



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO MATEMATIČKI FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



**Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu**

-master rad-

Mentori: Prof.dr Jovana Nikolov

Prof.dr Olivera Nikolić

Kandidat: Molnar Una 345M/18

Novi Sad, oktobar 2019

*Ovim putem želim da se zahvalim svojim mentorkama Prof.dr Jovani Nikolov i Prof.dr Oliveri Nikolić na strpljenju, motivaciji, podršci i pomoći tokom izrade ovog rada.*

*Zahvaljujem se Prof.dr Viktoru Tilu bez čije pomoći izrada ovog rada ne bi bila moguća.*

*Veliko hvala mojoj porodici koja sve ove godine veruje u mene i pruža mi neizmernu ljubav, razumevanje i podršku.*

*Una Molnar*

## Sadržaj

Uvod.....	4
Glava 1 .....	5
Od protona do MR slike.....	5
Fizičke osnove generisanja MR signala.....	5
Prostorno kodiranje .....	7
k-prostor i njegove karakteristike .....	16
Prostorna rezolucija 2D slike (korelacija sa k-prostorom) .....	22
Glava 2 .....	27
Tehnike ubrzanja MRI akvizicije.....	27
Parcijalna akvizicija i ne-Dekartove šeme uzorkovanja .....	27
Keyhole imidžing .....	29
Paralelni imidžing .....	30
<i>Compressed sensing</i> .....	34
Glava 3 .....	35
Compressed SENSE (CS) .....	35
Uslovi za primenu <i>compressed SENSE</i> tehnike u MR imidžingu .....	35
Glava 4 .....	40
Eksperimentalni deo rada: Evaluacija uticaja <i>compressed SENSE</i> faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu .....	40
Akvizicija podataka .....	40
Evaluacija MR slika .....	43
Rezultati .....	43
Diskusija .....	52
Glava 5 .....	54
Zaključak.....	54
Reference .....	55

## Uvod

Magnetno-rezonantni imidžing (MRI) predstavlja biomedicinski modalitet koji osim što ne podrazumeva upotrebu jonizujućeg zračenja, pruža odličan kontrast mekih tkiva ljudskog organizma te ima široku primenu u prikazu finih struktura, funkcija i metabolizma organa od interesa [1]. Odlična prostorna rezolucija, mnoštvo mehanizama za dobijanje različitih vrsta kontrasta koji omogućavaju karakterizaciju tkiva, kao i napredne tehnike mapiranja fizioloških funkcija, razlozi su zbog kojih MR imidžing predstavlja najznačajniji modalitet neuroimidžinga. Uprkos mnogim prednostima MR neuroimidžinga, dugo vreme akvizicije ograničava kliničku upotrebu, posebno kod nestabilnih i pedijatrijskih pacijenata. Zbog dugih listi čekanja, ograničenog komfora za pacijenta tokom pregleda, ekonomskih pritisaka i potreba za boljom rezolucijom slike, bez daljeg produženja vremena, još od uvođenja MRI-a kao modaliteta aktivno se radi na tehnikama koje će omogućiti kraće vreme akvizicije uz zadržavanje optimalnog kvaliteta slike [2]. Na vreme trajanja MR akvizicije u mnogome utiče broj tačaka uzorkovanja k-prostora, način na koji se vrši uzorkovanje kao i metoda rekonstrukcije MR slike. Finalni izgled slike rezultat je kompromisa između brzine akvizicije, prostorne rezolucije, odnosa signala i šuma – SNR (*Signal – to – Noise Ratio*) i artefakata slike [3]. Uz hardverska unapređenja MR skenera kao i unapređenja dizajna pulsnih sekvenci, razvile su se MRI tehnike ubrzavanja akvizicije koje se zasnivaju na parcijalnom popunjavanju k-prostora koje sve više pronalaze širu upotrebu [4]. Dve glavne kategorije ovih tehnika uključuju paralelni imidžing (PI) [5,6] i *compressed sensing* (CS) koje se zasnivaju na različitim rekonstrukcionim ograničenjima u cilju ubrzavanja akvizicije [7]. Kombinacija ove dve tehnike vodi ka faktorima ubrzanja akvizicije koji prevazilaze one koji se mogu postići u okviru ovih tehnika zasebno. Tehnika ubrzavanja koja podrazumeva kombinaciju paralelnog imidžinga i *compressed sensing* tehnika naziva se *Compressed SENSE*.

U ovom radu biće opisane tehnike ubrzavanja MR akvizicije parcijalnim popunjavanjem k-prostora sa posebnom pažnjom posvećenom *compressed SENSE* tehnici i njenom uticaju na dijagnostički kvalitet finalne MR slike.

Akvizicije za dobijanje MR slika prikazanih u rezultatima eksperimentalnog dela ovog rada, izvedene su u Centru za radiologiju, Kliničkog Centra Vojvodine u Novom Sadu na skeneru Philips Ingenia, sa jačinom spoljašnjeg magnetnog polja 3T.

## Glava 1

### Od protona do MR slike

Za kasnije lakše razumevanje tehnika parcijalnog popunjavanja k-prostora, u ovom delu rada biće predstavljen kratak osvrt na proces dobijanja MR slike.

#### Fizičke osnove generisanja MR signala

U osnovi nuklearne magnetne rezonance, kao veoma značajnog dijagnostičkog modaliteta, nalazi se spin kao jedno od osnovnih svojstava atoma i njegove magnetne osobine. Zahvaljujući tome što se ljudski organizam sastoji od veoma velikog broja vodonikovih atoma, primenom fundamentalnih fizičkih zakona uz tehnike inženjerstva, matematičkih metoda i mnogobrojnih danas dostupnih softverskih dostignuća moguće je uspešno dobiti detaljan uvid kako u anatomiju tako i u fiziološke funkcije ljudskog tela.

Izlaganje nukleona vodonikovih atoma statičkom magnetnom polju određene jačine, usled interakcije magnetnih momenata jezgra i spoljašnjeg magnetnog polja, dovodi do toga da nukleoni vrše precesiono kretanje frekvencijom koja je jednaka Larmorovoj frekvenciji:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad 1.1$$

$$2\pi f_0 = \gamma B_0 \quad ili \quad f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 \quad 1.2$$

$\omega_0$  – ugaona frekvencija precesije [rad/s]

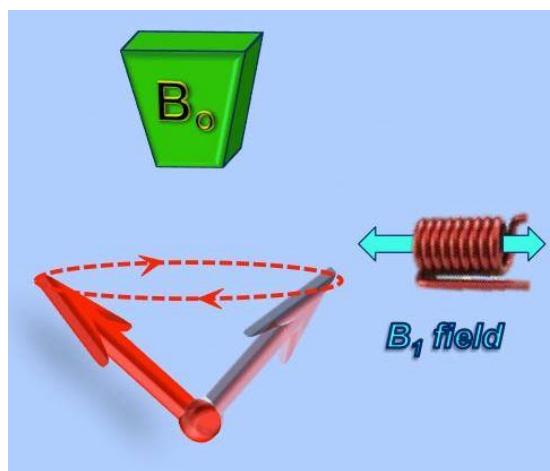
$B_0$  – magnetna indukcija primjenjenog spoljašnjeg polja

$\gamma$  – žiromagnetni odnos,  $\gamma = \mu/I$ .

Postavljanjem pacijenta u magnetno polje i posledično odgovarajućom orijentacijom vektora magnetnih momenata jezgara atoma, u telu pacijenta doći će do uspostavljanja ukupnog vektora magnetizacije tj. dolazi do stvaranja unutrašnjeg magnetnog polja. Rezultujuća magnetizacija paralelna je sa spoljašnjim magnetnim poljem, te se naziva longitudinalna magnetizacija. Manipulacijom ukupnog vektora magnetizacije dobija se merljiv NMR signal. No, osim generisanja samog signala potrebno mu je pridružiti i odgovarajuću prostornu karakteristiku koja će kasnije obezbediti informaciju o mestu sa kojeg je signal potekao. Kako generisanje slike u MR dijagnostici nije direktni rezultat atenuacije kao što je to slučaj kod kompjuterizovane tomografije ili rendgenskog snimka, celokupan MR signal prvobitno biva pohranjen u k-prostor Furijeovom transformacijom iz kojeg se dalje inverznom Furijeovom transformacijom koristi za formiranje finalne MR slike.

U stanju termalne ravnoteže vektor magnetizacije uspostavljen izlaganjem pacijenta statičkom magnetnom polju, konstantnog je intenziteta. Da bi vektor magnetizacije indukovao struju u prijemnom kalemu njegov intenzitet ili pravac mora biti promenljiv u vremenu. Radio-frekventni impuls prvi je korak procesa u kojem se magnetizacija transformiše u upotrebljiv NMR signal. Da bi se magnetizacija rotirala iz longitudinalne u transverzalnu ravan (xy ravan), pacijent se izlaže dejstvu kratkotrajnih impulsa radio-talasa (radio-frekventni ili RF puls).

Da bi došlo do razmene energije RF impulsa sa protonima, on mora imati frekvenciju jednaku precesionoj frekvenciji samih protona – Larmorovoj frekvenciji. Kod uređaja za magnetnu rezonancu, RF impuls se dobija primenom jednog dodatnog oscilujućeg magnetnog polja -  $B_1$ , i zapravo predstavlja magnetnu komponentu RF elektromagnetskog talasa. Ovo polje proizvodi kalem tzv. transmiter. Transmitem je tako dizajniran i orijentisan da polje  $B_1$  leži u transverzalnoj ravni (slika 1.1).

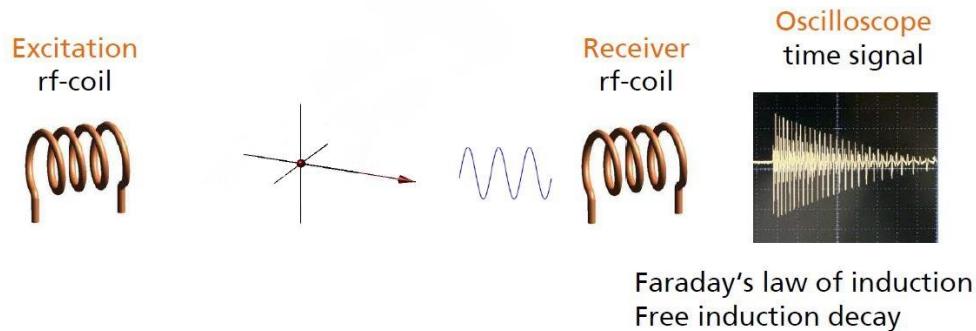


Slika 1.1 Pravac polja  $B_1$  koje proizvodi kalem. Ako zamislimo da z osa predstavlja osu duž tela pacijenta, vidimo da se pravac polja  $B_1$  nalazi u transverzalnoj ravni [8].

Osnovna uloga RF impulsa je da dovede do pojave magnetizacije u xy ravni, odnosno da se vektor magnetizacije rotira za određeni ugao, što dovodi do toga da se ukupna magnetizacija u longitudinalnom pravcu smanjuje. Na mikroskopskom nivou to znači da će neki nukleoni preći na viši spinski energetski nivo tj. njihovi vektori magnetnih momenata će precesirati u smeru suprotnom od spoljašnjeg magnetnog polja.

Ugao za koji RF impuls rotira magnetizaciju naziva se *flip* ugao. *Flip* ugao se povećava sa povećanjem amplitude i trajanja RF impulsa. Može se dobiti bilo koji *flip* ugao i izbor zavisi od imidžing metode, ali su najviše u upotrebi flip uglovi od  $90^\circ$  i  $180^\circ$ .

Precesija komponente magnetizacije u transverzalnoj ravni u skladu sa zakonima indukcije, indukuje napon na krajevima posebno dizajniranog kalema koji se naziva prijemnik ili antena (slika 1.2). Ovaj napon se kasnije transformiše u NMR signal.



Slika 1.2 Proces dobijanja merljivog NRM signala [9].

Nakon prestanka dejstva RF impulsa ceo sistem se vraća u stanje ravnoteže tj. dolazi do relaksacije. Longitudinalna magnetizacija počinje da se oporavlja, a novonastala transverzalna magnetizacija se smanjuje. Vektori longitudinalne i transverzalne magnetizacije se sabiraju. Pošto ceo sistem vrši precesiono kretanje, ukupan vektor magnetizacije se kreće spiralno kada menja pravac od transverzalnog do longitudinalnog. Promenljivo magnetno polje indukuje električnu struju koja predstavlja NMR signal. Na ovaj način pomoću prijemnog kalema – antene dobijamo NMR signal. Ovaj tip signala se naziva FID signal (*Free Induction Decay*).

## Prostorno kodiranje

Signal koji biva proizведен, osim podataka o vremenima relaksacije magnetnog momenta vodonikovih atoma u različitim molekulima, treba da sadrži i podatak o njihovoј poziciji u prostoru [1]. Za potrebe rekonstrukcije slike koja će sadržati ovaku informaciju potrebno je protone na neki način učiniti različitim (do sada smo posmatrali protone sa istom Larmorovom frekvencijom), kako bi se mogli razlikovati NMR signali sa različitih lokacija. Ideju o tome kako

da Larmorovu frekvenciju precesije napravi prostorno zavisnom, osmislio je Paul Lauterbur uvođenjem linearnih gradijenata magnetnog polja koja bivaju superponirana glavnom magnetnom polju. Gradijenti magnetnog polja su dodatna magnetna polja, znatno manje jačine od glavnog polja i rezultat su posebnih kalemova postavljenih unutar cilindra magneta. Gradijenti su kod različitih aparata različite snage i daju razliku u vrednosti ukupnog polja od 3 do 10 mT na rastojanju od 1m.

Gradijent G uslovljava promenu ukupnog magnetnog polja za vrednost  $\Delta B$ . Vrednost  $\Delta B$  zavisi od tačne pozicije protona prema formuli:  $\Delta B = Gx$ , gde je x pozicija protona duž pravca delovanja gradijenta G. Kada je gradijent superponiran glavnom magnetnom polju, Larmorova frekvencija dobija različite vrednosti u zavisnosti od položaja protona duž gradijenta prema sledećoj jednačini:

$$f_L = \gamma B_0 + \gamma \Delta B = \gamma B_0 + \gamma Gx \quad 1.3$$

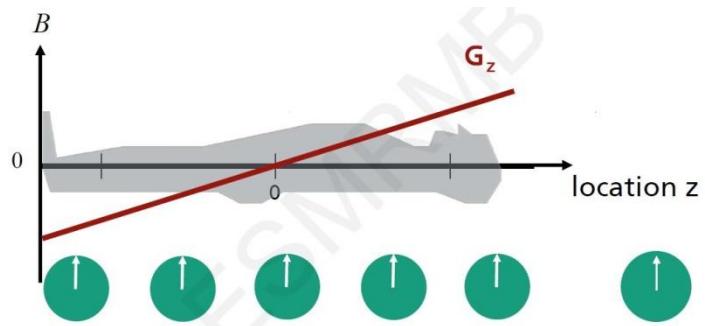
Ova jednačina pokazuje zavisnost frekvencije od pozicije protona duž pravca primjenjenog gradijenta. Za kompletну rekonstrukciju slike potrebno je obezbediti koordinate izvora signala koji potiče iz 3D prostora pa se shodno tome koriste tri ortogonalna gradijenta za pozicioniranje elementa slike [10]:

1. prvi gradijent u kombinaciji sa RF pulsom koristi se za selektivno pobuđivanje spinova odabranih preseka – odabiranje preseka,
2. drugi gradijent označava lokaciju duž jedne od dimenzija unutar ravni preseka,
3. treći gradijent daje informaciju o položaju elementa slike u drugoj dimenziji ravni preseka.

Informaciju o lokaciji duž određene ose, tj unutar određenog preseka gradijenti obezbeđuju alteracijom frekvencije i faze precesije spinova unutar regije od interesa. Shodno tome, ne primenjuju se svi gradijenti magnetnog polja u isto vreme već u tačno određenom periodu unutar akvizicione MR sekvene [11].

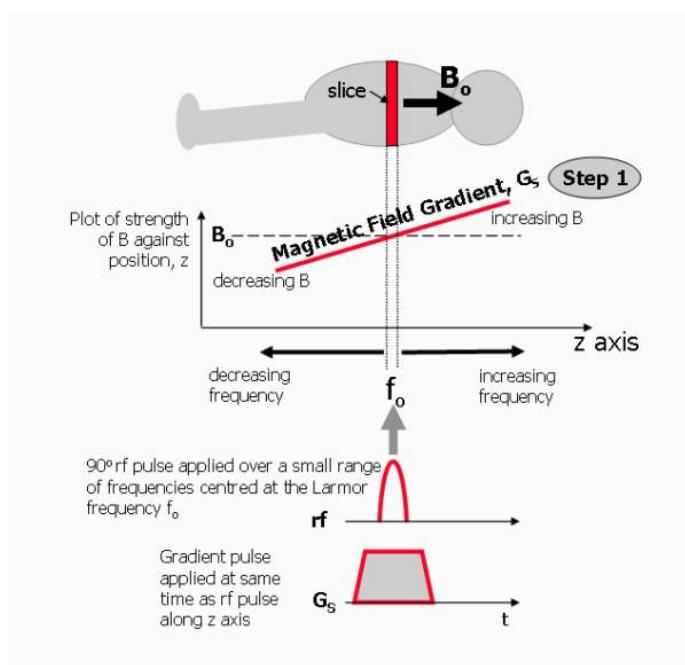
### **Odabir slajsa**

Uvođenjem gradijenata jačine magnetnog polja otvorila se mogućnost razlikovanja signala poteklih od različitih anatomskeih regija prema frekvenciji i fazi precesije njihovih spinova. Primenom gradijenta određene jačine, protoni sa različitim pozicijama duž z-ose pacijenta tj. protoni različitih regija precesiraće različitim ferkvencijama usled različitih jačina magnetnog polja čijem dejstvu su izloženi i koje su manje ili veće od primjenjenog spoljašnjeg magnetnog polja  $B_0$ .



Slika 1.3 Gradijent statičkog magnetnog polja duž z-ose pacijenta [9].

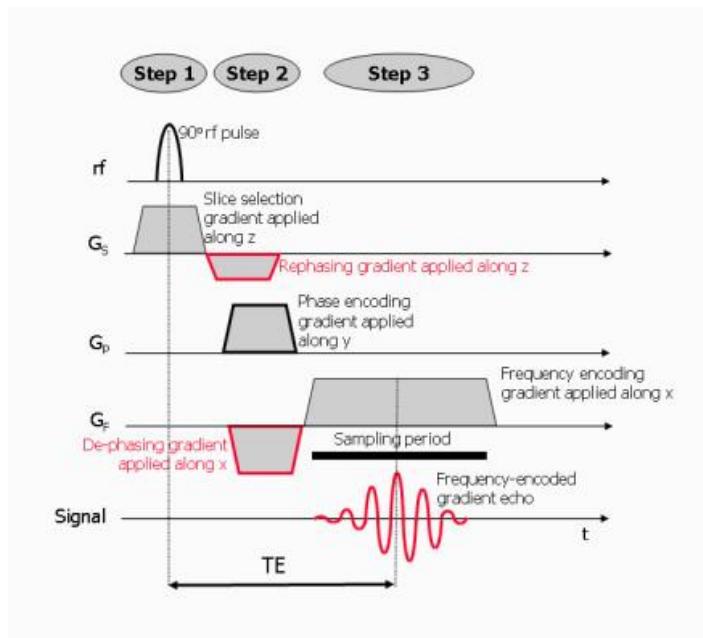
Sada kada različiti slajsevi precesiraju različitim frekvencijama, željeni slajs moguće je odabrati primenom RF pulsa tačno one frekvencije koja odgovara frekvenciji precesije željenog slajsa (slika 1.4). Protoni koji se ne nalaze u zapremini čija je frekvencija precesije jednaka frekvenciji primjenjenog RF pulsa neće biti pobuđeni. Pobuđeni slajs od interesa duž gradijenta magnetnog polja menja se upotrebom RF pulsa druge odgovarajuće frekvencije.



Slika 1.4 Šematski prikaz slajs-selektivnog gradijenta statičkog magnetnog polja. Slajs-selektivni gradijent primenjuje se za vreme eksitacije protona tj. za vreme dejstva RF pulsa u cilju postizanja prostorne zavisnosti frekvencije precesije protona [11].

Gradijent magnetnog polja čija je uloga odabir slajsa aktivan je za vreme pobuđivanja protona tj. za vreme dejstva RF pulsa (slika 1.5.). Važno je zapaziti da slajs-selektivni gradijent ne mora biti aktivан tokom očitavanja signala jer se tada ne dešava nikakva eksitacija protona i bez obzira na to frekvencija očitavanja ostaće centrirana na frekvenciju odabranog slajsa.

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

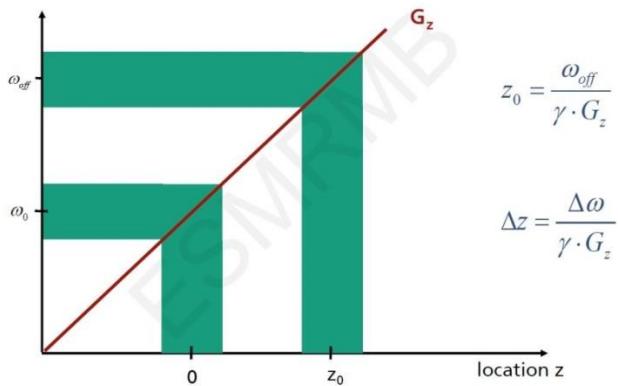


Slika 1.5 Dijagram primene elemenata MR skvizicione sekvence tokom vremena [11].

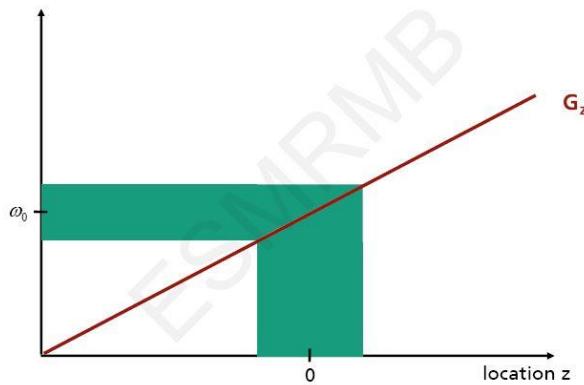
Sa slike 1.5, se vidi da slajs-selektivni gradijent magnetnog polja ima još jednu, negativnu, komponentu čija je uloga refazovanje spinova. Refazovanje se odvija u cilju ponovnog uspostavljanja vektora magnetizacije u transverzalnoj ravni nakon defazovanja koje je posledica malih nehomogenosti primjenjenog spoljašnjeg magnetnog polja i dejstva magnetnih polja indukovanih precesijom susednih spinova. Refazovanje će se odnositi samo na spinove slajsa čija je precesiona frekvencija jednaka frekvenciji primjenjenog RF pulsa.

Debljina pobuđenog slajsa određuje se kombinacijom dva faktora:

1. jačinom gradijenta magnetnog polja (slike 1.6 i 1.7),
2. veličinom opsega frekvencija primjenjenog RF signala (*bandwidth*).



**Slika 1.6** Grafički prikaz zavisnosti pozicije pobuđenog slajsa protona i centralne frekvencije RF pulsa. Bez obzira na različitu frekvenciju dejstvujućeg RF pulsa, uz konstantnu vrednost jačine gradijenta primjenjenog spoljašnjeg magnetnog polja i opseg frekvencija RF pulsa, debljina slajsa ostaje nepromenjena [9].

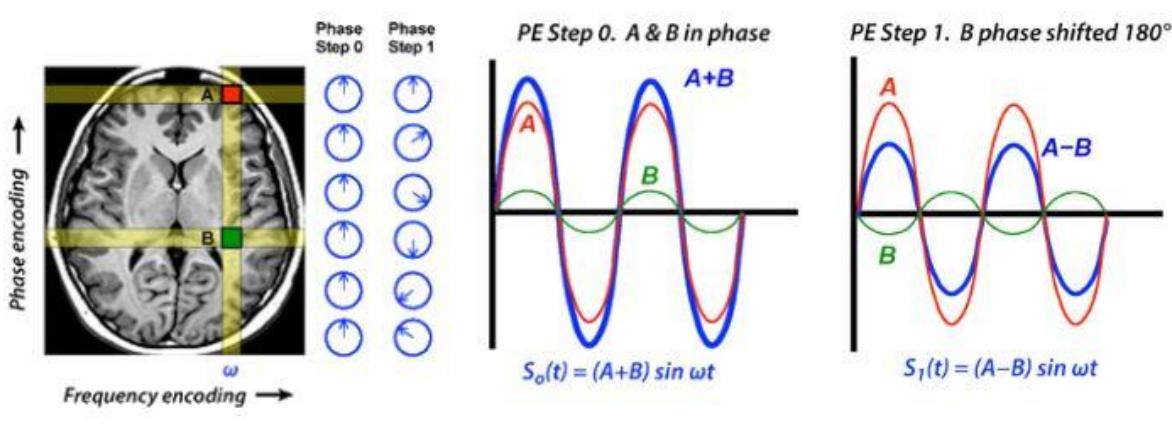


**Slika 1.7** Grafički prikaz promene debljine pobudjenog slajsa protona sa promenom jačine gradijenta spoljašnjeg primjenjenog magnetnog polja. Ukoliko uporedimo sliku sa prethodnom vidimo da je za fiksnu vrednost opsega frekvencija RF signala, debljina slajsa veća ukoliko je gradijent jačine magnetnog polja manji [9].

U zavisnosti od željene orientacije slajsa (aksijalna, sagitalna, koronalna), gradijenti magnetnog polja mogu se primeniti duž  $z,x$  ili  $y$  ose pacijenta, respektivno. Kombinacijom istovremeno primenjenih slajs-selektivnih gradijenata magnetnog polja moguće je dobiti koso orientisane ravni preseka.

### Fazno kodiranje

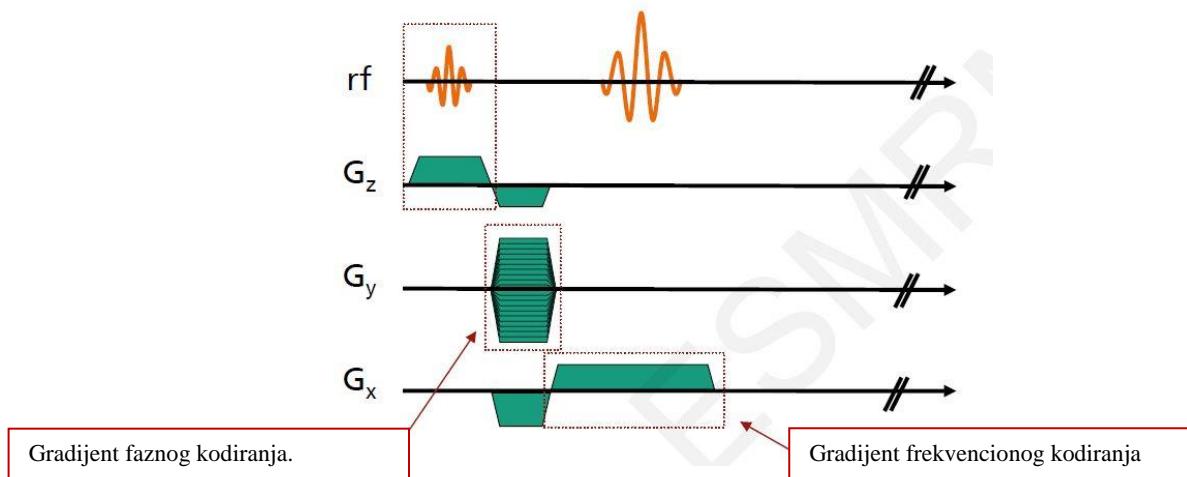
Sledeći korak prostornog kodiranja NMR signala je fazno kodiranje koje se ostvaruje primenom dodatnog gradijenta magnetnog polja duž jedne od osa odabranog slajsa. Kada je primenjen, gradijent uzrokuje promenu faze precesionog kretanja protona u okviru odabrane frekvencije unutar slajsa.



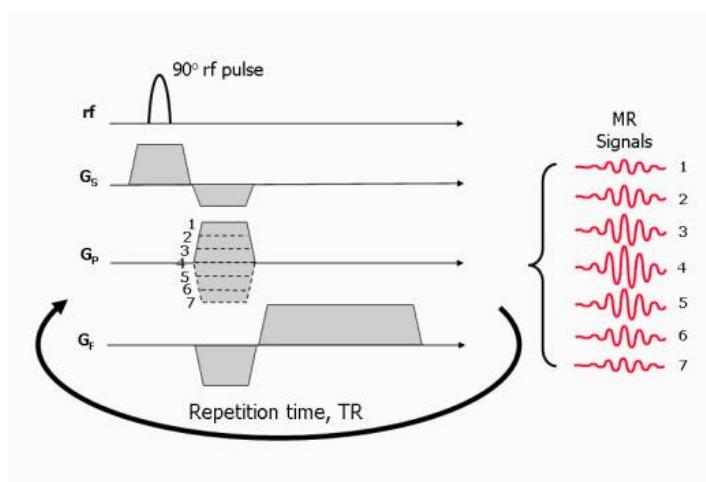
**Slika 1.8** A i B predstavljaju dva piksela koji pripadaju istoj vertikalnoj koloni određene precesione frekvencije. Prvi slučaj (step 0) predstavlja baznu liniju – fazno kodirajući gradijent nije aktivan i ukupan signal predstavlja sumu signalata poteklih od oba piksela. U drugom slučaju prikazanom na slici desno (step 1) primenjen je gradijent faznog kodiranja duž vertikalne ose. Nakon prestanka dejstva gradijenta signali piksela sada imaju različitu fazu. Iz pojedinačnih merenja ne možemo dobiti pojedinalnu informaciju o pikselima A i B samo njihovu razliku A-B. Koristeći informacije dobijene u oba slučaja (step 0 i step 1) možemo dobiti pojedinačni doprinos koristeći sledeće relacije:  $\frac{1}{2} [S_0 + S_1] = \frac{1}{2} [(A + B) + (A - B)] = A$ ,  $\frac{1}{2} [S_0 - S_1] = \frac{1}{2} [(A + B) - (A - B)] = B$  [8].

Kao rezultat protoni precesiraju istom frekvencijom ali sa različitom fazom (slika 1.8). Protoni koji pripadaju istom redu normalnom na pravac primjenjenog gradijenta imaće istu fazu.

Gradijent faznog kodiranja primenjuje se pre prikupljanja (akvizicije) signala. Fazna razlika opstaje sve dok se prikupljanje signala ne završi[11]. Sa slike 1.9 se može videti da prilikom primene ovog gradijenta treba obratiti pažnju da osim što se aktivira pre prikupljanja podataka (i gradijenta frekvencionog kodiranja) takođe ne treba da se aktivira pre nego se negativni slajs-selektivni gradijent završi. U slučaju kombinacije pozitivnog dela slajs-selektivnog gradijenta i gradijenta koji je namenjen za fazno kodiranje zapravo se kao rezultat dobija samo slajs-selektivni gradijent za ravan koja je koso orijentisana.



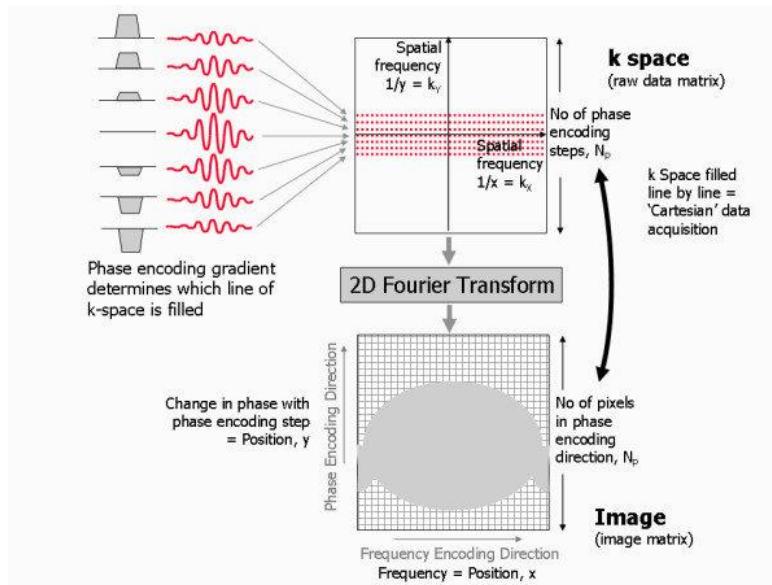
Slika 1.9 Šematski prikaz rasporeda primene gradijenata prostornog kodiranja MR signala u okviru akvizicione sekvence[9].



Slika 1.10 Šematski prikaz faznog kodiranja MR signala. Gradijent faznog kodiranja ima konstantno vreme trajanja, dok mu se amplituda menja za svaki fazno kodirajući korak (isprekidane linije gradijenta  $G_y$ ). Sa svakim fazno korajućim korakom popunjava se jedan red k-prosotra duž vertikalne ose [11].

Furijeova transformacija koja se odvija kasnije u okviru rekonstrukcije slike zahteva vremenski promenljive signale. Tako je jedan fazno kodirajući korak nedovoljan za adekvatnu rekonstrukciju slike jer generiše signal sa jednom faznom razlikom. Zbog ovoga, MR signal mora biti prikupljan više puta uzastopno sa većim brojem fazno kodirajućih koraka. Akviziciona sekvenca ponavlja se onoliki broj puta koliki je broj fazno kodirajućih koraka. Shodno tome, ukupno vreme akvizicije proporcionalno je broju fazno kodirajućih koraka.

Amplituda gradijenta tokom različitih fazno kodirajućih koraka se menja, dok vreme trajanja gradijenta ostaje konstantno (slika 1.10).



**Slika 1.11** Šematski prikaz procesa faznog kodiranja. Popunjavanju svakog reda duž vertikalne ose k-prostora odgovara jedna akvizicija uz primenu gradijenta faznog kodiranja određene amplitude. Broj različitih amplituda gradijenta faznog kodiranja odgovara broju fazno kodirajućih koraka, a time i broju popunjenih vertikalnih redova k-prostora [11].

Vreme trajanja MR akvizicione sekvence moguće je odrediti prema sledećoj relaciji:

$$t = TR \times N_{py} \times N_{ex} \quad 1.4$$

gde su:

$TR$  – time of repetition ili vreme između dva RF pulsa

$N_{py}$  – broj fazno kodirajućih koraka

$N_{ex}$  – broj eksitacija

Odabir ose, u okviru odgovarajućeg slajsa, duž koje će biti primenjen gradijent faznog kodiranja, upravo zbog ove korelacije fazno kodirajućih koraka i dužine trajanja sekvence, između ostalog, zavisi i od dimenzija polja od interesa (FOV – Field of View). Pravilo je da se gradijent faznog kodiranja primeni duž kraće ose FOV-a (slika 1.11).

### Frekvencionalno kodiranje

Poslednji korak u prostornom kodiranju MR signala je primena gradijenta frekvencionog kodiranja u jednom od pravaca u okviru odabranog slajsa (preostalom nakon primene gradijenta faznog kodiranja). [10] Kao i prethodno primjenjeni gradijenti i ovaj izaziva blagu distorziju jačine magnetnog polja na unapred definisan način, izazivajući time varijacije rezonantne frekvencije protona kao funkciju njihove pozicije. Frekvencionalno kodiranje se može upotrebiti za

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

definisanje lokacije 1.) unutar slajsa (ovde opisan slučaj) ili 2.) između slajseva (ranije opisan slučaj odabira slajsa).

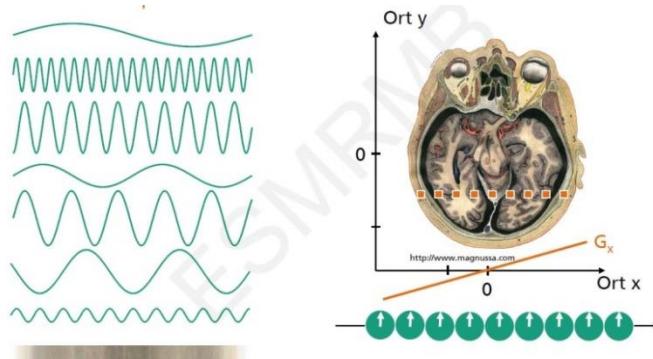
Gradijenti frekvencionog kodiranja primenjuje se u toku prikupljanja MR signala (slika 1.9) [11]. Za razliku od fazno kodirajućeg gradijenta, ovaj gradijent ima konstantnu amplitudu dok je vreme za koje se vreme za koje je gradijent aktivan promenljivo (slika 1.12).



Slika 1.12 Korelacija između pozicije signala duž koordinate frekvencionog kodiranja k-prostora ( $k_x$ ) i jačine i dužine trajanja gradijenta magnetnog polja ( $G_x$ ,  $\Delta t_x$ ). [9].

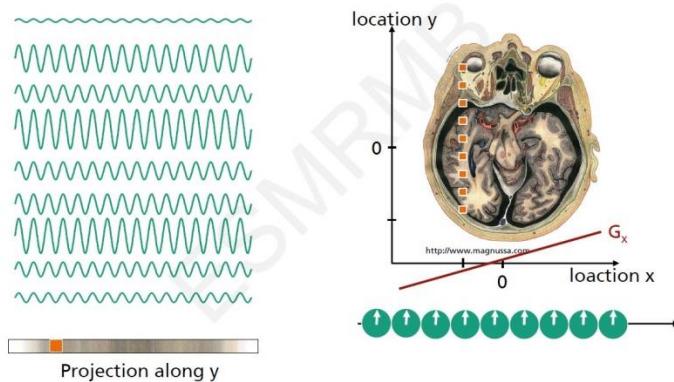
Svakom detektovanom signalu biva dodeljena koordinate između  $-k_{\max}$  i  $+k_{\max}$  u okviru k-prostora. Pozicija svakog signala 2D ili 3D akvizicije određena je parom koordinata ( $k_x, k_y$ ) ili sa tri koordinate ( $k_x, k_y, k_z$ ) k-prostora respektivno [12].

Kao rezultat frekvencionog kodiranja u okviru odabranog slajsa duž ose u kojoj je primenjen gradijent dobijaju se različite frekvencije (slika 1.13).



Slika 1.13 Dejstvo gradijenta statičkog magnetnog polja duž x-ose, tj. gradijenta frekvencionog kodiranja. Slika levo prikazuje različite frekvencije precesije koje poseduju male zapremine (narandžasti kvadratići) u zavisnosti od njihove pozicije duž x-ose [9].

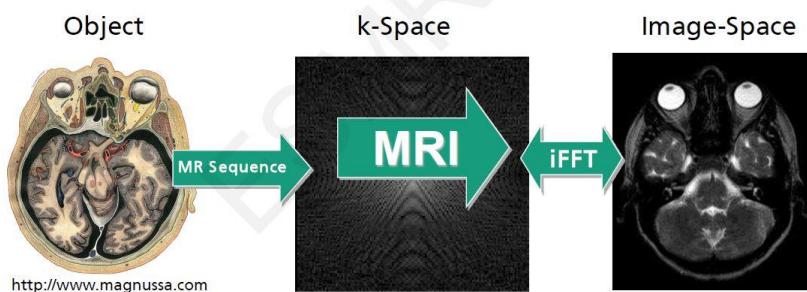
Dok se duž ose normalne na pravac primjenjenog gradijenta dobiju signali iste frekvencije, a različitim amplitudama (slika 1.14).



**Slika 1.14** Dejstvo gradijenta statičkog magnetnog polja duž y-ose, tj. gradijenta faznog kodiranja. Slika levo prikazuje da se različite zapremine od nitera (narandžasti kvadratići) sada razlikuju prema fazi oscilovanja što je ovde prikazano različitim amplitudama talasa [9].

## k-prostor i njegove karakteristike

U MR imidžingu informacije o finalnoj slici se ne prikupljaju direktno. Umesto toga, MRI podaci prvobitno akvizicijom bivaju skladišteni u k-prostor. k-prostor je naziv za bazu podataka u okviru koje se čuvaju signali dobijeni MR akvizicijom, a čija će rekonstrukcija rezultovati MR slikom. Ovako podaci sadrže informaciju o prostornoj frekvenciji i koreliraju sa finalnom MR slikom preko matematičke operacije pod nazivom Furijeova transformacija [13].



**Slika 1.15** Proces nastajanja finalne MR slike [9].

Podaci k-prostora generisani su, kako je ranije objašnjeno, upotreboru prostorno varirajućih gradijenata magnetnog polja superponiranih na glavno statičko magnetno polje. Nakon što je prikupljanje podataka tj. akvizicija gotova, Furijeova transformacija k-prostora konverteuje podatke iz vremenskog domena u frekvencijski domen. Usled proporcionalnosti frekvencije i stope promene faze sa pozicijom duž respektivnog pravca gradijenta, lokacije u frekvencijskom domenu nakon Furijeove transformacije na finalnoj MR slici reprezentovaneće prostornu lokaciju sa koje je signal potekao.

## Furijeova transformacija

Furijeova transformacija predstavlja fundamentalni alat za rastavljanje kompleksnog MR signala na njegove sastavne delove (komponente različitih frekvencija i amplituda). *Joseph Fourier* (1768-1830) je pokazao da se bilo koji periodični signal  $s(t)$  može zapisati kao suma sinusnih talasa različitih amplituda, frekvencija i faza [14]:

$$s(t) = a_0 + a_1 \sin(\omega t + \phi_1) + a_2 \sin(2\omega t + \phi_2) + a_3 \sin(3\omega t + \phi_3) + \dots \quad 1.5$$

gde su  $\phi_i$  fazne razlike,  $a_i$  amplitude, a  $\omega$  fundamentalne frekvencije.

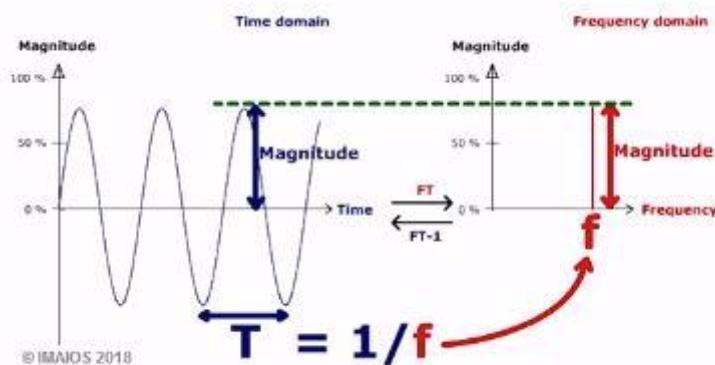
Furijeova transformacija (i inverzna Furijeova transformacija) je matematička metoda koja povezuje vremenski i frekvencijski domen i matematički se prikazuje pomoću sledeće relacije [14]:

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-i\omega t} dt \quad s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega)e^{i\omega t} d\omega \quad 1.6$$

Furijeova transformacija

Inverzna Furijeova transformacija

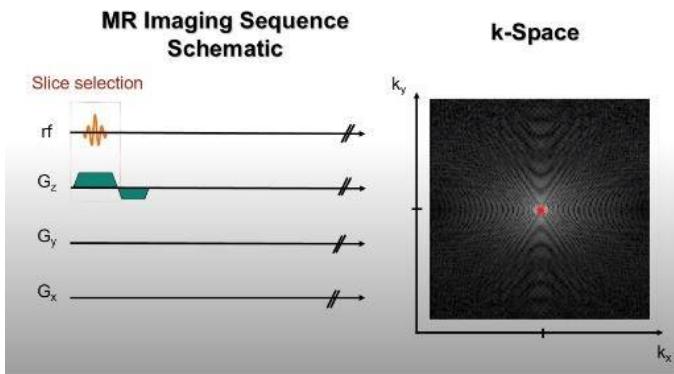
Primenjuje se dva puta u toku rekonstrukcije od akvizicije do finalne MR slike. Nakon što merljiv MR signal biva proizveden i budu mu pridružene prostorne informacije on se digitalizuje, razdvaja na pojedinačne signale na osnovu svojih prostornih karakteristika Furijeovom transformacijom i biva pohranjen u k-prostor na prethodno opisan način. Inverzna Furijeova transformacija celokupnog k-prostora rezultuje finalnom MR slikom [14].



Slika 1.16 Korelacija između vremenskog i frekvencionog domena MR signala [IMAIOS].

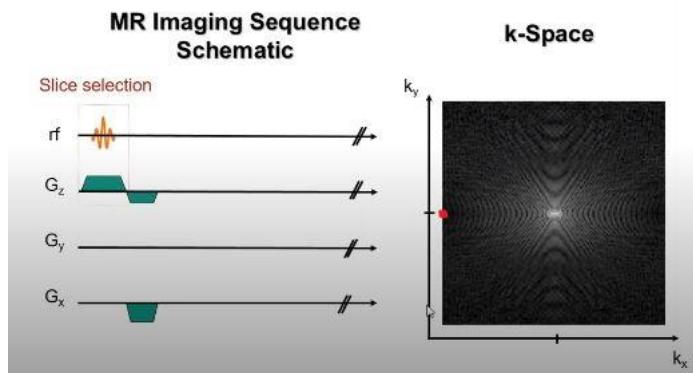
Vratimo se na dijagram MR akvizicione sekvence kako bismo pokazali korelaciju između elemenata akvizicije i odgovarajućih rezultujućih koraka popunjavanja k-prostora.

1. Slajs-selektivna ekscitacija – aktiviran gradijent magnetnog polja duž odgovarajuće ose pacijenta. Kao rezultat javlja se pobudivanje protona odgovarajućeg slajsa i popunjavanja centralnih tačaka k-prostora. U ovom trenutku podaci još uvek nisu kodirani u druge dve dimenzije tj.osim informacije o pripadnosti odgovarajućoj pobuđenoj zapremini (slaju) nemaju nijednu drugu prostornu karakteristiku (slika 1.17).

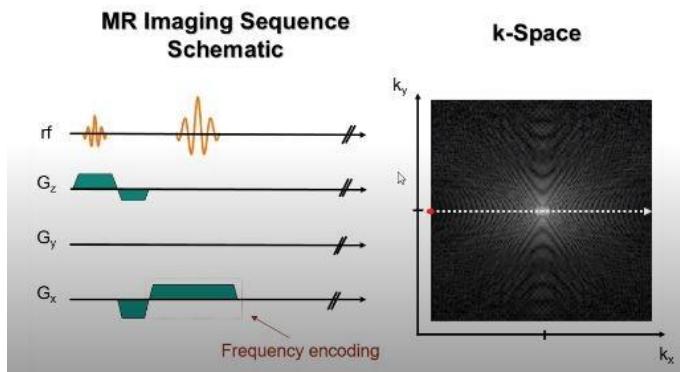


Slika 1.17 Prikaz primene odgovarajućeg gradijenta magnetnog polja u cilju slajs-selektivne ekscitacije i odgovarajuće tačke k-prostora koja se tom prilikom popunjava [9].

2. Nakon završetka pozitivnog dela slajs-selektivnog gradijenta, aktivira se gradijent za frekvensiono kodiranje. Kao rezultat popunjavanje k-prostora pomera se ka periferiji. Što su veći dužina trajanja gradijenta i njegova amplituda to je veće pomeranje tačke popunjavanja od centra ka periferiji (slika 1.18a.). Za vreme trajanja gradijenta frekvensionog kodiranja popunjava se ceo jedan red k-prostora (u našem slučaju jedan horizontalni red) (slika 1.18b.).

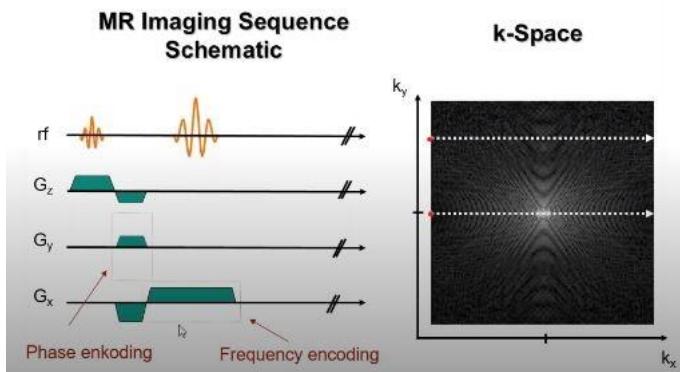


Slika 1.18a Prikaz primene gradijenta frekvensionog kodiranja u okviru MR akvizicione sekvence. Amplituda i trajanje gradijenta definišu tačku k-prostora sa koje počinje popunjavanje reda k-prostora [9].

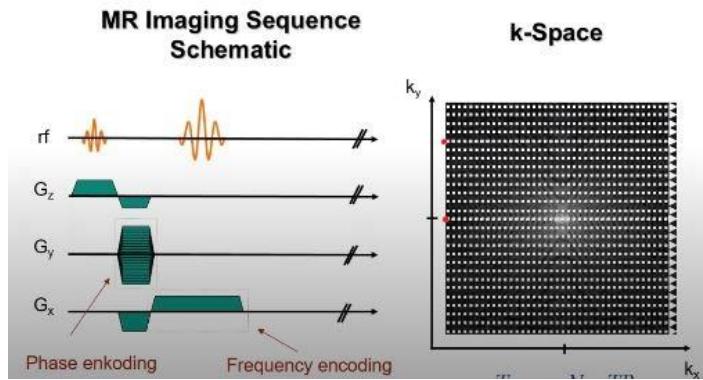


**Slika 1.18b** Prikaz popunjavanja reda k-prostora za vreme delovanja gradijenta frekvencionog kodiranja [9].

3. Nakon završetka relaksacije vektora magnetizacije uzrokovane prvim RF eksitacionim pulsom, primenjuje se sledeći eksitacioni RF puls. Razlika u odnosu na prvi pimenjeni RF puls je ta što se sada nakon završetka dejstva slajs-selektivnog gradijenta, a istovremeno sa negativnim gradijentom frekvencionog kodiranja primenjuje i fazno kodirajući gradijent amplitude različite od amplitute primenjene prethodni put. Kao rezultat dešava se popunjavanje nove linije k-prostora. Jačina amplitude primjenjenog fazno kodirajućeg gradijenta definiše pomeraj reda koji se popunjava duž vertikalne ose k-prostora (slika 1.18). Ovaj korak se ponavlja sve dok se ne popuni onaj broj linija k-prostora dovoljan za rekonstrukciju finalne MR slike Furijeovom transformacijom u okviru odabrane tehnike rekonstrukcije (slika 1.19).

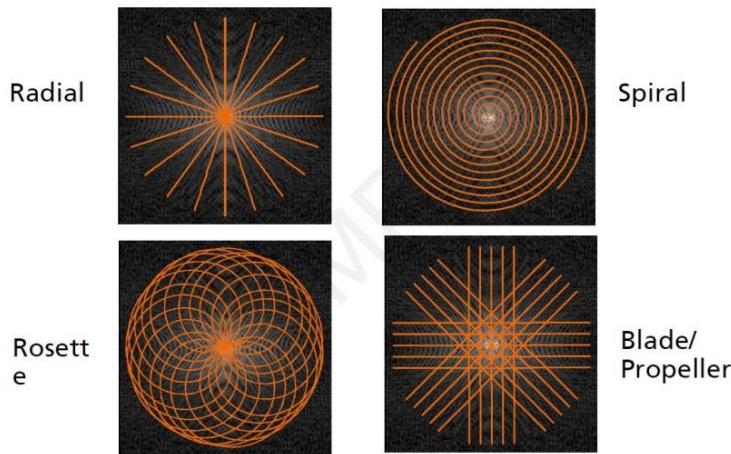


**Slika 1.19** Prikaz popunjavanja k-prostora duž ose delovanja fazno kodirajućeg gradijenta. Fazno kodirajući gradijent definije položaj linije k-prostora koja se popunjava duž vertikalne ose k-prostora. Položaj svakog novog reda k-prostora koji se popunjava definisan je amplitudom gradijenta faznog kodiranja [9].



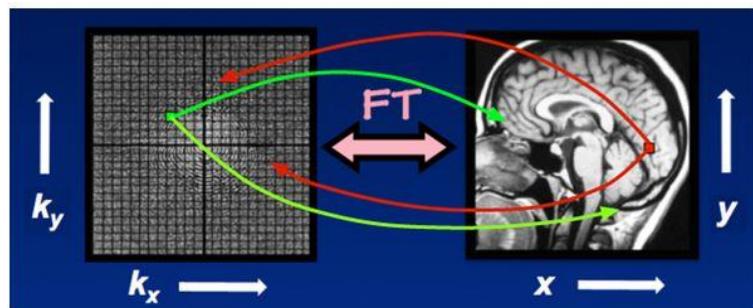
**Slika 1.20** Prikaz kompletno popunjeno k-prostora. Može se zapaziti da broj popunjenih linija k-prostora korelira sa brojem različitih amplituda primenjenih gradijenata faznog kodiranja [9].

Opisan način popunjavanja odnosi se na konvencionalni Dekartov način popunjavanja k-prostora. Osim Dekartovog postoje i mnoge druge šeme za popunjavanje k-prostora (slika 1.21): radikalni, spiralni, rozeta, blade/propeler. Različite šeme popunjavanja mogu se koristiti kako bi se izbegle određene vrste artefakata ili u cilju smanjenja ukupnog vremena akvizicije.



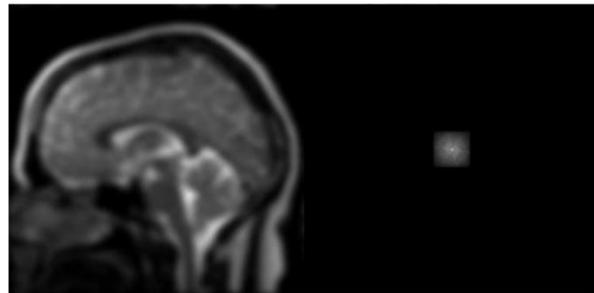
**Slika 1.21** Neki od mogućih načina popunjavanja k-prostora [9].

Svaka tačka k-prostora reprezentuje doprinos jedne prostorne frekvencije celokupnoj finalnoj MR slici. Slično, svaki intenzitet MR piksela/voksela rezultat je objedinjenih doprinosa svih prostornih frekvencija u k-prostoru. Broj tačaka u k-prostoru odgovara broju piksela/voksela na finalnoj MR slici.

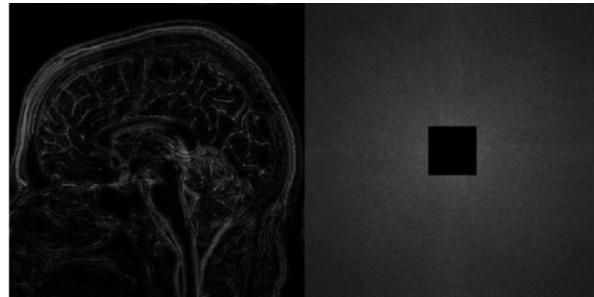


Slika 1.22 Korelacija između tačaka k-prostora i piksela/voksela finalne MR slike [Allen D.Elster, Questions and Answers in MRI].

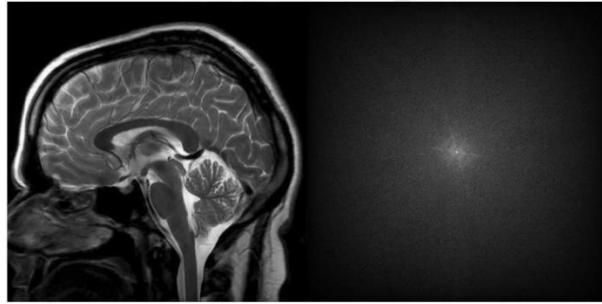
k-prostor ima specifičnu karakteristiku, a to je da su doprinosi niskih prostornih frekvencija lokalizovani u centru k-prostora, dok su oni koji potiču od visokih prostornih frekvencija na periferiji k-prostora. Stoga ako pogledamo slike 1.23-1.25 vidimo da centralni deo k-prostora sadrži podatke vezane za intenzitet tj. za kontrast finalne MR slike, dok se na periferiji k-prostora nalaze podaci koji se tiču prostorne rezolucije. Čak i ukoliko se samo jako mali deo celokupnog k-prostora (oko 1%) upotrebi za rekonstrukciju, osnovni oblici i kontrast biće vidljivi (slika 1.23). Preostalih 99% k-prostora doprineće informacijama o detaljima slike (oblici, oštре ivice,...) (slika 1.24) [16].



Slika 1.23 Slika dobijena inverznom Furijeovom transformacijom samo centralnog dela k-prostora [9].



Slika 1.24 Slika dobijena inverznom Furijeovom transformacijom perifernog dela k-prostora [9].



Slika 1.25 Finalna MR slika dobijena inverznom Furijeovom transformacijom celokupnog k-prostora [9].

## Prostorna rezolucija 2D slike (korelacija sa k-prostorom)

*Field of view* (FOV) se odnosi na veličinu polja (izraženu u cm ili mm) u okviru koje se vrši MR akvizicija. FOV je tipično podeljen na nekoliko stotina elemenata slike (piksela), svaki aproksimativne veličine  $1\text{mm}^2$ . Prostorna rezolucija 2D slike određena je veličinom piksela slike. Iako FOV i veličina piksela mogu da variraju u sva tri pravca, radi jednostavnosti posmatraćemo 2D sliku tj. x i y dimenziju piksela.

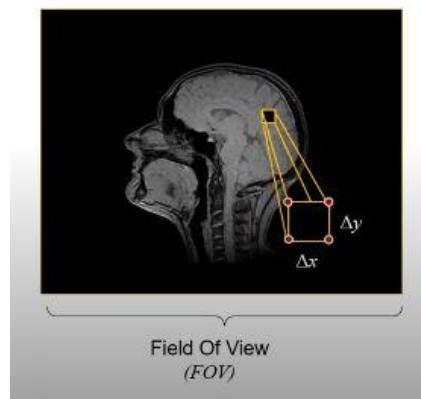
Dimenzije piksela definisane su kao (slika 1.26) [16]:

$$\Delta x = \frac{FOV_x}{N_x} \quad i \quad \Delta y = \frac{FOV_y}{N_y} \quad 1.7$$

gde su :

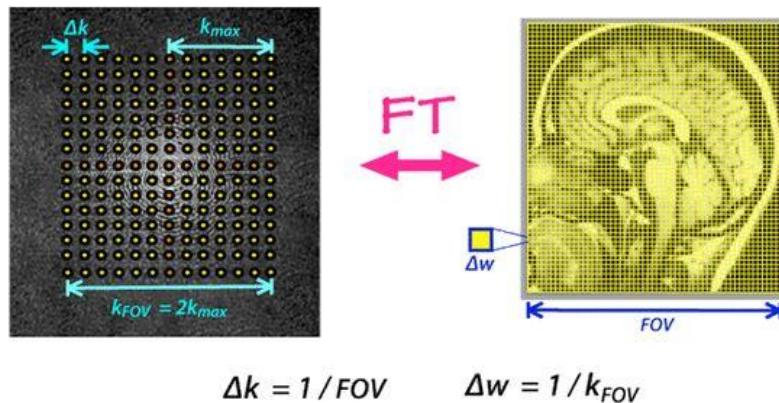
$FOV_x$  i  $FOV_y$  dimenzije regije od interesa ( $FOV - Field of View$ )

$N_x$  i  $N_y$  broj piksela duž x i y ose.



Slika 1.26 Dimenzije piksela 2D MR slike [9].

Definisana veličina FOV-a i dimezije piksela određuju broj digitalizovanih uzoraka k-prostora koji su potrebni za rekonstrukciju MR slike željene rezolucije. FOV je inverzno proporcionalan rastojanju između tačaka uzorkovanja k-prostora:



Slika 1.27 Korelacija između prostorne rezolucije k-prostora i 2D MR slike [8].

Rastojanje između susednih tačaka k-prostora u određenom pravcu je inverzno proporcionalno veličini FOV-a u istom pravcu. (slika 1.27) [13]. Na primer, smanjenje rastojanja u y pravcu k-prostora rezultovaće povećanjem FOV-a u y pravcu 2D slike. Najveća frekvencija k-prostora ( $k_{x,max}$  ili  $k_{y,max}$ ) inverzno je proporcionalna rezoluciji slike ili rastojanju između tačaka u domenu slike ( $\Delta x, \Delta y$ ). Stoga, povećanje  $k_{y,max}$  rezultuje smanjenjem  $\Delta y$  i povećanjem rezolucije u y pravcu 2D slike. FOV i rezolucija finalne MR slike mogu se menjati odgovarajućim odabirom broja tačaka k-prostora, rastojanja između tih tačaka i opseg k-prostora popunjениh ovim tačkama.

Iz jednačine (1.4):

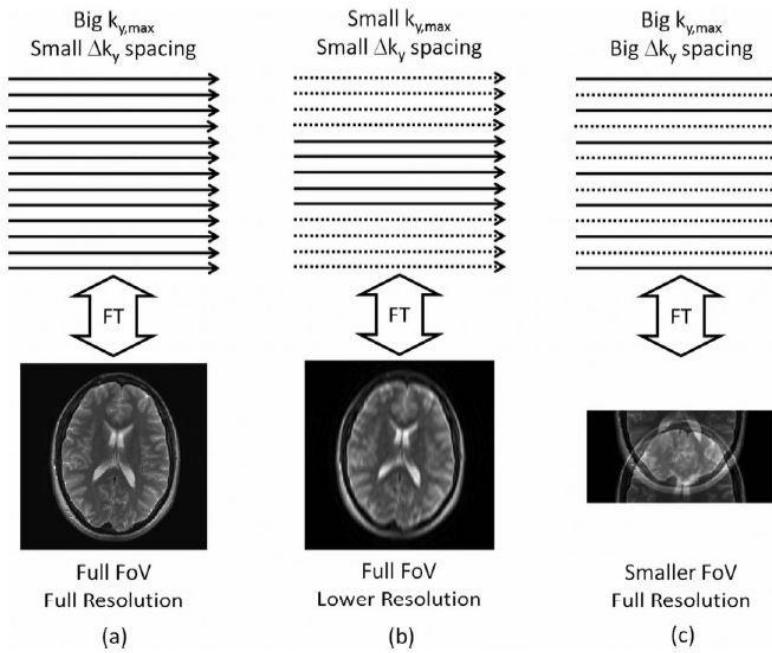
$$t = TR \times N_{py} \times N_{ex}$$

vidimo da postoje 2 opcije ukoliko želimo da smanjimo vreme akvizicije [4]:

1. Smanjenje vremena TR (akvizicija podataka k-prostora će se odvijati brže),
2. Smanjenje broja fazno-kodirajućih koraka  $N_{py}$  (smanjena količina podataka k-prostora).

Brzina akvizicije podataka k-prostora određena je željenim kontrastom finalne MR slike i jačinom gradijenata magnetnog polja potrebnog za prostorno kodiranje [13]. Za neke tipove sekvenci moguće je smanjenje vremena TR uz zadržavanje postojećeg kontrasta finalne MR slike ali je količina električne struje potrebne za to enormno velika. Takođe, postoji i fiziološko ograničenje: uključivanje i isključivanje gradijenata magnetnog polja velike jačine može indukovati električnu struju u pacijentu i potencijalno izazvati stimulaciju perifernih nerava [16-18]. Dodatno, pri upotrebi nekih *multiecho* sekvenci pri velikim jačinama magnetnog polja (3T i više), stopa specifične apsorpcije SAR (*Specific Absorption Rate*) može ograničiti minimalno moguće TR vreme što dalje ograničava i brzinu akvizicije [19].

U slučaju smanjenja broja fazno-kodirajućih koraka tj. smanjene količine podataka koja se skladišti u k-prostor za potrebe smanjenja vremena akvizicije javlja se drugačija vrsta problema, a to je *aliasing* efekat [13]. Naime, da bi se smanjio broj fazno-kodirajućih koraka potrebno je smanjiti  $k_{y,\max}$  uz održavanje rastojanja  $\Delta k_y$  (slika 1.28(b)). Zbog toga što je rezolucija finalne MR slike proporcionalna sa  $1/k_{y,\max}$  ova opcija vodi ka smanjenoj rezoluciji slike. Ukoliko postoji potreba da se rezolucija održi zbog dijagnostičkog kvaliteta slike, postoji opcija da se eliminišu samo neki fazno-kodirajući koraci (slika 1.28(c)). Eliminacija uzrokuje povećanje  $\Delta k_y$  rastojanja, što rezultuje smanjenim FOV-om, što može dovesti do pojave *aliasing* efekta ukoliko je veličina regije od interesa veća od površine koju pokriva FOV.



**Slika 1.28** (a) slika visoke rezolucije koja pokriva celu regiju od interesa zahteva prikupljanje podataka duž linija k-prostora na malom međusobnom rastojanju uz pokrivanje celokupnog k-prostora; (b) smanjenje  $k_{y,\max}$  zadržava veličinu FOV-a ali smanjuje rezoluciju finalne slike; (c) povećanje  $\Delta k_y$  uz zadržavanje  $k_{y,\max}$  konstantnim rezultuje održanom rezolucijom ali smanjuje FOV, što uzrokuje pojavu *aliasing* efekta na finalnoj MR slici [13].

### Aliasing efekat

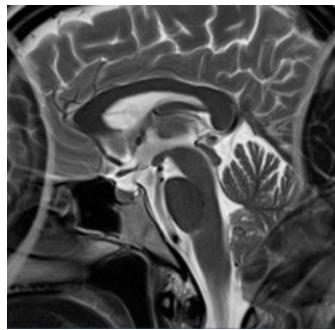
Ovaj efekat odnosi se na netačno određivanje frekvencije signala usled neadekvatnog digitalnog uzorkovanja. Ukoliko signal nije pohranjen u k-prostor upotrebom dovoljnog broja tačaka uzorkovanja (*low sampling rate*), kao rezultat njegova procenjena frekvencija biće drugačija od njegove stvarne frekvencije. Kako ne postoji mogućnost razlikovanja da li je pridružena frekvencija pogrešno određena ili signal zaista poseduje tu frekvenciju, oba signala biće rekonstruisana na istom mestu u okviru finalne MR slike. U cilju adekvatnog merenja MR signala, rastojanje između susednih tačaka k-prostora mora biti dovoljno malo kako bi

frekvencije sa različitih lokacija u okviru regije od interesa mogće biti predstavljene kao zasebne. Drugim rečima, FOV (definisan rastojanjem fazno-kodirajućih linija) treba da je najmanje veličine objekta od interesa [13]. Ovaj uslov poznat je kao Nikvistova teorema: stopa uzorkovanja treba da je dvostruko veća od najviše frekvencije u signalu [8].

*Aliasing* je veoma važan fenomen u MR imidžingu. Najčešće je izvor takozvanog *phase wrap-around* artefakata, a postoji mogućnost i kontaminacije MR spektra signalima drugih voksla kod MR spektroskopije kao i netačno merenje brzine i smera protoka kod MR angiografije. Ovaj fenomen može biti i prednost i kao takav predstavlja osnovu akvizicionih tehniki paralelnog imidžinga kao što su SENSE i GRAPPA<sup>1</sup> [8].

### Phase wrap-around artefakt

*Phase wrap-around* artefakt je često viđen artefakt koji se javlja svaki put kada dimenzije objekta prevazilaze granice definisanog FOV-a. Ova vrsta artefakata je lako prepoznatljiva jer se javlja kao presavijanje anatomskega delova van regije od interesa na suprotne strane unutar regije od interesa (slika 1.29).



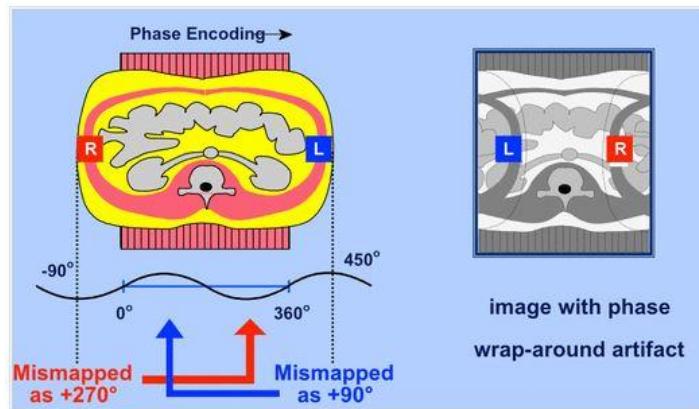
Slika 1.29 Prikaz MR *phase wrap-around* artefakta [8].

Iako se ovaj artefakt može javiti i u pravcu frekvencionog kodiranja, najčešće se javlja duž pravca faznog kodiranja. Fizičke osnove koje stoje iza ove vrste artefakta (slika 1.30) [8]: Svakoj vrednosti gradijenta faznog kodiranja dodeljen je odgovarajući broj faznih ciklusa ili fazno kodirajućih koraka u cilju kompletne pokrivenosti FOV-a. Ukoliko pogledamo sliku, vidimo da fazne razlike duž gradijenta faznog kodiranja uzimaju vrednosti od  $0^\circ$  do  $360^\circ$  za anatomske regije unutar FOV-a. Anatomske regije van FOV-a poseduju faze manje od  $0^\circ$  i veće od  $360^\circ$ . Kako su sve značajne frekvencije definisane u opsegu od  $0^\circ$  do  $360^\circ$ , fazna razlika od  $361^\circ$  biće dodeljena prostornoj poziciji fazne razlike od  $1^\circ$ , fazna razlika od  $450^\circ$  prostornoj poziciji fazne razlike od  $90^\circ$  i tako dalje. Kao rezultat, regija leve strane tela pacijenta koja se nalazi van definisanog FOV-a biće „presavijena“ i prostorna pozicija će biti pogrešno predstavljena na drugoj strani finalne MR slike. Isto važi i za suprotnu stranu.

---

<sup>1</sup> GRAPPA – GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu



Slika 1.30 Prikaz nastanka *phase wrap-around* artefakata [8].

## Glava 2

### Tehnike ubrzanja MRI akvizicije

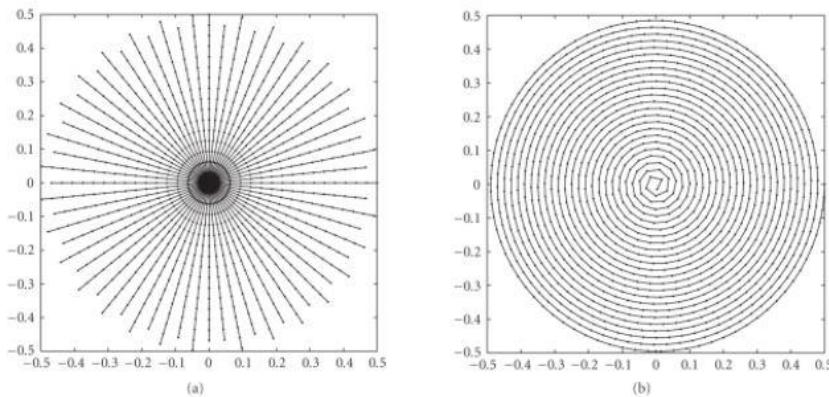
Postoje različite trenutno dostupne tehnike koje rezultuju skraćenim vremenom akvizicije. U osnovi ovih tehnika nalaze se različiti mehanizmi popunjavanja k-prostora koji se razlikuju po: broju tačaka uzorkovanja k-prostora, načinu uzorkovanja ovih tačaka ili načinu rekonstrukcije finalne MR slike na osnovu uzorkovanih tačaka k-prosotra. Prema tome tehnike ubrzanja MRI akvizicije možemo podeliti u četiri osnovne grupe [20]: parcijalna akvizicija i ne-Dekartove šeme uzorkovanja, *Sliding window*, *Keyhole* i *TRICKS* tehnike, tehnika paralelnog imidžinga i compressed sensing.

Važno je napomenuti da sve navedene metode nisu specijalizovane sekvene već metode rekonstrukcije koje se koriste za dobijanje finalnih MR slika na osnovu podataka koji su uzorkovani manjom frekvencijom (*undersampled data*) u okviru akvizicija sekveni koje mogu biti skoro bilo koji tip.

#### Parcijalna akvizicija i ne-Dekartove šeme uzorkovanja

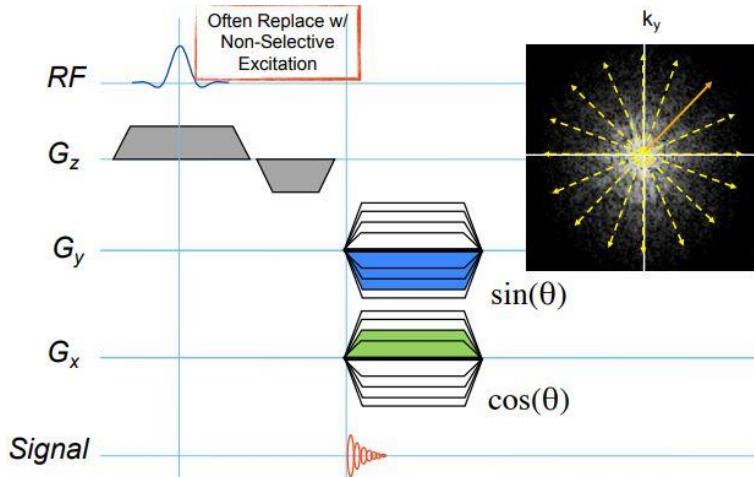
Zahvaljujući prethodno pojašnjenoj osobini k-prostora koja podrazumeva koncentraciju podataka niske frekvencije, koji sadrže informacije o kontrastu slike, oko centra k-prostora, moguća je primena parcijalne Furijeove akvizicije. Ova tehnika se oslanja na prednosti simetrije k-prostora, te prilikom akvizicije samo polovina k-prostora biva kompletno popunjena [21]. Primenom ove tehnike približno 50% k-prostora ne mora biti eksplicitno popunjeno već može biti matematički rekonstruisano na osnovu popunjeno delu čime se značajno skraćuje vreme akvizicije. Umesto uzorkovanja podataka uniformno (Dekartova šema popunjavanja) moguće je to uraditi i ne-Dekartovih šema (spiralna i radikalna) čime se ostvaruje kraće vreme akvizicije smanjenim uzorkovanjem perifernih delova, a dovoljnim ili ponovljenim uzorkovanjem centralnog dela k-prostora [22,23]. Takođe, jedna od prednosti ne-Dekartovih šema popunjavanja k-prostora je i smanjen efekat artefakata usled pomeranja. Ovo je postignuto zahvaljujući geometriji šema popunjavanja kojima se centar k-prostora uzorkuje sa svakim TR periodom akvizicije čime se dobija efekat usrednjavanja. Time se kombinuju signali potekli sa

iste pozicije prikupljeni tokom perioda pomeranja ali i tokom perioda mirovanja regije od interesa. Negativni efekti ne-Dekartovih šema popunjavanja su efekat zamućenja slike usled nedovoljnog uzorkovanja perifernog dela k-prostora i nesavršenosti gradijenata magnetnog polja kojima se određuje putanja uzorkovanja ukoliko nije postignuta adekvatna kompenzacija. Takođe, rekonstrukcija je otežana jer 2D Furijeova transformacija nije direktno primenljiva. Postoje mnogi dostupni algoritmi koji se koriste u ove svhe. Najvažnije među ne-Dekartovim šemama uzorkovanja su spiralna i radijalna šema (2.1)



Slika 2.1 Prikaz radijalne (a) i spiralne (b) šeme popunjavanja k-prostora [24].

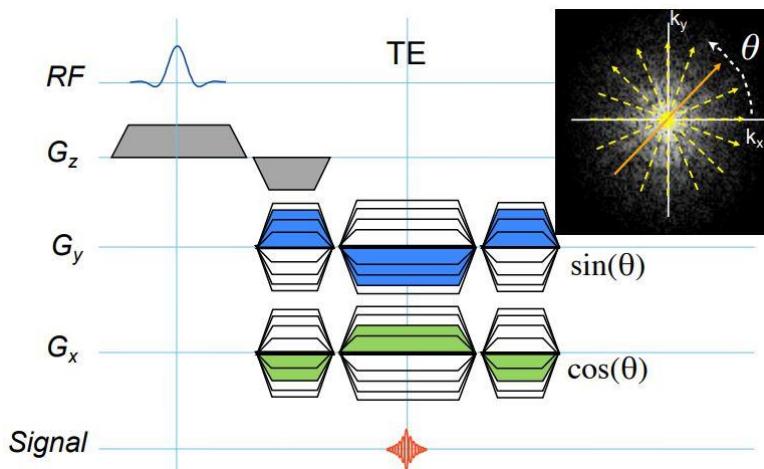
Dijagram MR sekvence u slučaju radijalnog popunjavanja k-prostora izgleda ovako:



Slika 2.2 Šematski prikaz delovanja elemenata akvizicione MR sekvence sa radijalnom šemom uzorkovanja k-prostora [25].

Sa slike (2.2) se vidi da se u ovom slučaju očitavanju pristupa odmah nakon završetka delovanja slajs-selektivnog gradijenta i nastavlja se za vreme trajanja fazno- i frekvaciono-kodirajućih gradijenata koji se istovremeno primenjuju i menjanju svoje amplitude kako bi se postiglo uzorkovanje duž ose od centra ka periferiji k-prostora (narandžasta strelica na slici 2.2). Može

doći do pojave određene vrste artefakata (striking artifacts) usled nedovoljnog broja trajektorija uzorkovanja. U slučaju spiralne šeme popunjavanja, gradijenti faznog i frekvencionog kodiranja takođe se istovremeno aktiviraju samo što u ovom slučaju amplitude menjaju na malo drugačiji način – u obliku sinusoidalnog talasa sa rastućom amplitudom (slika 2.3).



Slika 2.3 Šematski prikaz delovanja elemenata akvizicione MR sekvense sa spiralnom šemom uzorkovanja k-prostora [27].

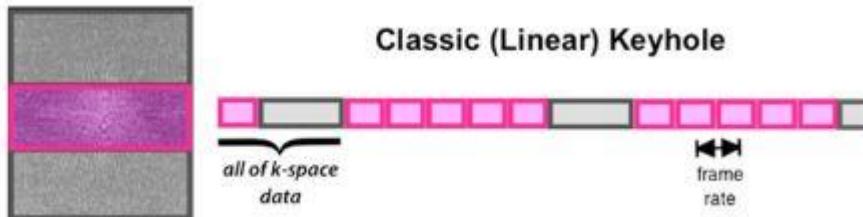
Spiralno uzorkovanje može se izvršiti jednom spiralnom trajektorijom ili kombinacijom više spiralnih trajektorija. Prvi slučaj je mnogo efikasniji ali je podložan artefaktima uzrokovanim nehomogenostima magnetnog polja.

Ovim tehnikama uzorkovanja, uglovi k-prostora često bivaju zanemareni jer jedva doprinose finalnoj MR slici.

### **Keyhole imidžing**

Keyhole imidžing razvijen je 1990-ih godina i prvenstvena upotreba ove metode je za potrebe dinamskih kontrastnih studija tumora i vaskularnih lezija [8]. Podrazumeva upotrebu pravougaone (Dekartove) rešetke uzorkovanja k-prostora kojom se centralna fazno-kodirajuće linija uzorkuje uzastopno nekoliko puta nakon aplikovanja kontrasta uz povremeno uzorkovanje perifernih delova k-prostora (slika 2.4). *View-sharing* je tehnika koja se nakon toga upotrebljava za rekonstrukciju MR slika kompletne rezolucije.

*View sharing* je često upotrebljivana metoda za ubrzavanje dinamskih sekvenci koje mogu podrazumevati više od 20 slika dobijenih brzinom od 1-2 fps. K-prostor biva podeljen na više segmenata, a svaki vremenski prozor biva rekonstruisan deleći podatke drugih prozora.



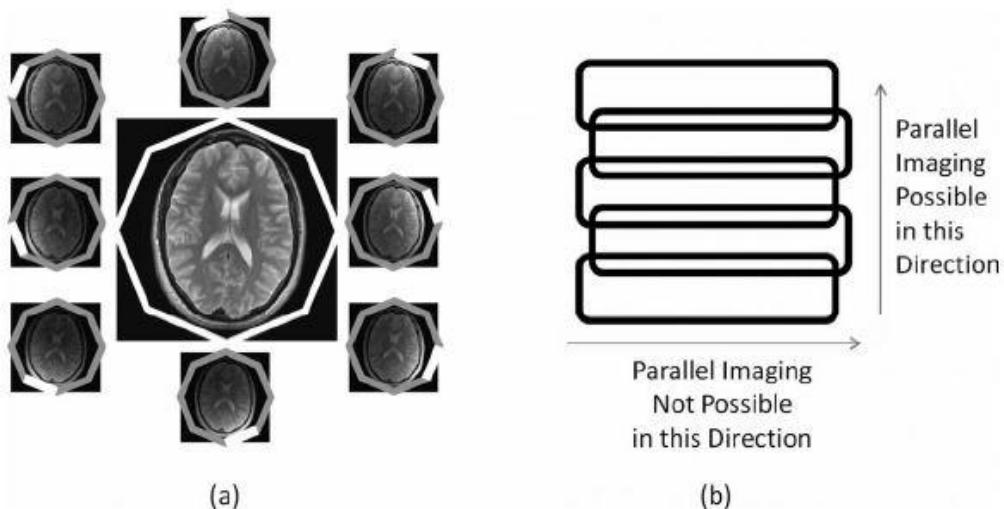
Slika 2.4 Prikaz linearног Keyhole uzorkovanja k-prostora. Centralna fazno-kodirajuća linija uzorkuje se nekoliko puta uzastopno (rozi pravougaonici) dok se ostatak k-prostora uzorkuje samo povremeno (sivi pravougaonici) [8].

## Paralelni imidžing

U ranijem tekstu pokazano je kako je moguće skratiti vreme MR akvizicije uzorkovanjem manjeg broja fazno-kodirajućih linija k-prostora ali uz pojavu prostornog *aliasing* efekta. Upravo paralelni imidžing je razvijen kako bi rešio ovaj problem. Sve metode paralelnog imidžinga poseduju sledeće zajedničke karakteristike: (a) Uzorkovanje manjom frekvencijom vrši se u pravcu faznog kodiranja u cilju smanjenja vremena akvizicije. Faktor ubrzanja ili redukcije vremena definisan je kao odnos veličine k-prostora potrebnog za dobijanje potpuno uzorkovane slike regije od interesa i količine uzorkovanog k-prostora ubrzanim akvizicijama; (b) Podaci se uzorkuju upotrebom sistema nezavisnih kanala prijemnika (višekanalni kalem) umesto upotrebom jednog homogenog prijemnog kalema. Svaki element kalema senzitivniji je za specifičnu zapreminu tkiva najbližu tom elementu; (c) Poseban algoritam, koji zahteva poznavanje senzitivnosti svakog od elemenata sistema prijemnog kalema, se koristi za kombinovanje podataka uzorkovanih manjim frekvencijama sa svakog od elemenata za rekonstrukciju finalne MR slike kompletнog FOV-a bez *aliasing* efekta [13].

Važno je najpre razmotriti osnovne hardverske karakteristike potrebne za primenu tehnike paralelnog imidžinga koje prvenstveno uključuju multikanalni prijemni kalem. Svaki element zavojnice (kalema) u okviru višekanalnog prijemnika poseduje senzitivnost na signal iz određene ograničene prostorne regije (slika 2.5). Senzitivnost kalema definiše koliko je određeni kanal kalema osetljiv za detektovanje signala koji potiče iz određene tačke u prostoru. Ova senzitivnost kanala zavisi od objekta unutar kalema pa može varirati i od pacijenta do pacijenta. Individualni prijemni kanali tako su raspoređeni da njihovi profili senzitivnosti pokrivaju celokupan FOV. Skeniranje višekanalnim kalemom rezultuje kombinacijom slika sa svakog kanala u cilju dobijanja rezultujuće finalne MR slike. Kanali višekanalnog kalema mogu biti postavljeni tako da formiraju ravan (kalem za kičmu) ili cirkularno (kalem za glavu). Kombinacijom podataka sa različitim elemenata kalema dobija se višak prostornih informacija. Kod tehnike paralelnog imidžinga ovaj višak prostornih informacija upotrebljen je za dobijanje slike čija se rekonstrukcija zasniva na podacima uzorkovanim manjom frekvencijom. U teoriji, najveći faktor ubrzanja koji je moguće ostvariti ovom tehnikom reda je broja elemenata kalema. U praksi, gubitak SNR-a vezan za akviziciju tehnikom paralelnog imidžinga često ograničava

ostvarivi faktor ubrzanja [13]. U okviru primene paralelnog uzorkovanja k-prostora razvijeno je nekoliko tehnika rekonstrukcije. *PILS* rekonstrukcija uključuje spajanje slika sa različitih kanala za dobijanje slike kompletног FOV-a. Ova rekonstrukcija nije praktična jer podrazumeva da se profili senzitivnosti svakog od kanala ne preklapaju i da su homogeni. Kako ova dva uslova nisu izvodljiva u praksi, razvijene su kompleksnije rekonstrukcione strategije paralelnog imidžinga (*SENSE*, *GRAPPA*) [11].



**Slika 2.5** (a) Primer kalema za glavu koji se sastoji od osam nezavisnih prijemnih kanala raspoređenih oko objekta od interesa. Svaki kanal je senzitivniji od ostalih za signal koji potiče od tkiva koji je bliže njemu i može se korisiti za formiranje nezavisnih slika malih ragija. Slike različitih kanala kombinuju se za dobijanje slike kompletног FOV-a sa rezultujućom uniformnom senzitivnošću-centralna slika endokranijuma (a). (b) Primer linearнog sistema koji čine 5 kanala. Profil senzitivnosti kanala isti je u horizontalnom pravcu, ali opada sa rastojanjem duž vertikalnog pravca. Upotreбom ovakvog kalema, ubrzanje se može primeniti samo u vertikalnom pravcu gde postoji značajna varijacija u senzitivnosti kalema [13].

### ***SENSE (Sensitivity Encoding)***

*SENSE* tehnika jedna je od najčešće upotrebljivanih u kliničkoj primeni. Za razliku od *PILS* tehnike, ova tehnika ne zahteva homogene i nepreklapajuće profile senzitivnosti različitih kanala višekanalnog kalema. Kod ove tehnike potrebno je imati saznanje o mapama senzitivnosti različitih kanala. Ovaj informacija se dobija upotreбom *prescan* akvizicijom (kalibracija) na početku MR pregleda [13].

Prvi korak je uzorkovanje k-prostora sa frekvencijom uzorkovanja manjom od one koju nalaže Nikvistova teorema, i koja rezultuje slikom koju karakterиše *aliasing* efekat [13]. Šematski primer ubrzanja akvizicije za faktor 2, sa 4-kanalnim linearним kalemom prikazan je na slici 2.8. U ovom slučaju dva piksela se preklapaju u okviru slike zasebnih kanala jer je FOV smanjen za polovicu. Međutim, svaki od ovih piksela množi se sa odgovarajućom vrednosti senzitivnosti kanala pre nego što budu rekonstruisani na slici sa *aliasing* efektom:

$$F_1 = A_1 + B_1 = I_A C_{A1} + I_B C_{B1} \quad 2.1$$

gde su:

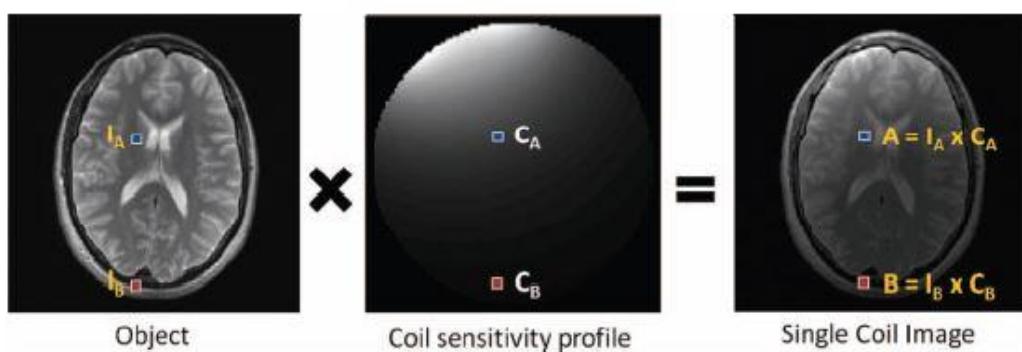
$F_1$  – pozicija piksela slike sa aliasing efektom sa kanala 1

$C_{A1}$  i  $C_{B1}$  – senzitivnosti kanala 1 na lokaciji A i B, respektivno

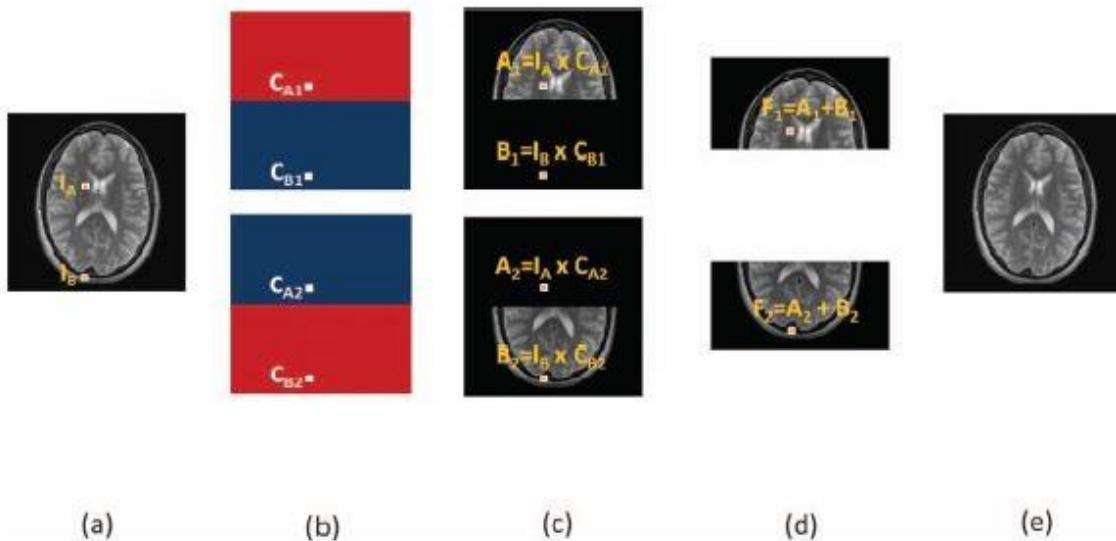
$I_A$  i  $I_B$  – vrednosti piksela na željenoj slici na poziciji A i B, respektivno

(stvarna pozicija strukture predstavljene pikselima u organu od interesa).

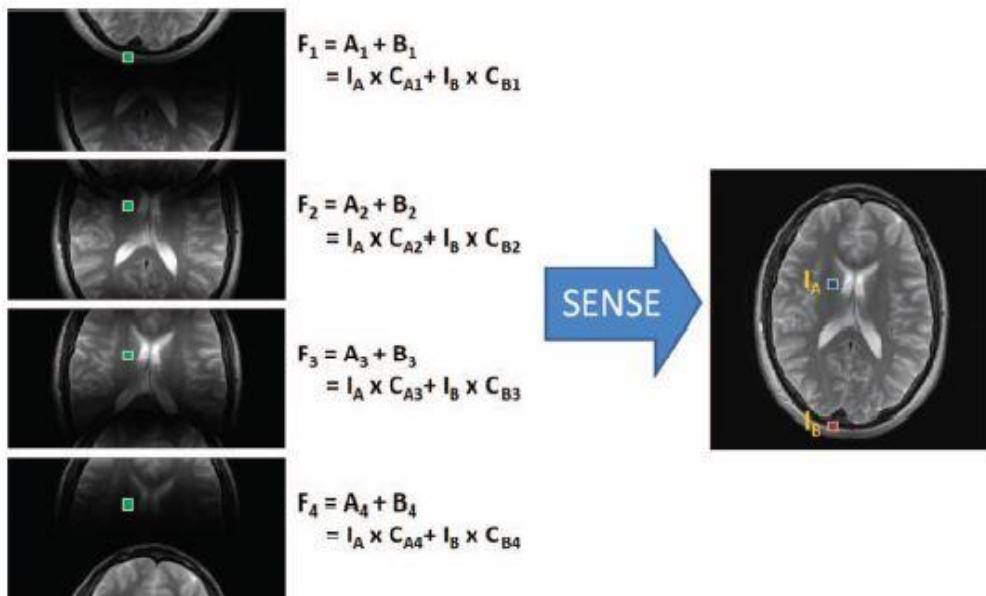
Jednačine slične ovoj postoje za svaki od četiri kanala kalema, pa je moguće rešiti sistem jednačina i dobiti vrednost nepoznate  $F_1$ . Za svaki kanal, vrednosti senzitivnosti  $C_{A1}$  i  $C_{A2}$  biće drugačije jer svaki kanal ima drugačiju senzitivnost na pozicijama ova dva piksela, dok vrednosti stvarne pozicije piksela  $I_A$  i  $I_B$  ostaju nepromenjene jer je objekat od interesa isti.



Slika 2.6 Pikselima objekta od interesa pridružuju se vrednosti senzitivnosti kanala kalema za dobijanje slike sa istog tog kanala. Postupak se ponavlja za svaki od kanala, a rezultujuće slike se kombinuju za dobijanje finalne MR slike bez aliasing efekta [13].



Slika 2.7 Prikaz rekonstrukcije z aslučaj 2-kanalnog kalema. Svakom pikselu stvarnog objekta pridružuju se senzitivnosti obasvakog od kanala i time postiže rekonstrukcija finalne slike bez aliasing efekta [13].



**Slika 2.8** Četvorokanalni linearni kalem upotrebljen je za dobijanje slike sa faktorom ubrzanja 2. Ovo rezultuje sa 4 slike (sa svakog kanala po jedna) gde su dva piksela  $I_A$  i  $I_B$  preklapljeni. Pikseli koji su rezultat preklapanja  $F_1$ - $F_4$  u svakom kanalu predstavljaju sumu dva piksela sa pridruženim vrednostima senzitivnosti. Kada uzmemu u obzir da su senzitivnosti svakog od kanala kalema poznate, SENSE rešava rezultujući sistem sa četiri poznate vrednosti ( $F_1, F_2, F_3, F_4$ ) i dve nepoznate ( $I_A$  i  $I_B$ ) kako bi dobio finalnu MR sliku bez *aliasing* efekta [13].

Ako se sada vratimo na rekonstrukciju uz to da je poznata senzitivnost svakog od kanala i da su jedine nepoznate veličine  $I_A$  i  $I_B$  moguće je rešiti sistem jednačina i dobiti vrednosti nepoznatih veličina. Jedini uslov koji mora biti ispunjen je taj da se profili senzitivnosti kanala, koji pripadaju jednom kalemu, moraju međusobno razlikovati (u suprotnom bi jednačine kanala bile iste). U slučaju četvorokanalnog kalema:  $C_1 \neq C_2 \neq C_3 \neq C_4$ . Što je veća međusobna razlika kanala u profilima to je lakša separacija signala poteklih sa različitim lokacijama tj. uspešnija rekonstrukcija bez *aliasing* efekta. Maksimalni broj piksela koji je moguće dobiti u formi finalne MR slike bez *aliasing* efekta (tj. maksimalni faktor ubrzanja) ne može biti veći od broja prijemnih kanala kalema.

Glavni nedostatak SENSE rekonstrukcije je potreba za tačnim poznavanjem mape senzitivnosti kanala jednog kalema. Greške u proceni ove mape dovešće do pojave artefakata u formi preostalog *aliasing* efekta na finalnoj MR slici, a postoji mnogo faktora koji mogu izazvati ovakve greške u proceni. Profili senzitivnosti kako je već ranije spomenuto zavise od anatomije unutar regije od interesa, pa tako ukoliko dođe do pomeranja pacijenta tokom akvizicije može doći i do promene profila senzitivnosti kanala kalema. Dodatno, regije sa niskim intenzitetom signala (pluća, sinus) mogu dovesti do otežane procene mape senzitivnosti kanala usled visokog nivoa šuma u ovim regijama. Ovakve regije diskontinuiteta u senzitivnosti kanala mogu biti prevaziđene upotrebom aproksimativnih metoda [26].

### ***Compressed sensing***

Compressed sensing je relativno nova tehnika u polju MR imidžinga koja se zasniva na pretpostavci da signal sadrži suvišne informacije. Prvobitan dokaz da podaci slike mogu biti digitalno komprimovani potiče od digitalne fotografije. Tehnike digitalne kompresije do tada su primenjivane u polju MP3 audio snimaka i JPG slika. Realizacija kompresije slika bez gubitaka informacija o detaljima dovela je do sledećeg zaključka: ako prikupljeni podaci nisu svi potrebni za dobijanje relevantnih informacija na rezultujućoj slici da li ih je uopšte potrebno prikupiti[27]?

U daljem tekstu, posebna pažnja biće posvećena *Compressed SENSE* rekonstrukcionoj metodi, uslovima njene primene u MR imidžingu kao i uticaju različitih faktora ubrzanja na dijagnostički kvalitet MR slike.

## Glava 3

### Compressed SENSE (CS)

*Compressed SENSE* prvi put je predstavljen u literaturi informacionih i aproksimativnih teorija u formi abstrakta kao metoda kojom se meri mali broj nasumičnih linearnih kombinacija uzorka signala – mnogo manjih od broja uzorka signala koji ga prvobitno definišu. Signal dalje biva rekonstruisan sa dobrom tačnošću nelinearnom tehnikama. Skoriji napredak u *compressed sensing* tehnologiji omogućio je skraćenje vremena akvizicije više nego konvencionalne tehnike paralelnog imidžinga. Oslanjajući se na *compressed sensing* i najbolje karakteristike *SENSE* tehnike, Philips je predstavio novu tehniku ubrzanja akvizicije - *Compressed SENSE*. U MR imidžigu, gde je akviziciono vreme određeno relaksacionim vremenom i gustinom protona u tkivima, relevantno pitanje vezano za *compressed sensing* je već poznato: „Može li kompletna MR slika biti rekonstruisana pomoću podataka uzorkovanih mnogo manjom frekvencijom od one koju nalaže Nikvistova teorema?“ Odgovor na ovo pitanje dali su Lustig et al [7], a ubzo i nekoliko drugih istraživačkih grupa za upotrebu u različitim specifičnim aplikacijama. Iako su rezultati bili vezani za određeni tip akvizicije i kontrast, potvrdili su da akviziciono vreme može biti skraćeno na ovaj način [7].

#### Uslovi za primenu *compressed SENSE* tehnike u MR imidžingu

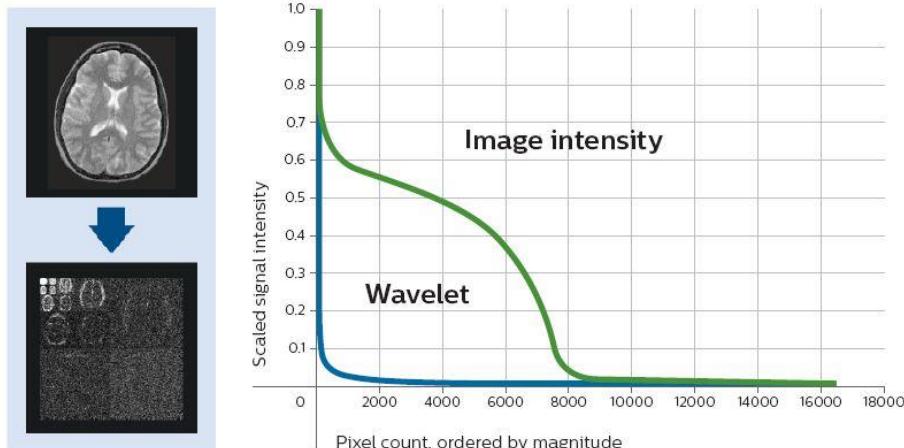
Postoje tri fundamentalna uslova za primenu *Compressed SENSE* tehnike u MR imidžingu [28]:

- 1. Podaci moraju posedovati *sparse* osobinu direktno ili u nekom domenu transformacije**

*Sparsity* predstavlja meru do koje je matrica podataka o slici popunjena relevantnim podacima (vrednosti različite od nule). *Sparsity* transformacija je operator koji vektor podataka slike preslikava u *sparse* vektor, tj. vektor koji sadrži mnogo manje podataka ali samo onih relevantnih za adekvatnu rekonstrukciju.

Sa aspekta procesuiranja signala “*sparse*” signal sadrži većinu njegove energije u nekoliko merenja, dok je ostatak merenje nula ili zanemarljiva. Primer *sparsity* transformacije: napon sinusoidalnog oblika određene frekvencije posmatran u određenom

vremenskom intervalu ne pokazuje *sparse* osobinu. Ali, nakon Furijeove transformacije, transformisani vektor može se prikazati sa samo dva pika ( $\omega \pm \omega_0$ ). Sada, za sinusoidalni talas možemo reći da poseduje *sparse* osobinu u Furijeovom domenu. Većina MR slika je poseduje *sparse* karakteristiku u nekom domenu transformacije [17].

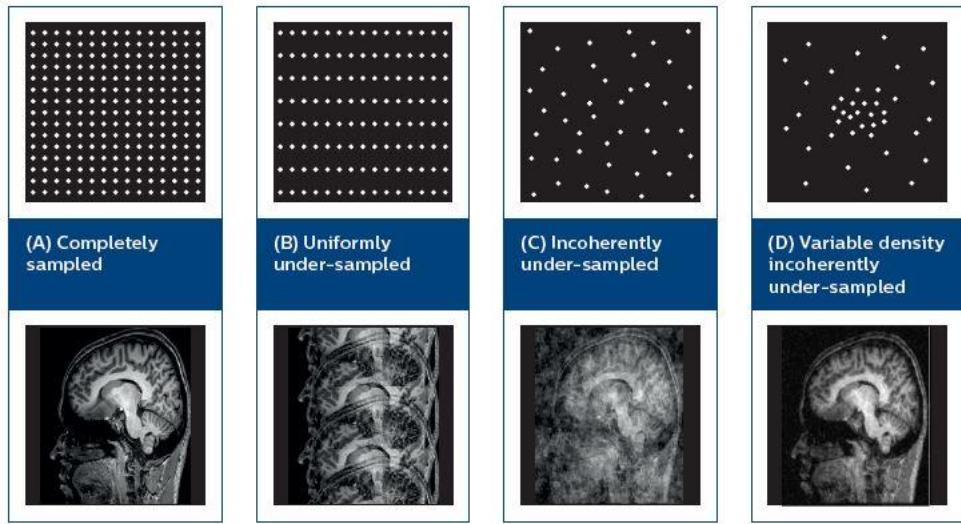


Slika 3.1 Prikaz broja piksela koji sadrže relevantne/ne nula informacije [28].

U slučaju MR slike, *sparsity* osobina predstavlja procenat koeficijenata transformacije tj.uzoraka k-prostora dovoljnih za rekonstrukciju finalne MR slike zadovoljavajućeg dijagnostičkog kvaliteta [27]. Naravno, termin “zadovoljavajuć dijagnostički kvalitet” je subjektivan, zato je procena broja koeficijenata dovoljnih za rekonstrukciju moguća sprovođenjem kliničkog istraživanja u okviru koje će se vršiti evaluacija različitih rekonstrukcija kvalitativno i kvantitativno, što je i predmet ovog rada.

## 2. Uzorkovanje frekvencijom manjom od one koju zahteva Nikvistova teorema treba da rezultuje artefaktima oblika šuma

Da bi ovaj uslov bio zadovoljen uzorkovanje treba da se sprovodi polu nasumičnim odabirom tačaka uzorkovanja (slika 3.2 (D)). Ukoliko se uzokovanje vrši na unapred definisan ili predvidiv način (pr.svaka treća linija k-prostora) ono će rezultovati diskretnim *aliasing* efektom tj. “ghost” artefaktima (slika 3.2 (B)). Nasumičnim uzorkovanjem ovakvi artefakti biće raspoređeni kao difuzioni šum preko cele slike i postojaće mogućnost da se kao takvi uklone sa finalne MR slike. Ipak, uzokovanje ne sme biti potpuno nasumično zbog toga što, kako je ranije objašnjeno, centar k-prostora sadrži “značajnije” podatke nego njegovi periferni delovi.



Slika 3.2 Prikaz različitih šema uzorkovanja k-prostora i rezultujuće MR slike [30].

Prema tome, najčešći CS pristup podrazumeva uzokovanje oblika Poasonov diska varirajuće gustine, Gausovog oblika i Golden-angle radijalnog. Svi navedeni oblici spadaju u polu nasumični odabir tačaka uzorkovanja sa preferentnim uzorkovanjem u blizini centra k-prostora [28].

### 3. Iterativna rekonstrukcija

U rekonstrukciji konvencionalnog MR imidžinga, rešava se set linaearnih jednačina gde je broj merenja veći od broja nepoznatih. Kod compressed sensing tehnike, k-prostor je delimično uzorkovan i u ovom slučaju mnogo je efikasnije korisiti iterativni algoritam rekonstrukcije. Takođe, broj merenja više nije dovoljan za rešavanje svih nepoznatih. Glavna pretpostavka u compressed sensing tehnici je da je od svih mogućih rešenja, najbolje rešenje ono koje u najvećoj meri poseduje *sparse* karakteristiku. Ovo ima smisla, zato što šum ne poseduje *sparse* karakteristiku pa time traženje rešenja sa najvećom *sparse* osobinom znači traženje rešenja u kom su sve komponente šuma odsutne. Potraga za najboljim rešenjem ne predstavlja jedan korak jer je nakon odabira opcije sa najvećom *sparse* karakteristikom potrebno izvršiti proveru da li još uvek ona odgovara prvobitnim podacima dobijenim merenjem. Potreban je određen broj iteracija da bi se ostvario balans između finalne slike sa najmanje šuma i one koja najviše odgovara slici dobijenoj rekonstrukcijom prvobitno merenih podataka. Implementacija Compressed SENSE tehnike je potpuno automatizovana [29].

Tako, za razliku od direktnе Furijeove transformacije konvencionalnih MR slika, compressed sensing uključuje više koraka i transformacija posredstvom optimizacije iterativnim algoritmom ponovljenim nekoliko desetina puta, prateći šemu sličnu sledećoj:

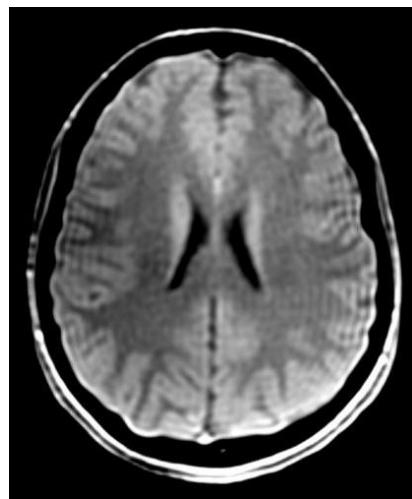
- Prikupljanje inicijalnih podataka polu nasumičnim uzorkovanje k-prostora.
- Furijeova transformacija ovih podataka za kreiranje inicijalne slike koja će biti prilično grub prikaz usled difuziono rasporedjenih “ghost” artefakata koji će biti predstavljeni kao šum.
- Primena sparsifying transformacije (pr.tzv *wavelet* dekompozicija, rastavljanje talasnog signala na osnovne ortogonalne komponente) čija je uloga koncentrisanja zančajnih karakteristika slike u manji broj piksela visokog intenziteta. Artefakti oblika šuma sada će imati manji intenzitet i biće raspoređeni uglavnom na piksele pozadine
- Uklanjanje šuma (denoising) - digitalnom filtracijom ili subtraktivom pikselima intenziteta ispod definisane granice daje se vrednost nula.
- Primena inverzne sparsifying i Furijeove transformacije u cilju konvertovanja podataka sa uklonjenim šumom nazad u format k-prostora.
- Kreiranje “difference matrix” k-prostora subtraktivom originala od k-prostora (sa podacima bez šuma) i definisanja ostalih tačaka kao tačaka nultih vrednosti. Furijeovom transformacijom novokreiranog k-prostora moguće je dobiti “difference image” sliku. Dodavanjem nove “difference image” slike na prvobitnu – inicijalnu, dobija se nova unapredena slika.
- Komparacija inicijalne i nove unapredene slike. Ukoliko je prisutna velika razlika između slika postupak se ponavlja.

*Compressed SENSE* metoda komercijalno je dostupna pod sledećim nazivima: *Compressed sensing (Siemens)*, *Compressed SENSE (Philips)* i *HyperSENSE (GE)*.

Ograničenja ove metode uključuju produženo vreme rekonstrukcije i karakteristični artefakti: zamućenje finih detalja MR slike ili prisustvo prstenastih artefakata (Gibsov artefakt) prisutnih na kompletnoj slici (slika 3.3). Takođe, CS se ne može primeniti kod: EPI tehnika (na primer *Diffusion Weighted Imaging*) i multislajsnih Turbo Spin Echo (TSE) sekvenci kada je upotrebljen parcijalni broj NSA (*Number of Signals Averaged*), ne-Dekartovih šema uzorkovanja k-prostora (na primer *MultiVane*), prilikom MR spektroskopije, *Single-Shot Multi-slice TSE* sekvenci i *Keyhole* tehnika skeniranja.

Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

---



Slika 3.3 Prikaz prstenastog (Gibsovog) artefakta.

## Glava 4

### **Eksperimentalni deo rada: Evaluacija uticaja *compressed SENSE* faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu**

Cilj ovog rada bila je procena uticaja akvizicija upotrebom različitog CS faktora ubrzanja na dijagnostički kvalitet slike u okviru MR neuroimidžinga. Rad je iniciran pokušajem da se odredi stepen do kog je CS tehnika u mogućnosti da ubrza neke od kliničkih neuroimidžing sekvenci, uz održavanje optimalnog dijagnostičkog kvaliteta MR slike. Definisanje kvaliteta slike predstavlja izazovan i kontraverzan aspekt kliničke primene MR imidžinga, posebno nakon pojave kompleksnih akvizicionih strategija čiji je cilj ubrzanje MR sekvenci parcijalnim akvizicijama k-prostora [29]. Postoji velik broj kvalitativnih metrika za evaluaciju medicinskih slika, ali je u kliničkoj radiološkoj praksi ipak dominantna subjektivna procena zasnovana na observaciji [29,30]. Shodno tome, evaluacija uticaja uzorkovanja k-prostora različitim frekvencijama manjih od onih koje nalaže Niquist-ova teorema, vršena je kliničkom procenom radiologa bez prethodnog saznanja o stepenu primjenjenog CS faktora.

U daljem tekstu biće prikazani rezultati kliničke procene tri rutinske neuroimidžing MR pulsne sekvence sa primjenjenih 5 CS faktora ubrzanja.

#### **Akvizicija podataka**

Za potrebe ovog rada 5 dobrovoljaca (3 muškarca i 2 žene) pregledano je magnetno rezonantnim imidžingom u Centru za Radiologiju, Kliničnog centra Vojvodine. Pregled je izvršen MR skenerom marke Philips Ingenia, jačine statičkog magnetnog polja 3T, upotrebom 16-kanalnog kalema za glavu i vrat. Kriterijumi za uključivanje dobrovoljaca su bili sledeći: zdrava osoba, starija od 18 godina bez ranije potvrđenog prisustva patoloških stanja tkiva i vaskularnih struktura endokranijuma, prethodno potvrđene hemoragije, ishemije ili traume endokranijuma, osoba spremna na pregled magnetnom rezonancicom. Kriterijumi za isključivanje bili su prisustvo šećerne bolesti, demijelinacije (MS), hipertenzije, hronične bubrežne

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

---

insuficijencije kao i generalnih kontraindikacija za MR pregled (prisustvo metalnih implanata, pejsmejkera, klaustrofobije). Nikakva posebna priprema dobrotvoljaca nije prethodila MR pregledu.

U Centru za radiologiju, standardni protokol za MRI i MRA (*Magnetic Resonance Angiography*) pregled endokranijuma podrazumeva sledeće sekvence:

1. *T2 Turbo Spin Echo* (aksijalna ravan)
2. *FLAIR* (aksijalna ravan)
3. *Diffusion Weighted Imaging (DWI)* (aksijalna ravan)
4. *T2 Turbo Spin Echo* (koronalna ravan)
5. *T2 Turbo Spin Echo* (sagitalna ravan)
6. *T1 3D Turbo Spin Echo*
7. *Susceptibility Weighted Imaging* (aksijalna ravan)
8. *T1 Spin Echo Imaging* (aksijalna ravan)
9. *Angio 3D Time of Flight Imaging* (vaskularne strukture endokranijuma)
10. *Angio 3D Time of Flight Imaging* (vaskularne strukture vrata)

Za primenu CS rekonstrukcije odabrane su sledeće sekvence, prvo bitno zbog njihovog dugog vremena akvizicije: T2 TSE, FLAIR i ANGIO 3D TOF (vaskularne skructure endokranijuma). Parametri akvizicije svake od sekvenci navedeni su tabeli 1:

**Tabela 1** Akvizicioni parametri sekvenci.

	T2 TSE	FLAIR	ANGIO 3D TOF
<b>Debljina slajsa [mm]</b>	4	4	1
<b>Uzorkovanje k-prostora</b>	Dekartova šema	Dekartova šema	Dekartova šema
<b>TE/TR [ms]</b>	80/2800-3500	125/9000	3.45/23
<b>Flip ugao [°]</b>	90	110	18
<b>FOV [mm<sup>3</sup>]</b>	230x185x159	230x185x159	200x200x90
<b>Dimenziije voksela [mm<sup>3</sup>]</b>	0.3/0.3/4	0.53/0.53/4	0.25/0.25/0.5
<b>matrica</b>	768	432	800
<b>Sensitivity encoding/half-scan/keyhole</b>	No	No	No
<b>Vreme akvizicije [min:s]</b>	3:54	6:18	15:33

Za određivanje najvećeg faktora ubrzanja, čija će primena rezultaovat nepromjenjenim dijagnostičkim kvalitetom slike, potrebno je slike dobijene akvizicijom primenom različitog CS faktora (CS = 2,3,4,5) uporediti sa referentnim slikama dobijenih rekonstrukcijom celokupnog k-

prostora (CS faktor = 1). U tu svrhu protokol pregleda imao je redosled prikazan u tabeli 2. Najpre je izvršena akvizicijama sekvenci bez CS faktora ubrzanja, nakon čega je svaka sekvencia ponavljanja sa razlikom jedino u CS faktoru koji je uzastopno povećavan za faktor 1 u odnosu na prethodnu. Maksimalna vrednost primjenjenog CS faktora ubrzanja u ovom radu za T2 TSE i ANGIO 3D TOF sekvencu iznosi 5, dok u slučaju FLAIR sekvence taj broj iznosi 3. Dalje povećanje CS faktora u okviru FLAIR sekvence zahtevao je prilagođavanje ostalih parametara sekvence, što bi posledično imalo uticaja na kvalitet slike, pa razlika više ne bi poticala samo od stepena ubrzanja sekvence primenom CS faktora, što bi narušilo tačnost procene.

**Tabela 2** Redosled akvizicionih sekvenci.

Naziv sekvence	Primenjen CS Faktor	Vreme trajanja sekvence [min:s]	Smanjenje vremena trajanja akvizicije u odnosu na početno [%]
Lokalajzer	/	/	/
<b>T2 TSE</b>	<b>1</b>	<b>3:54</b>	/
T2 TSE	2	2:00	49%
T2 TSE	3	1:22	64%
T2 TSE	4	1:10	70%
T2 TSE	5	0:57	76%
<b>FLAIR</b>	<b>1</b>	<b>6:18</b>	/
FLAIR	2	3:36	43%
FLAIR	3	2:42	57%
<b>ANGIO 3D TOF</b>	<b>1</b>	<b>15:33</b>	/
ANGIO 3D TOF	2	8:03	48%
ANGIO 3D TOF	3	5:26	65%
ANGIO 3D TOF	4	4:07	73%
ANGIO 3D TOF	5	3:18	79%

U okviru *Compressed SENSE* tehnike, Philips nudi još jednu opciju finog podešavanja balansa između stepena kompresije i pouzdanosti podataka. Naime, nakon akvizicije sa odabranim *compressed SENSE* faktorom moguće je odabrati nivo uklanjanja šuma (*denoising level*) sa finalne MR slike. U okviru post-procesinga koji nudi Philips moguće je odabrati jedan od tri nivoa (*weak, medium, strong*) što omogućava korisniku odabir prikaza koji mu najviše odgovara. Slike rekonstruisane sa niskim nivoom uklanjanja šuma imaju oštrijji ali i zrnast prikaz, dok su ivice slika sa jačim nivoom uklanjanja šuma mnogo mekše i celokupna slika može

delovati kao mutna. Odabir stepena uklanjanja šuma zavisi od prvobitnog prikaza slike nastale akvizicijom sa odabranim CS faktorom. Nakon odabira CS faktora čijom se primenom dobija slika iste dijagnostičke pouzdanosti i kvaliteta kao slika dobijena akvizicijom bez upotrebe CS faktora, za svaku sekvencu moguće je odabrati nivo uklanjanja šuma u cilju odabira odgovarajućeg za adekvatan prikaz.

## Evaluacija MR slika

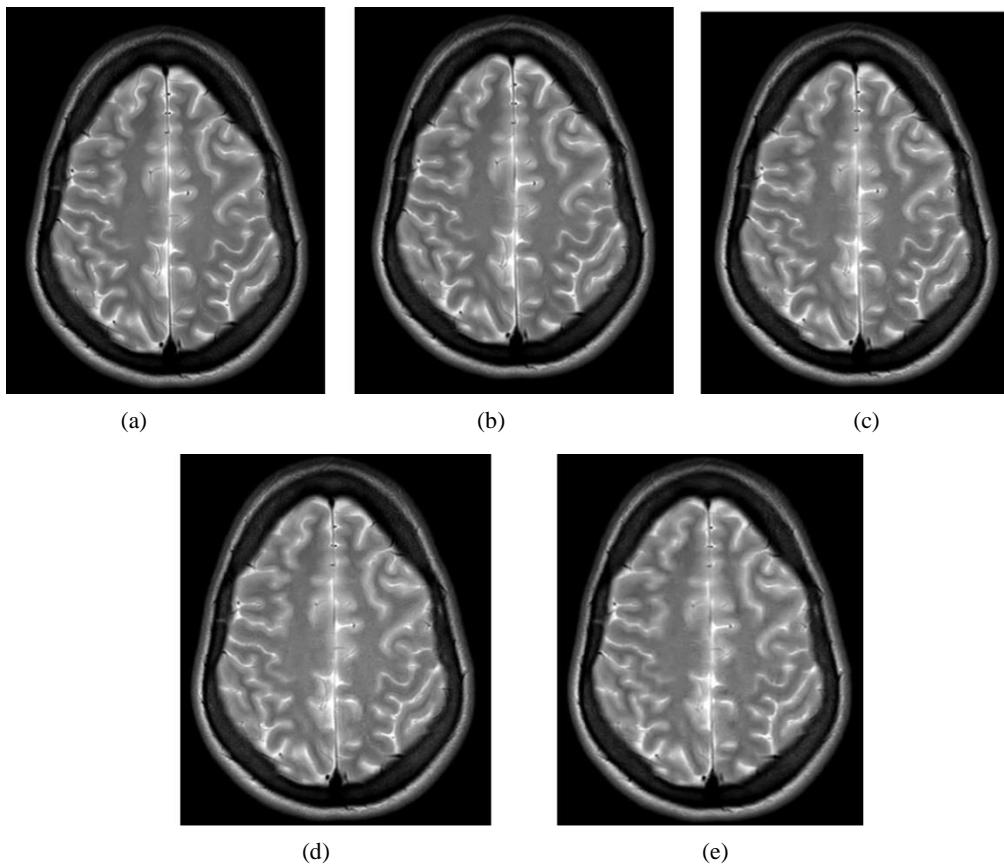
U okviru evaluacije MR slika dobijenih akvizicijom primenom različitog CS faktora, tri radiologa (radiolog O.N. 20 godina iskustva, N.B. 13 godina iskustva, V.S. 4 meseca iskustva) nezavisno su procenila dijagnostički kvalitet slika na osnovu unapred sastavljenog upitnika. Rekonstruisane slike prikazane su nasumičnim redom kako radiolog ne bi bio upoznat sa tim da li evaluira sliku dobijenu konvencionalnom akvizicijom ili akvizicijom uz upotrebu CS faktora. Radiolozi su ocenjivali dijagnostički kvalitet MR slike u okviru T2 TSE i FLAIR sekvence koristeći sledeću skalu: 0 – nije dijagnostička, 1 – nizak nivo pouzdanosti, 2 – srednje pouzdana, 3 – visoko pouzdana. Takođe, evaluirane su glavne karakteristike prikaza endokranijuma ovim sekvencama – koritkomedularna diferencijacija i delineacija sulkusa, upotrebom sledećih kriterijuma: dobro definisani, vidljivi ali nisu dobro definisani, nisu vidljivi. U okviru procene kvaliteta slika dobijenih ANGIO 3D TOF sekvencom, ocenjena je delineacija arterija Vilisovog šestougla i njegovih grana upotrebom sledeće skale: 1 – nedijagnostička delineacija, 2 – pouzdana delineacija glavnih arterija, ali ne i onih manjih, 3 – pouzdana delineacija arterija svih veličina. U glavne arterije Vilisovog šestougla ubrajaju se *lat. arteria cerebri posterior, arteria communicans posterior, arteria communicans anterior*, u grane se ubrajaju *lat. carotis interna cerebri media* i njene grane i *cerebri anterior*, dok su se pod manjim arterijama prilikom evaluacije smatrale distalne arterije na konveksitetima. Za ocenu prisutnosti šuma u okviru sve tri sekvence upotrebljena je skala: 1 – šum nije prisutan, 2 – šum prisutan u manjoj meri ali ne narušava prikaz, 3 – prisutan šum koji narušava prikaz.

## Rezultati

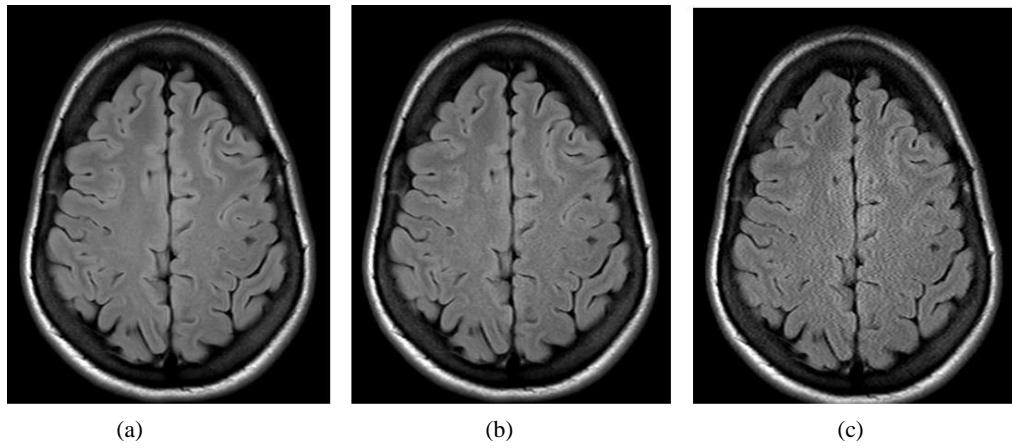
Ukupno je evaluirano 25 T2 TSE sekvenci, po 5 sekvenci za svaki primenjeni CS faktor, 15 FLAIR sekvenci, po 5 sekvenci za svaki primenjeni CS faktor i 20 ANGIO 3D TOF sekvenci, po 4 sekvence za svaki primenjeni CS faktor (jedna serija sekvenci sa različitim primenjenim CS faktorom isključena je iz evaluacije zbog prisustva artefakata nastalih usled pomeranja jednog od dobrovoljaca). Slike 4.1 i 4.2 prikazuju isti aksijalni slajs T2 TSE i FLAIR sekvence (respektivno) dobijen akvizicijom upotrebom različitog CS faktora (od 1 do 5) na kome se vide kortikomedularna diferencijacija kao i delineacija sulkusa koji su pored opšteg dijagnostičkog utiska i prisustva šuma, bili evaluirani u okviru ove dve sekvence. Na slici 4.3 prikazan je isti slajs dobijen akvizicijom ANGIO 3D TOF sekvencom takođe upotrebom različitog CS faktora. Slajs prikazuje Vilisov šestougao u okviru kog je evaluirana delineacija njegovih glavnih arterija i njihovih grana.

Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

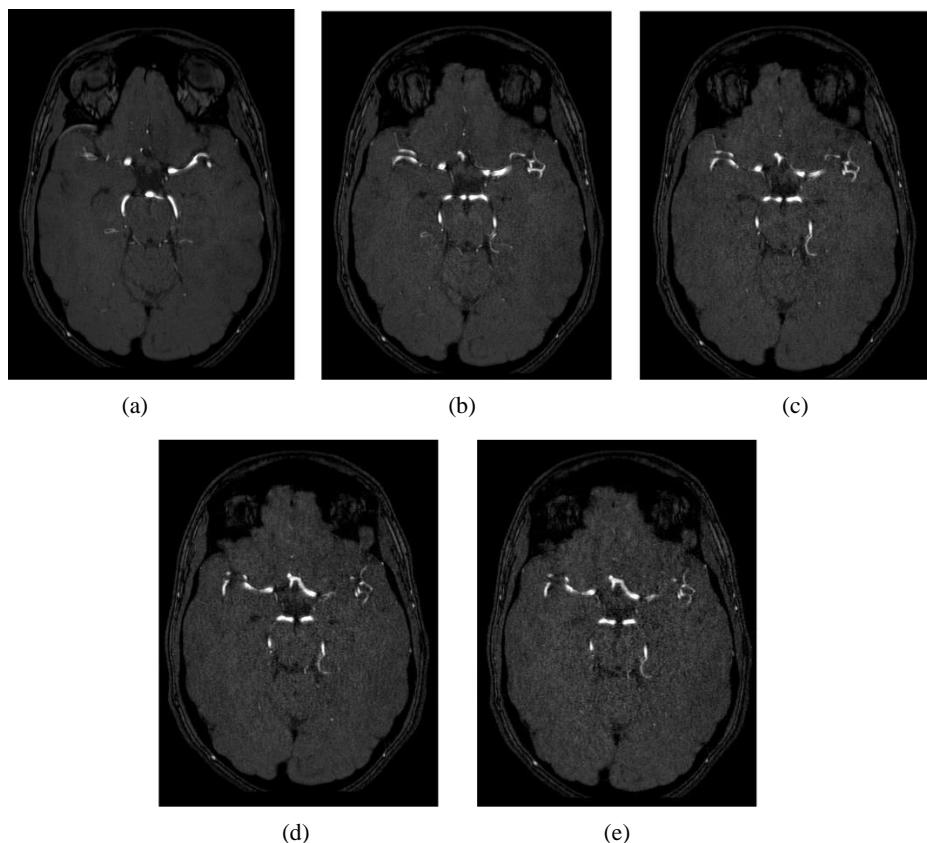
---



**Slika 4.1** T2 prikaz aksijalnih preseka endokranijuma dobijenih upotrebo različitog stepena CS faktora (CS faktor 1 (a), CS faktor 5 (e)).



**Slika 4.2** FLAIR prikaz aksijalnih preseka endokranijuma dobijenih upotrebo različitog stepena CS faktora (CS faktor 1 (a), CS faktor 3 (c)).



**Slika 4.3** Prikaz aksijalnih preseka 3D TOF sekvence dobijenih akvizicijom upotrebom različitih stepena CS faktora (CS faktor 1 (a), CS faktor 3 (e)).

U okviru evaluacije primene različitih CS faktora, uočeno je da karakteristike na osnovu kojih je izvršena evaluacija variraju između slajseva: prikaz sulkusa visoko parijetalno bolji je od niže temporalne regije bez obzira na varijaciju CS faktora. Takođe, osnovna ANGIO 3D TOF akvizicija rezultovala je određenim nivoom šuma u regijama moždanog parenhima čak i na slikama dobijenim akvizicijom celokupnog k-prostora bez primene CS faktora. No, kako cilj ove sekvence nije prikaz kontrasta između mekih tkiva parenhima već između parenhima i vaskularnih struktura, šum lokalizovan u regiji parenhima nije uziman u obzir (posmtran je kao osnovna karakteristika te vrste tkiva u okviru ove vrste sekvence). U okviru svih primenjenih CS faktora prilikom akvizicije FLAIR sekvence primećeno je prisustvo prstenastih artefakata koji su opisani kao artefakti koji oponašaju one koji nastaju usled pomeranja pacijenta. Kako se prisustvo ove vrste artefakata konstantno javljala na FLAIR MR slikama u okviru ove sekvence ovakva vrsta artefakata pripisana je Gibsovom artefaktu (koji je u literaturi opisan kao karakterističan za akvizicije upotrebom CS faktora) (slika 3.3).

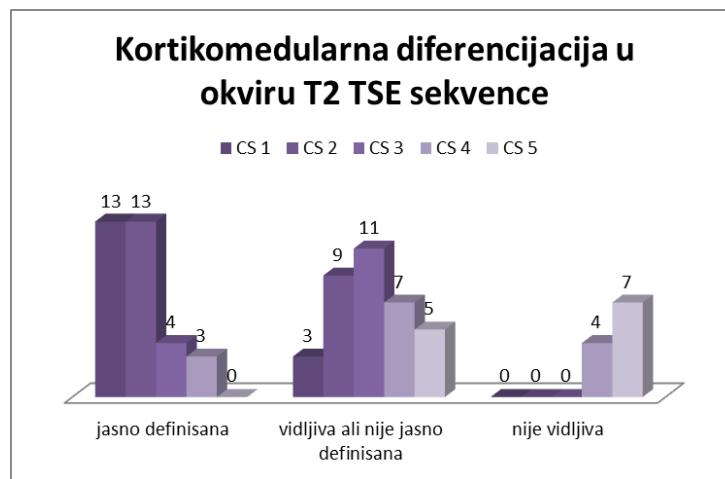
## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

Na slikama 4.5 – 4.9 grafički su prikazani rezultati evaluacije MR slika dobijenih upotreboom različitih CS faktora u okviru T2 TSE sekvence. Prikazani su rezultati evaluacije sva tri radiologa za svih 5 dobrovoljaca.

Na osnovu rezultata može se reći da je jasno definisana kortikomedularna diferencijacija prisutna na MR slikama dobijenih akvizicijom bez upotrebe *Compressed SENSE-a* (CS1) i upotreboom CS faktora 2 (slika 4.5). Daljim povećanjem CS faktora kortikomedularna diferencijacija ostaje vidljiva ali nejasno definisana. Uz rezultate procene prisustva šuma i celokupnog dijagnostičkog utiska na osnovu kojih se vidi da u slučaju CS faktora 2 i 3 šum nije prisutan, nivo pouzdanosti ostaje na nivou srednjeg, a delineacija sulkusa iako nejasno definisana i dalje vidljiva možemo reći da upotreba CS faktora 2 i 3 ne umanjuje dijagnostički kvalitet finalne MR slike.

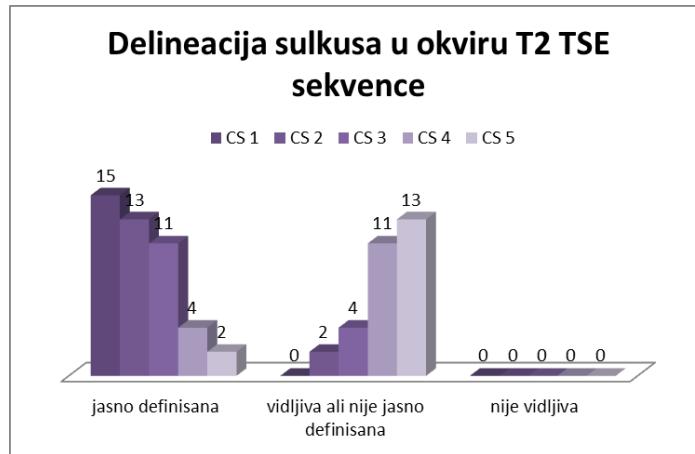
MR slike dobijene upotreboom CS faktora 4 i 5 definisane su kao dijagnostičke sa srednjim nivoom pouzdanosti uprkos tome što je u okviru njihove evalucije kortikomedularna diferencijacija okarakterisana kao nedovoljno vidljiva, delineacija sulkusa nejasno definisana (iako vidljiva) uz prisutan šum koji narušava prikaz.

Upotrebu CS faktora 5 trebalo bi uzeti sa rezervom uprkos tome što je celokupan dijagnostički utisak na nivou srednje pouzdanog, jer je šum okarakterisan kao prisutan i onaj koji narušava prikaz slike što uz nedovoljno vidljivu kortikomedularnu granicu i nedovoljno jasno definisanu delineaciju sulkusa predstavlja argumentovan razlog da se dijagnostički kvalitet dodatno ispita.

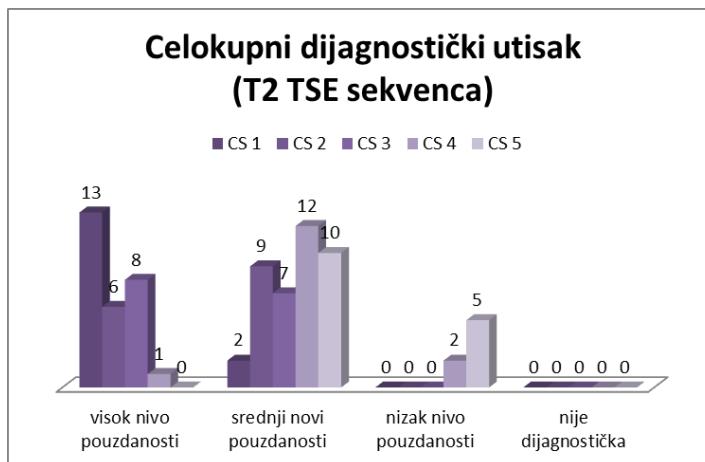


**Slika 4.5** Grafički prikaz rezultata analize kortikomedularne diferencijacije primenom različitih CS faktora u okviru T2 TSE sekvence.

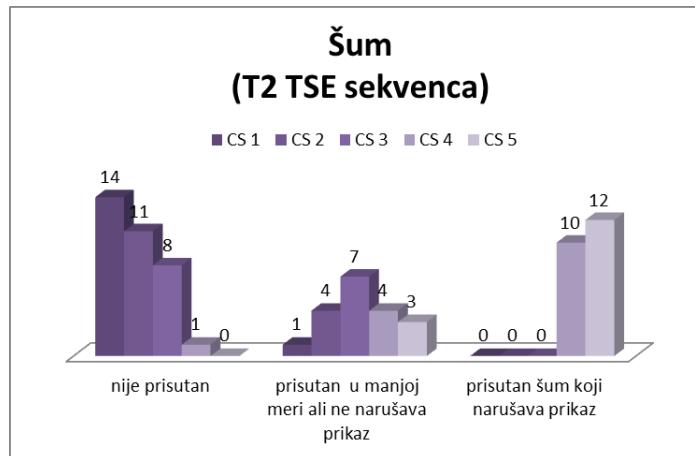
## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu



Slika 4.6 Grafički prikaz rezultata delineacije sulkusa primenom različitih CS faktora u okviru T2 TSE sekvence



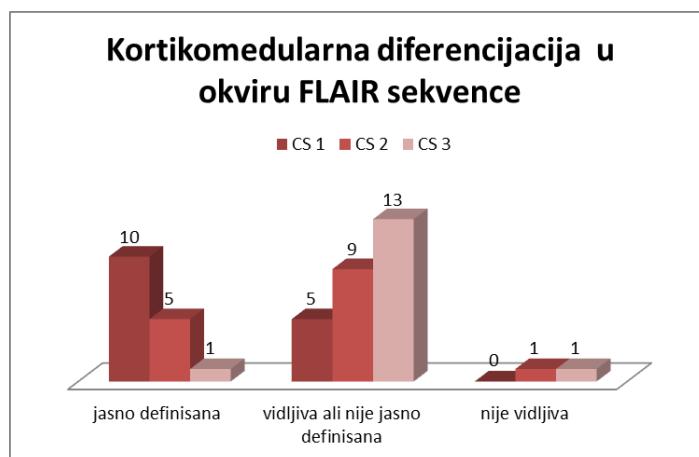
Slika 4.7 Grafički prikaz rezultata evaluacije celokupnog dijagnostičkog utiska primenom različitih CS faktora u okviru T2 TSE sekvence.



Slika 4.8 Grafički prikaz rezultata evaluacije prisustva šuma primeom različitih CS faktora u okviru T2 TSE sekvence

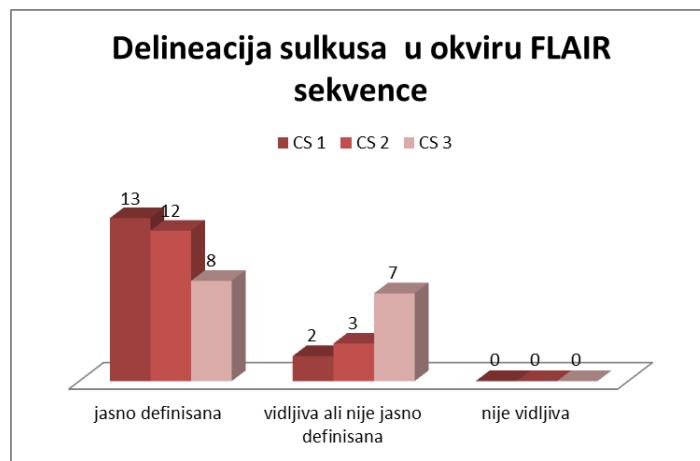
U slučaju FLAIR sekvence sa aspekta kortikomedularne diferencijacije (slika 4.9) zapaža se trend bržeg opadanja dijagnostičkog kvaliteta slike sa povećanjem CS faktora. Tako ona već upotrebom CS faktora 2, iako još uvek vidljiva, postaje nejasno definisana. Kada je u pitanju delineacija sulkusa (slika 4.10) ona ostaje jasno definisana, a celokupan dijagnostički utisak (slika 4.11) ocenjen je srednjim nivoom pouzdanosti što uz prisustvo šuma (slika 4.12) za koji je procenjeno da ne narušava prikaz, čini FLAIR sekvencu sa CS faktorom 2 dobrog kandidata za sekvencu dijagnostičkog kvaliteta koji odgovara kliničkoj upotrebi.

FLAIR sekvencia sa upotrebom CS faktora 3 ocenjena je kao dijagnostička sa sličnim brojem MR slika koje se smatraju srednje pouzdanim i sa niskim nivoom pouzdanosti (slika 4.11). Prisutan šum ocenjen je kao onaj koji narušava prikaz. Kortikomedularna diferencija iako nejasno definisana, i dalje vidljiva. Delineacije sulkusa jasno definisana. Sve navedeno otvara mogućnost za dalje ispitivanje dijagnostičkog kvaliteta FLAIR sekvenci sa upotrebom CS faktora 3 u slučajevima gde je prisutna patologije, sa posebnom pažnjom posvećenoj smanjenju šuma.

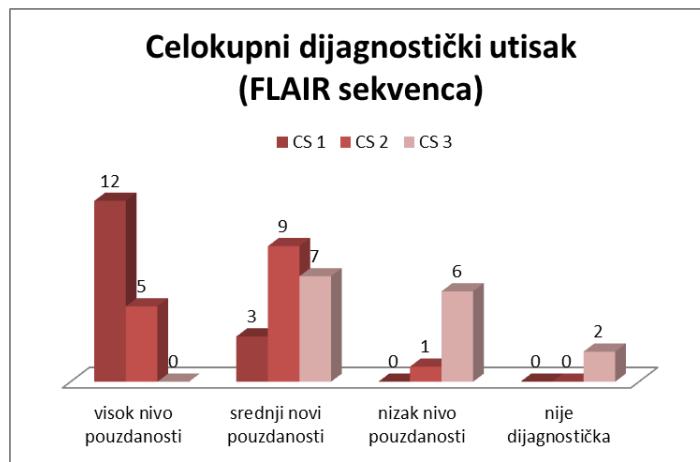


**Slika 4.9** Grafički prikaz rezultata analize kortikomedularne diferencijacije primenom različitih CS faktora u okviru FLAIR sekvence.

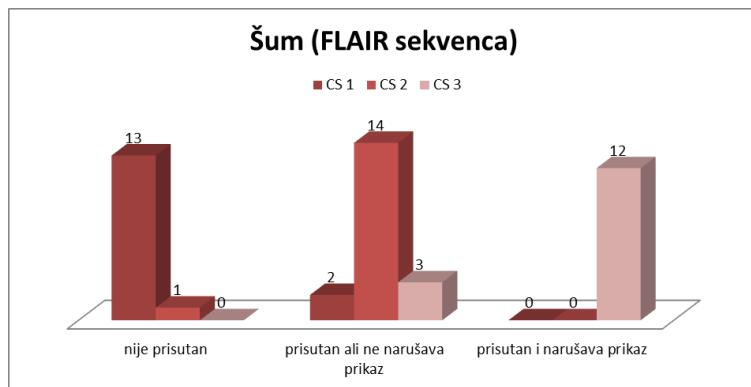
## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu



Slika 4.10 Grafički prikaz rezultata analize delineacije suklusa primenom različitih CS faktora u okviru FLAIR sekvence.



Slika 4.11 Grafički prikaz rezultata evaluacije celokupnog dijagnostičkog utiska primenom različitih CS faktora u okviru FLAIR sekvence.

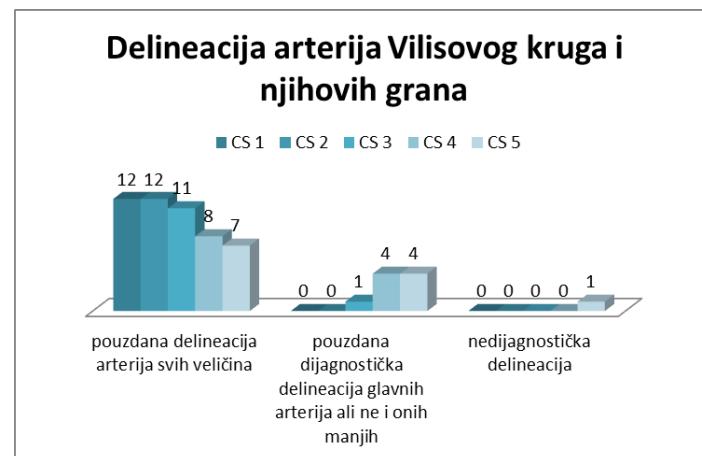


Slika 4.12 Grafički prikaz rezultata evaluacije prisustva šuma primenom različitih CS faktora u okviru FLAIR sekvence.

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

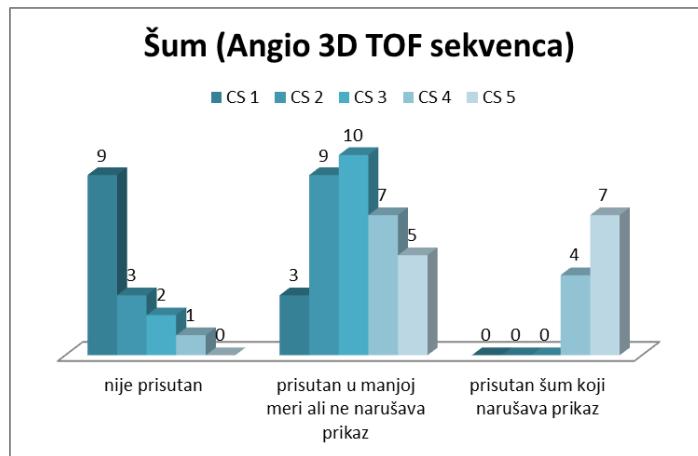
Kako je za MR angiografsku sekvencu 3D TOF od izuzetne vežnosti postići odgovarajuću rezoluciju MR slike (što značajno može produžiti vreme akvizicije) ali i isključiti artefakte pomeranja pacijenta (za koje je verovatnoća često proporcionalna dužini trajanja pregleda) potrebno je postići optimalan odnos rezolucije i trajanja akvizicije ove sekvence. Dodatno, potrebno je i šum svesti na najmanju moguću vrednost.

Na osnovu rezultata evaluacije delineacije arterija Vilisovog šestougla i njihovih grana kao i prisutnosti šuma (slike 4.13 i 4.14) može se uočiti da sve akvizicije uključujući i one sa upotrebom CS faktora 5 omogućavaju pouzdanu delineaciju arterija Vilisovog šestougla i njihovih grana svih veličina. Iako se na osnovu rezultata evaluacije zaključuje da postoje velike varijacije u količini prisutnog šuma, treba uzeti u obzir da su se sva tri radiologa složila da je šum prisutan isključivo u regijama parenhima i da svojim prisustvom ne utiče na prikaz vaskularnih struktura osim u slučaju CS faktora 5 gde svojim prisustvom narušava pouzdanost dobijene dijagnostičke informacije. U toku evaluacije zapaženo je da postoji blago zamućenje kontura krvnih sudova čak i na slikama dobijenim konvencionalnom akvizicijom (CS1) što dovodi do zaključka da to nije posledica isključivo primjenjenog CS faktora već i ostalih faktora konvencionalne akvizicije.



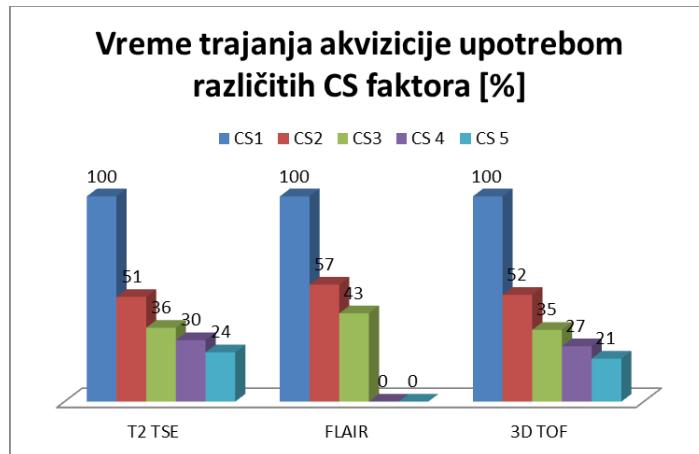
**Slika 4.13** Grafički prikaz rezultata evaluacije delineacije arterija Vilisovog šestougla i njihovih grana primenom različitih CS faktora u okviru 3D TOF sekvence.

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu



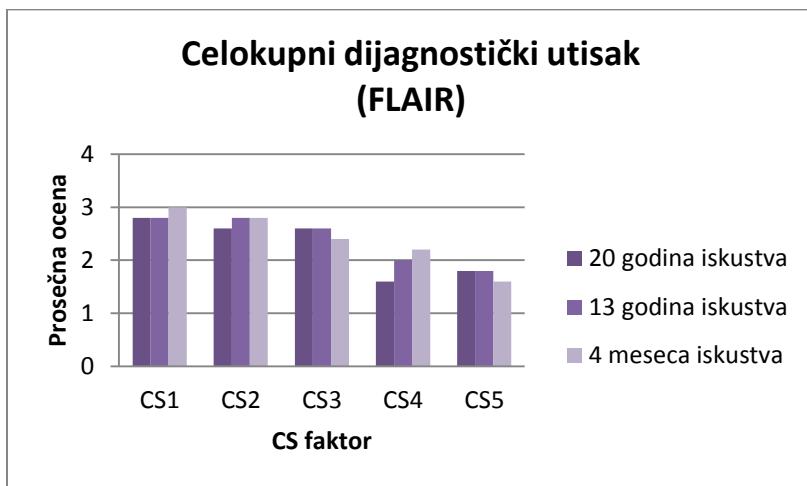
Slika 4.14 Grafički prikaz rezultata evaluacije prisustva šuma primenom različitih CS faktora u okviru 3D TOF sekvence .

Poređenjem vremena akvizicije upotrebom različitog CS faktora uočeno je da je postignuta redukcija veoma slična kod sve tri sekvence (CS2 – 46.67%, CS3 – 62%, CS4 – 71.5%, CS5 – 77.5%).

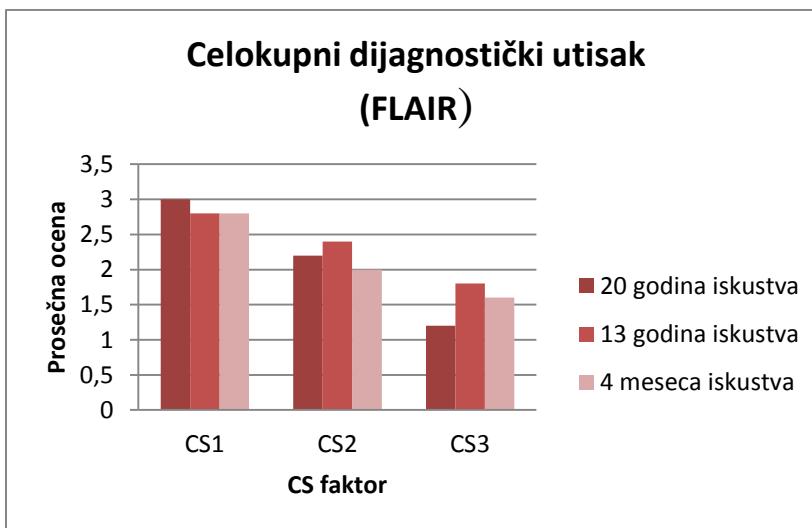


Slika 4.15 Grafički prikaz poređenja vremena trajanja akvizicije upotrebom različitog CS faktora u okviru T2 TSE, FLAIR i 3D TOF sekvence.

Izvršeno je poređenje srednje ocene celokupnog dijagnostičkog utiska za sve tri sekvence i sve primenjene CS faktore za sva tri radiologa posebno. Na osnovu rezultata prikazanih na slikama 4.16-4.18 može se zaključiti da varijacije u prosečnoj oceni datoj od strane radiologa sa različitim brojem godina iskustva postoje samo kada se radi o oceni sekvenci sa upotrebljenim visokim CS faktorom (CS >3 za T2 TSE sekvencu i CS > 2 za FLAIR sekvencu). Sa ovih slika takođe se jasno vidi pad nivoa dijagnostičke pouzdanosti sa povećanjem vrednosti primenjenog CS faktora.



**Slika 4.16** Grafički prikaz varijacija prosečne ocene celokupnog dijagnostičkog utiska, date od strane evaluatora različitih godina iskustva, za T2 TSE sekvencu sa različitim CS faktorom.



**Slika 4.17** Grafički prikaz varijacija prosečne ocene celokupnog dijagnostičkog utiska, date od strane evaluatora različitih godina iskustva, za FLAIR sekvencu sa različitim CS faktorom.

## Diskusija

Na osnovu rezultata ovog rada može se zaključiti da *Compressed SENSE* ima različit uticaj na dijagnostički kvalitet različitih akvizicionih sekvenci. U okviru T2 TSE sekvence pokazalo se da upotreba CS faktora 4 uz dodatnu potvrdu daljim studijama koje će uključivati veći broj ispitanika može ostvariti značajnu redukciju vremena akvizicije (70%) uz istovremeno zadržavanje optimalnog dijagnostičkog kvaliteta MR slike. FLAIR sekvenca zadržala je zadovoljavajući dijagnostički kvalitet akvizicijom upotrebom CS faktora 2 uz otvorenu mogućnost daljeg ubrzavanja sekvence upotrebom većeg CS faktora uz adekvatne tehnike

## Uticaj Compressed SENSE faktora na dijagnostički kvalitet MR slike kod standardnog protokola za glavu

---

redukcije šuma, dok je u slučaju 3D TOF sekvence dijagnostički kvalitet prikaza zadržan uz upotrebu CS faktora 4 uz značajnu redukciju trajanja akvizicije (73%).

Na osnovu rezultata rada dolazi se do zaključka da CS faktor takođe ima različit uticaj na različite anatomske strukture u okviru iste sekvence. Kortikomedularna diferencija pokazala se mnogo osetljivijom na uticaj CS faktora, uz zabeležen brži trend prelaska sa jasne na vidljivu, ali nedovoljno definisanu diferencijaciju. Sulkusi u okviru iste sekvence u većoj meri zadržavaju jasnu delineaciju uz upotrebu različitih CS faktora. Ovaj trend uočen je kod akvizicija i T2 TSE i FLAIR sekvenci. Ovakav rezultat u skladu je sa rezultatima dosadašnjih studija [31].

Na osnovu mišljenja radiologa tokom evaluacije MR slika u okviru ovog rada, može se reći da postoje varijacije u prikazu određene anatomske strukture između preseka, što ne mora nužno biti posledica uticaja CS faktora, već može biti posledica zakriviljenosti struktura i neuniformnosti angulacije preseka u odnosu na površinu mozga, a time i obima mozga koji taj presek obuhvata.

Iako su rezultati dosadašnjih studija na temu upotrebe *Compressed SENSE*-a entuzijastični u smislu potencijala CS-a kao značajnog alata kliničke dijagnostike, samo mali broj dosadašnjih studija bio je posvećen stvarnoj dijagnostičkoj efikasnosti MR imidžinga upotrebom *Compressed SENSE*-a, ajoš manji njegovom uticaju u prisustvo patoloških stanja [32].

Međučitačke razlike, procenjene na osnovu rezultata ovog rada, nisu prisutne u slučaju manjih primenjenih CS faktora, dok su za veće CS faktore prisutne ali nisu značajne.

## Glava 5

### Zaključak

Redukcija vremena MR akvizicije rezultuje mnogim benefitima kako za pacijenta, poboljšanjem komfora tokom pregleda, tako i za dijagnostički kvalitet MR slike, smanjenjem mogućnosti pojave artefakata koji su posledica pomeranja, čime se poboljšava i reproducibilnost.

*Compressed SENSE* kao nova metoda parcijalnog uzorkovanja k-prostora, na osnovu rezultata dosadašnjih studija pokazala se kao tehnika sa velikim potencijalom za redukciju trajanja akvizicije MR sekvenci, uz zadržavanje visokog dijagnostičkog kvaliteta prikaza.

U cilju određivanja optimalnog CS faktora, koji će zadržati pouzdanost dijagnostičke informacije jednaku onoj koju dobijamo konvencionalnim akvizicijama bez upotrebe CS faktora za određen model MR skenera, potreba za ovakvim istaživanjima postoji jer uticaj CS faktora na dijagnostički kvalitet MR slike u mnogome zavisi od protokola koji se koriste u različitim ustanovama, te je teško predvideti faktor ubrzanja akvizicije bez saznanja o parametrima konvencionalnih sekvenci u određenoj instituciji.

Ovaj rad može se smatrati pilot studijom za ovaku vrstu istraživanja u Centru za radiologiju, Kliničkog centra Vojvodine. Broj podataka uključen u ovaj rad nije dovoljan za donošenje definitivnog zaključka o upotrebi *Compressed SENSE* tehnike. Za dobijanje pouzdanijih rezultata vezanih za procenu uticaja ove tehnike na dijagnostički kvalitet slike, potrebno je uključivanje znatno većeg broja ispitanika.

Budući cilj je preciznija procena uticaja *Compressed SENSE*-a u prisustvu različitih patoloških promena u okviru različitih MR skevenci u upotrebi, za određivanje optimalne redukcije vremena akvizicije uz zadržavanje nivoa pouzdanosti dijagnostičke informacije jednakim onom koji je postignut konvencionalnom akvizicijom.

# Reference

1. Geethanath S, Reddy R, Shridhar Konar A, Imam S et al. Compressed Sensing MRI: A Review, Critical Reviews™ in Biomedical Engineering, 41(3):183-204, 2013
2. Sartoretti E, Sartoretti T, Binkert C, et al. Reduction of procedure times in routine clinical practice with Compressed SENSE magnetic resonance imaging technique. PloS ONE 14(4):e0214887.
3. A.Makovski, Noise in MRI, Magn. Reson. Med., vol.36, no.3, pp.494-497, 1996
4. Kayvanrad M, Lin A, Joshi R, et al. Diagnostic quality assessment of compressed sensing accelerated magnetic resonance neuroimaging, 2016. Robarts Imaging Publications.14.
5. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA), Magn. Reson. Med., vol 47, no.6, pp.1202-1210, 2002
6. Samsonov AA,Kholmovski EG, Parker DL, and Johnson CR, POCSENSE:POCS-based reconstruction for sensitivity encoded magnetic resonance imaging, Magn.Reson.Med.,vol.52, no.6, pp.1397-1406,2004
7. Lustig M, Donoho D, Pauly JM, Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging, Magn. Reson. Med., vol.58, no.6, pp.1182-1195, 2007
8. A. D. Elster, Questions and answers in MRI [mriquestions.com]
9. Breuer F., Magnetic Resonance Imaging: Formation of the Image, ESMRMB 2019
10. P.Sprawls, Magnetic Resonance Imaging, Medical Physics Publishing Madison, Wisconsin, 2000
11. J.Ridgway, Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians Part I, Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, 2010
12. Pascal CB, Morris HD, k-space in the clinic, J.Magn.Reson.Imaging, 2004;19(2):145-59
13. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N, Parallel MR Imaging, J.Magn.Reson. Imaging,2012; 36:55-72
14. Gallgher TA, Nemeth AJ, Hacein - Bey L, An Introduction to the Fourier Transform: Relationship to MRI, AJR,2008; 190-1396-1405
15. IMAIOS
16. Cohen MS, Weisskoff RM, Rzedzian RR, Kantor HL, Sensory stimulation by time-varying magnetic fields. Magn.Reson.Med.1990; 14:409-414
17. Ham CL, Engels JM, van de Wiel GT, Machielsen A, Peripheral nerve stimulation during MRI: effects of high gradient amplitudes and switching rates. J.Magn. Reson. Imaging 1997;7:933-937
18. Hoffman A, Faber SC, Wehahn KJ, Jager L, Reiser M., Electromyography in MRI forst recordings of peripheral nerve activation caused by fast magnetic field gradients. Magn. Reson. Med. 2000; 43:534-539

19. Hoult DI, Chen CN, Sank VJ. The field dependence of NMR imaging. II. Arguments concerning an optimal field strength. *Magn. Reson. Med.* 1986; 3:730-746
20. Saloner D, Liu J, Haraldsson H. MR Physics in practice: how to optimize acquisition quality and time for cardiac MRI. *Magn. Reson. Imaging Clin.N.Am.* 2015; 23:16-6
21. Noll DC, Nishimura DG, Macovski A. Homodyne detection in magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging.* 1991; 10(2):154-163
22. Peters DC, Korosec FR, Grist TM, Block WF, Hoden JE, Vigen KK, et al. Undersampled projection reconstruction applied to MR angiography. *Magn. Reson. Med.* 2000; 43(1):91-101
23. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH, High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-I. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 1986; 5(1): 2-7
24. Knopp T, Kunis S, Potts D, A Note on the Iterative MRI Reconstruction from Nonuniform k-Space Data, *International journal of biomedical imaging*, 2007
25. Hargreaves B – RAD 229
26. Pruessman KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesinger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn. Reson. Med* 1999; 42:952-962
27. Donoho D. Compressed sensing. *IEEE Trans. Inf. Theory* 2006; 52:1289-1306
28. Geerts-Ossevoort L, de Weerdt E, Duijndam A et al, Compressed SENSE Speed done right. Every time. PhilipsR healthcare, Netherlands, 2018
29. Rofsky NM, The importance of image quality: In the eyes of the beholder?, *J.Magn. Reson. Imagign*, vol.41, no.4, pp.861-865, 2015
30. Sinha N, Ramakrishnan RG, Quality assessment in magnetic resonance images, *Crit.Rev.Biomed.Eng.*, vol.38, no.2, pp.127-141, 2010
31. Sharma SD, Fong CL, Tzung BS et al. Clinical Image Quality Assessment of Accelerated Magnetic Resonance Neuroimaging Using Compressed Sensing, *Invest Radiol* 2013; 48(9):638-45
32. Jaspan ON, Fleysher, Lipton ML. Compressed sensing MRI: a review of the clinical literature. *Br J Radiol* 2015; 88:20150487



### ***Biografija***

Molnar Una rođena je 30.06.1994. godine u Novom Sadu. Osnovne diplomske studije Fizike upisuje 2013. godine na Prirodno – matematičkom fakultetu u Novom Sadu, smer Medicinska fizika. U toku studija završila je i osnovnu muzičku školu „Isidor Bajić“ u Novom Sadu, na odseku za solo pevanje. Nakon završetka osnovnih studija i odbrane diplomskog rada pod nazivom „Primena nuklearne spektroskopije u NMR tehnici“ 2018. godine upisuje master akademske studije Medicinske fizike takođe na Prirodno – matematičkom fakultetu u Novom Sadu. Od oktobra 2018. zaposlena je na mestu medicinskog fizičara u Centru za radiologiju, Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu.

**UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO – MATEMATIČKI FAKULTET  
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA**

Redni broj:

**RBR**

Identifikacioni broj:

**IBR**

Tip dokumentacije:

Monografska dokumentacija

**TD**

Tip zapisa:

Tekstualni štampani materijal

**TZ**

Vrsta rada:

Master rad

**VR**

Autor:

Molnar Una

**AU**

Mentor:

Doc.dr Jovana Nikolov  
Prof.dr Olivera Nikolić

**MN**

Naslov rada:

Uticaj Compressed SENSE faktora na  
dijagnostički kvalitet MR slike kod  
standardnog protokola za glavu

**NR**

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

**JP**

Jezik izvoda:

srpski (latinica)/engleski

**JI**

Zemlja publikovanja:

Republika Srbija

**ZP**

Uže geografsko područje:

Vojvodina

**UGP**

Godina:

2019

**GO**

Izdavač:

Autorski reprint

**IZ**

Mesto i adresa:

Prirodno – matematički fakultet,  
Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

**MA**

Fizički opis rada:

5 poglavlja, 61 strana

**FO**

Naučna oblast:

Fizika

**NO**

Naučna disciplina:

Medicinska fizika

**ND**

Ključne reči:

nuklearna magnetna rezonanca,  
neuroimidžing, Compressed SENSE,  
dijagnostički kvalitet MR slike

**KR**

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku,  
PMF-a u Novom Sadu

**ČU**

Važna napomena:

nema

**VN**

Izvod:

Ovaj rad opisuje Compressed SENSE  
tehniku skraćenja vremena akvizicije u  
okviru MR pregleda kao i uticaj faktora  
ubrzanja na dijagnostički kvalitet MR slike  
u okviru standardnog protokola za glavu.

**IZ**

Datum prihvatanja teme od NN veća:

11.10.2019.

**DP**

Datum odbrane:

29.10.2019.

**DO**

Članovi komisije:

**KO**

Predsednik komisije:

Prof.dr Nataša Todorović

Član:

Prof.dr Viktor Till

Član:

Prof.dr Olivera Nikolić, mentor

Član:

Prof.dr Jovana Nikolov, mentor

**UNIVERSITY OF NOVI SAD**  
**FACULTY OF SCIENCE**  
**KEY WORDS DOCUMENTATION**

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

Monograph type

DT

Type of record:

Printed text

TR

Content code:

Final paper

CC

Author:

Molnar Una

AU

Mentor:

Doc.dr Jovana Nikolov

Prof.dr Olivera Nikolić

MN

Title:

The influence of Compressed SENSE  
factor on diagnostic accuracy MR image  
in standard brain protocol.

TI

Language of text:

Serbian (latin)

LT

Language of abstract:

English

LA

Country of publication:

Republic of Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

2019

PY

Publisher:

Author's reprint

PU

Publication place:

Prirodno – matematički fakultet,  
Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP

Physical description:

5 chapters, 61 pages

PD

Scientific field: Physics  
SFScientific discipline: Medical physics  
SD  
Key words: nuclear magnetic resonance, neuroimaging,  
Compressed SENSE, diagnostic  
Accuracy of MR image

KW

Holding data: Library of Department of Physics,  
Faculty of Science, Novi Sad

HD

Note: None

N

Abstract: This paper presents Compressed SENSE  
MR acquisition acceleration technique  
and its influence on diagnostic accuracy  
of MR image in standard brain protocol.

AB

Accepted by the Scinetific Board: 11.10.2019.

ASB

Defended on: 29.10.2019.

DE

Thesis defend board:

DB

President: dr Nataša Todorović, Full Professor

Member: dr Viktor Till, Full Professor

Member: dr Olivera Nikolić, Assistant Professor

Member: dr Jovana Nikolov, Assistant Professor