



Univerzitet u Sarajevu
Elektrotehnički fakultet u Sarajevu
Odsjek za računarstvo i informatiku



Digitalno procesiranje signala
u medicini – MRI i CT

Seminarski rad iz predmeta Digitalno procesiranje signala

Student/i:

Tarik Čaluk
Almedin Šehić

Profesor/ica:

V. prof. dr Amila Akagić

Sarajevo, April, 2024

Sadržaj

Sadržaj.....	2
Sažetak.....	3
Uvod.....	4
Terminologija i ključne riječi.....	5
Osnovni principi rada CT-a.....	6
Rekonstrukcija CT slike.....	8
Algoritmi za rekonstrukciju slike.....	9
Furijerov algoritam rekonstrukcije.....	9
Algoritam povratne projekcije.....	10
Iterativni algoritam rekonstrukcije.....	10
Rekonstrukcija dubokog učenja.....	11
Prikaz Slike.....	12
Kvalitet i filtriranje slike.....	14
Filtriranje za smanjenje šuma.....	14
Gaussov filter.....	15
Medijanski filter.....	16
Struktura primjene filtera – primjer ljudskog mozga.....	16
Filtriranje za poboljšanje oštrote slike.....	20
Filter hiperboličnog sekanta.....	20
Uvod u MRI.....	22
Fizikalni principi.....	23
Princip rada.....	23
Magnetizacija.....	24
Postupak magnetizacije.....	24
Precesija.....	26
Uloga precesije u MRI.....	27
Relaksacija.....	28
Radiofrekventni impulsi.....	29
Gradijentna polja.....	30
Uloga gradijentnih polja u lokalizaciji signala.....	31
Kontrast slike.....	32
FT u MRI.....	34
Gradijent faznog kodiranja.....	34
Tomografsko snimanje.....	35
Obrada signala.....	36
Rezolucija slike.....	39

Sažetak

Digitalno procesiranje signala je našlo primjenu u mnogim naukama, naročito prirodnim, te ćemo u ovom radu obraditi primjenu istoga na poljima medicine. Zanimati će nas primjena procesiranja signala u Radiologiji, što je jedna od grana medicine.

CT(skraćenica od eng. Computed Tomography - Računarska tomografija) i MRI(skraćenica od eng. Magnetic Resonance Imaging – Magnetna rezonanca) su uređaji koji koriste digitalno procesiranje signala prilikom obrade slike te će oni biti glavni predmet koji ćemo razmatrati i proučavati u ovom radu.

Uvod

Od svog početka ranih 1970-ih, računarska tomografija (CT) je imala ogroman uticaj na dijagnostičko snimanje. Tokom godina, poboljšanja u oba CT hardveru i softveru rezultirali su napretkom u svemu uključujući rezoluciju slike, vremensku rezoluciju i brzinu rekonstrukcije. Za nešto više od 30 godina, tehnološke inovacije odvele su nas od skenera koji je koristio jedan detektor rendgenskih zraka i izvršavao je rad od nekoliko minuta da se dobije jedan presjek, do skenera koji koristi više redova detektora, u dvodimenzionalnom smjeru i može dobiti više od 100 presjeka za manje od sekunde.

Godine 1972. vrijeme skeniranja po sloju ljudskog tijela bilo je 300 sekundi; do 2005. smanjilo se na samo 0,005 sekundi! Ova tehnološka evolucija otvorila je vrata novome i različite upotrebe CT-a, od procjene koronarne bolesti do kolorektalnog skrininga.

U nekim slučajevima, nove indikacije za CT preglede mogu zamijeniti druge, invazivnije procedure; u drugim situacijama, kao što je upala slijepog crijeva, nude klinički alternativni pristup kada je dijagnoza problematična. Kako se obim i praksa CT-a širi, tako isto mora znanje tehnologa koji rade u ovoj oblasti. Iako su uspostavljene smjernice i protokoli, najčešće su u nadležnosti radiologa; u toku svog rada tehnolozi moraju donijeti bezbroj odluka koji utiču na kvalitet liječenja. Takve odluke mogu samo biti donijete na odgovarajući način ako isti imaju adekvatan temelj u svakoj od ključnih oblasti sadržaja CT-a.

Konvencionalni radiografi prikazuju trodimenzionalni objekat kao dvodimenzionalnu sliku. Ovo dovodi do toga da se ležeća tkiva preklapaju na sliku, što predstavlja glavno ograničenje konvencionalne radiografije.

Kompjuterska tomografija (CT) prevladava ovaj problem skeniranjem tankih dijelova tijela uskim rendgenskim snopom koji se rotira oko tijela, stvarajući slike svakog poprečnog presjeka. Još jedno ograničenje konvencionalne radiografije je njena nemogućnost razlikovanja dvaju tkiva slične gustine. Jedinstvena fizika CT-a omogućava diferencijaciju između tkiva slične gustine.

Glavne prednosti CT-a u odnosu na konvencionalnu radiografiju su u eliminaciji superponiranih struktura, sposobnost razlikovanja malih razlika u gustini anatomske strukture i abnormalnosti, te impozantan kvalitet slika.

Terminologija i ključne riječi

Riječ tomografija ima svoj korijen *tomo*, što znači rez, presjek ili sloj iz grčkog tomos(rez).

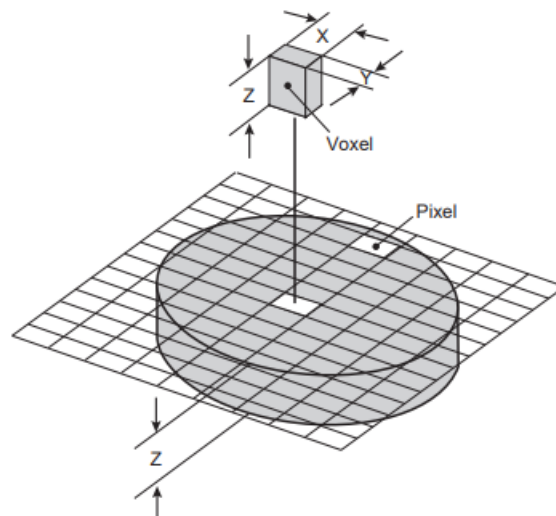
Osnovni principi rada CT-a

Kompjuterska tomografija koristi računar za obradu informacija prikupljenih prolaskom rendgenskih zraka kroz anatomiju tijela. Kreirane slike su poprečnog presjeka.

Za vizualizaciju CT-a, korisna je često korištena analogija sa rezanim hljebom. Ako se tijelo pacijenta zamišlja kao rezani hljeb, svaka CT kriška korelira sa kriškom hljeba. Kora od hljeba je analogna koži tijela pacijenta; unutrašnji dio hljeba predstavlja unutrašnji dio ljudskog tijela.

Pojedinačni CT rez prikazuje samo dijelove tijela prikazane na određenom nivou. Na primjer, skeniranje uzeto na nivou grudne kosti bi pokazalo dijelove pluća, medijastinuma i rebra, ali ne pokazuje dijelove recimo, bubrega.

Podaci i informacije koji formiraju CT isječak se dalje razdvajaju na elemente: širina je označena sa X, dok je visina označena sa Y (sl. 1)



slika 1. Informacije iz CT-a su podijeljene u sekcije

Svaki od ovih dvodimenzionalnih kvadrata predstavlja piksel(element slike). Kompozit od hiljadu piksela stvara CT sliku koja se prikazuje na CT monitor. Ako se uzme u obzir Z osa, rezultat je kocka, a ne kvadrat. Ova kocka se naziva a voksel.

Matrica je ustvari mreža formirana od redova i kolona piksela. U CT-u, najčešća veličina matrice je 512. Ova veličina se prevodi u 512 redova piksela prema dolje i 512 kolona piksela. Ukupan broj piksela u matrici je proizvod broja redova i broja kolona, u ovom slučaju 512×512 (262.144). Budući da se vanjski perimetar kvadrata održava konstantnim, veća veličina matrice (tj. 1,024 u odnosu na 512) će sadržavati manje pojedinačne piksele. Svaki piksel sadrži informacije koje sistem dobija skeniranjem.

Strukture na CT snimku su predstavljene različitim nijansama sive. Stvaranje ovih nijansi sive zasniva se na osnovnim principima zračenja. Rendgenski snop sastoji se od snopova energije poznatih kao fotoni. Ovi fotoni mogu proći ili biti preusmjereni (tj. raspršeni) po strukturi. Stepenn do kojeg je snop smanjen je fenomen poznat kao slabljenje.

U konvencionalnoj radiografiji na filmskom ekranu, rendgenski snop prolazi kroz tijelo pacijenta i otkriva fotografski film. Slično, u CT-u, zrak rendgenskih zraka prolazi kroz tijelo pacijenta i bilježe ga detektori. Računar zatim obrađuje ove informacije da bi napravio CT sliku. U oba slučaja, količine rendgenskih zraka koji prolaze kroz tijelo određuju nijanse sive boje na slici.

Po konvenciji, rendgenski fotoni koji prolaze neometano predstavljeni su crnom bojom na slici. Ova područja na slici se obično nazivaju područja niske razrijeđenosti.

Nasuprot tome, rendgenski snop koji objekt potpuno apsorbira, ne može se otkriti; mjesto na slici bude bijelo. Objekt koji ima sposobnost apsorpcije većeg dijela rendgenskog snopa se često spominje da ima visokuj razrijeđenost. Područja srednje razrijeđenosti predstavljena su raznim nijansama sive.

Skeneri(dio CT-a) se uveliko razlikuju po svom mehaničkom sastavu, i idealna konfiguracija i sastav detektora i cijevi su teme o kojima se žestoko raspravlja u industriji. Svaki proizvođač tvrdi da je njegov dizajn skenera najbolji. Nažalost, to je nemoguće nedvosmisleno reći koji skup faktora dizajna daje najbolji ukupni CT skener. Srećom, nije neophodno da tehnolog mora razumjeti precizan sastav svake vrste skenera na raspolaganju za obavljanje visokokvalitetnih studija.

Ovaj odeljak pruža osnovno razumijevanje o tome kako nastaje CT slika.

Iako postoje velike varijacije u dizajnu skenera, oni dijele neke karakteristike.

CT proces se može podijeliti na tri opća segmenta: prikupljanje podataka, rekonstrukcija slike i prikaz slike.

U prvom segmentu, rendgenski fotoni se stvaraju i usmjeravaju kroz pacijenta, gdje se ili apsorbiraju ili prodiru u pacijenta kako bi udarili u detektore CT sistema.

Cilj ove faze je prikupljanje informacija. U drugom segmentu podaci se sortiraju tako da svaki piksel ima jednu pridruženu vrijednost Hounsfiyevog polja.

Cilj ove faze je iskoristiti informacije prikupljene u prethodnom segmentu i pripremiti ih za prikaz. U završnoj fazi kreiranja CT slike, obrađeni podaci se pretvaraju u nijanse sive za pregled.

Stoga se faze uključene u kreiranje CT slike mogu generalizovati kao

- 1) dobijanje podataka(eng. Data acquisition),
- 2) korištenje podataka i
- 3) prikazivanje podataka.

Rekonstrukcija CT slike

Podaci prikupljeni od detektora moraju biti podvrgnuti mnogim korakima u procesu rekonstrukcije. Ovo poglavlje ispituje kako se manipulira prikupljenim podacima kako bi se proizvela CT slika, stavljajući fokus samo na digitalnu obradu signala.

Da bi se formirala slika, računar dodjeljuje jednu vrijednost svakom pikselu. Ova vrijednost, ili broj gustine, je prosjek svih mjerenja slabljenja za taj pixel. Vrijednost piksela predstavlja proporcionalnu količinu rendgenske energije koja prolazi kroz anatomiju tijela i udara u detektor. Kada se podaci usredsrede tako da svaki piksel ima jedan pridruženi broj, sliku možemo formirati. Podaci uključeni u ovu sliku prikladno se nazivaju slikovni podaci. Podaci slike zahtijevaju približno jednu petinu računarskog prostora potrebnog za neobrađene podatke.

Kako rendgenski snop putuje duž svoje kružne putanje, kontinuirano se generira energija rendgenskih zraka. Put kojim je rendgenski snop vodi od cijevi do detektora se naziva zraka DAS(uređaj za mjerenje jačine rendgenskih zraka) čita svaki dolazni zrak i mjeri koliko je zraka oslabljena. Ovo mjerenje se naziva zbir zraka.

Kompletan skup zbroja zraka je poznat kao pogled. Pogled se može porediti sa osobom koja gleda u predmet. Iz samo jednog ugla je teško dobiti pravo razumijevanje oblika objekta. Da bi se dobila najrealnija slika objekta, bilo bi najbolje prošetati okolo i posmatrati ga iz više uglova.

Konačna procjena objekta promatrača bi trebala uključiti sva njegova zapažanja. CT slika je kreirana na skoro isti način. Za kreiranje je potrebno mnogo slika iz više uglova.

Algoritmi za rekonstrukciju slike

Razvijeni su praktični algoritmi rekonstrukcije za implementaciju procesa rekonstrukcije trodimenzionalnog objekta iz njegovih projekcija. Ovi algoritmi su dizajnirani uglavnom na osnovu matematike rendgenske transformacije, statističkog znanja procesa prikupljanja podataka i geometrije sistema za snimanje podataka.

Neki od algoritama su:

- Furijerov algoritam rekonstrukcije
- Algoritam povratne projekcije
- Iterativni algoritam rekonstrukcije
- Rekonstrukcija dubokog učenja

Furijerov algoritam rekonstrukcije

Rekonstrukcija se može izvršiti interpolacijom. Pretpostavimo da N projekcija od $f(x,y)$ su generirane pod jednako raspoređenim uglovima, svaki uzorkovani istom brzinom.

Diskretna Fourierova transformacija (DFT) na svakoj projekciji daje uzorkovanje u frekvencijskom domenu. Kombinovanjem svih projekcija uzorkovanih frekvencijom generiše se polarni raster u frekvencijskom domenu. Polarni raster je rijedak, tako da se interpolacija koristi za popunjavanje nepoznatih DFT tačaka, a rekonstrukcija se može izvršiti putem inverzne diskretne Fourierove transformacije.

Performanse rekonstrukcije mogu se poboljšati projektovanjem metoda za promenu retkosti polarnog rastera, olakšavajući efikasnost interpolacije.

Na primjer, koncentrični kvadratni raster u frekvencijskoj domeni može se dobiti promjenom ugla između svake projekcije na sljedeći način:

$$\theta' = \frac{R_0}{\max\{|\cos \theta|, |\sin \theta|\}}$$

Koncentrični kvadratni raster poboljšava računarsku efikasnost dozvoljavajući da sve interpolacione pozicije budu na pravougaonoj DFT rešetki. Nadalje, smanjuje interpolacionu grešku. Ipak, Fourier-transformacijski algoritam ima nedostatak proizvodnje inherentno bučnog izlaza.

Algoritam povratne projekcije

U praksi rekonstrukcije tomografske slike često se koristi stabilizirana i diskretizirana verzija inverzne Radon transformacije, poznata kao algoritam filtrirane povratne projekcije.

Sa uzorkovanim diskretnim sistemom, inverzna Radonova transformacija je:

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \sum_{i=0}^{N-1} \Delta\theta_i g_{\theta_i}(x \cos \theta_i + y \sin \theta_i)$$

$$g_{\theta}(t) = p_{\theta}(t) \cdot k(t)$$

Naziv povratna projekcija potiče od činjenice da jednodimenzionalnu projekciju treba filtrirati jednodimenzionalno radonovo jezgro (povratno projektovano) da bi se dobio dvodimenzionalni signal. Filter koji se koristi ne sadrži DC pojačanje, tako da bi dodavanje DC bias-a moglo biti poželjno. Rekonstrukcija korištenjem povratne projekcije omogućava bolju rezoluciju od gore opisane interpolacijske metode. Međutim, izaziva veću buku jer je filter sklon pojačavanju sadržaja visoke frekvencije.

Iterativni algoritam rekonstrukcije

Neka je N broj projekcija i D neka je operator izobličenja za i-tu projekciju snimljena pod nekim uglom.

$$f_0(x, y) = \sum_{i=1}^N \lambda_i p_{\theta_i}(r)$$

$$f_k(x, y) = f_{k-1}(x, y) + \sum_{i=1}^N \lambda_i [p_{\theta_i}(r) - D_i f_{k-1}(x, y)]$$

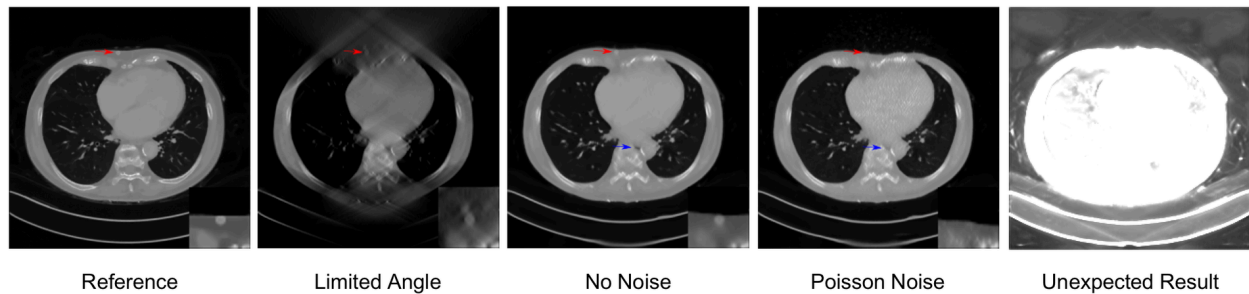
Rekonstrukcija dubokog učenja

Metode dubokog učenja danas se široko primjenjuju na rekonstrukciju slike i postigle su impresivne rezultate u različitim zadacima rekonstrukcije slike, uključujući smanjenje šuma pri niskim dozama, rekonstrukciju s rijetkim pogledom, tomografiju ograničenog kuta i smanjenje metalnih artefakata. Jedna grupa algoritama za rekonstrukciju dubinskog učenja primjenjuje post-procesiranje neuronskih mreža za postizanje rekonstrukcije slike u sliku, gdje se ulazne slike rekonstruiraju konvencionalnim metodama rekonstrukcije.

Smanjenje artefakata korištenjem U-Neta u tomografiji ograničenog ugla je takav primjer primjene. Međutim, netačne strukture se mogu pojaviti na slici rekonstruisanoj takvom metodom koja se u potpunosti zasniva na podacima, kao što je prikazano na slici 2.

Stoga se čini da je integracija poznatih operatora u dizajn arhitekture neuronskih mreža korisna, kao što je opisano u konceptu preciznog učenja. Na primjer, direktna rekonstrukcija slike iz podataka o projekciji može se naučiti iz okvira filtrirane povratne projekcije.

Drugi primjer je izgradnja neuronskih mreža odvijanjem iterativnih algoritama rekonstrukcije. Osim za precizno učenje, korištenje konvencionalnih metoda rekonstrukcije s prethodnom rekonstrukcijom dubokog učenja također je alternativni pristup za poboljšanje kvaliteta slike rekonstrukcije dubokog učenja.

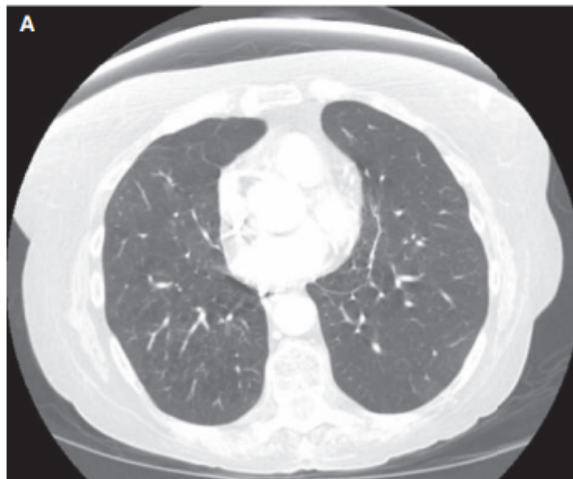


Slika 2: Uticaj Poissonove buke u rekonstrukciji dubokog učenja

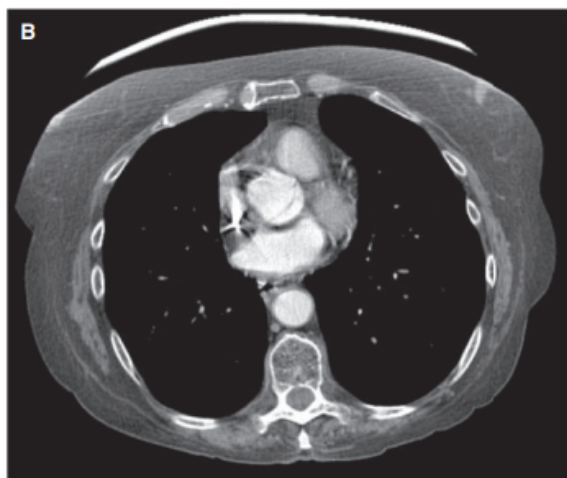
Prikaz Slike

U prve dvije faze stvaranja slike informacije se prikupljaju prolaskom rendgenskih fotona kroz tijelo, pretvoren u upotrebljiv format i korišten za rekonstrukciju gustine u dijelovima poprečnog presjeka. Posljednja faza u stvaranje CT slike je prikaz. Prikaz slike uključuje sve systemske komponente potrebne za konverziju digitalnih podataka nastalih iz procesa rekonstrukcije do električnih signala potrebnih CT monitoru. Sistem prikaza također uključuje mogućnost prikaza pacijenta te daje informacije i podatke protokola skeniranja, i pruža mnoga grafička pomagala dizajnirana da pomognu u interpretaciji slike.

Način na koji se slika gleda na kompjuterskom monitoru može se prilagoditi promjenom širine prozora. U određenim postavkama prozora, komad grudnog koša prikazuje parenhim pluća (slika 3. U drugoj postavci, isti presjek prikazuje detalje medijastinuma i više ne prikazuje plućni parenhim (slika 4).

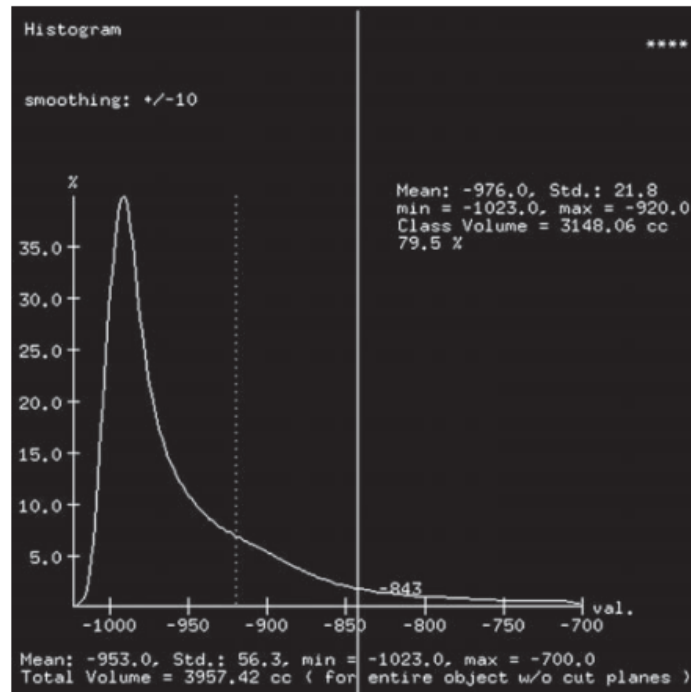


Slika 3: Parenhim pluća



Slika 4: Prikaz bez Parenhima pluća

Histogram CT-a je grafički prikaz koji pokazuje koliko često se javlja raspon CT broja(Slika 5).



Slika 5: Histogram

Kvalitet i filtriranje slike

Filtriranje za smanjenje šuma

Algoritmi filtriranja za smanjenje šuma uključuju:

- o **Gaussov filter:** Koristi se za glaćenje slike i smanjenje visokofrekventnog šuma.
- o **Medijanski filter:** Koristi se za uklanjanje impulsnog šuma zadržavajući oštre rubove objekata na slici.

Gaussov filter

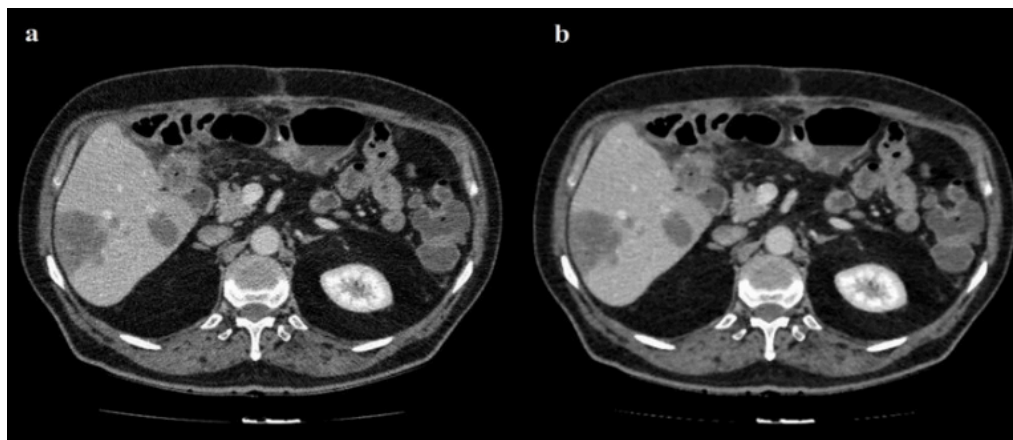
Gaussov filter je jedna od metoda filtriranja koja se može koristiti za zamućenje slika i uklanjanje šuma. Ova metoda sastoji se od jedne i dvije dimenzije. U jednoj dimenziji, matematička jednačina Gaussove funkcije je:

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}$$

Za dvodimenzionalnu Gaussovu funkciju:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

Mrljasti šum je tipičan šum koji nastaje zbog unutarnjih ili vanjskih ometanja i općenito je prisutan na digitalnim slikama i slikama magnetske rezonance. Gaussov filter implementiran je za uklanjanje mrljastog šuma prisutnog u CT slikama ili MRI slikama mozga. U ovoj tehnici, prosječna vrijednost okolnog piksela ili susjednih piksela zamjenjuje šumni piksel prisutan na slici koja se temelji na Gaussovoj distribuciji.



Slika 7: prije i nakon primjenivanja Gaussovog filter

Medijanski filter

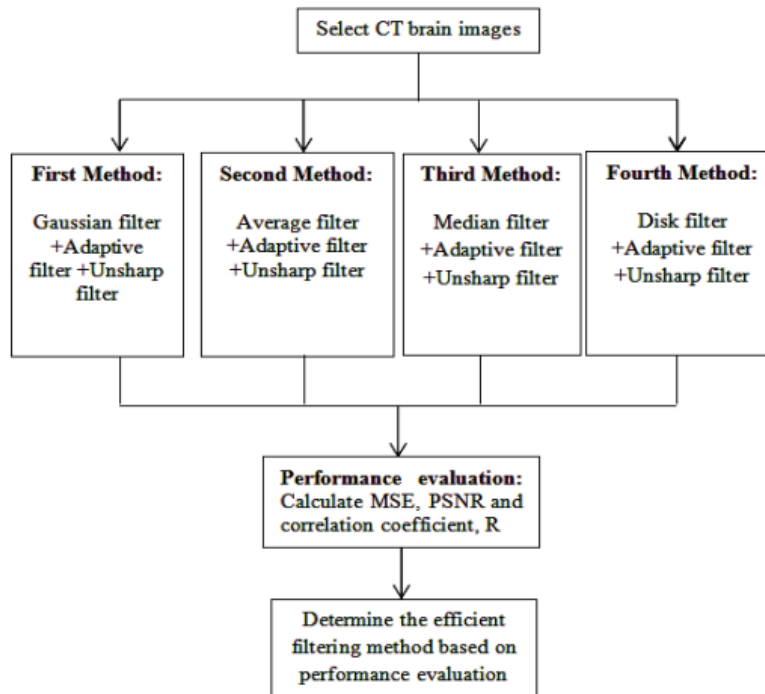
Medijanski filter je popularan filter statistike reda u obradi digitalne slike. Srednji/medijanski filter vrlo je popularna tehnika za uklanjanje impulsne buke zbog svoje dobre moći uklanjanja šuma i matematičke tačnosti. Vrijednost piksela se zamjenjuje medijanom razina intenziteta u blizini tog piksela filterom medijana. Fiksna veličina prozora za filtriranje koristi se za ishod piksela susjedstva pomoću srednjeg filtera. Srednji filteri implementirani su dosljedno na cijeloj slici i stoga nastoje modificirati piksele s šumom i one bez šuma koji su prisutni na slici. S tim u vezi, uvijek postoji mogućnost zamjene dobrih piksela nekim oštećenim. Stoga se uklanjanje šuma često postiže nauštrb zamućenih i iskrivljenih dijelova, čime se uklanjaju sitni detalji prisutni na slici.

Algoritam dvodimenzionalnog medijanskog filtera:

```
for x from edgex to image width - edgex do
  for y from edgey to image height - edgey do
    i = 0
    for fx from 0 to window width do
      for fy from 0 to window height do
        window[i] := inputPixelValue[x + fx - edgex][y + fy - edgey]
        i := i + 1
    sort entries in window[]
    outputPixelValue[x][y] := window[window width * window height / 2]
```

Struktura primjene filtera – primjer ljudskog mozga

Filtriranje slike neophodan je proces u obradi slike prije nego što se bilo koji proces može odvijati. U ovom radu, kombinacija Gaussovog filtera, prosječnog filtera, srednjeg filtera i disk filtera s adaptivnim filterom i neoštrim filterom primijenjen na 15 CT slika mozga u programskom okruženju MATLAB. Zatim se svaka metoda podvrgava evaluacija procesa izvedbe.



Slika 8.

Bilo je nekoliko koraka uključenih u ovaj rad:

Korak 1: Odaberite sliku iz mape i pokrenite je u Matlabu.

Korak 2: Primijenite svaku metodu za svih 15 CT slika mozga.

Korak 3: Vizualno usporedite rezultat s različitim metodama.

Korak 4: Procijenite izvedbu svake metode korištenjem MSE, PSNR i R jednadžbi.

Korak 5: Odaberite najbolju metodu na temelju MSE, PSNR i R vrijednosti.

Svrha našeg istraživanja je odabrati učinkovitu metodu za CT slike mozga. Kako bismo znali najbolje metode, svaka se metoda procjenjuje korištenjem srednje kvadratne greške(MSE) i omjera signal-šum (PSNR).

MSE je kumulativna kvadratna greška između izvorne slike i komprimirane slike. Što je niža vrijednost MSE, manja je greška. Dok je PSNR omjer između najveće moguće snage signala i moći kvarenja buke koja utječe na vjernost njezine reprezentacije.

Matematičke jednačine u pronalaženju vrijednosti MSE i PSNR su sljedeće:

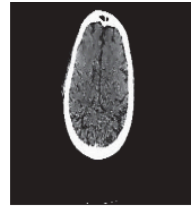
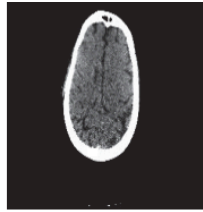
$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f_1(i, j) - f_2(i, j))^2$$

$$PSNR = 10 \log \left(\frac{(255)^2}{MSE} \right)$$

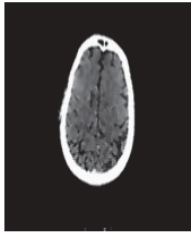
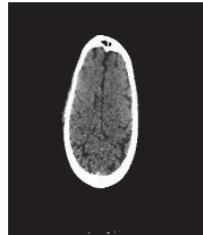
Kako bi se povećala sigurnost naše metode, koristi se parametar koeficijenta korelacije R. Ovaj parametar definira se kao bliskost rubnih slika različitih metoda u bučnom okruženju s izvornom slikom bez šuma. Ako je vrijednost R blizu +1, filtrirana slika pokazuje da metode imaju pozitivna korelaciju. Ako su R vrijednosti blizu -1, metode imaju negativnu korelaciju. Matematička formula za izračunavanje R vrijednosti je:

$$R = \frac{n \sum xy - (\sum x)(\sum y)}{\sqrt{n(\sum x^2) - (\sum x)^2} \sqrt{n(\sum y^2) - (\sum y)^2}}$$

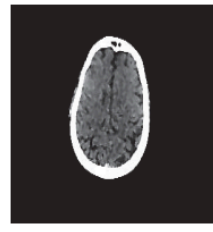
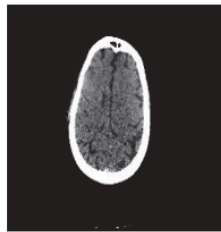
First Methods



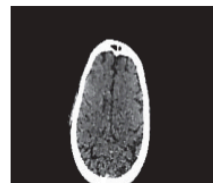
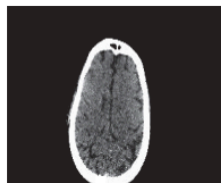
Second Methods



Third Methods



Fourth Methods

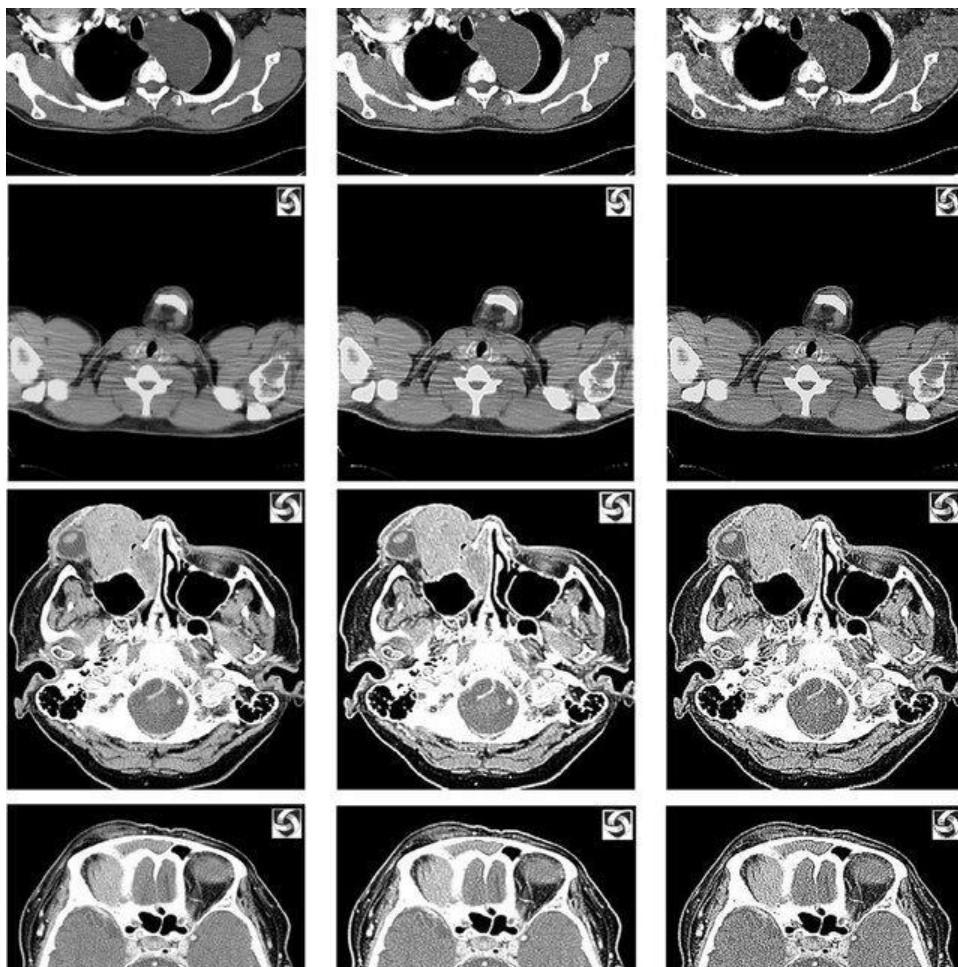


Zaključci koji su izvedeni iz ove studije su; poređenje različitih metoda metoda filtriranja, pokazuju da prva metoda daje bolji rezultat u odnosu na ostale metode jer je vrijednost PSNR najveća i najniža vrijednost MSE, dok se vrijednost R približava +1. Nadalje, na osnovu vizualizacije, može biti vidi se da je prva metoda dala jasniju sliku u odnosu na ostale tri metode.

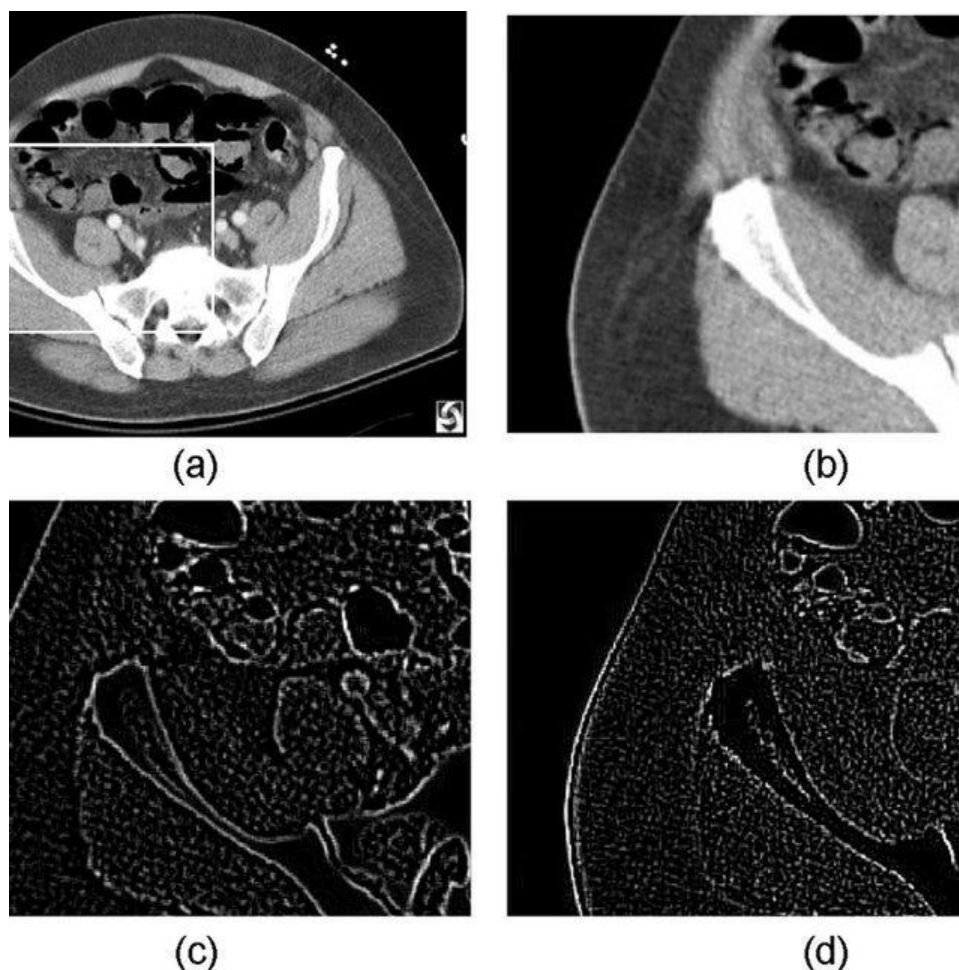
Filtriranje za poboljšanje oštrote slike

Filter hiperboličnog sekanta

Kod snimanja računarskom tomografijom (CT), odabir jezgri rekonstrukcije određuje odnos između oštrote slike i šuma piksela. Ovaj rad predstavlja novi High Pass (HP) filter za izoštravanje dobivenih CT slika bez neprirodno izraženih rubova. Osjetljivost na šum i ograničeni smjerovi glavni su nedostaci konvencionalnih HP filtara koji se koriste za izoštravanje slike. Za borbu protiv ovih poteškoća razvijen je dvodimenzionalni (2D) izotropni hiperbolički sekantni kvadrat (HBSS) filter.



Slika 9: primjer upotrebe FHS



Slika 10: Učinkovita obnova visokofrekventnih komponenti iz CT slike

(a) originala, (b) izrezanog dijela (a), (c) predloženog HBSS filtra i (d) LoG filtra.

Svojstvo 2D neodvojivosti ovog filtra poboljšava usmjerenu selektivnost dok HBSS pruža manju osjetljivost na šum, a dizajn najmanjih kvadrata predstavlja regularizaciju. Poboljšani odziv HP filtra koristi se za izoštravanje CT slika. Učinkovitost predložene metode izoštravanja uspoređena je s uobičajenom neoštrom maskom, koja koristi neodvojivi izotropni Laplacian of Gaussian (LoG).

Uvod u MRI

Magnetna rezonanca (MRI) je tehnika snimanja koja se prvenstveno koristi u medicinskim postavkama za proizvodnju visokokvalitetnih slika unutrašnjosti ljudskog tijela. MRI se zasniva na principima nuklearne magnetne rezonance (NMR), spektroskopske tehnike koju naučnici koriste za dobijanje mikroskopskih hemijskih i fizičkih informacija o molekulima. Tehnika je nazvana magnetna rezonanca, a ne nuklearna magnetna rezonanca (NMRI) zbog negativnih konotacija povezanih sa rječju nuklearna krajem 1970-ih. MRI je počeo kao tomografska tehnika snimanja, odnosno proizvela je sliku NMR signala u tankom komadu kroz ljudsko tijelo. MRI je napredovao dalje od tomografske tehnike snimanja do tehnike snimanja zapremine. Ovaj paket predstavlja sveobuhvatnu sliku osnovnih principa MRI.

Magnetna rezonanca otkrivena je 1947. godine od strane 2 fizičara Felixa Blocha i Edwarda Mills Purcella, a prva medicinska slika je napravljena 1977. godine.

Rad magnetne rezonance oslanja se na činjenicu da se ljudsko tijelo sastoji većinski od vode (70%), odnosno od atoma vodika, čiji protoni imaju magnetno polje koje će prilikom dodavanja magnetnog polja mašine i radiotalasa koji pobuđuju niskoenergijske protone, ispuštaju signale koji se primaju pomoću zavojnica i digitalno obrađuju tako da daju prikaz slike. Magnetna rezonanca (MRI) se koristi u medicini pri snimanju mekih tkiva tijela, tačnije najčešće se koristi pri snimanju mozga i udova, jer je pomoću nje vrlo lahko uočiti krvna zgrušanja, krv manje ili više snabdjevenu kisikom, oštećenja na ligamentima udova i slično.

Fizikalni principi

Magnetna rezonancija (MRI) je tehnika snimanja koja koristi magnetska polja i radiotalase za dobijanje detaljnih slika unutrašnjosti ljudskog tijela. Oslanja se na niz fizikalnih principa, uključujući:

1. Magnetizaciju,
2. Precesiju,
3. Relaksaciju,
4. Radiofrekventne impulse,
5. Gradijentna polja,
6. Kontrast slike,
7. Fourier-ovu transformaciju.

Princip rada

MRI mašine rade tako što koriste interakciju magnetnog polja, jona vodika i radiofrekventnog (RF) impulsa. Kada pacijenta stavite u jako magnetno polje, njegovi joni vodika se poravnavaju u smjeru magnetnog polja. Primjenom RF impulsa promijenit će se smjer poravnanja ovih vodikovih jona. Kada se RF impuls isključi, ovi joni će pokušati da se ponovo usklade sa magnetnim poljem i oslobode signal.

Jačina ovog signala zavisi od vrste tkiva (masti, mišića, vode) u kojem se nalazi jon vodika. Koristeći ove principe, možete podesiti mašinu da detektuje signale različitih raspona i iz različitih ravni magnetizacije – to nazivamo "ponderisano snimanje". Također možemo reći mašini da zanemari određene vrijednosti signala kako bi ih "potisnula" kada je u pitanju gledanje slike – one su poznate kao sekvence "suzbijanja masti".

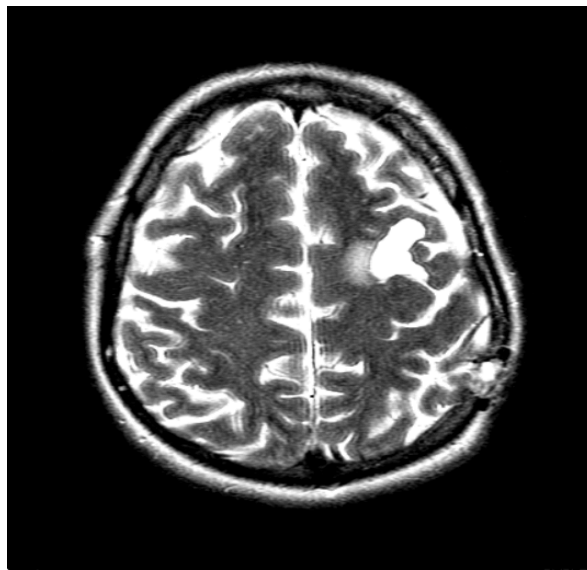
Fundamentalni princip rada, kao što je već navedeno, bazira se na postojanju atoma vodika u unutrašnjosti tijela. Atomi vodika se sastoje od jezgra sa jednim protonom koji posjeduju svoj spin i magnetno polje. Magnet MRI mašine stvara svoje magnetno polje koje utiče na magnetno polje protona koji se ravnaju u smjeru glavnog magnetnog polja, poslije se tek dovode radio

talasi koji pobuđuju niskoenergijske protone, koji nakon prestanka djelovanja radio talasa otpuštaju elektromagnetnu energiju koja se emitira prema zavojnici prijemniku, gdje se pretvara iz analognih u digitalne signale, koje kompjuter obrađuje u slikovni podatak.

Magnetizacija

U magnetnoj rezonanciji (MRI), magnetizacija se odnosi na usmjeravanje magnetnih momenata protona u atomskim jezgrama vodika (H) pod utjecajem vanjskog magnetskog polja. To je osnovni princip koji omogućuje MRI da generira detaljne slike unutrašnjosti ljudskog tijela.

Primjer snimke glave:



Postupak magnetizacije

1. Vanjsko magnetsko polje: MRI aparat generira jako magnetsko polje, obično s jačinom od 1.5 do 3 Tesla. To je oko 30.000 do 60.000 puta jače od Zemljinog magnetskog polja (oko 0.0005 Tesla). Za usporedbu, magnet za frižider ima jačinu od oko 0.001 Tesla. Kako bi se generiralo tako jako magnetsko polje, MRI aparat koristi veliku zavojnicu žice

koja je omotana oko jezgra. Kroz ovu zavojnicu prolazi struja, koja stvara magnetsko polje.

2. Usmjeravanje protona: U magnetskom polju, magnetni momenti protona u atomskim jezgrama vodika (H) se poravnavaju u smjeru polja. To je slično kao kada se kompasne igle poravnaju u smjeru Zemljinog magnetskog polja. Ova usmjerenost protona dovodi do neto magnetizacije u tijelu. Više od 90% protona u ljudskom tijelu dolazi iz vode. To znači da je magnetizacija tkiva s više vode, poput mišića i masnog tkiva, jača od magnetizacije tkiva s manje vode, poput kostiju.

Jače magnetsko polje rezultira:

- a) Većom magnetizacijom
- b) Bržom precesijom
- c) Boljim signalom u MRI
- d) Boljom rezolucijom slike

Vrijeme relaksacije: Nakon prestanka djelovanja magnetskog polja, protoni se postupno vraćaju u svoj normalni, neuređeni položaj. Vrijeme potrebno za ovu relaksaciju se naziva T1 vrijeme relaksacije.

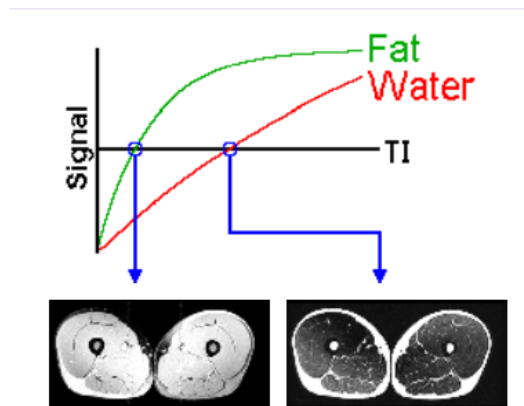
T1 vrijeme relaksacije je različito za različita tkiva:

- a) Duža T1 vremena za vodu i masno tkivo
- b) Kraća T1 vremena za mišiće i krv

T2 vrijeme relaksacije se odnosi na gubitak magnetizacije u transverzalnoj ravnini.

- a) Duža T2 vremena za tekućine
- b) Kraća T2 vremena za čvrsta tkiva

Vrsta tkiva: Tkiva s više vode, poput mišića i masnog tkiva, imaju jaču magnetizaciju od tkiva s manje vode, poput kostiju.



Utjecaj magnetizacije na MRI slike:

Kontrast: Različita tkiva u tijelu imaju različitu magnetizaciju, što rezultira kontrastom u MRI slikama.

Signal-to-noise ratio (SNR): Jača magnetizacija dovodi do boljeg SNR-a, što znači da je slika jasnija i s manje šuma.

Precesija

Precesija je ključni koncept u magnetnoj rezonanciji (MRI) i predstavlja rotacijsko kretanje protona unutar vanjskog magnetskog polja. Frekvencija precesije je proporcionalna jačini magnetskog polja. To znači da što je jače magnetsko polje, to je brža precesija.

Frekvencija precesije se može izračunati Larmorovom formulom:

$$f = \gamma * B$$

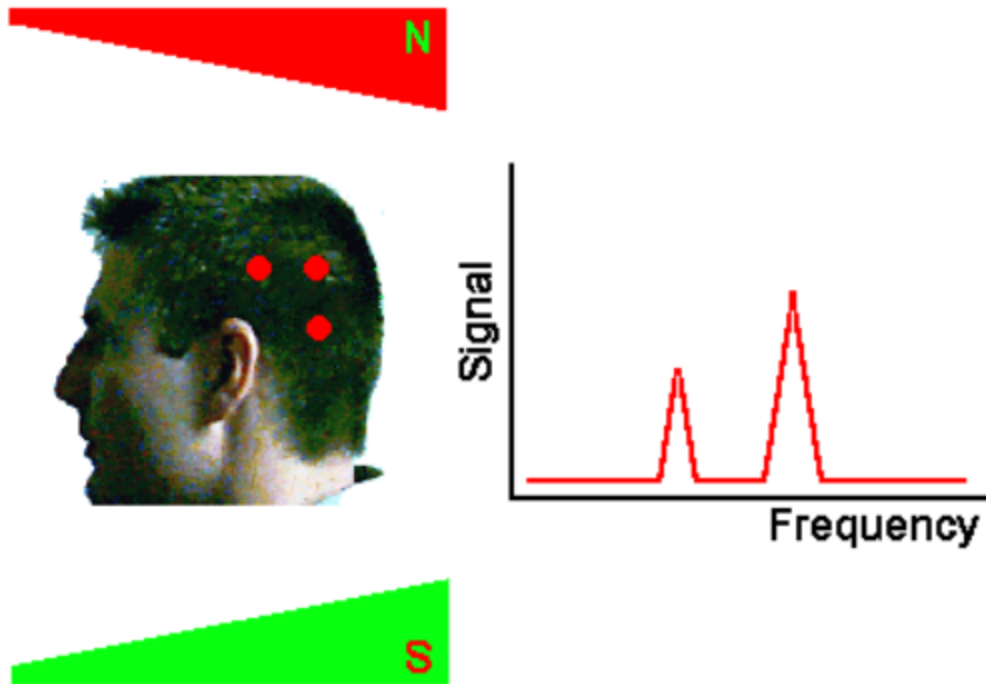
gdje je:

f - frekvencija precesije[Hz]

γ - giromagnetski omjer protona (42.58 [MHz/T])

B - jačina magnetskog polja u Tesla

Tačka u centru magneta gdje je (x,y,z) =0,0,0 naziva se izocentar magneta. Magnetno polje u izocentru je B_0 , a rezonantna frekvencija je ν_0 . Ako se linearni gradijent magnetnog polja primijeni na glavu sa tri regije koje sadrže spin, tri regije doživljavaju različita magnetna polja. Rezultat je NMR spektar sa više od jednog signala. Amplituda signala proporcionalna je broju spinova u ravni okomito na gradijent. Ovaj postupak se naziva kodiranje frekvencije i uzrokuje da rezonantna frekvencija bude proporcionalna položaju spina.



$$\nu = \gamma (B_o + x G_x) = \nu_o + \gamma x G_x$$

$$x = (\nu - \nu_o) / (\gamma G_x)$$

Uloga precesije u MRI

Precesija je osnova za detekciju signala u MRI. Absorbiranjem energije iz radiofrekventnih pulseva, protoni mijenjaju ugao svoje precesije. Ova promjena ugla precesije rezultira emitiranjem MRI signala koji se mjeri aparatom.

Frekvencija emitiranog MR signala je blisko povezana s frekvencijom precesije protona. Analizirajući ovaj signal, MRI aparat može rekonstruirati detaljne slike unutrašnjih struktura tijela.

Relaksacija

Relaksacija je ključni proces u MRI-u koji se odnosi na povratak protona u stanje ravnoteže nakon što su bili pobuđeni radiofrekventnim pulsevima. Razlikuju se dva tipa relaksacije: T1 i T2 relaksacija.

1) T1 relaksacija:

T1 relaksacija se odnosi na povratak longitudinalne magnetizacije (magnetizacije u smjeru magnetskog polja) u stanje ravnoteže. Vrijeme potrebno za T1 relaksaciju se naziva T1 vremenska konstanta. T1 vremenska konstanta je različita za različita tkiva:

- a) Duža T1 vremena za vodu i masno tkivo (oko 400-1000 ms)
- b) Kraća T1 vremena za mišiće i krv (oko 100-300 ms)
- c) Vrlo kratka T1 vremena za metal (oko 1-2 ms)

2) T2 relaksacija:

T2 relaksacija se odnosi na gubitak koherentnosti magnetskog spina protona u transverzalnoj ravnini (okomito na magnetsko polje). Vrijeme potrebno za T2 relaksaciju se naziva T2 vremenska konstanta. T2 vremenska konstanta je duža od T1 vremenske konstante za isto tkivo. T2 vremenska konstanta je osjetljiva na strukturu tkiva i patološke promjene (abnormalne promjene u strukturi ili funkciji tkiva).

Različita tkiva u tijelu imaju različita T1 i T2 vremena relaksacije, što rezultira kontrastom u MRI slikama. T1-ponderirane slike: Težine s dugim T1 vremenima (voda, masno tkivo) su svjetlije, dok težine s kraćim T1 vremenima (mišići, krv) su tamnije. T2-ponderirane slike: Težine s dugim T2 vremenima (tekućine) su svjetlije, dok težine s kraćim T2 vremenima (čvrsta tkiva) su tamnije. Kontrast u MRI slikama se može poboljšati korištenjem različitih sekvenci ponderiranih T1 i T2.

Na T1-ponderiranim slikama mozga, siva tkiva (mozak) su svjetlija od bijele tkiva (moždane žile) zbog različitih T1 vremena relaksacije. Na T2-ponderiranim slikama mozga, bijela tkiva su svjetlija od sive tkiva zbog različitih T2 vremena relaksacije. Viša temperatura skraćuje T1 i T2 vremena relaksacije. Hemikalije u tijelu mogu utjecati na T1 i T2 vremena relaksacije. Struktura tkiva može utjecati na T2 vremena relaksacije.

Primjer slike zgloba:



Radiofrekventni impulsi

Radiofrekventni impulsi (RF pulsevi) su elektromagnetni valovi kratkog trajanja i određene frekvencije koji se koriste u magnetnoj rezonanciji (MRI) za manipulaciju magnetizacijom protona u tijelu. Oni igraju ključnu ulogu u stvaranju signala koji se mjeri MRI aparatom i omogućava rekonstrukciju detaljnih slika unutrašnjih struktura.

Osnovni principi rada RF impulsa su:

1. Rezonancija: Protoni u atomskim jezgrama vodika imaju svojstvo spin (vrtanje). U vanjskom magnetskom polju MRI aparata, obrtni momenti protona se poravnavaju u smjeru polja, što rezultira neto magnetizacijom. RF pulsevi imaju frekvenciju koja odgovara frekvenciji precesije protona (Larmorovu frekvenciju) u magnetskom polju.
2. Apsorpcija energije: Kada se na protone primijeni RF puls s rezonantnom frekvencijom, oni apsorbiraju energiju iz pulsa. Ova apsorpcija energije uzrokuje prelazak protona u više energetske stanje, što se manifestira promjenom ugla i faze njihove precesije.
3. Koherencija: RF puls pogađa sve protone u svom hvataču istovremeno, što ih tjera da precesiraju s istom fazom. Ovo stvara koherentnu precesiju, što znači da obrtni momenti protona rotiraju zajedno u fazi.
4. Emisija signala: Nakon prestanka RF pulsa, protoni se vraćaju u svoje ravnotežno stanje emitirajući energiju koju su apsorbirali. Ovo se dešava kroz procese relaksacije (T1 i T2). Emisija radiofrekventnog signala iz uzbuđenih protona se mjeri MRI aparatom.

Vrste RF pulseva:

- a) neselektivni
- b) selektivni
- c) inverzijski
- d) gradijentni eho impulsi

RF pulsevi se koriste u kombinaciji s gradijentnim magnetskim poljima i procesima relaksacije za stvaranje različitih MRI sekvenci. Tip i vrijeme trajanja RF pulseva definiraju:

- a) Koji se protoni pobuđuju (anatomska lokacija)
- b) Koliko se protoni pobuđuju (kontrast)
- c) Kako se prostorno kodira signal za rekonstrukciju slike

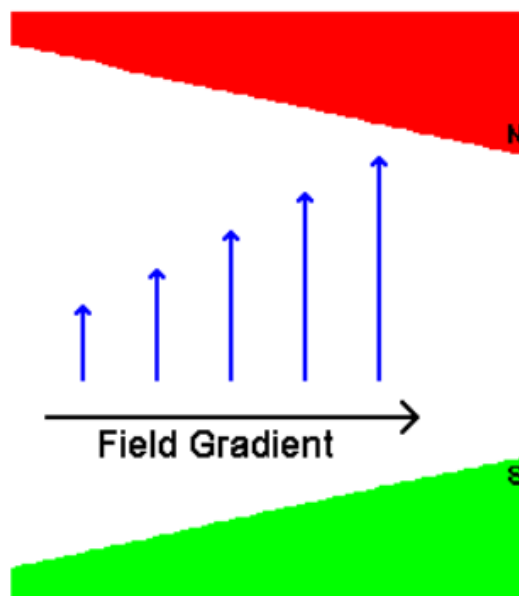
Gradijentna polja

Gradijentna polja su dodatna magnetska polja koja se preklapaju s glavnim, statičkim magnetskim poljem u MRI aparatu. Za razliku od statičkog polja koje ima konstantnu jačinu i smjer, gradijentna polja imaju prostorne varijacije u jačini ili smjeru, što omogućava lokalizaciju signala i rekonstrukciju detaljne slike unutrašnjih struktura tijela.

Kada bi svaka od regija spina imala jedinstveno magnetno polje, mogli bismo da zamislimo njihove pozicije. Gradijent u magnetnom polju je ono što će nam omogućiti da to postignemo. Gradijent magnetnog polja je varijacija u magnetnom polju u odnosu na položaj. Jednodimenzionalni gradijent magnetnog polja je varijacija u odnosu na jedan smjer, dok je dvodimenzionalni gradijent varijacija u odnosu na dva.

Gradijentna polja se stvaraju pomoću posebnih gradijentnih bobina (specijalne elektromagneti koje se koriste za stvaranje prostornog kodiranja signala) unutar MRI aparata. Struja koja prolazi kroz ove bobine stvara magnetno polje čija se jačina ili smjer mijenja linearno u određenom prostoru. Postoje tri gradijentna polja koja djeluju na različitim osi:

- a) X gradijentno polje: Varira u smjeru lijevo-desno.
- b) Y gradijentno polje: Varira u smjeru antero-posteriorno (sprijeda-straga).
- c) Z gradijentno polje: Varira u smjeru glave-peta.



Najkorisniji tip gradijenta u snimanju magnetnom rezonancom je jednodimenzionalni linearni gradijent magnetnog polja. Jednodimenzionalni gradijent magnetnog polja duž x osi u magnetnom polju, B_0 , ukazuje na to da se magnetno polje povećava u x smjeru. Ovdje dužina vektora predstavlja veličinu magnetnog polja. Simboli za gradijent magnetnog polja u x, y i z smjerovima su G_x , G_y i G_z .

Uloga gradijentnih polja u lokalizaciji signala

Gradijentna polja se koriste u kombinaciji s radiofrekventnim pulsevima (RF pulsevima) za lociranje signala koji potječe od specificiranih regija unutar tijela. To se postiže na sljedeći način:

- a) Kodiranje frekvencije: Gradijentno polje se primijeni simultano s kratkim RF pulsom. Protoni u različitim lokacijama izloženi su različitim jačinama gradijentnog polja, što rezultira malim promjenama u njihovoj frekvenciji precesije.
- b) Dekodiranje frekvencije: Nakon emitiranja signala iz uzbuđenih protona, primjenjuje se gradijentno polje s obrnutim smjerom varijacije. Ovo dekodiranje frekvencije omogućava lociranje izvora signala na osnovu njegove promjene frekvencije.
- c) Gradijentni eho tehnike: Više kombinacija gradijentnih polja i RF pulseva se koriste u tzv. gradijentnim eho (GE) sekvencama za prikupljanje signala iz različitih lokacija i rekonstrukciju slike.

Postoje razne gradijentne eho sekvence koje se koriste u MRI za stvaranje slika s različitim karakteristikama:

- a) Spin-eho (SE): Osnovna GE sekvenca koja koristi dva gradijentna eha za lociranje signala.
- b) Gradijentno uzrokovani eho (GRE): Brza sekvenca koja koristi brze promjene gradijentnog polja za prikupljanje signala. Koristi se za angiografiju (snimanje krvnih žila unutar tijela) i funkcionalnu MRI.
- c) Eho planarne slike (EPI): Ultrabrza sekvenca koja omogućava snimanje dinamičkih procesa.

Prednosti:

- 1. Omogućavaju lokalizaciju signala i rekonstrukciju prostorne slike.
- 2. Širok spektar GE sekvenci pruža različite kontraste za detaljnu analizu tkiva.

Ograničenja:

- 1. Jačina gradijentnih polja može ograničiti brzinu snimanja i stvoriti artefakte (neželjene slike ili signali koji se pojave na snimci) na slici.
- 2. Brze GE sekvence mogu biti osjetljive na pokrete tijela i pogoršati kvalitetu slike.

Kontrast slike

Kontrast slike u MRI se odnosi na razlike u signalu intenziteta između različitih tkiva na MRI skeniranju. Ove razlike u intenzitetu omogućavaju liječnicima da razlikuju različite anatomske strukture i identificiraju abnormalnosti unutar tijela. Dva faktora utiču na kontrast slike u MRI, uključujući:

- 1. Tkivna svojstva:
 - a) Sadržaj vode: Tkiva s višim sadržajem vode, poput mišića i možganog tkiva, obično imaju veći signalni intenzitet na određenim MRI sekvencama.
 - b) Vrijeme relaksacije: T1 i T2 vremena relaksacije protona se razlikuju među različitim tkivima. MRI sekvence ponderirane T1 i T2 iskorištavaju ove razlike za stvaranje kontrasta.
 - c) Gustoća protona: Tkiva s većom gustoćom protona imaju tendenciju da imaju veći signalni intenzitet.

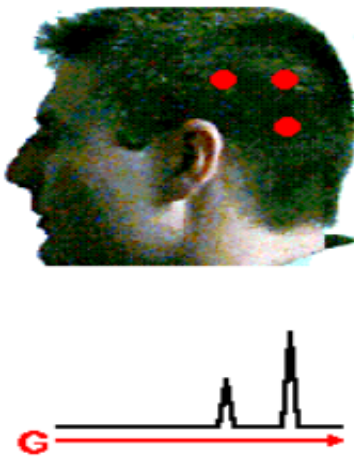
- d) Prisustvo masti: Masno tkivo ima različite karakteristike relaksacije od drugih tkiva, što rezultira različitim signalnim intenzitetom na MRI slikama.

2. MRI parametri:

- a) Parametri poput vremena repeticije (TR) i vremena eha (TE) mogu utjecati na kontrast slike.
- b) Duža TR vremena obično rezultiraju većim T1 kontrastom, dok duža TE vremena rezultiraju većim T2 kontrastom.

Kontrast slike u MRI je ključan za interpretaciju MRI pregleda i postavljanje precizne dijagnoze. Razumijevanje faktora koji utječu na kontrast, kao i različitih MRI sekvenci i parametara, omogućava radiolozima da izvuku maksimalne informacije iz snimljenih slika.

Povratna projekcija je oblik magnetne rezonance. To je bio jedan od prvih oblika magnetne rezonance koji je demonstriran. Povratna projekcija je produžetak upravo opisane procedure kodiranja frekvencije. U tehnici povratne projekcije, objekat se prvo postavlja u magnetno polje. Jednodimenzionalni gradijent polja primjenjuje se pod nekoliko uglova, a NMR spektar se bilježi za svaki gradijent. Na primer, recimo da želite da kreirate YZ ravan sliku objekta. Na objekt se primjenjuje gradijent magnetnog polja u smjeru +Y i bilježi se NMR spektar.



Drugi spektar se snima sa gradijentom sada pod uglom od jednog stepena u odnosu na +Y osu. Proces se ponavlja za 360° između 0° i 359°. Nakon što se ovi podaci zabilježe, podaci se mogu projektirati kroz prostor u računarskoj memoriji. Kada se intenzitet pozadine potisne, slika se može videti. Šema povratne projekcije naziva se inverzna Radon transformacija. Variranje ugla γ gradijenta postiže se primjenom linearnih kombinacija dva gradijenta. Ovdje se gradijenti Y i X primjenjuju u sljedećim proporcijama kako bi se postigao potreban gradijent kodiranja frekvencije G_f .

$$G_y = G_f \sin \theta$$

$$G_x = G_f \cos \theta$$

Da bi tehnika pozadinske projekcije bila održiva tomografska tehnika snimanja, potrebno je imati mogućnost da snimimo spinove u tankom komadu. Gz gradijent u posljednjoj grafici to postiže.

FT u MRI

FT je jedna od tehnika obrade signala koja se koristi u magnetnoj rezonanci (MRI) za poboljšavanje vidljivosti vaskularnih struktura (krvnih žila) i protoka tečnosti unutar tijela.

FT tehnika analizira signal iz tkiva nakon primjene RF pulsa. Ovaj signal sadrži informacije o frekvenciji pomaka magnetizacije, a FT se koristi za prevođenje tih frekvencija u prostorne informacije. Jednostavno rečeno, FT pokazuje lokacije unutar snimke gdje su se protoni pomiješali, što ukazuje na prisustvo protoka tekućine.

Gradijent faznog kodiranja

Fazni gradijent kodiranja je gradijent u magnetnom polju B_0 . Gradijent faznog kodiranja koristi se za prenošenje specifičnog faznog ugla na vektor poprečne magnetizacije. Specifični fazni ugao zavisi od lokacije vektora poprečne magnetizacije.

Na primjer, zamislimo da imamo tri regije sa spinom. Vektor poprečne magnetizacije iz svakog spina je rotiran u poziciju duž X ose. Tri vektora imaju isti hemijski pomak i stoga će u uniformnom magnetnom polju imati istu Larmorovu frekvenciju.

Ako se gradijent u magnetnom polju primijeni duž X smjera, tri vektora će prethoditi smjeru primijenjenog magnetnog polja na frekvenciji datoj rezonantnom jednačinom.

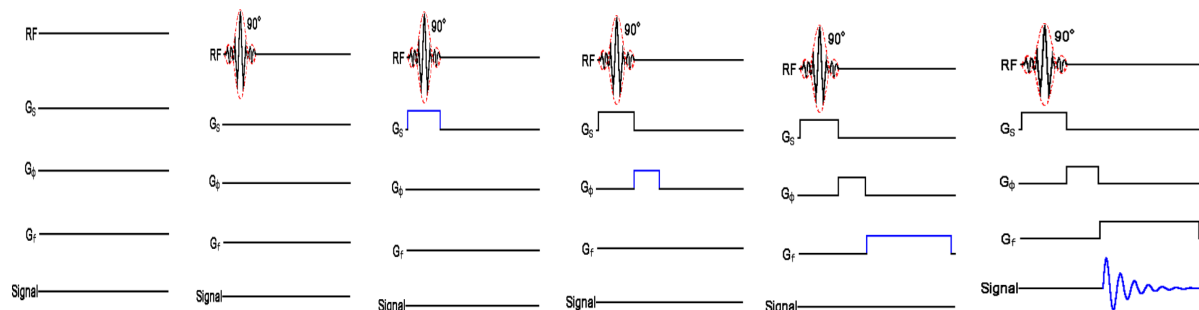
$$\nu = \gamma (B_0 + x G_x) = \nu_0 + \gamma x G$$

Dok je fazni kodirani gradijent uključen, svaki vektor poprečne magnetizacije ima svoju jedinstvenu Larmorovu frekvenciju. Do sada je opis faznog kodiranja isti kao kodiranje frekvencije. A sad razlika. Ako je gradijent u X smjeru isključen, vanjsko magnetno polje koje doživljava svaki vektor spina je, za sve praktične svrhe, identično. Stoga je Larmorova frekvencija svakog vektora poprečne magnetizacije identična.

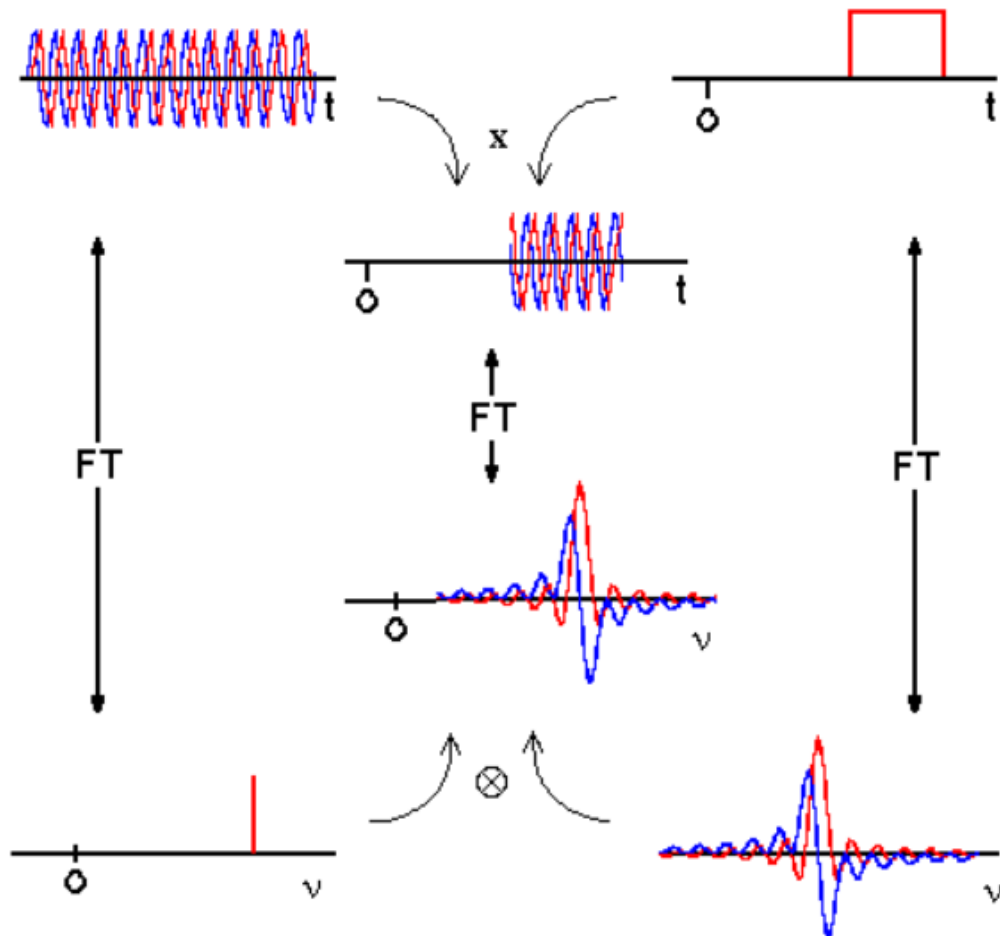
Fazni ugao, svakog vektora, s druge strane, nije identičan. Fazni ugao je ugao između referentne ose, recimo Y ose, i vektora magnetizacije u vreme kada je fazni kodirani gradijent isključen. U ovom primjeru postoje tri različita fazna ugla. Baš kao i u primjerima frekventnog kodirajućeg gradijenta, kada bismo imali neki način mjerenja frekvencije (u ovom slučaju faze) spinskih vektora mogli bismo im dodijeliti poziciju duž X ose. Sada smo spremni da objasnimo jednostavnu Fourierovu transformaciju tomografske sekvence snimanja.

Tomografsko snimanje

Jedan od najboljih načina za razumijevanje nove sekvence snimanja je ispitivanje vremenskog dijagrama za sekvencu. Vremenski dijagram za sekvencu snimanja ima unose za radio frekvenciju, gradijente magnetnog polja i signal kao funkciju vremena. Najjednostavnija FT sekvencu snimanja sadrži selektivni impuls od 90° , impuls gradijenta selekcije rezanja, fazni kodirani gradijentni puls, frekvencijski kodirani gradijentni puls i signal. Stvarni vremenski dijagram za ovu sekvencu je malo komplikovaniji, ovaj je pojednostavljen u uvodne svrhe. Prvi događaj koji će se dogoditi u ovoj sekvenci snimanja je uključivanje gradijenta selekcije rezanja. Istovremeno se primjenjuje i RF puls. Selektivni RF impuls je apodizirana (Funkcija apodizacije je glatka funkcija koja se koristi za smanjivanje amplituda bočnih režnjeva u spektru signala) sinusna funkcija u obliku eksplozije RF energije. Kada se RF puls završi, gradijent selekcije reza se isključuje i uključen je gradijent faznog kodiranja. Nakon što je fazni gradijent kodiranja isključen, uključen je gradijent kodiranja frekvencije i snima se signal. Signal je u obliku slobodnog induksijskog raspada. Ovaj niz impulsa se obično ponavlja 128 ili 256 puta kako bi se prikupili svi podaci potrebni za stvaranje slike. Vrijeme između ponavljanja niza naziva se vrijeme ponavljanja, TR. Svaki put kada se sekvencu ponovi, mijenja se veličina faznog kodirajućeg gradijenta. Magnituda se mijenja u jednakim koracima između maksimalne amplitude gradijenta i minimalne vrijednosti. Evo kratkog primjera kako bi izgledalo šest faznih koraka kodiranja sekvence.



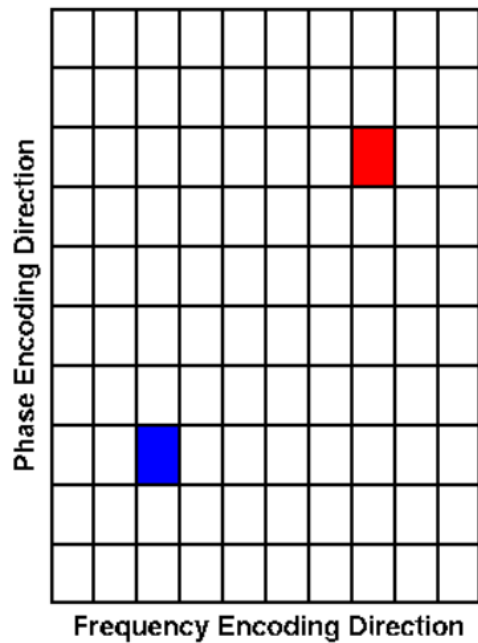
Gradijent selekcije reza se uvijek primjenjuje okomito na ravan reza. Gradijent faznog kodiranja primjenjuje se duž jedne od stranica ravni slike. Gradijent kodiranja frekvencije primjenjuje se duž preostale ivice ravni slike.



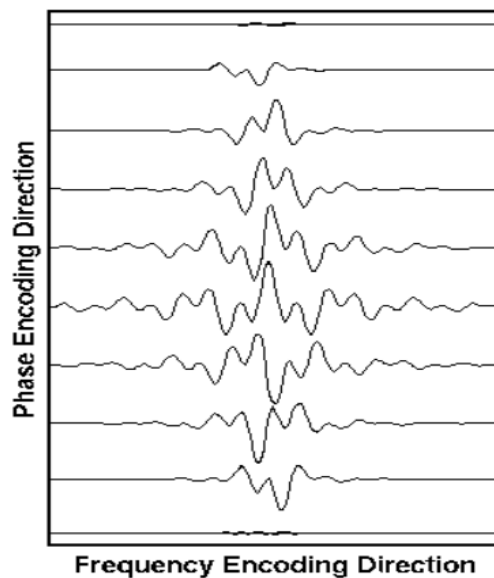
Obrada signala

Gore opisani slobodni induksijski raspadi ili signali moraju biti Fourierovi transformirani kako bi se dobila slika ili slika lokacije spinova. Signali se prvo transformišu u smjeru kodiranja frekvencije (X u ovom primeru) da bi se izvukle informacije o frekventnom domenu, a zatim u faznom smjeru kodiranja (Y u ovom primeru) da bi se izvukle informacije o lokacijama u faznom kodiranju gradijenta.

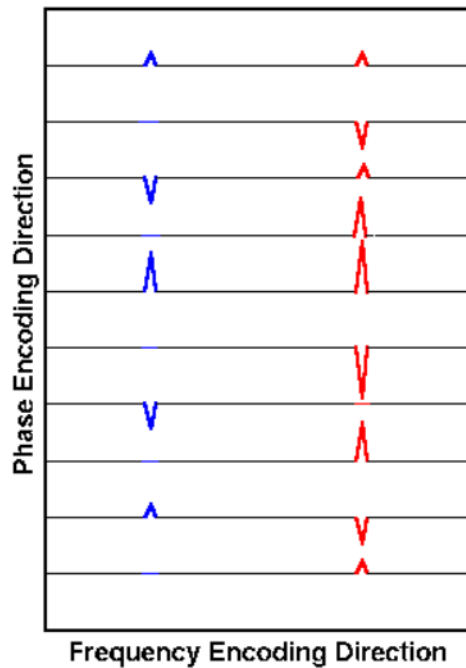
Primjer: Sada postoje dva vokseli sa neto magnetizacijom u snimljenoj ravni.



Sirovi podaci će izgledati ovako.

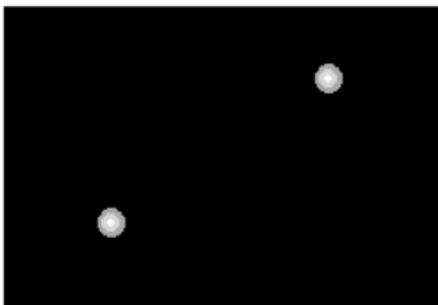
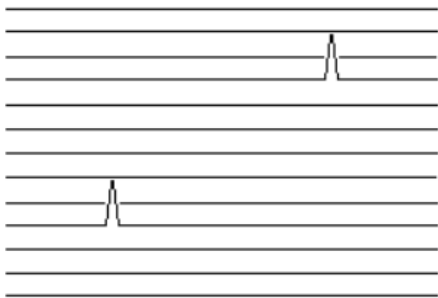


Primjetite da postoji obrazac otkucaja frekvencije oscilacija u vremenskom domenu koji ukazuje na više od jedne frekvencije. Također možete videti frekvenciju otkucaja u oscilaciji u faznom pravcu, što također ukazuje na dvije frekvencije. Fourierova transformacija prvo u smjeru kodiranja frekvencije daje niz vrhova na dvije frekvencije koje odgovaraju X lokacijama vokseli sa spinom.



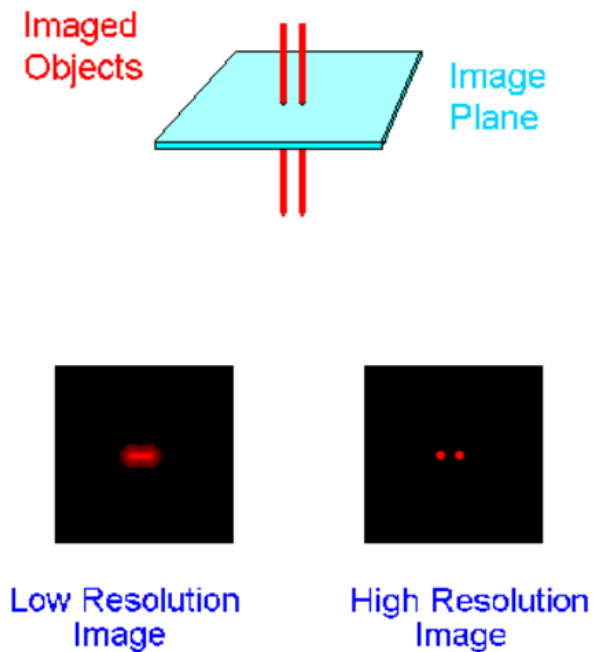
$$(\nu - \nu_0) = \gamma \times G_f$$

Primjetite kako amplituda vrhova oscilira dok gledate od vrha do dna u faznom smeru kodiranja. Možemo da prepravimo našu perspektivu podataka da bi ovo bilo očiglednije. Fourierova transformacija u smjeru faznog kodiranja daje dva vrha. Frekvencija i faza ovih vrhova odgovaraju lokaciji vokselu sa spinom. Fourierovi transformirani podaci prikazuju se kao slika pretvaranjem intenziteta vrhova u intenzitet piksela koji predstavljaju tomografsku sliku.



Rezolucija slike

Kada se dvije karakteristike na slici razlikuju, za njih se kaže da su riješene. Sposobnost rješavanja dvije značajke na slici je funkcija mnogih varijabli; T2, odnos signala i šuma, brzina uzorkovanja, debljina kriške i veličina matrice slike. Rezolucija je mera kvaliteta slike. Kada su dvije funkcije udaljene 1 mm razrješive na slici, za sliku se kaže da je slika veće rezolucije od



one u kojoj dvije funkcije nisu rješive.

Rezolucija je obrnuto proporcionalna udaljenosti dvije rješive osobine. Povećanje broja tačaka podataka će smanjiti veličinu piksela, ali ne i poboljšati rezoluciju. Čak i sa bešumnom slikom i optimalnim kontrastom, možda nećete moći da rješite dvije funkcije veličine piksela jer T2 dolazi u igru.

Slika magnetne rezonance može se smatrati konvolucijom NMR spektra spinova sa njihovom mapom prostorne koncentracije. Ovo će biti lakše opisati ako pretpostavimo jednodimenzionalnu sliku, $h(x)$, koja se sastoji od jedne vrste spina. Ako je $g(x)$ distribucija spinova, a $f(v)$ je NMR spektar spinova, a $f(v G_x^{-1} \gamma^{-1})$ je NMR spektar u jedinicama udaljenosti u prisustvu gradijenta magnetnog polja G_x , onda

$$h(x) = g(x) \otimes f(v G_x^{-1} \gamma^{-1})$$

Veličina piksela treba da bude približno jednaka:

$$(\pi G_x \gamma T_2^*)^{-1}$$