeletenkénti kiolvasást valósítottam meg, méghozzá úgy, hogy az első dimenzióban egy mintavételi ablakkal felvettem a frekvenciakódolás irányába eső k-térbeli vonalat, majd egy újabb gerjesztés után másik fáziskódoló lépést használva felvettem egy újabb vonalat és így tovább, amíg a teljes szelet felvételével nem végeztem. Ezt követte a másik fáziskódoló léptetése és így egy újabb szelet vonalainak felvétele.

A gradiensekkel kapcsolatban figyelembe kellett venni, hogy azok a valóságban nem pontosan követik a beprogramozott értéket a mágneses tér változása miatt keltett örvényáramok következtében. A gyártó által ellenőrzött valóságos alak a 7. ábra grafikonján látszik piros színnel, míg a spektrométerben szereplő alakot a fehér vonalak jelzik. A képen az

látható, hogy a felfutási időt követően még szükség van egy kis időre amíg a gradiens eléri a maximális értékét (ez a szekvenciában szereplő *tdgrd* elnevezésű időtartam).



7. ábra: A gyártó által végzett ellenőrzéskor kimért gradiens alak az örvényáramok jelenlétében [8]

Ezt az időtartamot figyelembe kell venni a szeletkódolásakor és a mintavételezéskor, hiszen ha a gerjesztést akkor kezdenék el, amikor még nem állandósult a gradiens, akkor elcsúszna a ténylegesen gerjesztett térfogat és a gerjeszteni kívánt térfogat egymáshoz képest és kiolvasáskor más helyről gyűjtenénk az információt, mint azt gondoljuk.

A szekvencia megalkotásánál még biztosítani kellett a gerjesztés és így a mintavétel fázisának alternálását. Ehhez a fázist módosító második dimenziós táblázat bevezetése volt szükséges, ahol az egymás utáni elemek fázisa 180° -kal tér el egymástól.

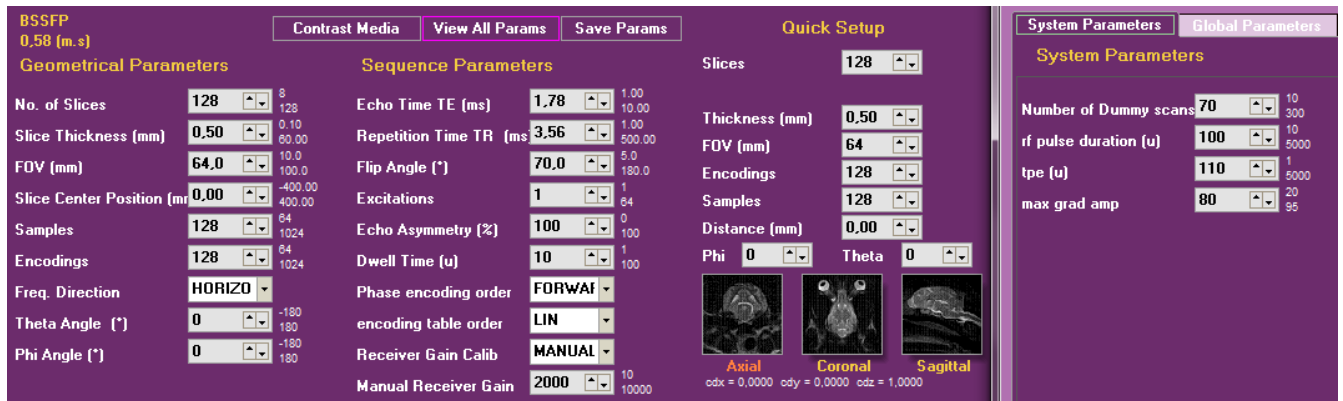
Végezetül az időzítésnél be kellett állítani, hogy az ekhó idő az ismétlési idő fele legyen. Ezért kénytelen voltam a szeletkódoló és a szeletrefókuszáló gradienst elválasztani egymástól egy várakozási idővel.

4.2. Spektrométer vezérlése

A spektrométer vezérlést, ahogy azt a bevezetésben írtam az NRG Console makrói végzik. A makrókat egy előre már definiált szekvenciához kell rendelni. Az ebben a szoftverben definiált szekvencia az, ami összefogja és egymáshoz kapcsolja a makrókat, a szükséges kalibrációkat, a rekonstruáló kódot, a Tnmr fájlt és a változókat. Azokat a változókat, amelyek a felhasználó által láthatóak és módosíthatóak lesznek, szintén előre definiálni kell egy eléggé hosszúságú procedúrán keresztül annak érdekében, hogy a felhasználói felületen megjelenjenek (8. ábra).

Az alábbi ábrán látható az általam készített bSSFP szekvencia kezelői felülete, amin szerepelnek még olyan változók és beállítások, amik nagyobb szabadságot biztosítanak, mint

amelyet általában a felhasználóknak szokás adni. Ezek azért szerepelnek itt, mert a tesztelés szempontjából egyszerűbbnek találtam, ha lehet módosításokat végezni a makrók átírása nélkül. A felület egyes elemeinek bemutatására az alfejezet későbbi részében térek ki, amikor a konkrét felhasználásukról lesz szó.



8. ábra: NRG Console felhasználói felülete a bSSFP állítható paramétereivel

Ahhoz, hogy egy szekvenciát megvalósítsunk két makrót kell megírni:

1. Előkészítő makrót, ami a felhasználói felületen szereplő változók értékeinek módosításakor fut le és ellenőrzi, hogy a beállított értékek mellett futtatható-e a szekvencia.
2. Végrehajtó makrót, ami a szekvencia elindításakor fut le egyszer és miután a beállítások alapján kiszámolta a szekvencia összes paraméterének értékét, átadja azokat a Tnmr-nek, elindítja az adatgyűjtést, a visszakapott mért jelet megnyitja a Matlab programmal rekonstruálásra és végül az így kapott képeket kirajzolja.

4.2.a. Előkészítő makró

Az előkészítő makróban csak azon paraméterek értékeit kell kiszámolni, amelyekre valamilyen korlátozás van érvényben (például a gradiensek nem lehetnek 100%-nál nagyobbak, az időegységek nem lehetnek negatívak, stb.). Emiatt az én esetemben lényegében két irányban kell vizsgálódnia a makrónak.

Egyrészt a gradiensek értékét a „*max grad amp*”-ként megadott maximális érték alatt kell tartania. Ez a maximális érték a kezelői felületen állítható (8. ábra), mert két ellentétes hatás jelenléte miatt nem egyértelmű mi az optimális választás. Az örvényáramok csökkentése miatt

célszerű lenne minimalizálni, azonban kis gradiensek használatával csak hosszabb idő alatt érhető el ugyanaz a hatás, ami így megnöveli az ismétlési időt és vele együtt a sávosság műtermék megjelenésének valószínűségét. Másrészt a makrónak figyelnie kell a szekvencia időzítésének megoldhatóságára, azaz arra, hogy a kívánt ekhó és ismétlési idő teljesítése mellett a szekvencia minden eleme megvalósítható legyen és beleférjen az időbe. Ez ad egy minimális értéket TE-re és TR-re.

A szekvencia időzítettségénél, hogy mely események időbeli hossza variálható és mely fix a T_{nmr} szekvenciában, azt tartottam szem előtt, hogy minden egyes vizsgálat célja a minél rövidebb ismétlési idő elérése lesz a sávosság műtermék csökkentése érdekében. Az ekhó idő rövidíthetőségét azonban néhány kötelező elem megléte és hossza korlátozza, melyek a 6. ábra alapján:

- gradiensek fix felfutási ideje ($t_{ramp} = 200 \mu s$)
- örvényáramok jelenléte miatti várakozási idő ($t_{dgrd} = 160 \mu s$)
- mintavételezési idő ($t_{acq} = N_f t_{dwell}$, ahol N_f a mintavételi pontok száma és t_{dwell} az átalgoritási idő egy k-térbeli voxel felvételekor)
- fáziskódolás olyan hosszú legyen (t_{pe}), hogy az alatta leadott gradiensek ne haladják meg a maximális gradiens értéket.

Mivel a fentiekben felsorolt elemek közül csak a fáziskódolás választható tetszőlegesen, ezért ez az egyetlen elem, amit optimalizálni kell a következő lépések segítségével (a folytatásban emlegetett gradiensek kiszámolásának pontos módjára a végrehajtó makró bemutatásakor térek ki, hogy összeszedve egy helyen megtalálható legyen az összes):

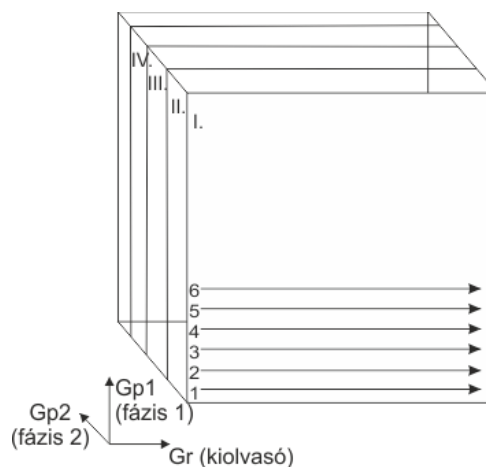
1. Megadott TE ekhó idő alapján a makró kiszámolja, hogy mennyi idő jut a fáziskódolásra ($t_{pe,TE}$).
2. Ha $t_{pe,TE}$ nagyobb egy minimum értéknél (legalább $1 \mu s$ -ot el kell érnie, hogy a T_{nmr} kezelni tudja), le kell ellenőrizni, hogy a gradiensek beleférnek-e a megengedett tartományba. Ha igen, akkor elfogadhatjuk a végleges t_{pe} értéknek.
3. Ha az előző pontban bármelyik vizsgálat megbukik, akkor a maximális gradiensek leadása mellett ki kell számolni, hogy az egyes típusú kódoló gradienseknek mekkora idő szükséges. Majd ki kell választani ezek közül a legnagyobbat, és megtartani azt t_{pe} végleges értékeként.

Az előkészítő makró ezen az optimalizáláson kívül leellenőrzi, hogy mindegyik irányban elég nagy látómezőt választottunk-e, hiszen a látómező nagysága fordítottan arányos a kiolvasó, illetve a szeletkódoló gradiens értékével; és hogy elég nagy lesz-e az RF tekercs teljesítménye, nem túl rövid-e a gerjesztésre szánt idő. Ha mindent sikerült jól beállítani, és a felhasználó elindítja a szekvenciát, akkor indul el a végrehajtó makró.

4.2.b. Végrehajtó makró

A végrehajtó makró a Tnmr szekvenciában szereplő összes elemnek – változók és táblázatok – átadja az értékét, illetve értékeit. Legfontosabb részeként kiszámolja a gradiensek értékeit, amik felelősek a képalkotás és mintavételezés módjának meghatározásáért.

Esetemben, mint arról már volt szó, a mintavételezés háromdimenziós, a gerjesztett térfogat magában foglalja a teljes térfogatot (és ezáltal a teljes k-teret), amiről kép készül és minden gerjesztést követően a k-tér egy sorát olvassa ki (9. ábra arab számokkal jelölt sora). A következő gerjesztéskor a következő arab számmal jelölt sorra lép, majd ha végzett ily módon egy szelettel, akkor a következő római számmal jelölt szelet következik (azaz a második fáziskódoló irányú gradiens léptet egyet) és megismétli az előzőeket.



9. ábra: Háromdimenziós képalkotás k-térbeli mintavételezési sémája

Fontos látni, hogy a valós térbeli kép mérete a Fourier-térbeli lépések nagyságával és fordítva, a valós térbeli felbontás a mintavételezett Fourier-tér méretével fordítottan arányos.

$$k_{max} = \frac{N}{2} \Delta k = \frac{N}{2} \frac{1}{FOV} = \frac{N}{2} \frac{1}{N \Delta x} \quad (15)$$

ahol N az adott irányban a mintavételezési pontok száma k -térben (és valós térben a voxelek száma), Δk a k -térbeli lépésköz nagysága, Δx a voxel kérdéses irányú mérete és FOV a látótér mérete ugyanabban az irányban. A (15) képletet is felhasználva a kiolvasó gradiens nagysága

$$G_r = \frac{2\pi}{\gamma t_{dwell} N_f \Delta x} \quad (16)$$

Ezt az elméleti értéket úgy lehet implementálni, hogy a gyártó minden MRI berendezéshez rendel egy G_{max} értéket ($G_{max} = 18244 \text{ Hz/mm}$), ami a csalóka elnevezése ellenére magában foglalja a hidrogénmag giromágneses faktorát és egy $100/(2\pi)$ szorzót. Így a szekvenciában megadott gradiens érték százalékként értelmezendő és a kiolvasó gradiens esetén

$$G_r = \frac{100}{G_{max} t_{dwell} \text{FOV}[\text{mm}]} \quad (17)$$

A továbbiakban csak az általam implementált, G_{max} -ot tartalmazó formulákat fogom bemutatni úgy, hogy a hossz mennyiségeket mm mértékegységben kell érteni és az időt másodpercben. A kiolvasást megelőző „előfeszítő” gradiens nagyságától függ, hogy a refókuszálás mikor történik meg, az ekhó közepe hova kerül a mintavételi ablakon belül. Ideálisan az ablak közepére kell időzíteni, mert az ekhó középpontja felel meg a k -tér közepének és így biztosított, hogy a k -tér mindkét oldaláról szimmetrikusan gyűlik az adat. Azonban vannak olyan gyorsító technikák, melyek a k -térnek csak egy részét veszik fel (úgynevezett részleges ekhó technika, ha a kiolvasó irányban nem teljes a tér) és ekkor akaratlagosan el kell tolni az ekhót. Mindezt figyelembe véve a kiolvasást megelőző gradiens nagysága

$$G_{r,pre} = -G_r \frac{0,5 t_{ramp} + t_{acq} \cdot (asym - 0,5) + t_{dgrd}}{t_{ramp} + t_{pe}} \quad (18)$$

ahol az *asym* arányszám azt mondja meg, hogy a megadott felbontás eléréséhez szükséges k -térnek mekkora részét mintavételezzük (1 azt jelenti, hogy az egészet, 0,5 azt jelenti, hogy csak az egyik oldalát és ennél kisebbnek nem választhatjuk, mert akkor nem áll elég információ a rendelkezésünkre a rekonstrukcióhoz). Az *asym* bevezetésével a mintavételezési pontok számát is csökkentenünk kell $N_f' = N_f \cdot asym$, hogy ténylegesen rövidülhessen az ismétlési idő a kívánt felbontás megtartása mellett.

A kiolvasó gradiens kiegyensúlyozása miatt a kiolvasást követően is szükség van egy ellentétes előjelű gradiensre:

$$G_{r,bal} = -G_r \frac{0,5 t_{ramp} + t_{acq} \cdot (1,5 - asym)}{t_{ramp} + t_{pe}} \quad (19)$$

A fáziskódolás gradiensei mindkét esetben ugyanúgy működnek, csak értelemszerűen módosítani kell az adott irányra vonatkozó látómezőnek és mintavételezési pontok számának értékét. Mivel a Tnmr 4 tizedes jegy pontosságú gradiens táblákat tud kezelni, ezért a kisebb hiba elérése érdekében a magasabb dimenziós táblázatok elemeit fixáltam és kerekítettem 2 tizedes jegy pontosságra, majd ez alapján határoztam meg az alacsonyabb dimenzió értékét. Ez a gyakorlatban azt jelenti, hogy az elmélet alapján számolt lépésköz nagyságát kell megadni a maximális fáziskódoló gradiens százalékaként, majd az így kapott értéket kell kerekíteni két tizedes jegyre:

$$dG_p = \left[\frac{\Delta G_p}{G_{p,max}} \cdot 100 \right] = \left[\frac{\Delta G_p}{\Delta G_p \cdot N_p / 2} \cdot 100 \right] = \left[\frac{200}{N_p} * 100 \right] \cdot 0,01 \quad (20)$$

Ebből kell elkészíteni a táblázatot úgy, hogy a legnagyobb elem a lépésköz $N_p/2$ -szerese és a legkisebb $(1 - N_p)/2$ -szerese legyen. A (20) képlettel számolt kerekített lépésköz és a (15) képlet felhasználásával az alacsonyabb dimenzióban (1D) szereplő gradiens értéke:

$$G_p = \frac{100 \cdot 100}{G_{max\ FOV} \cdot dG_p \cdot (t_{ramp} + t_{pe})} \quad (21)$$

A kiegyensúlyozó gradiens ebben az esetben csak annyiban tér el, hogy ellentétes előjelű az alacsonyabb dimenzióban, de a magasabb dimenziós táblázat már azonos.

A szeletkódolás irányában található második fáziskódoló gradiens meghatározása annyiban tér el az előzőekben bemutatottól, hogy az ekhó idő csökkentése érdekében összevontam a szelet refókuszáló gradienssel ($G_{s,re}$), illetve a szeletkiválasztó gradiens kiegyensúlyozásával ($G_{s,bal}$). Emiatt nem egyezik meg a 2. fáziskódoló kiolvasás előtti és utáni gradiense, mert az ellentétes előjelű fáziskódolóokra egy mindkét esetben negatív előjelű gradiens ül rá. Mindez képletekkel kifejezve:

$$G_s = 100 \cdot \frac{TBW}{G_{max\ FOV_z} \cdot t_{rf}} \quad (22)$$

$$G_{s,re} = - \frac{G_s (0,5 \cdot t_{ramp} + t_{rf} (1 - r_{pos}))}{t_{ramp} + t_{pe}} \quad (23)$$

$$G_{s,bal} = -\frac{G_s(0,5 \cdot t_{ramp} + t_{dgrad} + t_{rf} r_{pos})}{t_{ramp} + t_{pe}} \quad (24)$$

ahol r_{pos} azt mondja meg, hogy a gerjesztő pulzus maximuma hol található a t_{rf} pulzushosszon belül, mert a defókuszálás attól a pillanattól kezdi el szétszórni a spinek fázisát. A szeletválasztó gradiens (G_s) képletében található TBW egy rádiófrekvenciás pulzus szelektivitására jellemző szám, a sáv szélesség (BW [Hz]) és impulzushossz (T [s]) szorzata. Kis flip szögű sinc pulzus esetén ez jó közelítéssel megegyezik a pulzusban található null átmenetek számával.

A (23) és (24) figyelembevételével módosul a magasabb dimenziós táblázat lépésköze, és maximális értéke is, mert a gradiensek összevonásán túl azt is szem előtt kell tartani, hogy a kapott értékek max_grad alatt kell, hogy maradjanak. Az összevonás hátránya viszont az lesz, hogy nem biztosítható a táblázat elemeinek 2 tizedes jegyű pontossága, hanem mind a 4 tizedes jegyet kihasználja.

A végrehajtó makró másik fontos része az erősítés mértékének kiszámítása. A felhasznált opcionális választhat, hogy a szekvencia előtt legyen-e külön erősítés kalibráció, vagy az eddig használt érték maradjon, vagy önkényesen megad egy értéket. A helyes erősítés azért lényeges, mert ha túl nagy értéket választunk, akkor a mért jelet olyan nagyra erősíti, amit már az A/D konverter nem tud kezelni és így telítésbe megy. Ekkor a rekonstruált képen súlyos műtermékként kontraszt ingadozás lesz megfigyelhető, mert az alacsonyfrekvenciás jel torzul. Háromdimenziós képalkotásnál jellemzően kis erősítés kell, mert a gerjesztett térfogat sokkal nagyobb, mint kétdimenziós esetben és a k-tér közepén emiatt nagyságrendekkel nagyobb jelet kapunk. Ezzel együtt az a hátrány is megjelenik, hogy sokkal nagyobb dinamikai tartományt kell átfogni, mert a kisfrekvenciás jelekhez képest a nagyfrekvenciás jelek jelentősen kisebbek. Ám nekem nem állt módomban az erősítést változtatni mérés közben, ezért a cél csupán az volt, hogy a maximális jel ne lépje túl a megengedettet.

A vizsgálat előtti erősítés kalibráció így abból áll, hogy a vizsgálatkor is használandó szekvencia paramétereit megtartva (felbontás, látómező, flip szög, stb.) csupán a k-tér közepét mintavételezve megmérje mekkora maximális jelet (S_{kal}) mér adott erősítés (G_{kal}) mellett. Majd ezeket az információkat felhasználva, lineáris függést feltételezve az erősítés és a mért maximális jel között, kiszámolja a vizsgálatkor szükséges erősítést (G_m).

$$G_m = G_{kal} \frac{S_{max}}{S_{kal}} \quad (25)$$

ahol a megengedett maximális jel értéke S_{max} .

Itt arra kell figyelni, hogy a k-tér mintavételezett tartománya elegendően nagy legyen arra az esetre is, ha az ekhó eltolódik a jelenlévő inhomogenitások miatt. Lehetőség van a kalibráció elhagyása mellett az erősítés értékének manuális megválasztására is, aminél csak azt kell szem előtt tartani, hogy ne válasszunk túl nagy értéket, mert azzal nem okozunk kárt, ha kisebb erősítés mellett készül a kép, csak azzal, ha nagyobb mellett.

Miután minden értéket kiszámolt a makró és feltöltötte a Tnmr változóit és táblázatait, elindítja a mérést. Az adatgyűjtés végeztével a szükséges paramétereket (mintavételezési pontok száma, ekhó aszimmetria mértéke, stb.) kimentti egy, a Matlab kód számára is elérhető fájlba, majd a fájl elérhetőségi útvonalának megadásával elindítja a rekonstrukciós kódot.

4.3. Rekonstrukció

A paraméterként megkapott elérési útvonalat felhasználva a rekonstrukció első lépéseként a mérési adat beolvasása történik meg. A megfelelő mennyiségű importált adat komplex számmá alakítása után könnyen kezelhető háromdimenziós mátrixszá formázza az adattömböt. A kiolvasás sorrendjétől függően szükség lehet az egyes dimenziókban az értékek sorrendjének megfordítására, hogy a kapott kép orientációja helyes legyen, ám ezt utólag is elvégezhetjük a kép forgatásával.

A rekonstrukciót és az azt megelőző korrekciós lépéseket a szakirodalomban [4] leírtak alapján valósítottam meg, és a méréseket követően vizsgáltam az általam készített képekre gyakorolt hatásukat és hasznosságukat. A rekonstrukció fázisai a következők voltak: alapvonal levonás, nullákkal való kitöltés, ablakolás, fázistolás, Fourier transzformáció és szükség esetén részleges Fourier rekonstrukció.

Az alapvonal korrekció beépíthető a legtöbb szekvenciába a gerjesztés fázisának ciklikus változtatása melletti jelátlagolással, de a bSSFP már önmagában tartalmaz egy fázisciklust, ezért én az utólagos korrekció mellett döntöttem. Az alapvonal a jelen ülő DC eltolódást jelenti, melyet meghatározhatunk a FID vagy az ekhó teljes lecsengése után mintavételezett pontok átlagaként. Így a k-tér szélén felvett jel átlagának levonásával megvalósítható az alapvonal levonás, ha biztosak lehetünk benne, hogy az ekhó lecsengett.

A nullákkal való kitöltés azt jelenti, hogy az adattömb méretét megnöveljük úgy, hogy a méréssel fel nem töltött térfrekvenciák helyére 0-t írunk. Ha az így feltöltött mátrix mérete kettő hatványaként áll elő, akkor ráadásul a rekonstrukcióhoz használt FFT (Fast Fourier Transformation) számolása is hatékonyabb lesz, mintha tetszőleges mátrixmérettel dolgozna. A nullákkal való kitöltés eredményeként a térbeli felbontás javul, hiszen interpoláció történik a szomszédos voxelértékek között (mind a hasznos jel, mind a zaj interpolálódik), és így a részleges térfogat műtermék csökken a jel-zaj viszony megtartása mellett. Hátránya, hogy a szövethatároknál lévő intenzitásugrásra ülő Gibbs gyűrűzést erősítheti.

Az ily módon történő kitöltéssel azonban nem javíthatjuk tetszőleges mértékűre a felbontást, mert már négyszeres növelés mellett is csak üres nagyítást valósít meg, amikor a felbontás nem javul. Ezért én is legfeljebb kétszeres méretnövelést eszközöltem.

Az ablakolás az előbb már említett Gibbs-gyűrűzés eltüntetését hivatott megvalósítani úgy, hogy a nagy térfrekvenciák értékét gyengíti apodizációval. Ennek hátterében az áll, hogy a diszkrét mintavételezés (valós térben négyszög függvényrel történő ablakolás) a Fourier-térben sinc függvényrel történő konvolúciót jelent. A sinc függvény oldal hullámai miatt a képen az intenzitásváltozás mértékének kb. 9 %-ával túl-, illetve alullövés jelenik meg (ezek a képen megjelenő gyűrűk). Az oldalhullámok gyengítésével a gyűrűzés csökkenthető, azonban az apodizáció eredményeként a fő csúcs kiszélesedik, azaz a felbontás romlik. Így beállítástól függően, amit a nullákkal való kitöltéssel felbontásban nyerünk, azt elveszíthetjük az ablakolással.

Az ablakoló függvények két jellemző paramétere a levágási frekvencia (k_c), mely megmondja, hogy mekkora térfrekvencia felett jelenjen meg gyengítés, és a levágási szélesség (w), mely a gyengítés mértékét jellemzi azzal, hogy megadja milyen széles tartományon gyengüljön a jel 0-ra [9].

Az általam implementált ablakoló függvény mindhárom irányban hat, még hozzá homogén levágási frekvenciával a szeleten belül és eltérő levágási frekvenciával a szeletkódolás irányában, mert a mintavételezési pontok száma a két esetben eltérhet egymástól. Ennek eredményeképpen a k-tér sarkait egyáltalán nem veszi figyelembe és kinullázza. Az átmenet \cos^2 -es alakú az alábbi képlettel kifejezve:

$$H_1(k_x, k_y) = \begin{cases} 1 & \text{ha } |k| < k_c \\ \cos^2 \frac{\pi |k| - k_c}{2w} & \text{ha } k_c \leq |k| < k_c + w \\ 0 & \text{ha } k_c + w \leq |k| \end{cases} \quad (26)$$

ahol $|k| = \sqrt{k_x^2 + k_y^2}$, ha z irány mutat a szeletkódoló gradiens irányába. Az így kapott H_1 apodizációs függvényt a 10. ábra mutatja be.

A $H_2(k_z)$ függvény alakja megegyezik a H_1 alakjával, csupán annyiban tér el, hogy $|k| = |k_z|$ valamint k_c és w értéke lehet eltérő is. A két ablak függvény együttes használatával $H(k_x, k_y, k_z) = H_1(k_x, k_y) \cdot H_2(k_z)$ valósul meg.



10. ábra: Apodizációs függvény $k_c = w = 0,4 \cdot k_{\max}$

Az ablakolást követően történik a tényleges rekonstrukció FFT Fourier transzformáció formájában. Ennek háttérében a (3)-(5) összefüggések állnak, melyeken keresztül belátható, hogy a mért jel az effektív spinsűrűség diszkrét Fourier transzformáltja. Az effektív jelző itt azt hivatott kihangsúlyozni, hogy mindez csak a relaxációs folyamatok elhagyása mellett igaz. A relaxáció jelenléte miatt a rekonstruált kép kontrasztja nem a spinsűrűségnek fog megfelelni, hanem a relaxációs állandók valamilyen, szekvencia-függő függvényének. A jelen esetben a kontrasztot, ahogy a 3.2 alfejezetben már bemutattam, a T_2/T_1 hányados adja.

Az FFT transzformáció sajátja, hogy bemenetként nem a mintavételezésnek megfelelő sorrendben (negatív k-tér \rightarrow DC komponenes \rightarrow pozitív térfél) várja a térfrekvenciákhoz tartozó értékeket, hanem DC komponens \rightarrow pozitív térfél \rightarrow negatív térfél sorrendben, és ennek megfelelően ugyanilyen sorrendben jelennek meg a kimeneten a térkoordináták is. Emiatt fázistolásra van szükség a transzformációt megelőzően és követően is, illetve opcionálisan ezt helyettesíteni lehet az adatok sorba rendezésével, melyet elvégez a Matlab beépített függvénye, az *fftshift()*. Szigorúan véve a transzformáció utáni fázistolás (illetve a

transzformációt megelőző sorba rendezés) csak akkor szükséges, ha a fázisinformációra is szükség van és nem csak a magnitúdó képet akarjuk ábrázolni.

Abban az esetben, ha a korábban már bemutatott *asym* paraméter értéke nem 1, azaz nem vesszük fel a k-tér frekvencia kódoló (kiolvasó) irányának teljes egészét, a rekonstrukciót megelőzően újabb lépést kell végrehajtani. Az alapgondolat, ami a részleges ekhó képalkotás mögött áll az, hogy valós objektum Fourier-transzformáltja hermitikus, így csupán a k-tér egyik felének ismeretében is megadható a másik térfél. Azonban számos tényező van, melynek jelenléte miatt fázistolások jelennek meg a felvett jelben – ilyen például a mozgás, az örvényáram, a tér inhomogenitása, stb. – és így az objektum komplexsé válik. Emiatt nem elegendő az egyik térfél ismerete, hanem „többlét felvételre” is szükség van, ami mindkét térfél alacsonyfrekvenciás tagjainak felvételét jelenti. A rekonstrukció során az a feladat, hogy a hiányzó adatokat helyettesítsük valahogyan. Legegyszerűbb esetben célravezető a nullákkal való kitöltés, mely rendelkezni fog az ismert alacsonyfrekvenciás jel miatt az objektum pontos leírásával, azonban hű fázisinformáció kinyerésére nem alkalmas csak ha *asym* értékét elegendően nagyra választjuk. Azonban erre nincs is szükség magnitúdó kép alkotásakor, így első próbálkozásra én ezt a technikát implementáltam az összetettebb homodin technika helyett.

A fenti lépések megvalósításával az implementált szekvencia már olyan állapotba került, hogy alkalmas volt képalkotásra és így a működésének tesztelésére is.

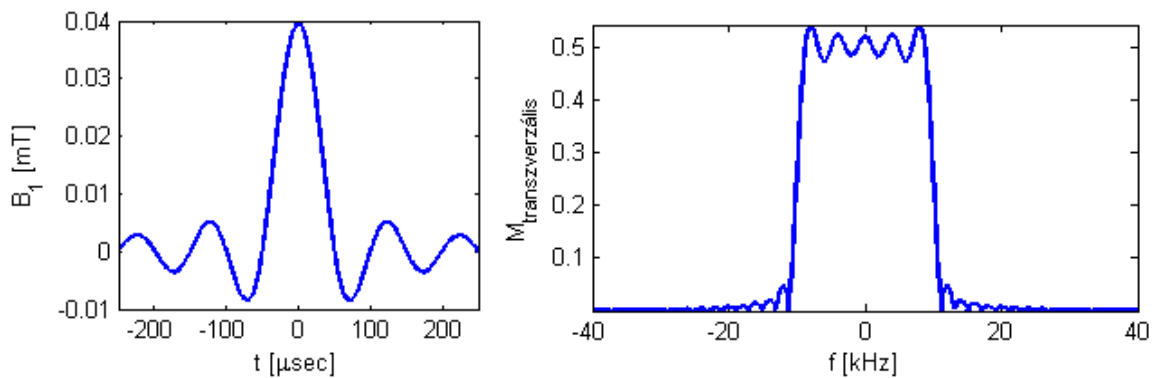
5. Eredmények és értékelésük

A diplomamunkám következő szakasza az elméleti megfontolások alapján alkotott, fent bemutatott szekvencia működőképességét mutatja be, és a nem ideális körülmények miatt felmerülő problémákra keres megoldást.

5.1. Szeletprofil vizsgálata

Az előző fejezetekben még nem esett szó az általam használt rádiófrekvenciás gerjesztés típusáról, csak annyi, hogy térbeli szelektivitással kell rendelkeznie. Ezt a szelektivitást úgy lehet elérni, hogy egyrészt a gerjesztéssel egy időben alkalmazunk az egyik irányban egy

gradienst, mely térfüggő Larmor-frekvenciát hoz létre, másrészt véges sávszélességű pulzussal gerjesztünk. Ilyen pulzus lehet a sinc függvény alakú pulzus, mely ha időben végtelen, akkor a frekvencia válasza ideális négyszög függvény, azaz csak egy adott frekvencia tartományt gerjeszt, de azt azonos erősséggel. A valóságban csak véges ideig tarthat a gerjesztés, ezért a frekvenciaprofilja sem lesz ideális. A gerjesztés jóságának jellemzésére vizsgálhatjuk az általa létrehozott frekvenciaprofil vagy szeletprofil, ami (lineáris gradiens teret feltételezve) nem más, mint a gerjesztés által létrehozott transzverzális mágnesezettség helyfüggése (11. ábra).

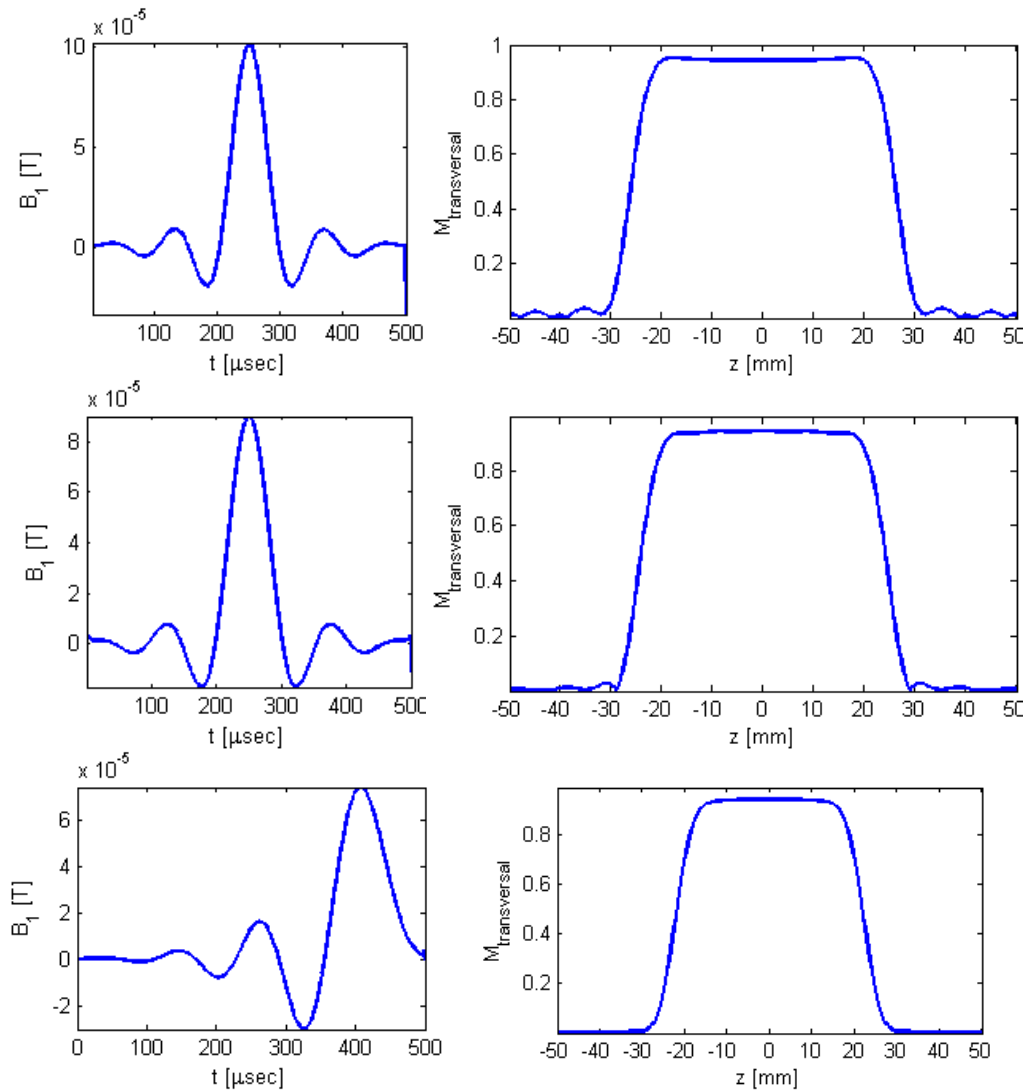


11. ábra: 500 μs -os sinc gerjesztés alakja és a frekvenciaprofilja egyre normált egyensúlyi mágnesezettség mellett

Jó gerjesztés a rendelkezésre álló idő alatt az ideális négyszög függvényhez a lehető legközelebb álló szeletprofilhoz hozza létre, azaz a sávszélességen belül homogén módon gerjeszt, míg azon kívül nem gerjeszt. A fenti ábrán látható, hogy egy tipikus pulzus-időre csonkolt sinc függvény ettől nagyon messze van, ezért mindenképpen módosítani kell rajta, hogy a képalkotás helyes legyen. Ez különösen fontos az általam választott szekvencia esetén, mert lévén, hogy ez egy egyensúlyi szekvencia, a szeletprofilban megjelenő tökéletlenségek gerjesztésről gerjesztésre tovább romolhatnak.

Az RF pulzus újratervezése helyett azt az utat választottam, hogy a gyártó által használt és tervezett pulzusok minőségét ellenőrzöm le, és csak abban az esetben foglalkozom a tervezéssel, ha a rendelkezésemre állók nem megfelelőek. Ehhez meg kellett írnom egy szeletprofil számoló kódot, mely az úgynevezett kemény pulzusú közelítésen („hard pulse approximation”) alapul [4]. Ennek lényege, hogy a folytonos gerjesztést felbontja pillanatszerű, Dirac- δ kemény pulzusokra, melynek amplitúdója megegyezik a folytonos

pulzus amplitúdójával az adott pillanatban, és a pulzusok között szabad precessió történik. Kemény pulzus esetén nincs térbeli szelektivitás, helytől (és Larmor-frekvenciától) függetlenül az amplitúdónak megfelelő mértékben elfordulnak a spinek (nutáció). A pillanatszerű pulzusok közötti fázisfejlődést a jelenlévő szeletválasztó gradiens, a lokális Larmor-frekvencia határozza meg. Ezek az elemi gerjesztések és szabad fejlődési szakaszok a megfelelő forgatás mátrixok egymás utáni alkalmazásával leírhatóak, ahogy erről már szó esett a 3.1 alfejezetben.



12. ábra: 70°-os, 50 cm-es látómezejű Aspect által tervezett RF pulzusok (bal) és szeletprofiljaik (jobb)

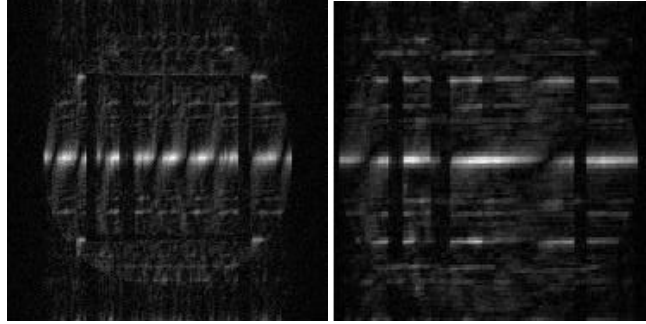
A számolások során 500 μs-os pulzust $dt = 1 \mu s$ időközönként kemény pulzusra bontottam és így vizsgáltam három különböző gerjesztést. A pulzusok alakját és az általuk létrehozott szeletprofilokat a fenti 12. ábra mutatja. Látható, hogy a plató tetején ezekben az esetekben

már csak nagyon kismértékű az ingadozás, azonban a profil lábánál található hullámzások megjelennek. A legjobb szeletprofil a harmadikként bemutatott aszimmetrikus gerjesztés adta, amelyet elég jónak találtam ahhoz, hogy a továbbiakban az ehhez tartozó RF pulzust használjam a szekvenciában és ne kelljen a tervezéssel elmélyültebben foglalkoznom.

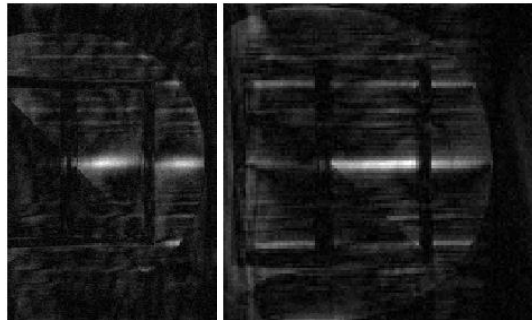
A szeletprofil számoló kódot kiegészítve és továbbfejlesztve létrehoztam egy olyan kódot, ami az egyensúly elérésének menetét írja le. A modell magában foglalja a fenti gerjesztések ismétlésén túl a mágneszettség relaxációját (T_1 és T_2 időállandóval), és a szeletválasztó gradiens teljes kiegyensúlyozását. Segítségével meghatározható az ideális körülmények esetén kialakuló tranziens szakasz a kezdeti M_0 és az egyensúlyi mágneszettség között, amint ezt a 4. ábra grafikonjain már szemléltettem. Továbbá lehetőséget ad arra is, hogy az ideális körülményektől eltérő esetekben megadja az új egyensúlyi állapotot, vagy megmutassa, hogy mekkora zavar keletkezett a már kialakult egyensúlyban. Ezek a számolások a továbbiakban még hasznosak lehetnek.

5.2. Műtermékek elemzése

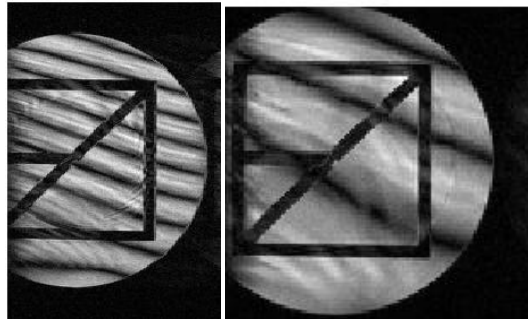
A gerjesztő pulzus kiválasztása után már elkészíthettem az első felvételeket egy minőségellenőrző gömb fantomról. A plexi gömb belsejében egy kocka, azon belül két egymással 45° -os szöget bezáró sík található (a függelékben található metszeti képek készíthetők róla). Az egész szerkezet híg NiCl oldattal van feltöltve. A mérések során a következő állandó paraméterekkel dolgoztam: $t_{rf} = 300 \mu s$, $t_{dwell} = 16 \mu s$, $flip = 70^\circ$ és az egyensúly eléréséhez 150 mintavétel nélküli gerjesztés történt (ez az úgynevezett dummy felvételek száma). Az alábbi képeken két mérés eredményét mutatom be a három egymásra merőleges irányú középső szelet képein keresztül. A felvételek körülményei eltérőek voltak, mert változtattam a mintavételek számát (256 x 256 x 128 illetve 128 x 128 x 128); a látómező méretét (60 x 60 x 40 mm illetve 50 x 50 x 50 mm); az ekhó időt (3,28 ms illetve 2,26 ms) és ezzel együtt az ismétlési időt (6,56 ms és 4,52 ms), így a fáziskódolás hosszát szinte azonos értéken tudtam tartani (102 μs illetve 106 μs).



13. ábra: Első fáziskódolás (függőleges) és frekvencia- (vízszintes) menti, látótér közepénél készült metszet



14. ábra: Első (függőleges) és második (vízszintes) fáziskódolás menti, látótér közepénél készült metszet



15. ábra: Frekvencia (függőleges) és második fáziskódolás (vízszintes) menti, látótér közepénél készült metszet

A képeken első ránézésre az látszik, hogy tele vannak műtermékekkel, amiket alaposabban megnézve megállapítható a típusuk. A 13. ábra és 14. ábra képein azonos hibák látszanak, a fantom homogén területein erős intenzitás ingadozás jelenik meg, a kívánt erősségű jel csupán vékony sávokban keletkezik. Alaposabban megnézve azonban az is látszik, hogy ezek a vékony sávok a képen ugyanott jelennek meg függetlenül a látómező méretétől vagy a felbontástól. Ez a mintázat nagyon emlékeztet arra, amivel az inkoherens egyensúlyi gradiens

ekho szekvencia esetében az „RF spoiling” működését szokták bemutatni [1, 4 (14.1.1 fejezet, 14.5 ábra)]. Ott úgy állítanak elő ilyen mintázatot, hogy a GRE szekvencia végéről elhagyják a fáziskódolást kiegyensúlyozó második gradienst. Így gerjesztésről gerjesztésre egyre nagyobb (fordított k-tér bejárás esetén kisebb) gradienst hagyunk el, amivel helyfüggő mértékű fázisfejlődést hagyunk a rendszerben.

Ez a fázisnövekedés a látótér közepén $\Phi = 0^\circ$, a látótér szélén $\Phi = 180^\circ$, a világos vonalak a köztes 60° , 90° , 120° körül találhatóak, ahol nem teljesül a transzverzális mágnesezettség defókuszálása vagyis a fázis inkoherenca feltétele, míg a sötét vonalaknál a transzverzális mágnesezettség eltüntetése, defókuszálása sikeres volt. A műtermék megjelenése azt jelenti, hogy az első fáziskódoló gradiens mentén valamilyen oknál fogva nem teljesül a fáziskoherenca, amely a bSSFP (és az SSFP) szekvencia alapfeltétele. Az inkoherenca oka egy az első fáziskódolással arányos és azzal párhuzamos kiegyenlítettlen gradiens tér. Amennyiben igaz, hogy a képen látható világos vonalak a $\Phi = 0^\circ$ és $\Phi = 180^\circ$ közé esnek, akkor annak is teljesülnie kell, hogy fáziskódoló gradiens nagyságú legyen ez a jelenlévő lineáris tér. Mert ha kisebb lenne, akkor a látómező szélén 180° -nál kisebb lenne a fázisfejlődés, míg ha nagyobb lenne, akkor a 180° -ot meghaladná.

A vizsgálat közben jelenlévő mágneses tér ideális körülményektől való eltérését és így a szekvencia során megjelenő műtermékeket több tényező is okozhatja. Lehet ilyen a térinhomogenitás jelenléte és ezen keresztül a rossz shim, a gradiensek állítását követő örvényáramok, illetve a gradiensek jelenlétével járó további gradiens komponensek. Ezek mindegyike kicsit másképp viselkedik és máshogy hat, így részletesebb vizsgálatukkal elvethetjük vagy igazolhatjuk jelenlétüket.

Az utóbbi eset tisztán fizikai jelenség és könnyen kizárható. A Maxwell-törvények értelmében (jelen esetben $\nabla \underline{B} = 0$ miatt) a lineáris térváltozás (egy adott irányú gradiens) további változásokat idéz elő a tér többi komponensében, illetve magasabbrendű távolságfüggést is létrehoz. Ezek pontos értéke elméleti számolások útján könnyen meghatározható, és jelenlétük a gradiensek jelenlétére korlátozódik. Hengeres gradiens tekercs esetén a ténylegesen jelenlévő mágneses tér a következő formulával írható le [4 (10.1.1 fejezet)]:

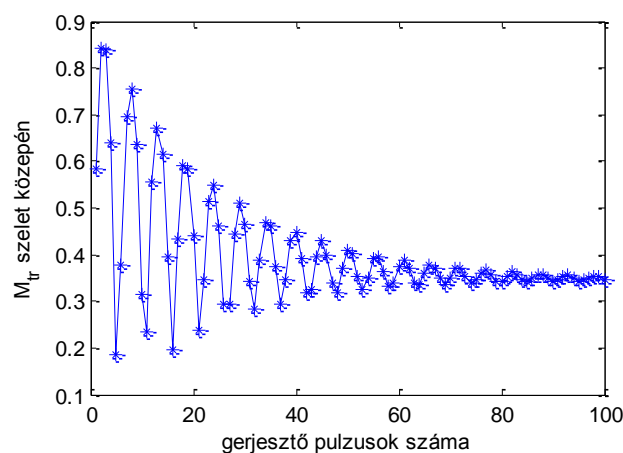
$$B = B_0 + \underline{G} \underline{r} + \frac{1}{2B_0} \left(\frac{G_z^2}{4} (x^2 + y^2) + (G_x^2 + G_y^2) z^2 - G_x G_z x z - G_y G_z y z \right) \quad (27)$$

ahol $\underline{G} = G_x \underline{e}_x + G_y \underline{e}_y + G_z \underline{e}_z$, $\underline{r} = x \underline{e}_x + y \underline{e}_y + z \underline{e}_z$ az alkalmazott gradiens, B_0 az állandó mágneses tér és x, y, z az adott pont izocentrumtól való távolsága a mágnes koordináta rendszerében.

Így gradiensek használatakor megjelennek egyrészt négyzetes tagok, amelyek a gradiens értékével és az izocentrumhoz képesti távolsággal négyzetesen arányosak, míg B_0 értékével fordítottan arányosak; másrészt két gradiens egyidejű alkalmazásakor megjelennek kereszttagok is (27. képlet utolsó két tagja). A kereszttagoktól egyszerűen meg lehet szabadulni úgy, hogy egyidejűleg csak egy gradienst használunk, azonban ez az én esetemben nem jelentett megoldást a műtermékek eltüntetésére. A négyzetes térfüggést mutató tagok $\mu\text{T/mm}$ nagyságrendű gradiensok mellett legalább 3 nagyságrenddel kisebbek lesznek a látómező szélén a gradiens lépésközhöz képest, melyek így nem képesek olyan mértékű műterméket képezni a gradiensok működési ideje alatt, mint amit tapasztaltam.

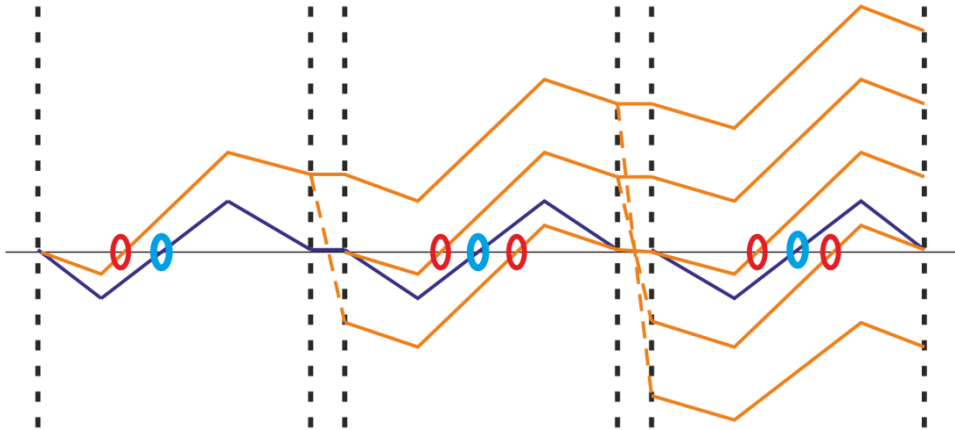
5.2.a. Inhomogén mágneses tér

Az inhomogenitás – a mágneses térben tapasztalható időben állandó tökéletlenség – jelenlétének hatását két külön esetben érdemes vizsgálni. Máshogy jelentkezik azoknál a gradiensoknál, amiknek az értéke ismétlésről ismétlésre állandó marad (kiolvasó gradiens), illetve máshogy amik lépésként változnak (fáziskódoló gradiensok).



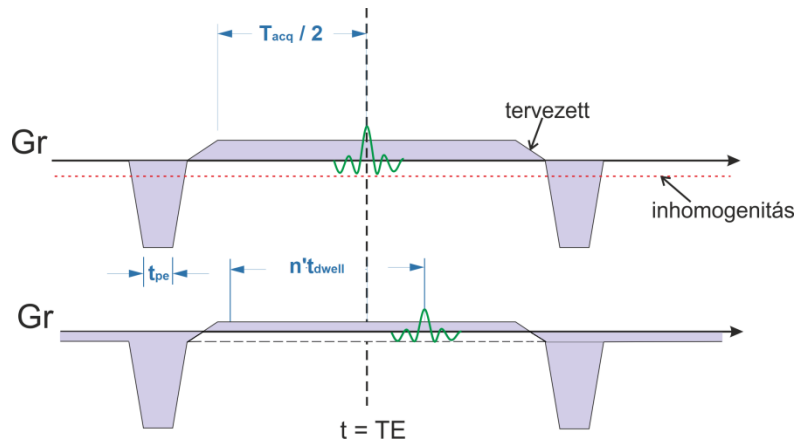
16. ábra: Egyensúly elérése 2 ppm inhomogenitásnak megfelelő, TR-enkénti azonos fázisfejlődés mellett, ha $T_1=40\text{TR}$ és $T_2=20\text{TR}$

Könnyen belátható, hogy az inhomogenitás jelenléte nem veszélyezteti az egyensúlyi állapot kialakulását (16. ábra), mert az ismétlési idő végéig felgyűjtött, és a gerjesztéskor invertálódott fázis a következő gerjesztésig teljesen refókuszálódik, hiszen az inhomogenitások időben nem változnak, összességében konstans fázisfejlődést eredményeznek egy ismétlési idő alatt (17. ábra). Így ugyanúgy végbemehet az ekhó formálás, legfeljebb az egyensúlyi jel módosul a homogén térben létrejövőhöz képest – az ábrán szemléltetett ekhó szétválás is ennek példája.



17. ábra: Az egyensúly beállításának bemutatása kiolvasó gradiensre felírt fázisdiagramon keresztül inhomogenitás jelenlétében (narancs) és anélkül (lila)

Az általam rögzített felvételeknél a térinhomogenitás esetleges jelenlétének elemzésében segítséget nyújtott a felvett nyers adat, azaz a k -tér elemzése. Első megközelítésben a tökéletlenségekre, mint lineáris háttér gradiensekre tekintettem. Abban az esetben, ha ténylegesen jelen van egy ilyen lineárisan változó tér (vagy B_0 külső tér helyfüggő változása), mellyel a szekvencia tervezésénél nem számoltam, akkor a kiolvasott ekhó középpontja el kell, hogy csússzon a középpontból, vagy a fenti ábrán szemléltetett módon szét kell, hogy váljon. Az elcsúszás mértéke megadja, hogy mekkora az a tér, ami jelen van. Az alábbi ábra felső sora mutatja azt a helyzetet, amire a szekvencia tervezve lett (inhomogenitás nélkül) és az alsó sora a valóságban előálló helyzetet az inhomogenitás jelenlétével. A kettő összehasonlításából az eltolódás mértékének ismeretében (n' a voxelek számában kifejezve) megadható a tervezettre ráülő G_i tér nagysága a kiolvasó gradiens mentén.



18. ábra: Inhomogenitás miatti ekhó-eltolódás szemléltetése

A korábban bevezetett jelöléseket használva az inhomogenitás mértéke a T_{nmr} -ben a gradiensek megadására használt mennyiségben (azaz a G_{max} %-ában) megadva:

$$G_i = \frac{G_{r,pre} \cdot (t_{pe} + t_{ramp}) + G_r \cdot (n' t_{dwell} + 0,5 \cdot t_{ramp} + t_{dgrad})}{(N_f/2 - n') t_{dwell} - TE} \quad (28)$$

Ez alapján kiszámolva az egyes esetekben adódó inhomogenitásokat úgy, hogy az első felvételen az ekhó közepe kiolvasó irányban 256-ból a 141. voxelbe, míg a második esetben 128-ból a 72. voxelbe esett, közel azonos értékeket kaptam, melyek az alábbi táblázatban szerepelnek.

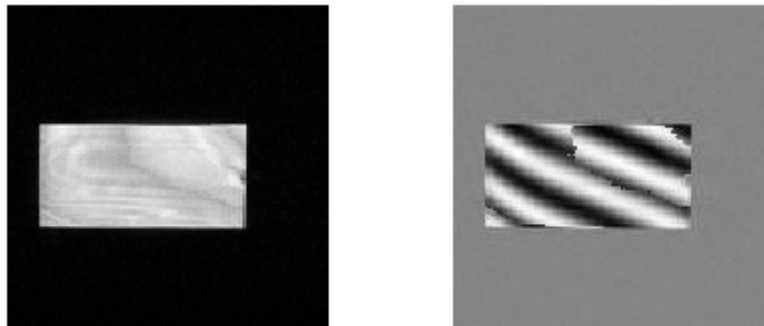
1. táblázat: Inhomogenitást leíró lineáris terek nagysága az elkészített két felvétel esetén

	n'	G_i [%]	G_i [$\mu T/mm$]
1. felvétel	141	-0,34	-1,46
2. felvétel	72	-0,41	-1,76

Összehasonlításképpen a bemutatott nagyobb felbontású kép (1. felvétel) készítésekor alkalmazott fáziskódoló gradiens maximális értéke 166,164 $\mu T/mm$, növelésének lépésköze 1,388 $\mu T/mm$ volt, míg ugyanezek a kisebb felbontás (2. felvétel) esetén 98,395 $\mu T/mm$ és 1,642 $\mu T/mm$ volt. Az inhomogenitásra kapott gradiensek nagyságrendben az alkalmazott fáziskódoló lépésközével egyeznek meg, azonban ezek a teljes TR idő alatt hatnak, nem csak a képpalkotó gradiensek jelenlétében. Így összességében a hatásuk a fáziskódoló gradiens maximális értékével is összemérhető, a fenti mérésekben annak negyede-ötöde.

Az inhomogenitás csak a kiolvasó irányban határozható meg ily módon, és ott is fenntartásokkal kell kezelni a kapott értékeket, mert lehetségesek más zavaró tényezők is, amik hatással vannak az ekhó helyére. Ilyen például, ha a spektrométer egyes eseményei nincsenek jól szinkronizálva, azaz a valóságban nem egyszerre történik az, ami a Tnmr szekvenciájában egy oszlopban jelenik meg; illetve ha az egyes rendszerelemek késleltetése helytelenül van beállítva. Így ha például az analóg-digitális konverter (ADC) nincs összhangban a többi eseménnyel, akkor az kihathat az adatgyűjtésre is. A felvételeim rögzítése során azt tapasztaltam, hogy az utolsó 4 mintavételezési pont minden esetben nulla volt, még a zaj sem jelent meg. Ez valamilyen belső, spektrométerbeli hibára utal, ami a jel eltolódását is okozhatja. Emiatt a fent számolt értékeket csak nagyságrendi közelítésnek tekinthetjük.

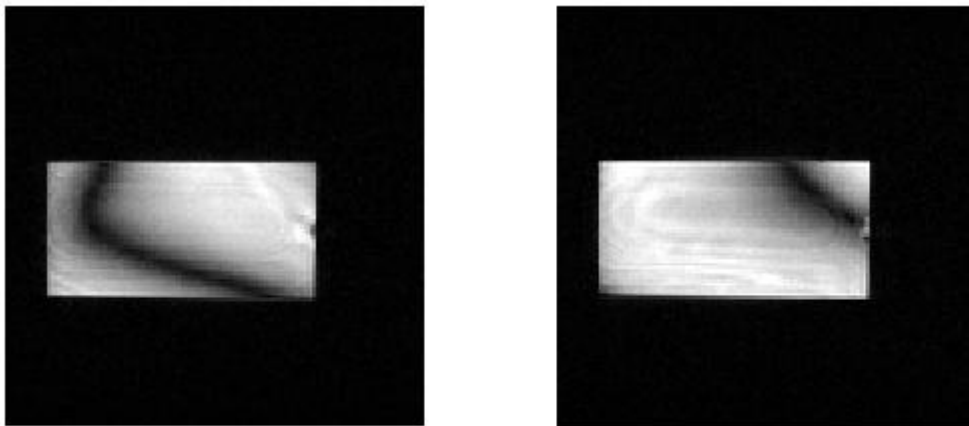
A fáziskódoló irányban jelenlévő inhomogenitás ahhoz vezet, hogy az adott fáziskódoló lépés nagysága megváltozik és a folytonos fázisfejlődés miatt a mintavételezés alatt folyamatosan változik. Mindez végeredményben azt eredményezi, hogy a kívánt k-térbeli útvonal frekvencia-kiolvasó vonala elmozdul a fázis-kódoló irány mentén és el is fordul. Ezek a hibák azonban a rekonstruált képen lineáris fázistolást, illetve elfordulást eredményeznek, melyek abszolút érték képen nem okoznak problémát csak fázisképen jelennek meg sávok formájában (19. ábra). A sávok száma megadja, hogy mennyi voxellel tolódik el az ekhó a középponthoz képest.



19. ábra: Fázis alternált és nem alternált felvételek alapján készült MIP abszolút érték (bal) és argumentum (jobb) kép

Az inhomogenitás jelenlétének azonban van egy szekvencia specifikus vonatkozása is, mely csak az egyensúlyi szekvenciák esetén jelenik meg. Már az elméleti bevezetőben is szó esett róla, ez a sávosság műterméke. Feltételezésem szerint ez felelős a 15. ábra képein

látható műtermékért. Az egyértelműen látszik, hogy a frekvencia – második fáziskódoló síkjában készült metszeten megjelenő hiba teljesen más, mint a felette bemutatott másik két képen látható műtermék. És az is igaz, hogy megjelenési módja hasonlít is a sávosság jelenségére, továbbá az is a feltételezésemet támasztja alá, hogy a műtermék súlyossága változik a két felvétel között. Hiszen a sávosság akkor jelenik meg, ha egy ismétlési idő alatt a nem kívánt fázisfejlődés eléri a 360° -ot. Abban az esetben, ha a fázisfejlődést az inhomogenitás miatt megjelenő tér idézi elő, ami a teljes vizsgálat alatt jelen van, akkor a fázis függ az ismétlési idő hosszától. Mivel a fenti két felvétel ismétlési ideje majdnem 1,5-ös szorzóban különbözik, így elvárható, hogy a sávosság jelensége sokkal erősebb legyen az első felvételen. A teljes bizonyosság érdekében egy kis henger fantomról készítettem újabb két felvételt, melyek a fentivel azonos beállítások mellett készültek csupán annyi különbséggel, hogy a gerjesztés fázisát az egyik esetben alternáltam, a másik esetben nem. A 3. ábra alapján elvártaknak megfelelően a sávok elcsúsztak egymáshoz képest (20. ábra), ezzel alátámasztva, hogy a képeken a sávosság műtermék jelent meg.



20. ábra: Kis henger fantomról készült felvételek fázisalternált és nem alternált esetben

Ez a felvételi módszer a két kép kombinálásával arra is alkalmas, hogy a műterméket nagy mértékben lecsökkentse. Erre azért van szükség, mert a jelenlévő inhomogenitások nem tekinthetőek lineárisnak és így a kalibrációkor elvégzett shimelés, a lineáris gradiens tér módosítása úgy, hogy a felvételben a lehető legkisebb legyen a tér tökéletlenségének hatása nem képes a magasabb rendű térfüggéseket is korrigálni. Emiatt csupán egy felvételtől nem szűrhetjük ki teljes mértékben a sávosság műtermékét, csak csökkenthetjük. A szakirodalomban a felvett képek többféle kombinálási módja is megjelenik [10], de ezek közül a gyakorlatban leggyakrabban használt a MIP (Maximum Intensity Projection)

módszere, ezért én is ezt alkalmaztam. Ennek lényege, hogy a két képet voxelről voxelre összehasonlítjuk és mindig a nagyobb értéket tartjuk meg. Az így készült kép látható a 19. ábra bal oldalán. Látható, hogy a módszer a sávosságát jól eltüntette, csak más típusú intenzitás ingadozások maradtak meg, melyek nem ennek a műterméknek a részei.

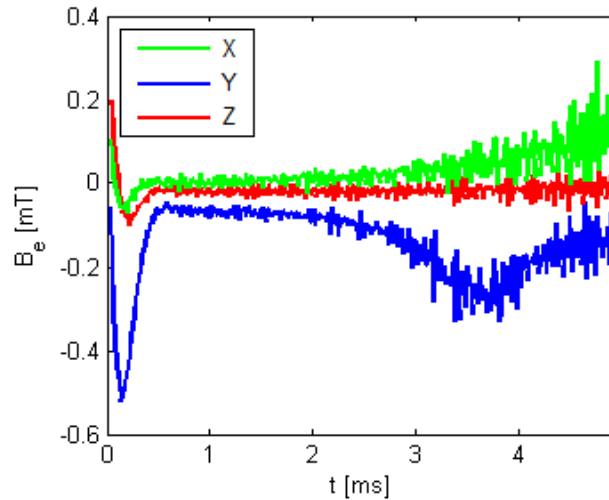
A fenti megfontolások alapján az „RF spoiling” mintázatot adó műtermék megjelenését még nem sikerült megmagyarázni, ezért az eddig még nem említett mágneses teret zavaró hatást, az örvényáramok keletkezését is figyelembe kell venni.

5.2.b. Örvényáramok jelenléte

A tekercs környezetében található vezetőkben a mágneses tér változásakor áram indukálódik, ami a keltő térváltozással ellentétes teret kelt (Lentz törvény). Pontos meghatározásához mérések szükségesek, mert mind az időbeli alakulása, mind a térfüggése berendezésre jellemző és nem általánosítható. Ezért annak érdekében, hogy egyáltalán kiderüljön, hogy a felvételeimnél zavarhat-e az örvényáram, elvégeztem egy gyors és egyszerű ellenőrző mérést. A mérés lényege, hogy egy kis homogén fantomot (az én esetemben erre legalkalmasabbnak a kis henger bizonyult) tetszőlegesen elhelyezve a látómezőben az egyik gradiens rákapcsolását követően kemény pulzussal gerjesztünk, majd kiolvassuk a jelet további gradiens alkalmazása nélkül. Az így kapott FID jel fázisa tartalmazni fogja az örvényáram miatt keletkezett fázist és az inhomogenitások hatását is egyszerre. Annak érdekében, hogy tisztán az örvényáram hatását vizsgálhassuk a fenti mérést el kell végezni ellentétes előjelű gradienssel és a két jelet ki kell vonni egymásból [4].

$$\frac{\Phi_+(t) - \Phi_-(t)}{2} = \gamma \int_0^t B_e(\underline{r}, t') dt' \quad (29)$$

A mért fáziskülönbség idő szerinti deriváltja a fenti összefüggés értelmében arányos lesz az örvényáram keltett mágneses térrel (B_e). Nekem csak arra volt lehetőségem, hogy az időfüggést kimérjem, a térfüggés meghatározásával már nem foglalkoztam. Megvizsgáltam, hogy azonos nagyságú gradiensok a mágnes koordináta-rendszere által meghatározott három különböző irányban (Z a tekercs tengelyének az iránya, ami merőleges Y tengelyre, az állandó mágneses tér irányára) alkalmazva mennyire eltérő hatást keltenek.



21. ábra: Örvényáram által keltett mágneses tér időbeli alakulása a három gradiens irány mentén

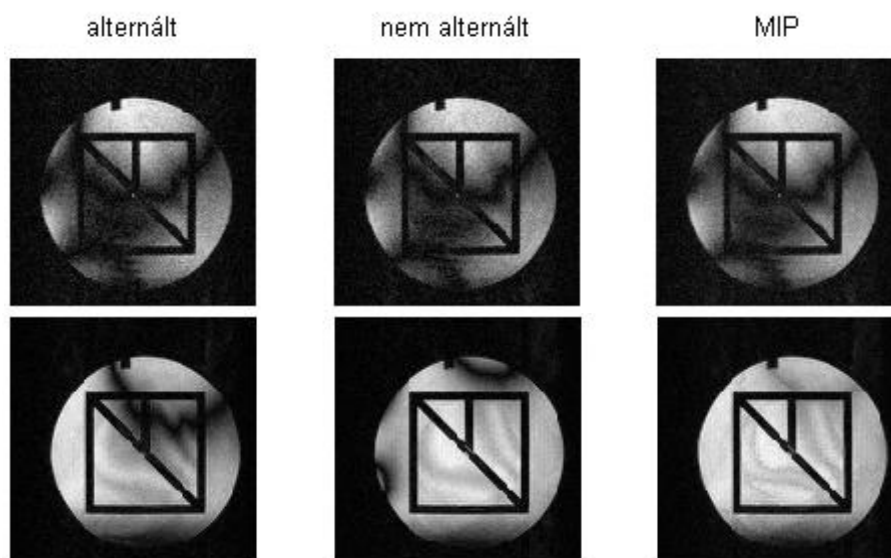
A 21. ábra grafikonján szereplő $t=0$ időpillanat a gradiens lekapcsolását követi 210 μs -mal (100 μs a gradiens és a gerjesztés között, 50 μs -os gerjesztés és további várakozás). A mérési eredményből az látszik, hogy két irány mentén közel azonos a keltett tér, míg a harmadik irányban, B_0 mentén jóval nagyobb. Mindezt összevetve a mágnes geometriájából adódó megfontolásokkal jó egyezést kapunk, hiszen a szimmetria ott is a mágneses tér irányára merőleges irányok között teljesül. A mágnes koordinátákat összekapcsolva az alkalmazott gradiensek irányával, megállapítható, hogy az első fáziskódoló felel meg az Y iránynak, a második fáziskódoló a Z iránynak és a kiolvasó irány pedig az X. Az Y, azaz az első fáziskódoló irányában tapasztalt nagyobb tér megjelenése magával vonhatja a műtermékek keletkezését a képen.

Az örvényáram által keltett mágneses tér változását két fő típusra bonthatjuk szét, egy tér gradiensre ($\Delta G(t)$) és a külső állandó teret módosító térre ($\Delta B_0(t)$) [11]. Ha ezeknek a potenciális hatását tekintjük az első fáziskódoló gradiensre nézve ez annyiban tér el az inhomogenitásnál tárgyaltaktól, hogy a térváltozás nem állandó időben, hanem lecsengése van. Ráadásul az indukált örvényáram nagysága függ az alkalmazott gradiens nagyságától, azon keresztül, hogy a szekvenciámban a gradiens felfutási ideje állandó 200 μs -on van tartva. Így az egyensúlyi állapotot az zavarhatja meg a leginkább, ha egymást követő gerjesztések között lényegesen eltér az örvényáram jelenlétével keltett fázisfejlődés. Ez akkor a legvalószínűbb, ha egymás utáni fázislépések gradiensai annyira eltérnek egymástól, hogy az általuk keltett ΔB_0 is jelentősen eltér. Amiatt, hogy ez a jelenség az első fáziskódoló mentén

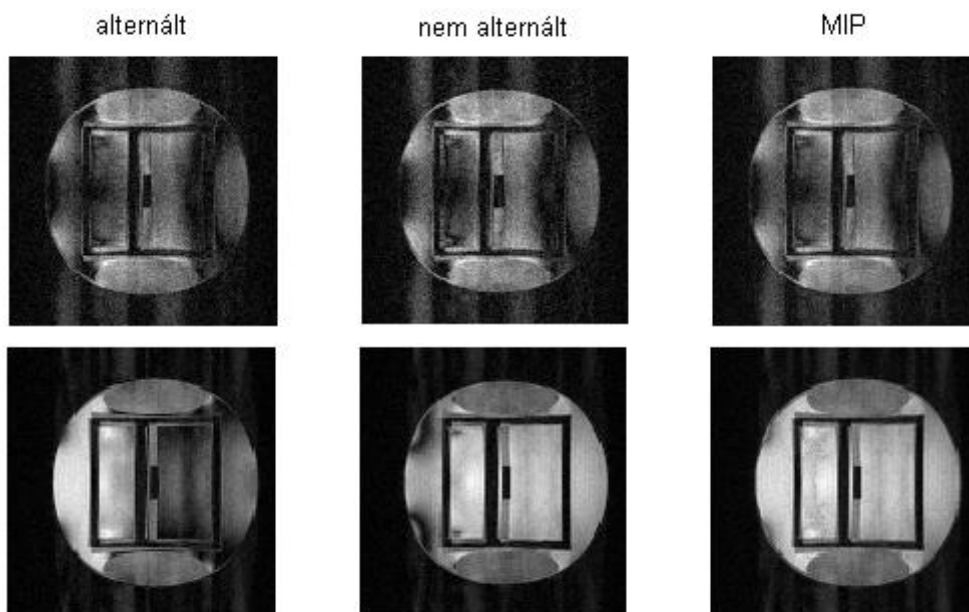
jóval erősebbnek tűnik (mind a tapasztalt műtermékek, mind a mért örvényáramok alapján), logikusnak tűnik a zavar csökkentése azzal, hogy az egymást követő gerjesztésekhez tartozó gradiensek eltérést minimalizálni próbáljuk, még hozzá szem előtt tartva azt, hogy az Y irány mentén több idő szükséges a lecsengéshez. Mindennek a fényében, a 9. ábra sémáján bemutatott mintavételezési sorrendet úgy módosítottam, hogy egy kiolvasó sor után a római számmal jelölt irányban történt a léptetés, majd csak ezután az arab szám irányában (I.1 – II.1 – III.1 – ... – I.2 – II.2 – ... a sorok sorrendje). Ez a Tnmr szekvencia nyelvén azt jelentette, hogy az első fáziskódoló léptetését nem a második, hanem a harmadik dimenzióban valósítottam meg, a második fáziskódoló léptetését a második dimenzióban. Így az Y irány menti gradiens csak a mintavételezési pontok számával megegyező gerjesztés után változtatott értéket, lehetőséget hagyva az újabb egyensúly felépülésére.

5.3. Fáziskódolók sorrendjének felcserélése

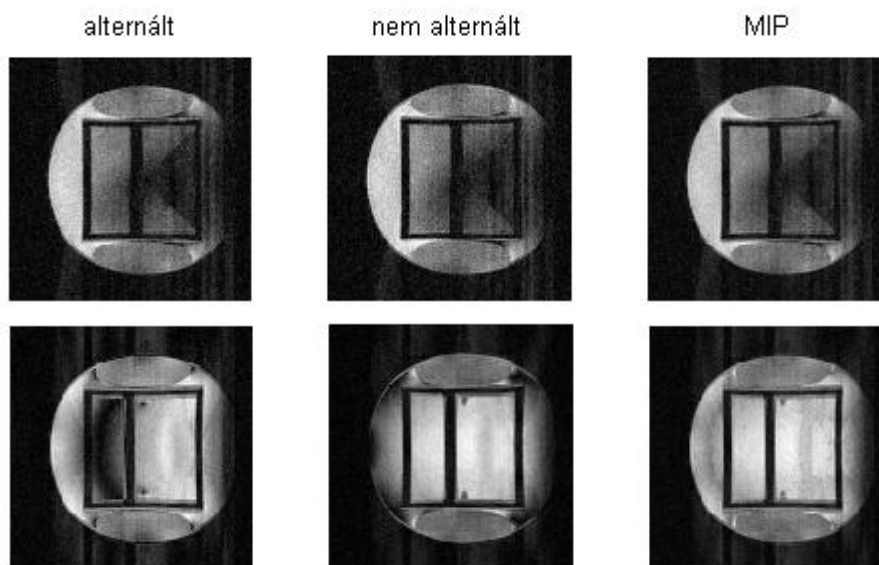
Pusztán a fáziskódolók léptetési sorrendjének fent bemutatott módosításával nagymértékű javulás érhető el képminőségben, amint ez az alábbi képeken is látszik.



22. ábra: Második fáziskódoló és kiolvasó menti középső szelet fázis alternált, nem alternált és MIP képe különböző átlagolási idők mellett (fent $t_{\text{dwell}} = 5\mu\text{s}$, lent $t_{\text{dwell}} = 15\mu\text{s}$)



23. ábra: Első fáziskódoló és kiolvasó menti középső szelet fázis alternált, nem alternált és MIP képe különböző átlagolási idők mellett (fent $t_{\text{dwell}} = 5\mu\text{s}$, lent $t_{\text{dwell}} = 15\mu\text{s}$)

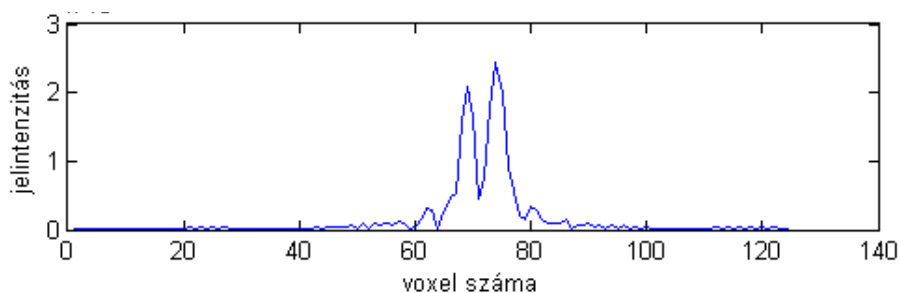


24. ábra: Első és második fáziskódoló menti középső szelet fázis alternált, nem alternált és MIP képe különböző átlagolási idők mellett (fent $t_{\text{dwell}} = 5\mu\text{s}$, lent $t_{\text{dwell}} = 15\mu\text{s}$)

Azonban az is látszik, hogy az első fáziskódoló mentén még mindig jelen van valamilyen lineáris fázistolást előidéző körülmény, amely azt eredményezi, hogy a rekonstruált képen az eredeti objektum kisebb intenzitással és eltolva többszörösen is megjelenik a háttérben

elmosást eredményezve. Ráadásul a nagyobb problémát az jelenti, hogy az objektum tükrözve is megjelenik önmagán, ami abból észlelhető, hogy a fantomban található buborék mindkét oldalon (az alján és a tetején is) megtalálható például a 24. ábra képein. Ezt az kell, hogy okozza, hogy a Fourier-térben a jel ellentétes fázissal is megjelenik, így egy tükrözött képet hozva létre a transzformáláskor.

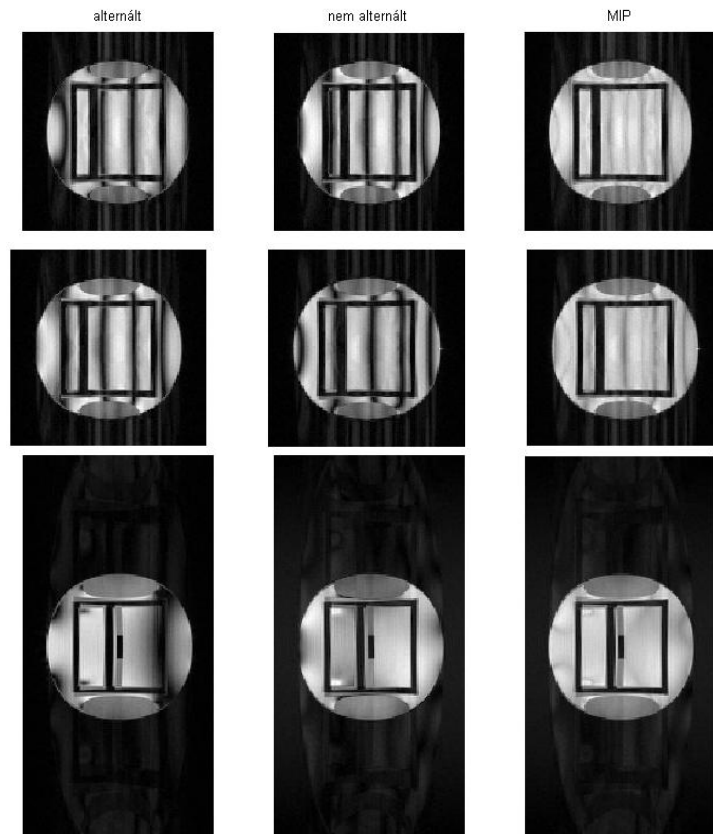
Ennek pontos okára nem sikerült rájönnöm, de lehetséges, hogy köze van ahhoz, hogy a k-térben az egy ekhó helyett két szétvált ekhó figyelhető meg (25. ábra). Ez úgy lehetséges, hogy a kiegyensúlyozás feltétele nem teljesül, ami maga után vonja azt is, hogy a FID és ekhó jel nem esik egybe.



25. ábra: K-tér azon frekvenciavonala, ahol a maximális jel található

A 24. ábra képeinek jobb szélén az is megfigyelhető, hogy a frekvencia kalibrálása nem volt teljesen tökéletes, mert az objektum szélén lecsökkent az intenzitás. Ez a hiba könnyen elkerülhető, csak arra kell figyelni, hogy minden mérés előtt a frekvencia kalibráló szekvencia is lefusson. Ezért célszerű a két szekvenciát (kalibráló és képalkotó) kötelező érvényűen összekötni és csak együttesen engedni használni.

A fenti képeken az is megfigyelhető, hogy az elméletileg ugyanarról a szeletről készült felvételek mégsem egyeznek meg, a középső szeletek helye el van tolódva a frekvenciakódoló irányban. Ám ez önmagában nem zavaró jelenség, csupán jelenlétével mutatja, hogy egy minimális fázisváltozás volt a Fourier-térben.

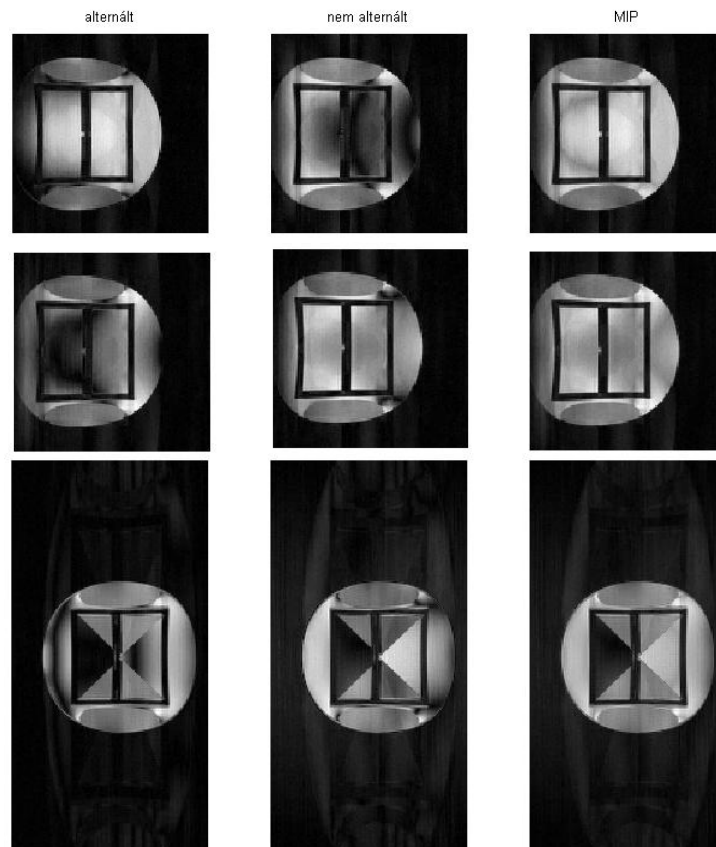


26. ábra: Soronként láthatóak az 1., 2. és 3. technikával készített első fázis - frekvencia kódolás menti középső szeletek fázis alternálás, alternálás és MIP kép esetén

Kérdéses volt még, hogy a fáziskódolók cseréjével ténylegesen sikerült-e kiküszöbölni az örvényáramok kártékony jelenlétét, ezért elvégeztem néhány további vizsgálatot. Abból indultam ki, hogy a képpalkotás szempontjából az a legkárosabb, ha az egymás utáni sorok kiolvasása során a gradiensek nagyságát változtatják és ezáltal az örvényáram miatti fázisfejlődés is. Ezért igyekeztem olyan mérési körülményeket kitalálni, melyek során a többi hatást (például az inhomogenitások jelenlétével járó fázisfejlődés) nem, csak a gradiens lépések nagyságát változtatom.

Elsőként a mintavételezés sorrendjét változtattam meg a lineáris módról (1. technika) áttérve az úgynevezett centrikus módra. Ennek lényege, hogy a fáziskódoló lépések a k -tér közepéről indulnak és felváltva lépnek egyet a negatív, egyet a pozitív irányba fokozatosan haladva kifelé. Az eredmény az lesz, hogy a gradiensek nagysága fokozatosan nő, azonban az előjel váltás miatt ez nagy gradiens változásnak hat egyik lépésről a másikra. Mindezt a gradiensek nagyságának a csökkentésével is elérhetjük a fordított centrikus mintavételezésen

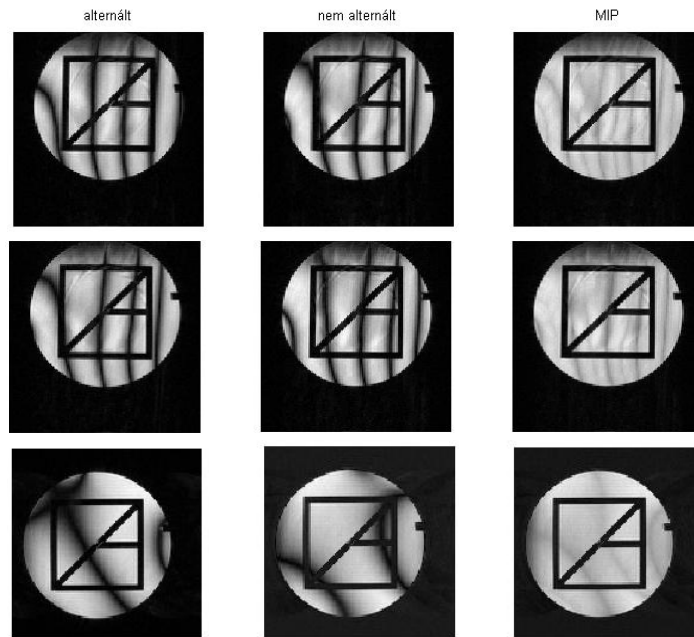
keresztül, ha a k-tér széléről haladunk a közepe felé a két féltér között ugrálva (ez az 2. technika). A másik módszerként az első fáziskódoló irányában a látómezőt a kétszeresére növeltem a felbontás megtartása mellett (3. technika). Ennek eredményeképpen a fáziskódoló gradiens értéke nem változott, de a lépésköz a felére csökkent.



27. ábra: Soronként látható az 1., 2. és 3. technikával készített első - második fáziskódolás menti középső szeletek

A három különböző technikával készült felvétel rekonstruálásával kapott szeletek közül bemutatom a látómező közepén találhatóakat mindhárom metszeti irány mentén (26. ábra - 28. ábra), mind fázis alternált, nem alternált és a belőlük nyert MIP kép esetén.

A képek tanulmányozásával megállapítható, hogy a legjelentősebb különbség köztük a 3. technika alkalmazása esetén tapasztalható sávosság műtermék csökkenése. Így a kontraszt kismértékű csökkenése, valamint a felvételi idő hosszabbodása árán, de a felbontás megtartása mellett a sávosság csökkenthető volt. Lényegi eltérést az első két technika között nem tapasztaltam, amiből azt állapítottam meg, hogy a fáziskódolók cseréjével a keletkezett örvényáram változás kezelhetővé vált.



28. ábra: Soronként látható az 1., 2. és 3. technikával készített második fázis - frekvencia kódolás menti középső szeletek

5.4. Frekvenciakódoló sorok átlagolása

A képtükrözés jelenlétét sikerült oly módon eltüntetnem, hogy az egyes fáziskódoló léptetések előtt minden kiolvasott frekvenciakódoló sort egy újabb, azonos gerjesztést követően kiolvastam, majd az így mért két adatsort összeadtam. Így módosult a gerjesztő pulzus fázisciklusa ($0^\circ, 180^\circ$) periodikus változtatásáról ($0^\circ, 0^\circ, 180^\circ, 180^\circ$) ciklusra. Ezzel azonban már nem maradhatott fenn az egyensúlyi állapot, mert a gerjesztés fázisa nem lineáris függvénye a gerjesztések számának. Ezt támasztja alá az is, hogy eltűnt a korábbi képeken jelenlévő sávosság, illetve az is, hogy a fázisciklus eltávolításával, de az átlagolás megtartásával mind a sávosság, mind a tükrözés műterméke jelen volt. Így felmerül a kérdés, hogy milyen típusú képalkotást valósít meg ez a módosított szekvencia?



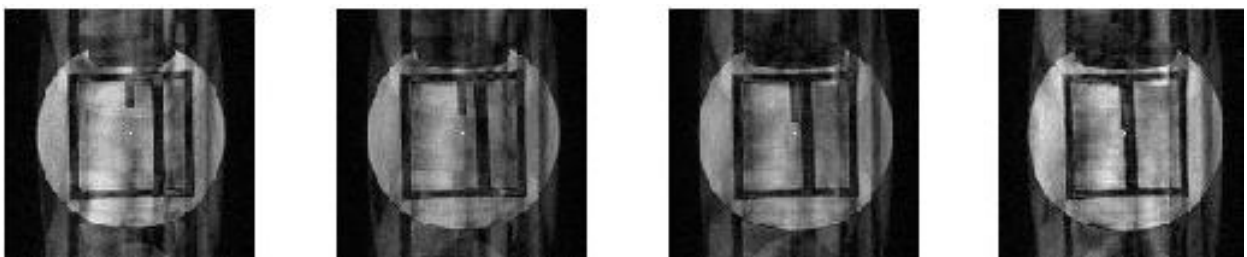
29. ábra: Kiolvasó sorok átlagolásával nyert metszetképek mindhárom irány mentén (1. fázis – frekvencia; 1.– 2. fázis; 2. fázis – frekvencia kódoló) a térfogat közepéről 2 mm-nyi távolságban egymástól

Az, hogy az egyensúly megszüntetésével a tükrözés megszüntethető arra enged következtetni, hogy az egyensúlyi állapot kialakulásakor jelenlévő zavar okozza a tükörkép megjelenését. A zavaró hatás eredetének pontos meghatározásáért azonban további vizsgálatok szükségesek.

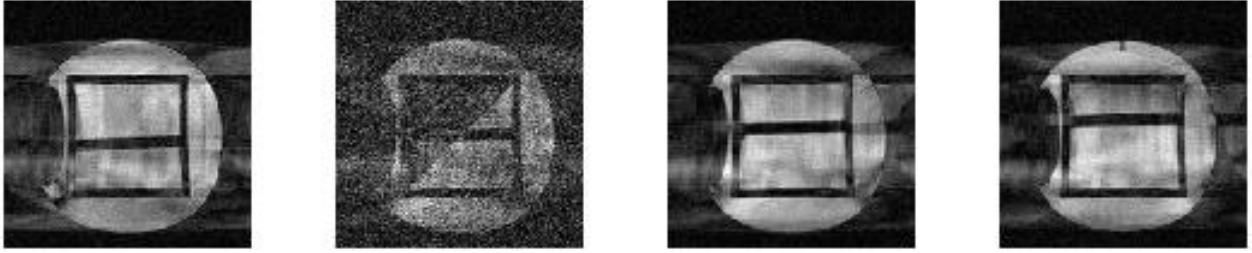
5.5. Rekonstrukció lépéseinek tesztelése

A 4.3 alfejezetben bemutatott rekonstrukciós lépések hasznosságának tesztelése nem lehetett teljes körű amiatt, hogy a képek műtermékekkel terheltek és így nem végleges formájúak, a gyakorlatban még nem jól használhatóak. Ennek ellenére, a leginkább sikerültnek tekinthető felvételen megvizsgáltam, hogy észlelhető-e változás a rekonstrukció minőségében az újabb lépések bevonásával. Az eddig bemutatott képek a nyers mérési adat módosítása nélkül, pusztán a Fourier transzformálás és a fázistolás elvégzésével készültek.

Az alapvonal levonás megvalósításakor szembesültem azzal a problémával, hogy a k -tér középvonalaiban a jel annyira kiszélesedik, hogy nem teljesül az a kritérium, hogy csak a háttér jelét mérjük. Emiatt nem állapítható meg helyesen az összes adatsoron, hogy mi a levonandó DC érték, hanem abba az értékbe értékes jel is belekerül. Ez a rekonstruált képen újabb műterméket okoz a 30. ábra képeinek közepén látható fényes voxel formájában, amely további sokkal súlyosabb hibákhoz vezethet, ha például a nullákkal való kitöltés használatával interpolációt akarnánk végrehajtani. Ekkor ugyanis a térfogat közepénél interpolált szelet sokkal zajosabb lesz, mint amit megengedhetünk.

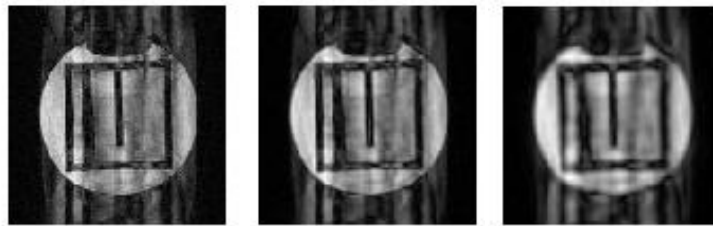


30. ábra: Alapvonal levonás hatása a rekonstrukcióra



31. ábra: Alaplevonást követő nullákkal való kitöltés hatása a rekonstrukcióra

Ameddig ezen hibák nem küszöbölhetőek ki, addig az alapvonal levonást, mint rekonstrukciós lépést elvettem és nélküle vizsgálom a további lépések hatását. A nullákkal való kitöltés és az ablakolás is az elvárásoknak megfelelő eredményt adta, az előbbi hatására úgy nőtt a felbontás, hogy a jelzaj viszony változatlan maradt, míg az utóbbi hatására simítást tapasztaltam (32. ábra).



32. ábra: Ablakolás hatása a rekonstruált képre ($k_c=k_{max}$; $k_c=0,4 \cdot k_{max}$; $k_c=0,2 \cdot k_{max}$)

Az implementált szekvencia jelen állása mellett a leghasznosabbnak a három lépés közül a nullákkal való kitöltés bizonyult, mert segítségével a felvétel paramétereinek megtervezésekor számolhatunk azzal, hogy majd a rekonstrukcióval legfeljebb kétszeres, látszólagos felbontás-növelést érhetünk el. Az ablakolás haszna korlátozott, tekintve, hogy az a Gibbs gyűrűk eltávolítására alkalmas, míg a szekvenciám által készített képeken ennél sokkal súlyosabb műtermékek jelennek meg, melyek eltávolításában nem segít. Így csak a felbontás romlása érzékelhető az előnyei nélkül.

6. Konklúzió és kitekintés

Diplomamunkám során a Mediso Kft. által rendelkezésemre bocsátott preklinikai MRI berendezés szekvencia-készletét bővítettem egy általam kiválasztott vizsgálati típussal. A választáskor szem előtt tartott követelményeknek (gyorsaság, gyakorlati haszon) a

kiegyensúlyozott egyensúlyi gradiens echo (bSSFP) szekvencia felelt meg leginkább, ezért ennek az implementálása lett a cél.

A diplomamunkám két fő egységre tagolható, az implementálási szakaszra és az elérhető képminőség javításának a szakaszára. Az implementálás során megismerkedtem a rendelkezésemre álló berendezéssel és az azt vezérlő szoftverek működésével és programozásával annak érdekében, hogy önállóan megvalósíthassak egy új szekvenciát. A megvalósítás során elsőként létrehoztam a spektrométert vezérlő Tnmr programban a szekvencia eseményeinek láncolatát, majd a felhasználói felület megalkotásával és a háttérben számoló makrók megírásával könnyebben kezelhetővé vált a szekvencia paramétereinek tetszőleges állítása. Végül megalkottam a rekonstrukciós kódot Matlab használatával. Mindezek együtteseként már lehetőségem volt a bSSFP szekvenciával történő képképzésre és a keletkezett képek elemzésére.

A bSSFP szekvencia sajátossága, hogy a gerjesztések között kiegyenlített gradiensok olyan egyensúlyi állapotot idéznek elő, melyben a stimulált ekhók egy időben jelennek meg és koherensen összeadódnak. Ezáltal a többi egyensúlyi GRE szekvencia során kinyerhető jelnél jóval nagyobb jelet hozva létre. Azonban emiatt a szekvencia és a keletkezett jel rendkívül érzékeny lesz a mágneses tér és a gradiensok hibáira, a legkisebb kiegyenlítetlenség is az egyensúlyi jel módosulását eredményezi. Ez a nagy érzékenység megköveteli, hogy a gerjesztő rádiófrekvenciás pulzus által létrehozott szeletprofil a lehető legideálisabb legyen. Ezért a gerjesztés megválasztásához meghatároztam a rendelkezésemre álló pulzusokkal elérhető szeletprofilokat. A számolásokat a kemény pulzusú közelítés felhasználásával végeztem el, majd a négyszög függvényre leginkább hasonlító profilt adó gerjesztést választottam a bSSFP szekvencia gerjesztő pulzusának.

Az implementált bSSFP szekvenciával készült első képek többféle műterméssel is terhelték voltak, melyek olyan fázisfejlődések jelenlétére utaltak, amik az ideális képképzésben nem szerepelnek. Egyrészt megjelent a képeken a sávosság műterméke, mely az egyensúlyi szekvenciákra jellemző műtermék. A mágneses tér inhomogenitása okozza, melyet a lineáris shim rendszer nem tud korrigálni. Nagy mértékben lecsökkenthető a jelenléte azzal, ha különböző körülmények között készült felvételeket kombinálunk. Mindezt én is megtettem, a fázisalternált és nem alternált gerjesztésekkel készült két képet MIP módszerrel összefésültem. Eredményként a sávosság jelenléte jelentősen lecsökkent, de teljes homogenitást nem sikerült elérnem.

Ezen felül egy „RF spoiling” mintázatot adó műtermék is megjelent, melynek háttérben egy gerjesztésről gerjesztésre változó mértékű fázisfejlődés áll. Ezt nagy valószínűséggel a gradiensek keltette örvényáramok okozzák, melyek arányosak a fáziskódoló gradiens nagyságával, és így gerjesztésről gerjesztésre különbözöek. Ennek igazolására kimértem az egyes irányokban keltett örvényáram-terek nagyságát, amiből látszik, hogy a külső mágneses tér irányába jelentősen nagyobb teret kelt az örvényáram. Mindez összhangban van azzal, hogy a műtermék az első fáziskódoló mentén (külső mágneses tér irányában) jelenik meg és a második fáziskódoló mentén nem. Ezt az eredményt felhasználva a képen megjelenő műtermék csökkentése érdekében a fáziskódolók léptetésének sorrendjét felcseréltem, ezzel biztosítva, hogy ne gerjesztésről gerjesztésre, hanem szeletről szeletre jöjjön létre a fázisfejlődésbeli változás.

A fáziskódolók sorrendjének felcserélésével sikerült az „RF spoiling” mintázatot adó műterméket eltüntetni, azonban teljesen nem szüntette meg az első fáziskódoló mentén jelenlévő plusz fázisfejlődést és az általa okozott zavart. Ugyanis a képeken megjelenik az objektum tükrözött képe is, aminek a pontos okára nem sikerült rájönnöm. Annyi bizonyos, hogy az egyensúlyi állapot ideálshoz képesti módosulása okozza, mert az egyensúly megszüntetésével a tükrözés is megszűnik.

A szekvencia gyakorlatban történő használatához elengedhetetlenül szükséges, hogy a létrejövő örvényáramokat, illetve a hatásukat teljesen eliminálni tudjuk. Ez a diplomamunkám során csak részben sikerült, ezért további kifinomultabb módszerek alkalmazása szükséges. Az örvényáramok kiküszöbölése megoldható összetettebb kalibrálást igénylő módszerrel, melynek lényege, hogy a keletkezett örvényáramok pontos időbeli és térbeli lefutásának ismeretében olyan gradiens alakok tervezhetőek, melyek a keletkezett örvényáramokat eltüntetik. Ennek a módszernek az implementálása azonban már túlmutat a jelen dolgozat keretein.

7. Irodalomjegyzék

- [1] A pictorial description of steady-states in rapid magnetic resonance imaging, K. Scheffler, Concepts of Magnetic Resonance Imaging, 291-304 (1999).
- [2] Magnetic Resonance Imaging – Physical principles and sequence design, E. M. Haacke, John Wiley & Sons Inc., 1999.
- [3] Spoiling of transverse magnetization in steady-state sequences, Y. Zur et al, Magnetic Resonance in Medicine 21, 251-263 (1991).
- [4] Handbook of MRI pulse sequences, M. A. Bernstein et al, Elsevier Academic Press (2004).
- [5] An analytical solution for the SSFP Signal in MRI, W. Hanicke et al, Magnetic Resonance in Medicine 49, 771-775 (2003).
- [6] Is TrueFISP a gradient-echo or a spin-echo sequence?, K. Scheffler et al, Magnetic Resonance in Medicine 49, 395-397 (2003).
- [7] Principles and applications of balanced SSFP techniques, K. Scheffler and S. Lehnhardt, European Radiology 13, 2409-2418 (2003).
- [8] Factory Acceptance Test, Aspect
- [9] Effect of windowing and zero-filled reconstruction of MRI data on spatial resolution and acquisition strategy, M. A. Bernstein et al, Journal of Magnetic Resonance Imaging 14, 270-280 (2001).
- [10] Nonlinear averaging reconstruction method for phase-cycle SSFP, A.M. Elliott, M. A. Bernstein et al, Magnetic Resonance Imaging 25, 359-364 (2007).
- [11] Analysis and Compensation of Eddy Currents in Balanced SSFP, O. Bieri et al, Magnetic Resonance in Medicine 54, 129-137 (2005).

8. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretném megköszönni témavezetőmnek, Nagy Kálmánnak a munkámmal kapcsolatos hasznos észrevételeit, és értékes javításait. Továbbá köszönettel tartozom a Mediso Kft. dolgozóinak a rendelkezésemre bocsátott berendezésért, a méréseimkor tanúsított alkalmazkodóképességükért és tanácsaikért.

9. Függelék

Aspect kínálatában szereplő szekvenciával készített előnézeti kép a minőségellenőrző gömb fantomról, mind a három irányban készített szeletek bemutatásával:

