

# MR-artefakter

Abstract: Many individual papers have been published on MR Imaging artifacts. Most of these focus on specific artifacts (i.e. motion artifacts or truncation artifacts), on specific applications (i.e. cardiac imaging, or imaging of the shoulder), or on specific MR imaging modalities (i.e. diffusion weighted MR imaging or fat suppression techniques). While some textbooks on the subject include discussions of the most common artifacts and how to prevent them, they are usually very short and explain the physics behind few of them. There seems to be a scarcity of such articles on MR imaging artifacts in Norwegian (although there seems to be some older literature in Swedish and Danish). This intent of this paper is to create a simple overview of the MR imaging artifacts faced at Norwegian hospitals today, including instructions on how to recognize and/or avoid these artifacts, and qualitative discussions of the underlying physics. This paper will primarily be of service to radiographers, physicians with special interests in radiology, and students.

## Innholdsfortegnelse

Innledning	3
Aliasing	4
Bevegelsesartefakter	8
Blurring	8
Ghosting	9
Flow effect	13
Kjemisk skift	14
Suseptibilitetsartefakt	19
Cross-talk	21
Glidelåsartefakt	22
Criss-cross	23
Sjeldnere artefakter	24
Moirè artefaktet	24
Overflow-artefaktet	25
Staircase artefaktet	25
Magic angle artefaktet	25
Standing wave	25
Truncation	25
Central point	25
Diskusjon	26
Kilder	27

## Innledning

Et MR-artefakt er et fenomen i avbildningsprosessen som fører til at MR-bildet viser en gal avbildning av vevets form eller karakter. MR-artefakter varierer fra massive artefakter som gjør det umulig å tolke et bilde, til små og uviktige artefakter som man kan ignorere helt, til artefakter som man med vilje induserer for å få et bedre inntrykk av de prosessene i kroppen som skaper artefaktet. Noen artefakter kan korrigeres med adekvat databehandling, eller ved å ta et nytt bilde med andre parametere. Andre artefakter er umulige å unngå. Når man korrigerer noen artefakter, oppstår ofte andre. Noen artefakter kan feiltolkes som patologiske prosesser i kroppen, mens andre er lette å identifisere som artefakter. Men uansett artefaktets natur, er det viktig å kunne gjenkjenne artefaktet, enten for å unngå feiltolkning, eller for å vite hvordan det kan unngås/reduseres ved neste avbildning.

De fleste og vanligste artefaktene har til felles at de oppstår på grunn av dårlig presisjon når det gjelder magnetfeltstyrkeinformasjon i alle vevsområder som avbildes. Dersom protonene i et vevsområde blir påvirket av et magnetfelt høyere eller lavere enn det MR-maskinen "tror" de blir påvirket av, vil det dannes en feil i avbildningen. "Shimming" er en prosess der man strategisk plasserer stålbitar ved MR-magneten ("passiv shimming"; sjelden i praksis) eller endrer strømmen gjennom elektromagneter i MR-maskinen ("aktiv shimming"; hyppigere). Ved å gjøre dette vil man endre magnetfeltet i MR-maskinen og, om gjort rett, gjøre magnetfeltet mer homogent. Når pasienten blir lagt inn i maskinen, vil pasienten påvirke magnetfeltet, som ikke lenger vil være helt homogent. Derfor gjennomføres ofte automatisk en "aktiv shimming" etter at pasienten er lagt inn, for å gjøre magnetfeltet mer homogent og hindre distorsjoner i bildet. Noen inhomogeniteter er det likevel umulig å unngå.

Jeg forutsetter basale kvalitative MR-kunnskaper. Det skal likevel være mulig å forstå hvordan artefakter ser ut og hvordan man kan unngå tolkningsfeil dersom man er helt ukjent med MR-fysikk.

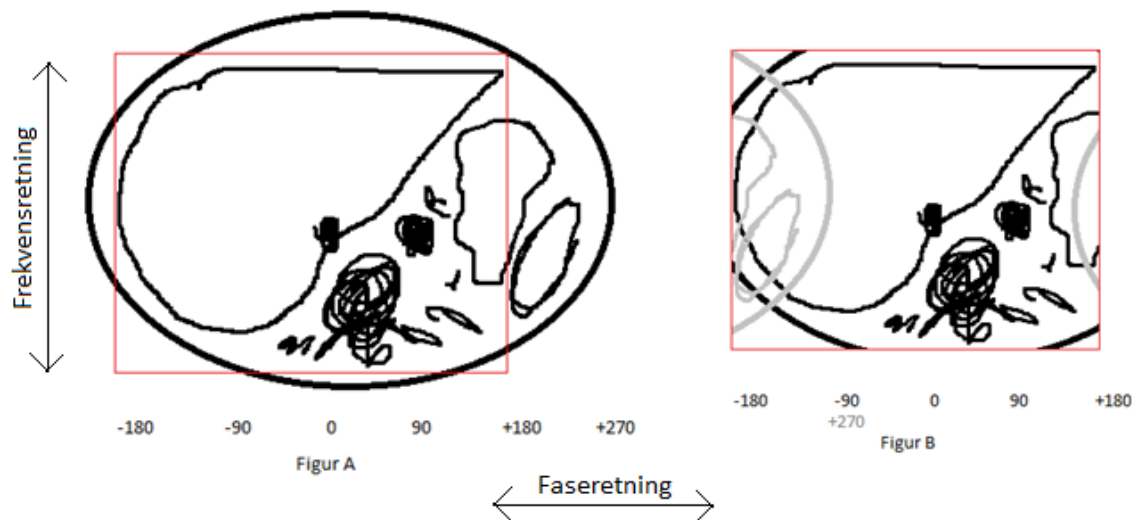
## FORKORTELSER OG ORDFORKLARINGER

MR	Magnetisk resonans
FOV	Field of view: Området i kroppen som blir avbildet.
RF	Radiofrekvens
SNR	Signal to noise ratio (signal-til støy-forhold): har med signalkvaliteten å gjøre. Høyere SNR tilsvarer bedre bildekvalitet.
2D	todimensjonal
3D	tredimensjonal
FT	Fourier transformasjon: databehandlingstrinnet som gjør om dataene i k-space til det endelige MR-bildet som skal tolkes.
K-space	Et trinn i databehandlingen (datamatrise) der alle data fra MR-opptaket blir samlet før det blir viderebehandlet til bildet som vises på dataskjermen.

MR-skive Også kalt "MR-snitt". Tverrsnittet av pasientens anatomi som avbildes.

**Overfoldingsartefaktet** er et artefakt som sees hyppig. MR-maskinen bruker protonenes fase og frekvens for å vite hvor i kroppen protoner befinner seg. Dersom det er to forskjellige områder i kroppen som har protoner med samme fase og frekvens, vil ikke MR-maskinen kunne skille disse to vevene fra hverandre. Når MR-maskinen ikke ser forskjell på de to vevene, vil den gi datamaskinen beskjed om at disse to vevsområdene befinner seg på samme sted. Datamaskinen vil derfor legge disse to vevene på samme sted i det ferdige bildet, dvs at man får "summen" av to bilder: de to vevsområdene sees "oppå" hverandre / er overprojiserte.

Artefaktet oppstår når man velger et for lite FOV (field of view, delen av kroppen man vil ha avbildet) i f.t. aktuell anatomi, og høy fase-oppløsning. FOV starter med en fase på  $-180^\circ$  og slutter på  $+180^\circ$ , som vist i figuren under. Men fordi den midlertidige magnetfeltgradienten som fører til forskjellige faser ikke kan begrenses til delen av kroppen som skal avbildes, vil vevet som ligger utenfor FOV også bli fasekodet. På figur A under ser man for eksempel at vevet helt til høyre får fasekodingen  $+270^\circ$ , hvilket er det samme som  $-90^\circ$ . Dermed vil vevet til høyre for FOV avbildes på venstre side av bildet med de tilsvarende frekvensene der som vist i figur B. Den røde firkanten på bildet viser FOV.

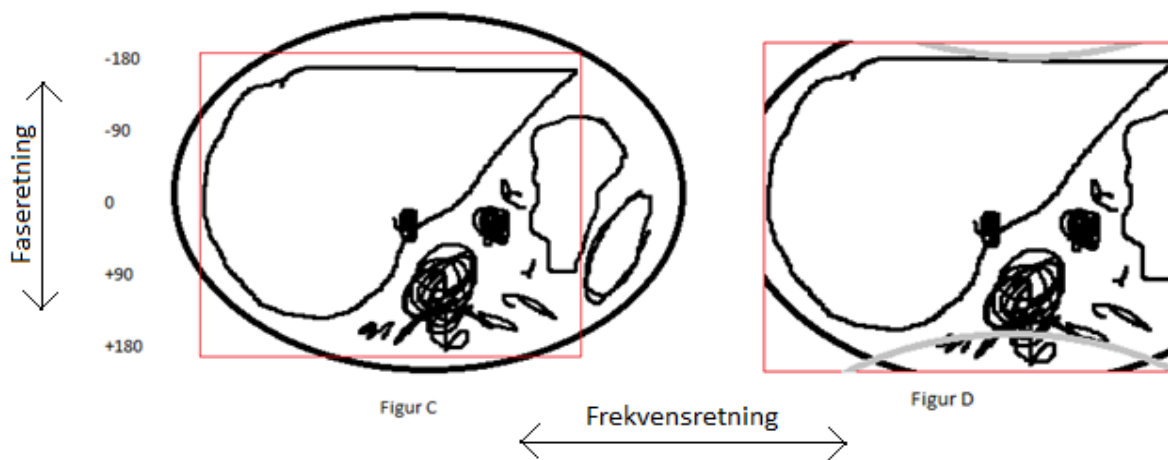


Kroppsvetet til høyre for den høyre avgrensningen av FOV blir avbildet oppå vevet helt til venstre i bildet. Avbildningen har samme proporsjoner og er ikke speilvendt eller opp ned. Overfolding skjer hyppigst i fase-kodingsretningen, så vevet over og under FOV på figuren skaper ikke problemer her. Jeg har tegnet delene av vevet utenfor FOV grått for å gjøre figuren lettere å tolke, men egentlig ser man ingen kvalitativ forskjell på delene som "skal" og "ikke skal" være der.

Dette artefaktet er ofte ikke et problem fordi det er lett å gjenkjenne, og forstyrrer ofte ikke det radiologisk relevante anatomiske området. Skulle det bli et problem, finnes det flere måter å begrense dette artefaktets forekomst: Den enkleste løsningen, som så og si alltid brukes, er å øke

FOV til hele kroppen er inkludert i bildet. Dermed blir ingen deler av kroppen fasekodet utenfor området  $[-180^\circ, +180^\circ]$ , og ingenting overlapper. Problemet med dette er at det reduserer bildekvaliteten på den delen man er interessert i å se fordi oppløsningen i fasekoderetningen blir dårligere. En løsning på dette kan være å øke antall steg i fasekodingsprosedyren, hvilket fører til at MR-avbildningen tar lengre tid ("phase oversampling"). Dersom man vil beholde oppløsningen uten å bruke lengre tid på avbildningen, kan man redusere andre tidskrevende steg, for eksempel antall avbildninger i z-retningen. Dette gjøres på bekostning av SNR og dermed også bildekvaliteten, og kalles "no phase wrap" eller "foldover suppression".

En annen måte å løse problemet på er å bytte om frekvenskoderetningen med fasekoderetningen. Dette lindrer problemet dersom det er mer vev utenfor FOV i frekvenskoderetningen enn i fasekoderetningen. I figur A kunne dette hjelpe, da det er mindre vev over og under FOV enn ved siden av FOV. Det blir dermed mindre vev som overlapper, og en større del av det resulterende bildet er upåvirket av overfolding. Det vil uansett hjelpe å ha to bilder med overfolding i to forskjellige retninger fordi man kan tolke de to bildene sammen: Er overfolding et problem i ett område på det ene bilde, ser man heller på samme område i det andre bildet.

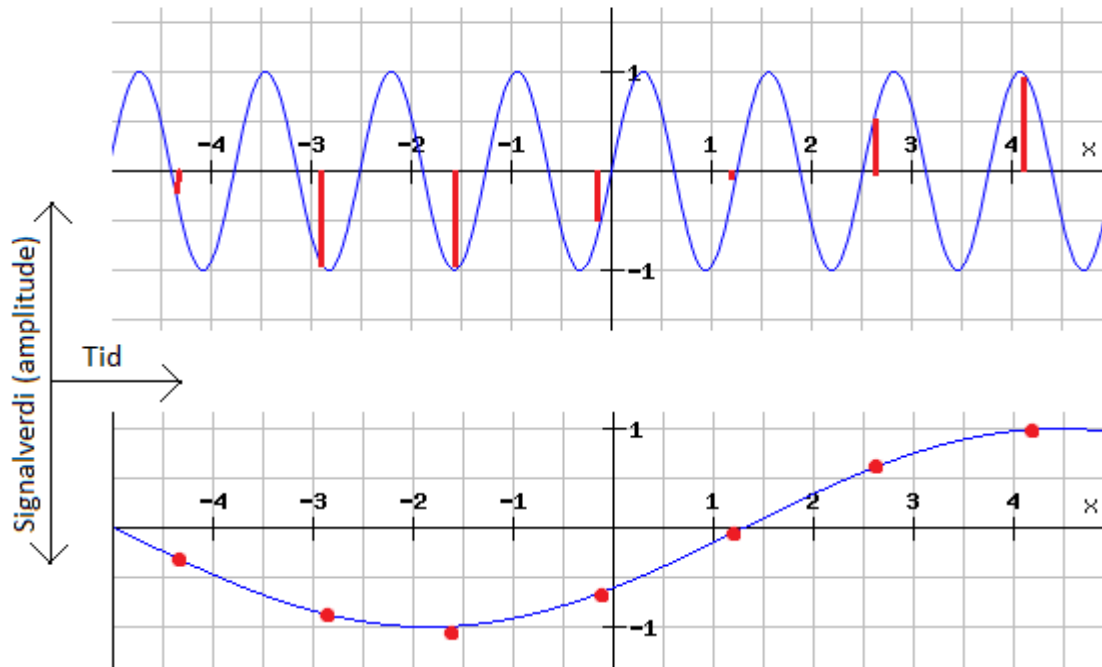


Problemet med å bytte om frekvens- og faseretningene er at flere andre artefakter kan oppstå.

**I praksis** sees overfolding ofte. Særlig kan dette være et problem hos overvektige, der man må øke FOV betraktelig. Fenomenet sees også bl.a. ved avbildning av hypofyseregionen, og avbildninger av hjertet. Men selv om overfolding kan sees i utkantene av slike bilder, er artefaktet ofte ikke så stort at det forstyrrer framstillingen av hhv. selve hjertet eller hypofysen, og hinder derfor sjelden at bildene kan tolkes. Prinsipielt vil man likevel alltid unngå artefaktet, da det eksempelvis kan være andre funn i utkanten av FOV som kan være aktuelle. Stort sett tas et oversiktsbilde for å sjekke om overfolding kan bli et problem ved resten av opptaket. Dersom det kan bli et problem, kan radiografer endre parametere eller velge å ta flere bilder med fasekodning i forskjellige retninger. Flere steder taes det nå bilder med fasekodning i forskjellige retninger uansett, og det blir da et mindre problem.

**Overfolding på frekvensaksen** forekommer sjelden. Det oppstår når en høy frekvens utenfor FOV feiltolkes som en lav frekvens på grunn av lav sampling-rate.

Ifølge Nyquists teorem må sampling-raten være minst to ganger den høyeste frekvensen til signalet man registrerer. Problemet med å bruke en lavere sampling-rate kan illustreres ved hjelp av en enkel figur:



Figur E

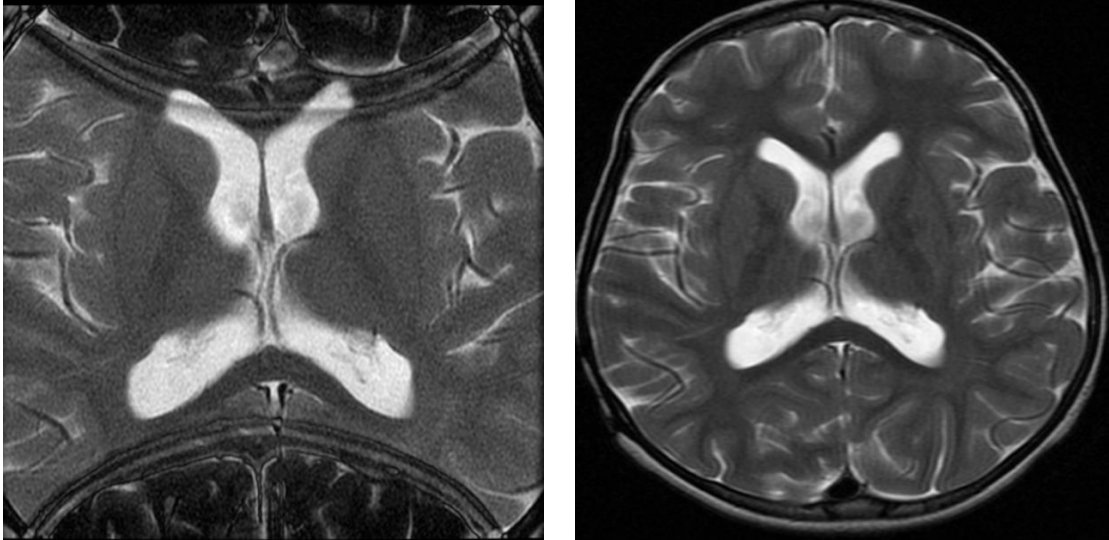
På øverste graf i figur E sees det opprinnelige høyfrekvente signalet; de røde strekene viser verdien til signalet hver gang det måles. Samplingraten er avstanden mellom hver av de røde strekene. På nederste graf sees målingene som er tatt av signalet som røde punkter. Den blå streken gjennom punktene viser den beregnede (feilaktige) frekvensen på det opprinnelige signalet. Dermed vil den antatte frekvensen være mye lavere enn den opprinnelige frekvensen. Om den antatte frekvensen er en av frekvensene innenfor FOV som skal avbildes, resulterer dette i overfolding. Dette forekommer oftest når man har en liten FOV og har justert samplingraten etter den høyeste frekvensen innenfor FOV i stedet for etter den høyeste målte frekvensen i eller utenfor FOV.

Denne typen overfolding ser ikke like ”ryddig” ut som fase-overfolding, og signalet fra utenfor FOV blir forvrengt.

**Løsningen** er å øke sampling raten slik at den svarer til Nyquist frekvensen.

**I praksis** er overfolding langs frekvensaksen et sjelden problem fordi det nesten alltid brukes en høy nok samplingrate (høyere samplingsrate innebærer ikke tidskostnad, i motsetning til bruk av flere faseinnkodende trinn).

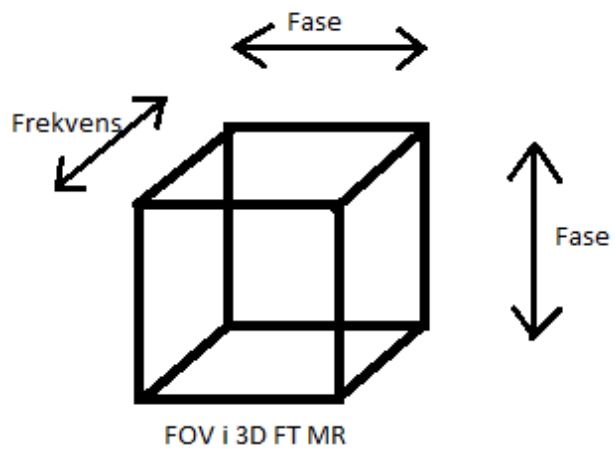
Eksempel på aliasing i faseretningen:



Venstre: 2D aliasing i et T2 bilde. Høyre: Problemet blir løst ved å øke FOV (på bekostning av SNR eller opptakstiden).

**Overfolding i 3D volum-opptak (3D MR)** forekommer også. 3D MR metoden henter ikke signaler fra protoner i kun ett plan i kroppen, men alle protoner innenfor FOV (i tre dimensjoner). FOV ser i dette tilfellet ut som en tredimensjonal ”terning” (og ikke en smal skive, som ved 2D-opptak) som inneholder alt vevet man er interessert i å se. Mens man i 2D MR etter snittseleksjon koder én dimensjon med frekvens og en annen med fase, koder man i 3D MR to dimensjoner med fase og én med frekvens, som vist i figuren under. I denne figuren kan overfolding forekomme mellom høyre og venstre, men også mellom området over og under FOV. Dette kan for eksempel føre til at et MR caput- bilde med FOV mellom toppen av hodet og C3-nivå på halsen viser et bilde av midtre del av halsen overfoldet oppå bildet av øvre del av skallen. Ofte sees en glidende overgang her, der f.eks. bildet av høyre nyre blir sterkere og sterkere etterhvert som man beveger seg lengre og lengre mot høyre i leveren.



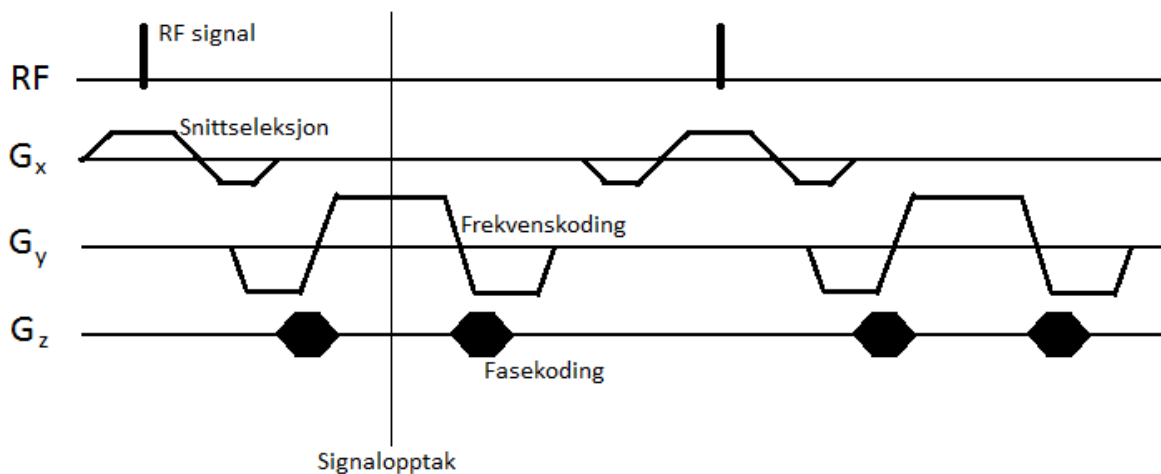


## Bevegelsesartefakter

Noen vev er i konstant bevegelse. Dette gjelder særlig hjertet, aorta og tarm. I tillegg puster man hele tiden, hovedsakelig med diafragma, hvilket forårsaker bevegelser av organer i både thorax og abdomen. Noen ganger er det vanskelig å redusere bevegelser i hodet, armer og ben også. Dette gjelder særlig barn og de med visse sentralnervøse sykdommer (for eksempel parkinsonisme, Huntingtons og andre dyskinesier). Generelt opplever også en del pasienter ubehag ved å ligge i magneten og har problemer med å ligge stille.

**Blurring/ utviskning av konturer:** Det vanligste bevegelsesartefaktet er uskarpe avgrensninger, som ved langeeksponeringsfotografier eller fotografier av ting i hurtig bevegelse. For å løse problemet med bevegelse, senker fotografer eksponeringstiden.

I MR har man ikke en "eksponeringstid" som sådan. Man snakker heller om tiden det tar fra innkodning av magnetisering, fase- og frekvensinformasjon i protonene, fram til måling av signalet ("ekkoet") fra protonene. Det er dermed ikke "eksponeringstiden", men tiden mellom koding i x/y/z-plan og opptak av signal, som må senkes. Siden frekvensinnkodning skjer samtidig med opptak av signalet, er ikke blurring et like hyppig problem i frekvensinnkodningsretningen. Men det kan gå lang tid mellom fasekoding og opptak av signalet, som illustreres av figuren under. Bevegelsesartefakter varierer også betydelig mellom forskjellige pulssekvenser ettersom noen bruker lengre tid mellom fasekoding og signalopptak enn andre. F.eks. bruker gradient-opptak (spesielt "echo planar imaging" (EPI)) kort tid, mens spin-ekko opptak bruker lang tid.



Den beste måten å unngå bevegelsesartefakter på er å forsikre seg om at pasienten ligger stille. Man må ikke sjelden ta med en av foreldrene inn for å holde barnet i hånden mens bildet tas, oppfordre pasienten ligge rolig, bruke ekstra puter for at pasienten skal ligge best mulig, eller rett å slett si "hold pusten". For å få best mulig effekt av slike instruksjoner til pasienten, er det viktig å etablere god pasientkontakt, og gjøre klart hva som menes med "pust inn", "pust ut", og "hold pusten". Det kan også være aktuelt å gi pasienten beroligende medikamenter.

Ofte hjelper det også å gjenta den aktuelle MR-sekvensen. Dersom dette ikke hjelper må man ty til andre metoder:

Man kan skifte retningen på artefaktet ved å bytte om fase- og frekvensinnkodningsretningene. Med to opptak av samme vevsvolum og snittretning, hvor bevegelsesartefaktene er orientert i forskjellige retninger, kan man få en fullverdig tolkning av bildene ved å se på begge samtidig.

Man kan redusere artefaktet på bekostning av SNR ved å endre måten datainnsamlingen skjer på forut for rekonstruksjon av bildene. Det er radiologens oppgave å velge rett sekvens for å få best mulig bilde.

En annen måte å redusere slike artefakter på er å "fryse" den fysiologiske bevegelsen i organer. Dette kan gjøres ved å ta en EKG-synkron MR for å få et bedre bilde av hjertet, gi glukagon eller buscopan for å redusere tarmbevegelse, gi litt ekstra levodopa til parkinsonpasienter, instruere pasienten om hvordan å puste med brystmuskler i stedet for diafragma, gi beroligende medisiner til barn, etc. Det er også utviklet spesielle teknikker for å redusere effekten av pustebevegelser i buken på bilder av abdomen. Dette gjøres oftest ved å ta bilde i samme fase av inn/utpust ved f.eks. å gi pasienten et belte rundt magen som trigger avbildning ved en viss strammingsgrad, eller ta et kontinuerlig endimensjonalt opptak rundt diafragma og trigge avbildning ved en bestemt diafragmastilling.

Til slutt finnes det egne MR-sekvenser designet for å redusere bevegelsesartefakter (i.e. BLADE, PROPELLER). Disse samler dataene på en måte som gjør det mulig å sammenligne den aktuelle vevsavbildningen med avbildninger av annet vev. Dermed kan datamaskinen vite om den aktuelle vevs delen er "riktig" i forhold til resten av bildet, og vil dermed kunne redusere bevegelsesartefakt.

**Ghosting** (også kalt "fase misregistrering" og "pulsasjonsartefakt") er en spesiell type bevegelsesartefakt. Det kan forekomme ved enhver større bevegelse. Ved ghosting ser man en del av bildet som delvis ligger over en annen del av bildet. Dette kan ligne overfolding. Man kan for eksempel se et "spøkelse" av en del av hjertet over den ene lungen. Dette skjer på grunn av store bevegelser, og skjer kun i faseretningen. Dette er ikke forårsaket av at pasienten beveger seg i maskinen, men den naturlige bevegelsen pga. pulsasjon av blodkar (både arterier og vener). Man behandler dette artefaktet med de samme metoder som andre bevegelsesartefakter (se over).

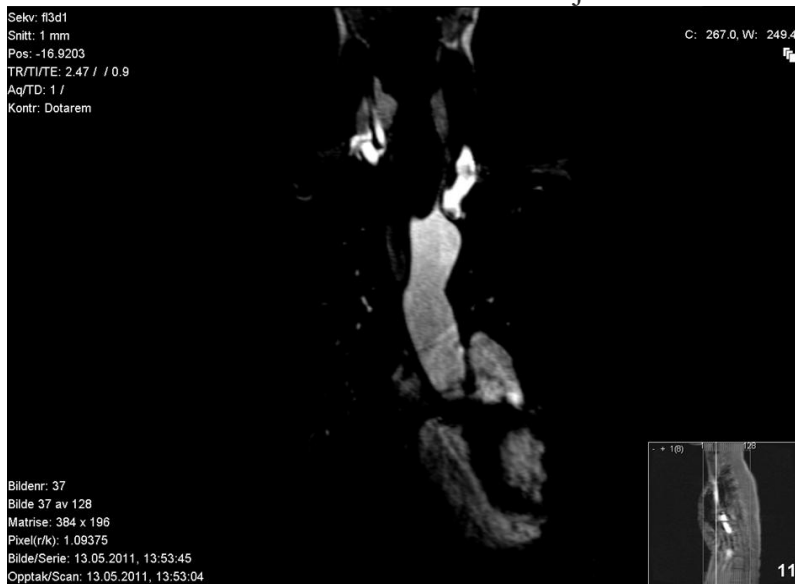
Ghosting er et relativt vanlig artefakt som radiografen gjør sitt beste for å unngå, men som det er viktig å være klar over. Hvis man for eksempel tar et MR- bilde av kneet med fasekodning i anteroposterior retning, sees ofte multiple "kopier" av a. Poplitea, ofte også utenfor huden. I bildet under har pulsasjoner i sinus sagittalis ført til fire "kopier" av sinus sagittalis. "Kopien" til høyre for sinus sagittalis kunne ha blitt feiltolket som en kortikal lesjon med økt signal.



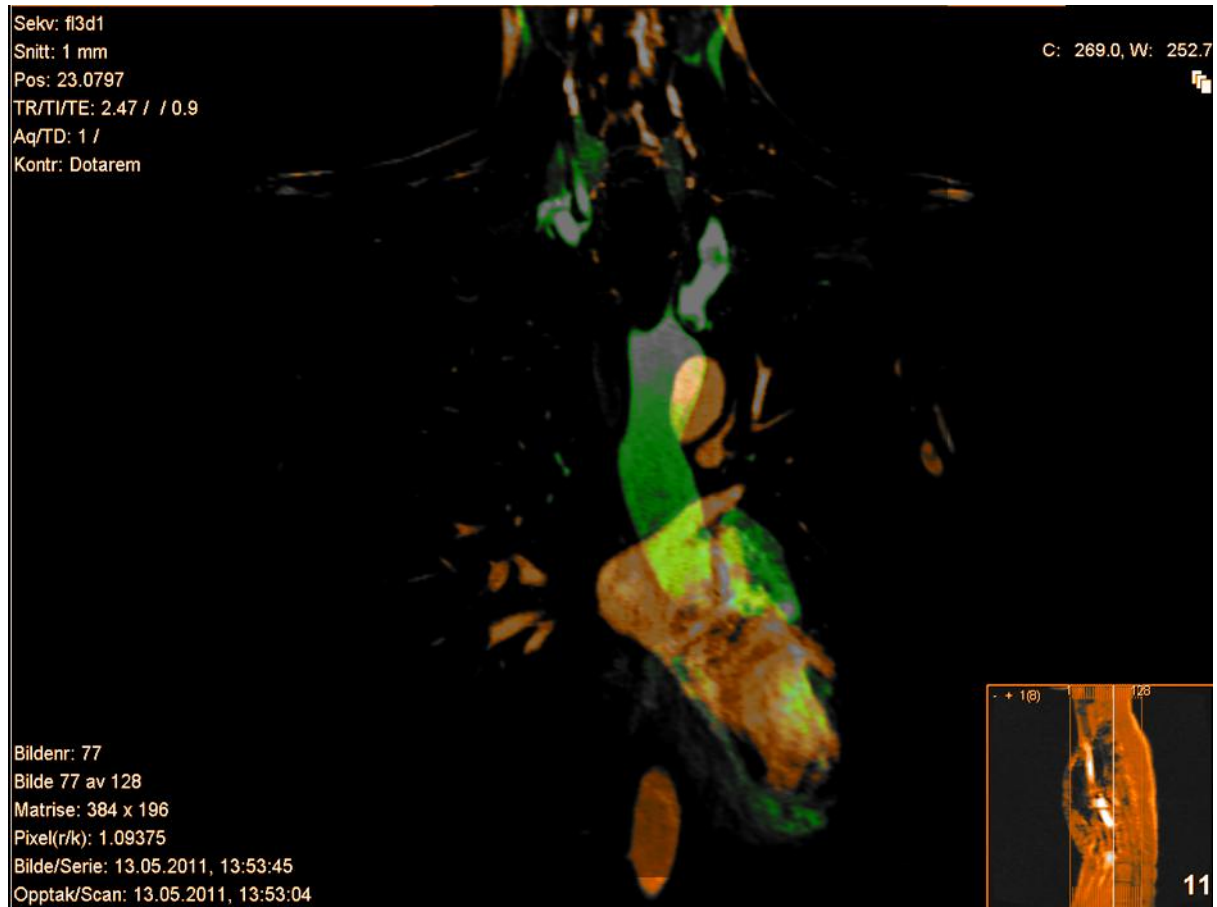
Det er viktig å være klar over at ghosting også kan forekomme i 3D / volumopptak. Ved 3D-opptak er det ikke alltid like lett å gjenkjenne artefaktet, da man ikke alltid ser samme vevsmønster flere steder på samme tverrsnittsbilde. Dette illustreres av figuren under:



Dette kan lett mistolkes som en aortadisseksjon. Men i et snitt lenger frem ser man:



Dersom man legger disse to oppå hverandre, ser man at fenomenet som ligner en aortadisseksjon, egentlig er et pulsasjonsartefakt fra pulmonalarterien:



Den oransje figuren viser figuren med aortabuen; den grønne figuren viser pulmonalarterien. Pulmonalarteriens vegg overlapper artefaktet i aortabuen og skaper artefaktet som ligner en aortadisseksjon.

**Strømningsartefakter/ "flow-artefakter":** Oppstår når man avbilder væske i bevegelse, typisk blod og cerebrospinalvæske. Det kan klassifiseres som en type bevegelsesartefakt. Artefaktet endrer karakter avhengig av væskens hastighet samt retning i forhold til snittet. Noen strømningsartefakter kan også kalles "ghosting"-artefakter.

Dersom væskestrømmen er i samme retning som den MR-magnetens hovedretning (lengdeaksen z): Når protonene i væsken blir eksitert og beveger seg langs z-aksen, vil den endrede magnetfeltstyrken langs z-aksen føre til endring i fase. Dette kan føre til defasering, som kan feiltolkes som patologi ved at artefaktet gir for høyt eller lavt signal. Dersom blodstrømmen ikke er turbulent, kan en endret magnetfeltgradient føre til endret fase i all den eksiterte væsken samtidig, hvilket kan føre til ghosting i faseretningen.

Flow-retning i frekvensretningen og faseretningen gjør mindre forskjell, selv om det også kan by på problemer ved lange MR-sekvenser. Vanligvis er blodstrømmen på skrå av gradientretningen, faseretningen, og frekvensretningen.

Flow effekten benyttes i kontrastuavhengig MR-angiografi (såkalt "time of flight" (TOF)-teknikk), som benytter flow-effekten til å gi en presis avbildning av blodårer. Dette kan gjøres ved å separere mobile og statiske protoner: når usaturerte protoner flyter inn i den saturerte skiven, vil disse protonene avgi høyt signal i forhold til resten av skiven.

Stort sett er ikke flow-artefakter problematiske, fordi de er ikke uvanlige, og er velkjente blant radiografer og radiologer. Om artefaktet likevel ikke gjenkjennes, kan det lett feiltolkes.

Strømningsartefakter kan reduseres ved å bruke en presaturasjonsteknikker, som går ut på å slå ut longitudinell magnetisering (saturere) ikke bare i MR-skiven man er interessert i å avbilde, men også omkringliggende vev. Dermed vil blod som strømmer inn i MR-skiven være (saturert eller eliminert) fra før, og ikke føre til endret signal. Artefaktet kan også reduseres ved å endre MR-sekvensen. Men vanligvis trenger man bare vite om artefaktet for å kunne tolke MR-bildet på vanlig måte dersom man er kjent med hvilke endringer i avbildningen som artefaktet har forårsaket.

**Kjemisk skift artefakt:** Når protoner blir utsatt for et eksternt magnetfelt vil litt over halvparten stille seg parallelt med magnetfeltet slik at magnetfeltet deres peker i samme retning som det eksterne magnetfeltet. De resterende protonene retter seg antiparallelt, i motsatt retning. Elektroner fungerer også som magneter, men de aller fleste elektroner i organisk materiale er paret og kan derfor ikke påvirkes av magnetfeltet. Likevel finnes noen elektroner<sup>1</sup> som er frie til å justere sitt eget magnetfelt i forhold til det eksterne magnetfeltet. Disse frie elektronene finnes det mye av i fettvev, men ikke i vannmolekyler.

Når elektronene i fettvev blir påvirket av et magnetfelt, retter over halvparten seg mot magnetfeltet slik at de motvirker magnetfeltet. Derfor vil atomkjernene innenfor disse elektronene være påvirket av et magnetfelt som er svakere enn magnetfeltet utenfor elektronenes skjermende virkning. Elektronene eller ”elektronskyen” i slike atomer vil orientere seg langs aksene av hovedmagnetfeltet når pasienten plasseres i magneten. Rotasjonen av elektronene induserer et ”mikro”-magnetfelt som er antiparallelt rettet i f.t. hovedmagnetfeltet. Dette gir en ”subtraksjon” eller dempning i f.t. det lokale magnetfeltet atomet/ molekylet ellers opplever. Grad av dempning er forskjelling mellom fett-og vannprotoner fordi de har ulik elektronsky og dermed ulik grad av ”elektronisk skjerming”. Dette skjer i fettmolekyler, men ikke vannmolekyler, fordi kun fettmolekyler har såkalte ”uparede elektroner”. Dette fører til at fettvev, som har mange slike elektroner, stort sett opplever et svakere magnetfelt enn det eksterne magnetfeltet, mens vannmolekylene opplever det eksterne magnetfeltet i full styrke. Magnetfeltets styrke er direkte proporsjonal med spinn-frekvensen til protonene (Larmour-likningen), og derfor vil fettprotoner ha litt lavere spinn-frekvens enn vannprotoner når utsatt for samme eksterne magnetfelt. Siden innkodning av informasjon i frekvens-retningen er avhengig av antakelsen om at alle protoner blir utsatt for samme eksterne magnetfelt, vil signaler fra fett ”forskyves” langs frekvensinnkodnings-retningen i bildet. Dette gir vekselvis signaloverlapping og signaltap som kjennetegner det typiske kjemisk skift- artefaktet .

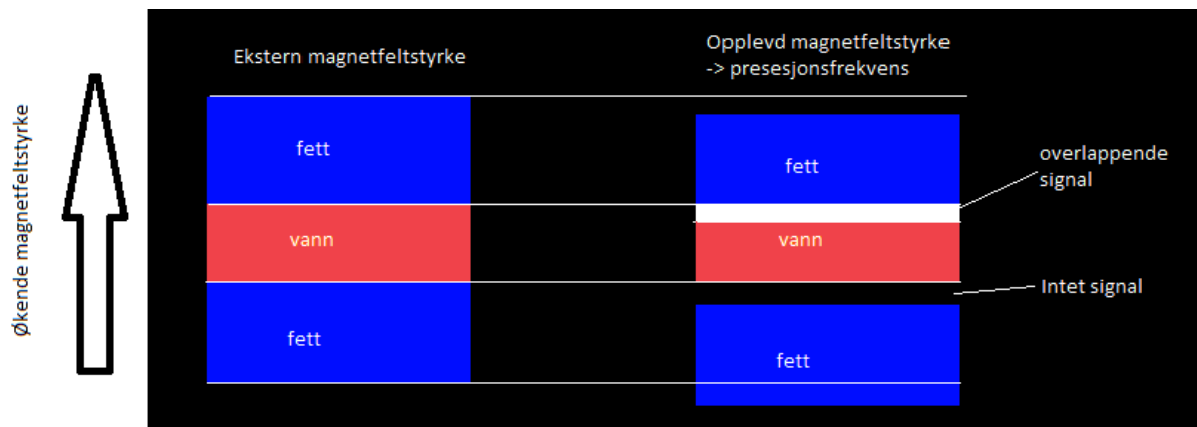
Det samme gjelder faseretningen: Et lavere magnetfelt i fettvev sammenlignet med vandig vev fører til at protonenes fase i fettvevet blir endret tregere enn i det vandige vevet. Men mange MR-sekvenser tas på en slik måte at dette ikke gir artefakt i faseretningen (i.e. spinn ekko)

I figuren under sees en enkel illustrasjon av et vannrikt vev omringet av et fettriakt vev. Siden det fettrike vevet har lavere presesjonsfrekvens enn den eksterne magnetfeltstyrken skulle tilsi, vil datamaskinen tolke dette som at fettvevets signal kommer fra et område med lavere magnetfeltstyrke, altså lengre nede i frekvensdimensjonen. Dette fører i figuren under til at signalet fra fettvevet over vannet, med høyere eksternt magnetfeltstyrke enn vannet, delvis overlapper vannet, og signalet fra det overlappende området blir derfor sterkere. På samme måte vil fettvevet under vannet ha lavere presesjonsfrekvens enn det eksterne magnetfeltet skulle tilsi, så fettvevet blir oppfattet til å være et annet sted langs frekvensaksen enn der det faktisk er. Derfor blir det et område uten signal mellom vannet og det underliggende fettvevet.

---

<sup>1</sup> De elektronene som kan påvirkes av eksterne magnetfelt er de som er uparede og dermed har muligheten til å endre spinn. Disse forekommer hyppigst i anti-bonding, som man finner mye av i fettforbindelser.





Kjemisk skift-fenomenet er sterkere med økende magnetfeldstyrke, fordi elektronenes skjermende effekt mot magnetfeltet er relativt større i sterkere magnetfelt.<sup>2</sup>



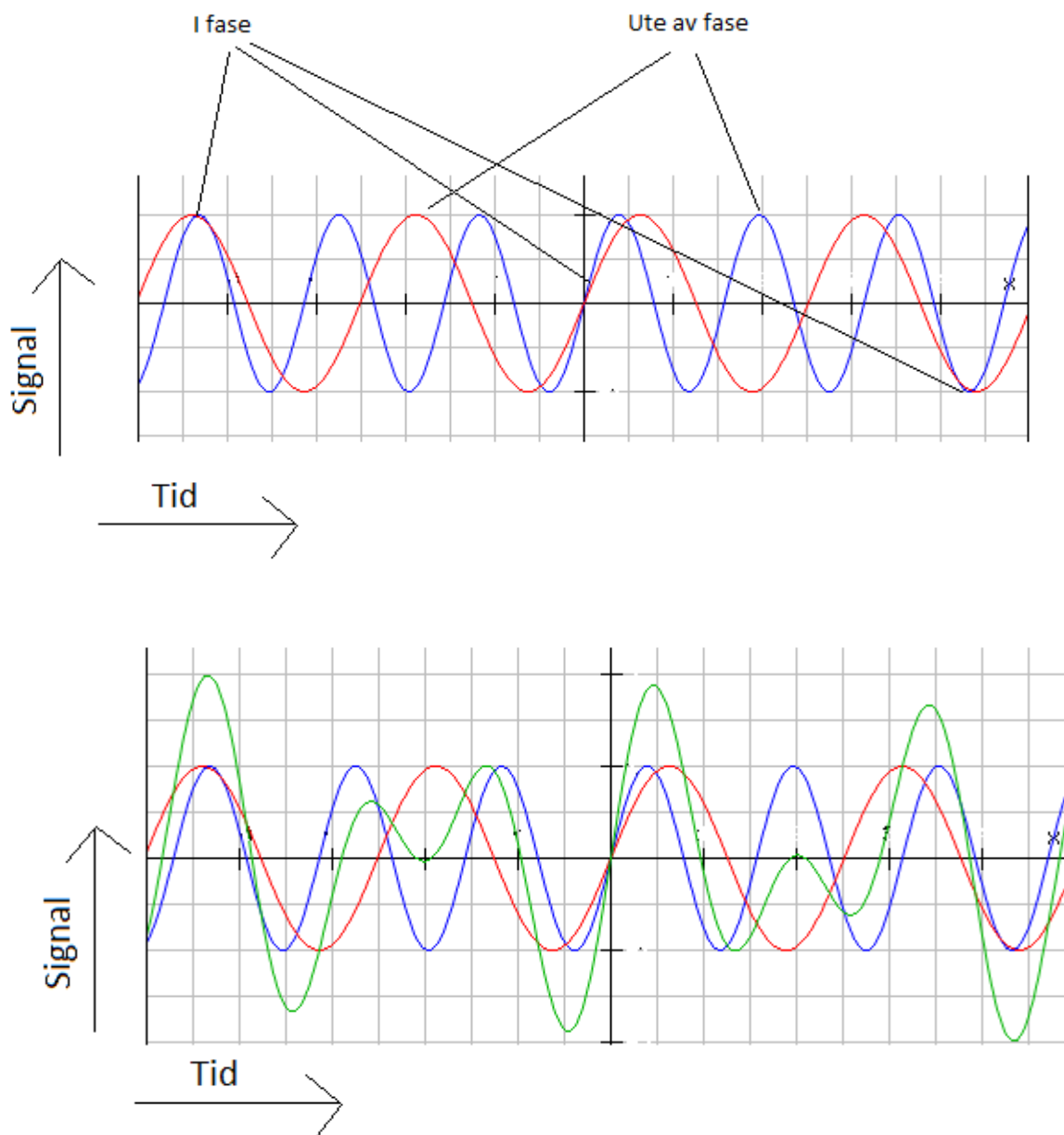
Dette er et T1-vektet bilde av et orbitalt hemangiom. Det blodfylte hemangiomet i orbita i øverste høyre kvadrant av bildet, har en svart rand (nedsatt signal) øverst, og en hvit rand (økt signal) nederst. Her har protonene i fettvevet blitt mer skjermet mot det eksterne magnetfeltet enn protonene i det vannrike hemangiomet slik at fettvevet er relativt forflyttet på frekvensaksen. Fettvevets protoner vil dermed avgi et signal av lavere frekvens enn vannvevets protoner, og vil dermed sees "lavere" på frekvensaksen. På dette bildet var frekvensen økende anteriort til posteriort på pasienten ved avbildning.

Kjemisk skift i faseretningen forekommer kun ved gradient ekko, ikke ved spinn ekko sekvenser. Dette er fordi spinn ekko sekvenser automatisk kompenserer for slike mindre endringer i magnetfeltet i faseretningen.

Det finnes en annen type kjemisk skift-fenomen som forekommer i vev som omtrent like store deler av både fett og vann. Grunnen til at fenomenet oppstår er at de forskjellige frekvensene til

<sup>2</sup> For et 1.5 Tesla magnetfelt, vil elektronskjelllets skjermende funksjon redusere magnetfeltet med ca.  $3,5 \cdot 10^{-6}$  (Tesla per Tesla). Ifølge Larmorlikningen [presesjonsfrekvens = gyromagnetisk ratio x magnetfeltstyrke] der den gyromagnetiske ratioen for hydrogen er 42.576 Mhz per Tesla, er frekvensreduksjonen for fettvev i 1,5 Tesla lik 223 Hz.

vann og fett i samme område fører til at vannet og fettene går inn og ut av fase med hverandre. (fett- og vannmolekylene har en konstant, liten forskjell i presesjonsfrekvens) Frekvensen på denne overgangen mellom i fase og ut av fase (når fett- og vannprotonene er nøyaktig i motsatt fase med hverandre) er 223 Hz i et 1,5 Tesla magnetfelt, som vist ovenfor. Det vil si at vannmolekylene og fettmolekylene går inn og ut av fase med hverandre hvert 4,5 millisekund.



Fig

uren over illustrerer prinsippet med i/ute av fase når to bølger har ulik frekvens. I figuren under vises summen av disse som den grønne kurven, og det sees at når presesjonene er i fase er signalet sterkt, men når de ute av fase er signalet svakt.

Denne type kjemisk skift-artefakt forekommer kun på gradient ekko sekvenser, ikke i spinn ekko sekvenser. Grunnen til dette er at spinn ekko- sekvenser bruker  $180^\circ$  refokus-RF-pulser til å reversere protonenes tendens til å gå ut av fase med hverandre, hvilket fører til at alle signaler i et område med konstant presesjonshastighet kommer tilbake i fase med hverandre.

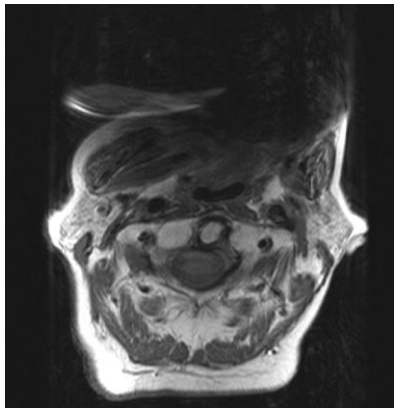
**I praksis**, dersom dette skulle oppstå, kan man ta sekvenser sensitive for spinn både i og ute av fase, typisk med to separate ekko på tidspunktene for hhv. i fase og ute av fase-fenomenet. Dermed får man et godt inntrykk av hva som er fett, hva som er vann, og hva som er begge. For eksempel, dersom et område med mye signal taper signalet ved avbildning ute av fase, tyder dette på mikroskopisk fettinnhold. ("rent fettvev" vil ikke gi signaltap på ute-av fase) Dette fenomenet benyttes ofte diagnostisk, særlig ved diagnostisering av binyreadenomer, fettlever og angiomyolipomer. Kjemisk skift- fenomenet kan også utnyttes på andre måter, for eksempel for å gjøre det lettere å se fettrike eller vannrike lesjoner i henholdsvis vandig eller fettholdig vev.

Dette artefaktet skaper sjelden problemer med tolkning av bildet. Dersom det allikevel skulle være et problem, er det mange måter å lindre problemet. Man kan bytte om frekvens- og fase-retningene for å få kjemisk skift artefaktene i en annen retning dersom man tror dette vil bidra til å gjøre tolkningen av bildene lettere, men dette kan føre til at andre artefakter oppstår. En annen løsning er å bruke fettsuppresjonsteknikker for å redusere signalet fra fett og dermed kunne tolke bildet uten artefakter (siden både type 1 og type 2 kjemisk skift artefakter er avhengig av signal fra fett). Man kan også øke båndbredden på signalopptaket samtidig som man øker magnetfeltgradienten, hvilket vil redusere bredden på artefaktet. Dette er fordi en relativ endring i fettets presesjonsfrekvens da vil føre til en mindre endring i dets plassering på det endelige bildet. En slik båndbreddeøkning vil være på bekostning av SNR.

**Suseptibilitetsartefaktet:** Magnetisk suseptibilitet er en egenskap som har å gjøre med hvordan eksterne magnetfelt kan endre eller forårsake interne magnetfelt i et stoff. Et eksternt magnetfelt vil for eksempel lett kunne magnetisere jern. Jern har derfor høy magnetisk suseptibilitet. Luft og vev i kroppen har lavere magnetisk suseptibilitet, men verdiene varierer mellom luft og vev og fra benvev til bløtvev. Når to områder med forskjellig magnetisk suseptibilitet stilles ved siden av hverandre i et magnetfelt, dannes lokale statiske forstyrrelser i magnetfeltet. Disse fører til redusert T2\* tid og kan føre til uregelmessige fase- og frekvensendringer. Dette fører til signaltap i området, men kan også føre til forvrengning av bildet.

Dette artefaktet kan sees på bilder i luft-vev overganger (tarmgass, luft utenfor huden, bronkier, nasalsinuser) og i benvev-bløtvev overganger. I ortopediske bilder kan de ved noen bildesevknener få knokler til å se større ut. De kan også sees i overganger mellom fremmedlegemer i kroppen (svelgede gjenstander, pistolkuler, insulinpumper, pacemakere, regulering, proteser, stenter) og annet vev, særlig dersom fremmedlegeme inneholder metaller. Metallene behøver ikke være ferromagnetiske (dvs de metallene som tiltrekkes kraftig av magnetfelt, for eksempel jern, kobolt, nikkel, diverse legeringer) for å fremkalle suseptibilitetsartefakter.

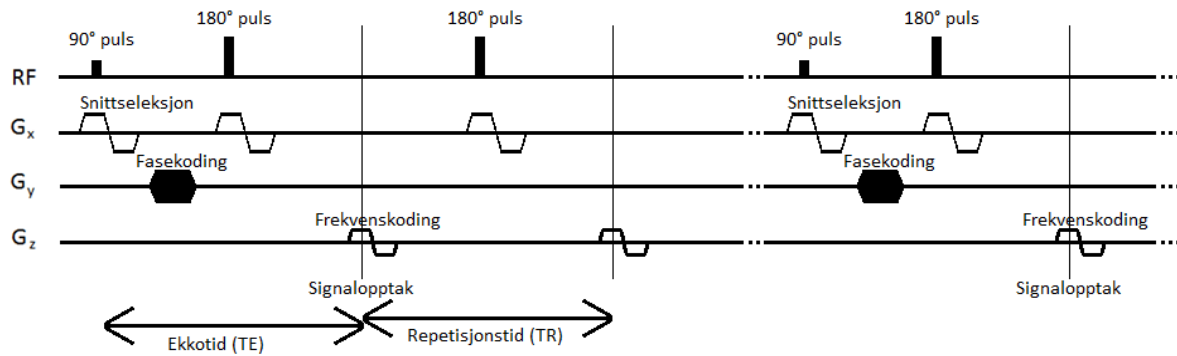
Årsaken til at artefaktet oppstår er at disse statiske forstyrrelsene i magnetfeltet påvirker både protoneksitasjon (ved at variasjoner i magnetfeltet i artefaktområdet fører til at ikke alle protoner i en skive blir eksitert, og at noen protoner utenfor skiven kan bli eksitert) og signalopptaket (ved at hverken frekvensene eller fasene til protoner i området samsvarer med den eksterne magnetfeldgradienten). Dette fører i noen MR-sekvenser til nedsatt signal i området og romlige forstyrrelser i bildet.



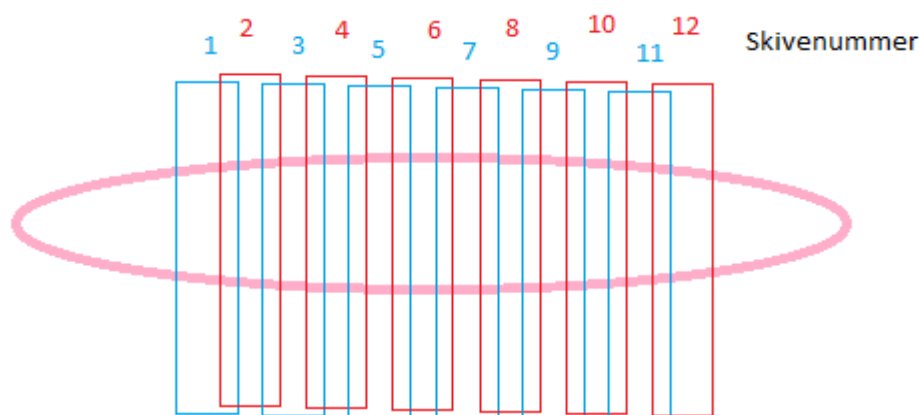
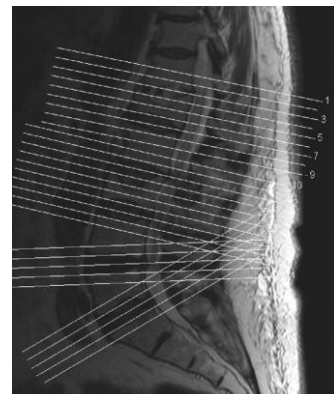
Et nedbrytingsprodukt av blod er hemosiderin, som inneholder jern og forstyrrer det lokale magnetfeltet. Suseptibilitetsartefaktet kan derfor være en fordel når man prøver å finne eller avbilde hematomer, særlig i vev med høyt MRsignal. Dette gjelder for eksempel små blødninger i hjernen som kan tyde på mikroangiopatier, og sees som små mørke prikker på MR bildet.

Dersom dette artefaktet skulle være et problem, er det mange måter å løse det på. Man kan velge å bruke MR-sekvenser med en 180° refokus-puls som reverserer spinnretningene og vil eliminere T2\* effekten (integrert komponent av spinn-ekko- sekvensen). Eller man kan redusere tiden mellom signalkodingen og signalopptak (ekkotid, TE). Ved å redusere TE får protonene mindre

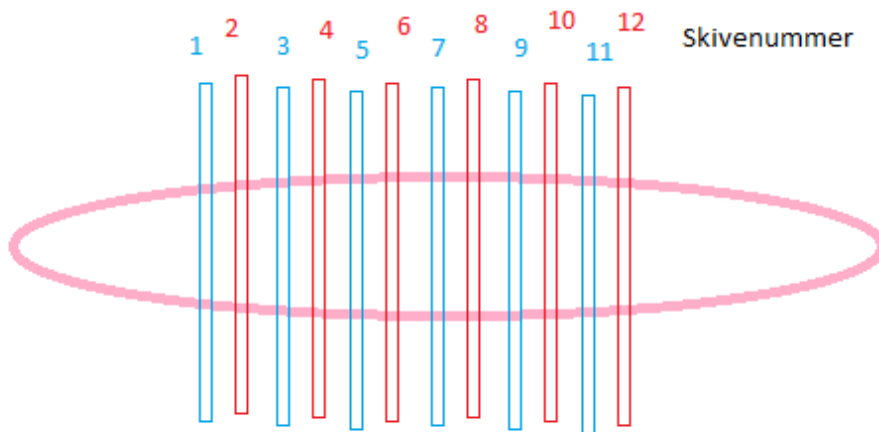
tid å komme ut av fase, og artefaktets komponent i faseretningen reduseres derved. TE kan senkes ved å bytte MR-sekvens eller øke den longitudinelle magnetfeltgradienten. Til slutt kan man bytte om på frekvensretningen og faseretningen, men dette vil kun flytte artefaktet, ikke eliminere det. Det kan likevel gjøre det lettere å avlese bildet i noen tilfeller.



**Cross-talk:** Dette artefaktet kommer av at radiobølgene man sender ut i løpet av MR-sekvensene ikke selektivt aktiverer ett tverrsnitt av kroppen, men aktiverer alle protoner innenfor en viss bredde. I figuren under representerer den rosa ovalen et menneske. Rektanglene viser skivene som blir eksitert av radiobølger. Her ser man at skivene overlapper, og dermed vil visse områder med vev avgi data til mer enn én fourier transform datapakke. Dette fører til at størrelsen på organer kan feilberegnes, og at bildet kan se uskarpt ut. Noen ganger legges MR-skiver i forskjellige vinkler, og skaper et slikt artefakt. Dette skjer oftest i lumbalregionen, der MRskivene ofte ikke taes parallelt, som vist til høyre. Dette er vanligvis ikke et problem, da områdene som er viktige for tolkningen oftest ligger utenfor de overlappende områdene.



En løsning er å bruke tynnere skiver ved å øke magnetfeltgradienten (snittseleksjons-gradienten). En vanligere løsning er å senke båndbredden slik at det heller blir et vevsområde mellom skiver som ikke blir aktivert i det hele tatt, som vist i figuren under. Stort sett finnes det algoritmer innebygd i sekvensene for å unngå cross-talk, f.eks. ved å avbilde annenhver skive først (i.e. oddetallsskiver) og dermed de resterende skivene (partallsskivene).



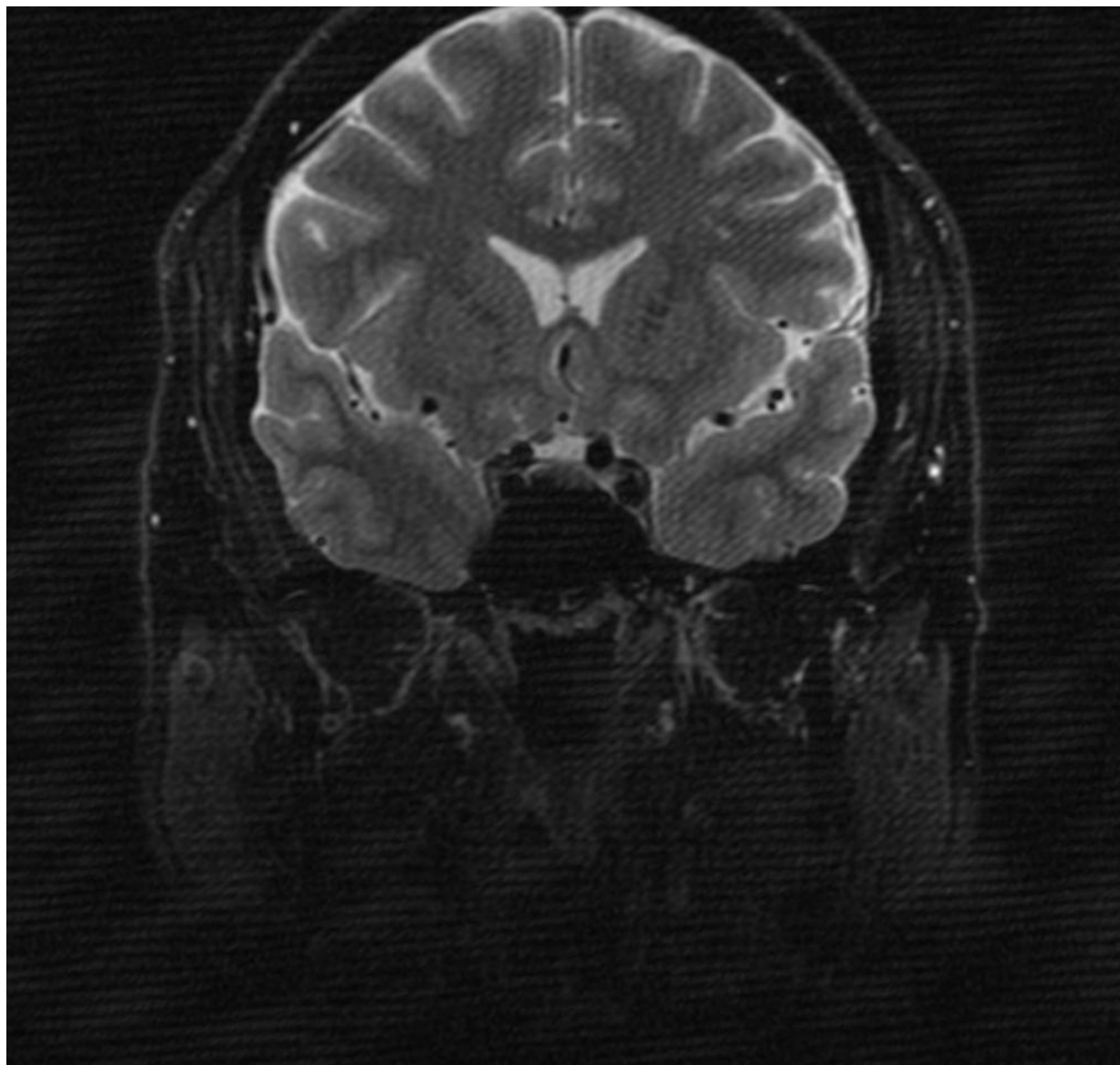
**Slice overlap:** Dette sjeldne artefaktet oppstår når man avbilder flere skiver i flere vinkler samtidig for å forkorte sekvensen. Dermed kan en del av skiven som skal avbildes allerede være eksitert, og et bånd-formet artefakt, oftest med redusert signal, oppstår. Dette skjer hyppigst ved avbildning av lumbalkolumna, men så å si alle MR-sekvenser er nå lagt opp slik at dette artefaktet ikke forekommer.

**Glidelåsartefaktet (eller spike-artefaktet):** Dette artefaktet har to mulige årsaker: noe galt med selve MR-maskinen, eller dårlig skjerming av rommet fra eksterne radiobølger.

Dårlig skjerming kan være forårsaket av at døra til MR-rommet står åpen og eksterne radiobølger kommer inn og gir økt signal med forstyrrelser, vanligvis i rette bånd parallelle med frekvensretningen (fordi det oftest er en frekvens som er sterkest i de fremmede radiobølgene, som oppfattes av datamaskinen som økt signal i den frekvensen fra kroppen). Eksterne radiobølger kan også føre til endret eksitasjonsmønster, noe som kan føre til artefakt rettet vinkelrett på frekvensaksen. Dette vil se ut som et enkelt bånd med økt signal i k-space.

Noen ganger prøver radiografer seg fram til en løsning ved å bytte maskinkomponenter mellom MR-maskiner. Andre ganger holder det å lukke døra. Ofte er man nødt til å kontakte leverandøren for hjelp, og eventuelt reparere eller erstatte ødelagte komponenter.

**Criss-cross artefaktet:** Dette artefaktet kommer av at det er elektromagnetiske forstyrrelser i rommet, enten fra gamle lysrør som står og blinker på rommet, eller fra annet utstyr som må byttes ut. Når en ekstern elektromagnetisk puls oppstår, vil registreringen av kroppens elektromagnetiske feedback bli forstyrret, og en lys hvit flekk oppstår i K-space. Dette fører til at én bestemt bølgelengde blir kraftig forsterket på bildet, hvilket ser ut som striper som kan minne om fiskeben. Disse stripene kan opptre i én eller flere retninger på samme snitt, og på ett eller flere snitt, avhengig av antall forstyrrelser i løpet av avbildingen.

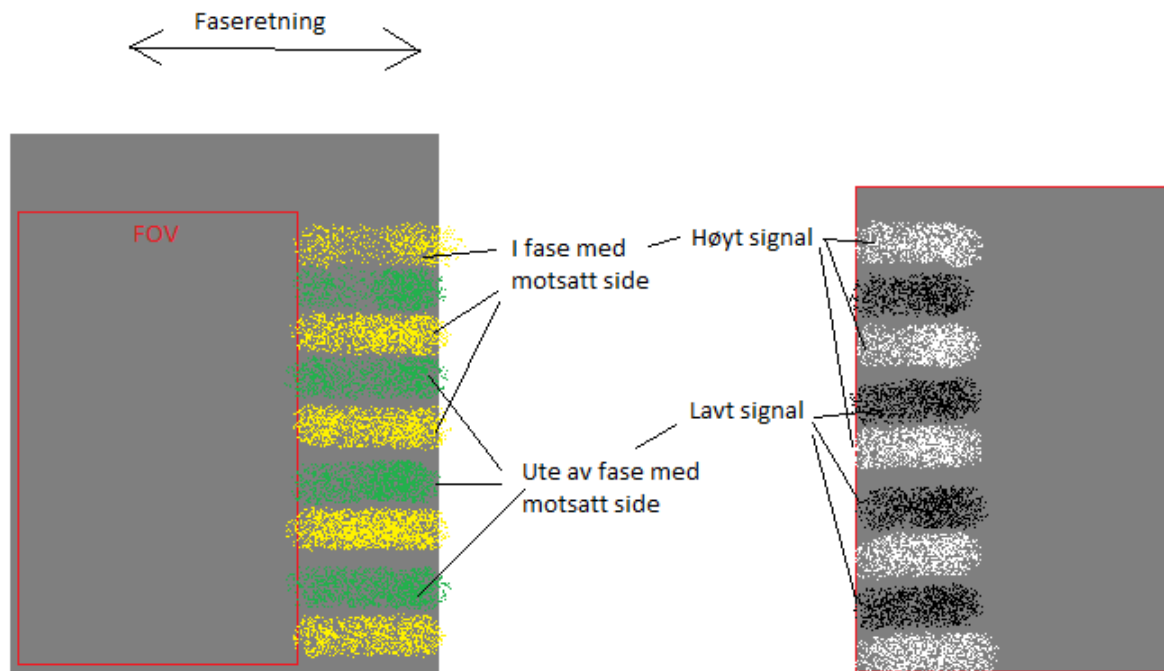




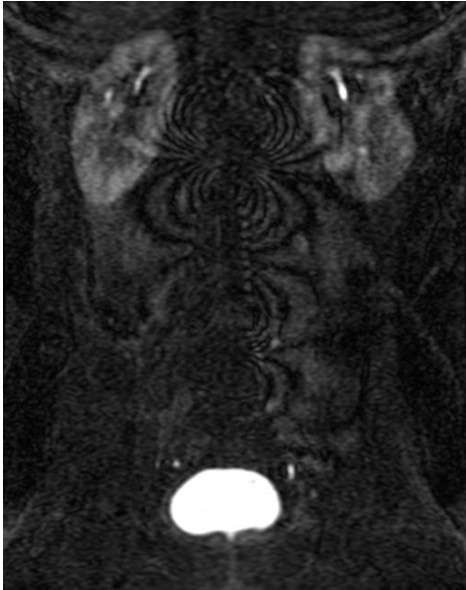
### Sjeldnere artefakter

Disse artefaktene er ikke like hyppige som de øvrige, særlig med nyere maskiner, teknikker og sekvenser. Likevel lønner det seg å være oppmerksom på dem.

**Moirè artefaktet** er en type overfolding/ aliasing som oppstår fordi MR-magnetfelt ikke er 100% homogent. Dermed vil fasene på den ene siden av kroppen (i fase-retning) enten forsterke (når de er i fase) eller svekke (når de er ute av fase) signalene fra den andre siden av bildet innenfor FOV. I praksis sees dette artefaktet sjelden, da moderne MR-maskiner har et svært homogent magnetfelt. Artefaktet kan forhindres på samme måte som annen aliasing i faseretningen.



Prinsippet sees i figuren over, men vanligvis har Moirè artefaktet et mye mer elegant og komplisert utseende:



**Overflow-artefaktet:** Dette artefaktet kommer av at signalet er for sterkt til at dataen kan behandle signalet adekvat. Problemet oppstår i konvertering av signalet fra analog form til digital. MR bildet får da et typisk ”utvasket” utseende med fargegradienter, der samme vev kan være svart i den ene enden av bildet, med en gradvis overgang til hvitt i den andre enden.

De fleste nye MRmaskiner justerer nå nivået på pre-konversjonssignalet automatisk. På de eldre maskinene kan man justere ned gain på mottakeren for å få bli kvitt dette artefaktet.

**Staircase artefaktet (eller venetian blind-artefakt):** Dette artefaktet kommer av at man har skivebredder på under 100% (dvs det er vev mellom skivene som ikke blir avbildet. Dette kan føre til et utseende på rekonstruksjoner av 3Dbildet som minner om utseende på en trapp sett fra det øverste trinnet. Man reduserer dette artefaktet ved å øke skivebredden til 120% (slice gap på -20%) slik at skivene overlapper hverandre og det ikke er noe gap mellom dem. Dette kan imidlertid føre til lett cross-talk, men dette er som regel uproblematisk. En annen mulighet er å endre til volumoptak (3D).

**Magic angle artefaktet:** Dette artefaktet oppstår når sener og senefester er orientert med en vinkel på 54.7 grader fra retningen på magnetfeltet B. Forklaringen er at interaksjoner mellom vannmolekyler er fastbundet i kollagenvev, og at interaksjoner mellom vannmolekyler er sterkt redusert når de er orientert 54.7 grader på magnetfeltet. Dermed blir T2-tiden økt, og det kan feiltolkes som en tendinitt, ossifisering, eller tolkes som feil struktur. Dette skjer hyppigst i rotaturcuffen og distale quadricepssene. Dette artefaktet forekommer nesten eksklusivt ved ortopediske MR-avbildninger. Det holder oftest å være bevisst på artefaktet, men om nødvendig kan man supplere med CT eller en gjentatt MRavbildning med en annen vinkel.

**Standing wave-artefakt:** Dette artefaktet sees sjelden. Det oppstår når RF-bølgelengden er dobbelt så lang som bredden på mennesket som blir avbildet eller et homogent organ som avbildes. Når bølgen reflekteres av vev-luft eller bråe vev-vev overganger, blir signalstyrken svekket i en del av vevet. Når dette skjer vil en stor del av vevet avgi lavt og dårlig signal. Siden

dette artefaktet er hyppigst i første generasjons 3 tesla MR tromler, kan man forsøke å bytte MR-maskin. Ellers kan man legge en spesiell pute med lignende tetthet som vevet over abdomen for å øke diameteren. Senere generasjoner av 3-Tesla maskiner har løst dette problemet ved å sende inn RF signaler fra flere forskjellige vinkler.

**Truncation** (Gibbs artefakt) kommer av at man tar opp en endelig mengde data. Når man begrenser datamengden som tas opp, kan man ofte se små bølger med kort bølgelengde langs etter bråe overganger mellom områder med lavt og høyt signal. Dette er et sjelden problem med moderne programmer, men kan likevel noen ganger sees i medulla spinalis ved noen sekvenser (f.eks. STIR). Det løses ved å endre parametere for dataopptak.

**Central point artefaktet:** Dette artefaktet oppstår når det er en konstant økning i signalintensiteten på alle punkter. Dermed vil k-space være lysere enn det burde være, og som resultat sees som oftest et lyst punkt i midten av det endelige bildet. Dette kan feiltolkes som en lesjon. Det motsatte kan også skje, dvs. At k-space er mørkere enn det burde være, og en mørk lesjon sees. Dette kan feiltolkes som patologi. Vanligvis kompenserer software for dette artefaktet, men det er likevel greit å være klar over at det kan forekomme.

## Diskusjon

Det finnes mye materiale i medisinske tidsskrifter om artefakter og hvordan de kan unngås. Noen av artiklene gir enkle kvalitative forklaringer på hvorfor artefakter oppstår, men få av dem gir grundige forklaringer av fysikken bak. Det var lettere å finne artikler med grundigere fysiske forklaringer gjennom Google Scholar enn gjennom PubMed.

Jeg brukte også sekundære kilder, inkludert nettsider som <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri>. Flere av disse sidene forklarte på en god måte fysikken bak MR og artefakter. Det var imidlertid vanskelig å vurdere påliteligheten av slike nettsider. Jeg kvalitetsvurderte derfor informasjon fra slike sider ved å sjekke den opp mot mer pålitelige kilder, f.eks. lærebøker.

Tidsskriften Radiographics er et anerkjent tidsskrift med fagfelle-vurderte artikler som ansees å være av høy kvalitet. Jeg har derfor flest kilder derfra. Andre anerkjente fagfelle-vurderte tidsskrift jeg brukte var American Journal of Radiology og Magnetic Resonance Imaging in Medicine.

Kvalitetsvurdering av artikler om MR- fysikk byr på andre utfordringer enn kvalitetsvurdering av andre medisinske artikler. Medisinske forskningsartikler presenterer ofte resultatet av kliniske studier som forfatterne har vært med på, og kan derfor bli påvirket av flere former for bias og feiltolkning. Derimot er MR-fysikk godt etablert, og ingen vil ha utbytte av å vri på sannheten om hvorfor artefakter oppstår. Flere av artiklene jeg brukte var for eksempel skrevet og publisert for at radiografer og radiologer bedre skal kunne redusere artefaktforekomst og tolke MR- bilder best mulig. Disse var stort sett fagfelle-vurdert og publisert i anerkjente tidsskrift. Dersom artiklene gir feilaktig informasjon, vil det føre til negative konsekvenser for forfatterne, fagfellene som vurderte artiklene, og tidsskriftet. Jeg antar da med stor sikkerhet at informasjonen fra slike artikler er pålitelig.

En annen utfordring er at mange av kildene mine er gamle og utdaterte. Radiologifaget vokser fort, og gamle utfordringer blir løst, mens nye utfordringer oppstår hele tiden. Jeg leste i en artikkel fra 80-tallet om utfordringen med å forstå fysikken bak "central point" artefaktet. Fysikken hadde blitt forstått og forklart i en artikkel fra 90-tallet, mens en artikkel fra århundreskiftet skrev at dette artefaktet nå kun forekommer på eldre maskiner med dårlig programvare, da nyere algoritmer er designet for å korrigere det bakenforliggende problemet. Mange av artefaktene som var mest problematiske før, er nå helt uproblematiske. På samme måte har utfordringen rundt visse artefakter blitt større. F.eks. har økt bruk av 3.0 Tesla MR maskiner ført til at utfordringen rundt artefakter som kjemisk skift har økt. Bruk av nye MR-sekvenser og nye typer opptak, f.eks. 3D scanning, har økt forekomsten av tidligere uproblematiske artefakter, og til og med ført til at nye artefakter oppstår. Av den grunn var det vanskelig å finne relevante artikler. Det er av samme grunn begrenset hvor lenge en oppgave som denne vil forbli relevant.

## Kilder

### Artikler:

Mohana-Borges et al. *MR Imaging and MR Arthrography of the Postoperative Shoulder: Spectrum of Normal and Abnormal Findings*, Radiographics 2004, p69-85

Arpasi et al. *MR Angiography of the Thoracic Aorta with an Electrocardiographically Triggered Breath-Hold Contrast-enhanced Sequence*. Radiographics 2000, p 107-120

Yang et al. *Optimizing Abdominal MR Imaging: Approaches to Common Problems* Radiographics 2010, p185-199

Porter et al. *Classification and Investigation of Artifacts in Magnetic Resonance Imaging*. Radiographics 1987, p271-287

Zhuo and Gullapalli. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents MR Artifacts, Safety, and Quality Control*. Radiographics 2006, p275-297

Hood et al. *Chemical Shift: The Artifact and Clinical Tool Revisited*. Radiographics 1999, p357-371.

Delfaut et al. *Fat Suppression in MR Imaging: Techniques and Pitfalls* Radiographics, 1999, 19:373-382

Olsen et al. *Metal Artifact Reduction Sequence: Early Clinical Applications*. Radiographics 2000, 20:699-712

Lee et al. *Overcoming Artifacts from Metallic Orthopedic Implants at High-Field-Strength MR Imaging and Multi-detector CT*. Radiographics 2007, 27:791-803

Morelli et al. *An Image-based Approach to Understanding the Physics of MR Artifacts*. Radiographics 2011, 31:849-866

Jones and Witte. *Signal Intensity Artifacts in Clinical MR Imaging*. Radiographics 2000, 20:893-901

Saremi et al. *Optimizing Cardiac MR Imaging: Practical Remedies for Artifacts*. Radiographics 2008, 28:1161-1187

Bellon et al. *MR artifacts: A Review*. American Journal of Roentgenology 1986, 147:1271-1281

Arena et al. *MR Imaging Artifacts That Simulate Disease: How to Recognize and Eliminate Them*. Radiographics 1995, 15:1373-1394

Akisik et al. *Abdominal MR Imaging at 3.0 T*. Radiographics 2007, 27:1433-1444

Barth et al. *Body MR Imaging at 3.0 T: Understanding the Opportunities and Challenges*. Radiographics 2007, 27:1445-1464

Chang et al. *3.0-T MR Imaging of the Abdomen: Comparison with 1.5 T*. Radiographics 2008, 28:1983-1998

Harvey et al. *Breast MR Imaging Artifacts: How to Recognize and Fix Them*. Radiographics 2007, 27:S131-S145

Ojeda-Fournier et al. *Recognizing and Interpreting Artifacts and Pitfalls in MR Imaging of the Breast*. Radiographics 2007, 27:S147-S164

Bihan et al. *Artifacts and Pitfalls in Diffusion MRI*. Journal of Magnetic Resonance Imaging 2006, 24:478-488

Wood et al. *Truncation Artifacts in Magnetic Resonance Imaging*. Magnetic Resonance Imaging in Medicine 1985, 2:517-526

Axel, *Blood Flow Effects in Magnetic Resonance Imaging*. American Journal of Radiology 1984, 143:1157-1166

### **Bøker**

S. Webb: *The Physics of Medical Imaging*. ISBN 0-85274-349-1, Taylor & Francis Group LLC, 1988

Smith and Ranallo: *A Non-Mathematical Approach to MRI*, ISBN 0-44838-02-2. Medical Physics Publishing Corporation, 1988

Westbrook, Roth, Talbot: *MRI in Practice*. ISBN 978-1-4443-3743-3, Blackwell Publishing Ltd., 2011

Westbrook: *MRI at a Glance*, ISBN 978-1-4051-9255-2, Blackwell Science Ltd 2010

Brown, Semelka: *MRI Basic Principles and Applications*, ISBN 0-471-43310-1, John Wiley & Sons Inc., 2003

### **Nettbøker**

*The Basics of MRI*, Hornak, 1996, Rochester Institute of Technology

Johansson, Swa: *Artefakter vid en MR-undersökning*, Institutionen för Tillämpad fysik • Maskin- och materialteknik: Avdelningen för Fysik

### **Nettsider**

<http://www.mr-tip.com/>

<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri>

<http://www.radiopaedia.org>

<http://www.mritutor.org>