

Susanne Thorvaldsen

Kan man effektivisere optimalisering ved samarbeid?

Optimalisering av coronal T2-sekvens for abdominal avbildning, og sammenligning av bildekvalitet for optimalisert sekvens mot original sekvens ved tre MR-system i samme foretak.

Masteroppgave i Medisinsk bildediagnostikk- Magnetisk resonans (MR)

Veileder: Beathe Sitter

Medveileder: Heidi Kersten Hagen, David Wrangborg

Mai 2023

Susanne Thorvaldsen

Kan man effektivisere optimalisering ved samarbeid?

Optimalisering av coronal T2-sekvens for abdominal avbildning, og sammenligning av bildekvalitet for optimalisert sekvens mot original sekvens ved tre MR-system i samme foretak.

Masteroppgave i Medisinsk bildediagnostikk- Magnetisk resonans (MR)

Veileder: Beathe Sitter

Medveileder: Heidi Kersten Hagen, David Wrangborg

Mai 2023

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet

Fakultet for medisin og helsevitenskap

Institutt for sirkulasjon og bildediagnostikk



Kunnskap for en bedre verden

Sammendrag

Magnetisk resonans (MR) benyttes rutinemessig i avbildning av abdomen for mange ulike problemstillinger. Modaliteten innehar stor diagnostisk nøyaktighet og vil slik kunne forbedre pasientbehandling. Optimalisering innen MR er en forbedringsprosess som skjer hele tiden i den kliniske hverdagen, men ikke alltid systematisk.

Denne oppgaven tok for seg optimalisering av en enkelt coronal T2 turbo spinn ekko (TSE) sekvens i abdomen. Sekvensen ble optimalisert med potensiale for bruk innen flere ulike protokoller i det anatomiske området på to frivillige. Det ble rekruttert 20 samtykkende pasienter som skulle til en medisinsk indisert abdominal MR-undersøkelse som inkluderte en coronal T2, ved tre MR-system i samme helseforetak. Det var flere ulike originale T2-sekvenser i utvalget. Hver pasient fikk utført sin undersøkelse, samt den optimaliserte bildesekvensen i tillegg. Det ble gjennomført vurdering av bildekvalitet fra en radiolog. Bildekvaliteten ble evaluert på en skala fra null til fire for tre faktorer; artefakter, bildestøy og skarphet. Det ble i tillegg gjennomført måling av signal til støyforhold (SNR) og kontrast til støyforhold (CNR) på den originale, samt den optimaliserte T2-sekvensen.

Resultatene viste at radiolog samlet vurderte den optimaliserte sekvensen som å ha bedre bildekvalitet enn de originale. Det var statistisk signifikant endring. Differansen mellom original og optimalisert sekvens sin SNR og CNR ble også målt til å vise en signifikant forbedring. Man fant ingen korrelasjon mellom radiologvurdering og SNR eller CNR.

Man kan samarbeide om optimalisering mellom skannere for å effektivisere kvalitetsforbedring i en klinisk hverdag, og på en praktisk gjennomførbar måte.

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is routinely used in the abdomen for a variety of issues. The modality has great diagnostic accuracy and is therefore capable of improving patient treatment. Optimization is a process of bettering that happens all the time in a clinical setting but not always systematically.

This paper discussed the optimization of a coronal T2 turbo spin echo (TSE) sequence in the abdominal area. The sequence was optimized on two volunteers for use in several different protocols in this anatomical area. 20 patients were recruited and consented to participation in the project. They were having a clinically ordered MRI of the abdomen which included a coronal T2. The patients were included from three different sites and there were several different T2 sequences included in the original selection. Each patient had their examination performed and the optimized sequence in addition to that. The image quality was evaluated by a radiologist. The images were scored by using a scale from zero to four for three factors: artifacts, image noise and image sharpness. In addition to this, measurements of signal to noise (SNR) and contrast to noise (CNR) were performed. The measurements were made on both the original coronal T2 sequence, and the optimized for all patients.

The results showed that the radiologist scored the optimized sequence higher than the original. The improvement was statistically significant. The difference in SNR and CNR between the original and optimized sequence was also measured and showed a significant improvement. No correlation was found between the radiologists' assessment and the difference in SNR or CNR.

This project shows that is possible to optimize between scanners in a practical manner to better the efficiency of quality assurance. It can be feasible to cooperate in a clinical setting with regards to this work.

Forord

Arbeidet med denne oppgaven tok til midt inne i en pandemi, i all hovedsak gjennom en digital plattform. Det har opplevdes som givende, men samtidig utfordrende å utvide egne fagkunnskaper.

Hjertelig takk til min veileder Beathe Sitter (Førsteamanuensis, Institutt for sirkulasjon og bildediagnostikk, Fakultet for medisin og helsevitenskap, NTNU) for din tid og gode samarbeid. En stor takk til radiolog og kollega Heidi Hagen Kersten (Helgelandssykehuset Mosjøen) som gjorde all evaluering av bildekvalitet til dette prosjektet, med grundighet og stor velvilje. Takk også til MR-fysiker David Wrangborg (tidligere Universitetssykehuset i Nord-Norge, UNN) for dine gode råd.

Takk til Norsk Radiografforbund for økonomisk støtte på kr 12 000. Takk til min arbeidsgiver Helgelandssykehuset Mosjøen for tilrettelegging av perioder med studiepermisjon.

Takk til alle mine gode radiograf-kollegaer ved røntgenavdelingene i Helgelandssykehuset Mosjøen, Mo i Rana og Sandnessjøen for all hjelp. Uten deres velvillighet hadde dette ikke latt seg gjøre.

Takk til radiograf Ine Vesterbukt som velvillig stilte opp som testobjekt. Til Aurora og Audun; takk for deres tålmodighet med en mamma som har brukt mye tid foran pc-en. Hjertelig takk Svein-Terje, min beste prøvekanin.

Innhold

Sammendrag	1
Abstract	2
Forord	3
Introduksjon	6
Optimalisering	7
Fremgangsmåte for optimalisering	7
Artefakter	9
Evaluering av bildekvalitet	10
Signal til støy-forhold (SNR).....	11
Kontrast til støy-forhold (CNR)	13
Parallell avbildning og betydningen for måling av SNR.....	13
Harmonisering av protokoller	15
Problemstilling.....	17
Metode	18
Optimaliseringprosessen.....	18
Utvalg	20
Radiologs vurdering av bildekvalitet	21
SNR og CNR.....	22
Statistisk analyse	23
Normalitet av data.....	23
Etiske betraktninger	25
Resultater	27
Radiologs vurdering av bildekvalitet	27
SNR og CNR.....	28
Bildeeksempler	29
Korrelasjonsanalyse.....	30
Diskusjon	32
Studiedesign	32
Utvalg.....	33
Radiologs vurdering.....	33
SNR og CNR.....	34
Multipel akkvisisjonsmetode og differansemetoden.....	35
MR-systemene.....	36

Drøfting av resultater	36
Optimalisering	36
System og ytelse versus SNR	37
Parameter for bildekvalitet	37
Pasienten	39
Multisenterstudier.....	40
De tre systemene	40
Harmonisering	41
Sammenheng mellom radiologens vurdering og mål for SNR og CNR.....	41
Veien videre.....	42
Konklusjon	45
Referanser	46
Vedlegg 1	50
Vedlegg 2	51
Vedlegg 3	53
.....	53

Introduksjon

Siden starten av 1990-tallet har magnetisk resonans (MR) blitt brukt som standard prosedyre for abdominal avbildning (Reeder, 2007). Sammenlignet med computer tomografi, (CT), har MR høyere kontrast til støyforhold (CNR) og benytter ikke ioniserende stråling (Donato *et al.*, 2017). Som bildediagnostisk metode baserer MR seg på de magnetiske egenskapene til vann, som hos de fleste menneskelige vev er mellom 70 og 90%. Mengden vann og dets egenskaper kan drastisk endre seg ved sykdom eller skade. Dette gjør MR til en følsom diagnostisk teknikk (McRobbie, 2017).

Vel vitende om hvor sammensatt MR er, og hvor følsom teknikken kan være dersom den brukes på riktig måte, er optimalisering av MR-undersøkelser svært viktig. For å oppnå høy bildekvalitet er det nødvendig å ha optimalisert teknikk. En adekvat MR-protokoll bør være kort, omfattende og standardisert for reproduksjon av bilder som har en konsekvent bildekvalitet. Dette sikrer diagnostisk informasjon i bildene som produseres (Donato *et al.*, 2017). Optimalisering innen MR er en kontinuerlig prosess, siden ny kunnskap og oppdaterte metoder utvikles jevnlig.

«Det finnes ikke en optimal allianse av bildeparametere, bare et fornuftsekteskap avhengig av de fysiske lover samt begrensningene til ens eget utstyr, øvingsmiljø og økonomi» (Wile og Leyendecker, 2010).

Abdomen som område er godt egnet for MR-undersøkelser, inkluderer organene i øvre og nedre abdomen samt tarmsystemet. MR kan detektere en rekke abdominale sykdommer som; steatose, fibrose, betennelser samt både godartede og ondartede svulster (Ladrova *et al.*, 2022). Det er flere strukturer i abdomen hvor det er viktig å identifisere og fremstille væske, for eksempel ved undersøkelse av galleveiene og bukspyttkjertelen. MR brukes her til utredning av cystiske lesjoner i bukspyttkjertelen og steinsykdom i gallegangene, cholangio pancreaticografi (MRCP) (Norsk Elektronisk legehåndbok, 2022). For flere abdominale lidelser har MR potensiale til å betydelig forbedre pasientens utfall, som følge av modalitetens diagnostiske nøyaktighet. En nøyaktighet som leder til en bedre behandling for pasienten (Stanzione *et al.*, 2021). Hovedutfordringen for MR i dette området er fysiologisk bevegelse. For å ivareta høy bildekvalitet i dette området er det nødvendig med instrumenter for å overvåke, og iverksette skanning basert på kroppens fysiologiske signaler, primært

hjerterytme og pust (Ladrova *et al.*, 2022). Det er viktig å ha en tilfredsstillende tilpasning til pasientens pustemønster for å oppnå god bildekvalitet.

Optimalisering

Definisjonen Store Norske Leksikon gir av optimalisering, er at det er «å gjøre så god som mulig, å bringe en prosess eller et system til et optimum under de betingelsene som er gitt» (SNL, 2023).

Optimalisering fødes som følge av behov for endring og forbedring. Et forbedringsønske fra radiolog iverksettes av radiograf som betjener maskinen. Det er viktig at man behersker de mange parameter som må justeres (Yang *et al.*, 2010). Det kreves en forståelse av hvordan hver enkelt parameter som påvirker bildekvaliteten interagerer med andre parameter. Man må gjøre de avveininger som er nødvendige, som en konsekvens av at man endrer på enkelte parameter (Machado-Rivas *et al.*, 2020). Dette er noe som skjer hver dag på ulike MR-system, men som ikke alltid skjer like systematisk. Målet er å fremstille anatomi og patologi bedre enn med de bildesekvenser som ble brukt fra før.

Ulike vev har ulike signal-intensiteter i et MR-bilde. Disse forskjellene i signal beskrives som kontrast, og gjør at man kan avgrense vev fra hverandre (McRobbie, 2017). Den romlige oppløsningen for MR-bilder er begrenset av pikselstørrelse, og det minste objektet man kan fremstille er basert på dimensjonen til en enkelt piksel (McRobbie, 2017). Signal-støyforholdet (signal to noise ratio, SNR) ansees å være den fundamentale begrensningen innen MR (McRobbie, 2017), mens CNR er essensielt for kvaliteten hos diagnostiske bilder (McRobbie, 2017).

Generelt ønsker man seg fravær av ulike artefakter som kan forringe bildekvaliteten. Man ønsker at det skal være godt nok signal i bildene og ikke for mye støy. Det er viktig å kunne skarpt avgrense anatomi og skille patologi fra normalt vev (Reimer *et al.*, 2010).

Pasientens kroppsbygning, respirasjonsfrekvens, peristaltikk og andre fysiologiske bevegelser spiller en rolle for kvaliteten på bildediagnostikk. I dette inngår informasjon om varigheten av bildeopptakene, og at pasienten leires komfortabelt på MR-bordet (Fraum *et al.*, 2023).

Fremgangsmåte for optimalisering

Å ha en forståelse for de prinsipper som er underliggende for MR-avbildning og sekvensparametere gir ikke bare kontroll over nåværende teknikker, men fremmer implementering og utvikling av fremtidige teknikker (Yang *et al.*, 2010). Optimalisering av

MR-protokoller fortsetter å være et område for aktiv forskning og publisering, av flere årsaker. MR som modalitet er utbredt innen klinisk bildediagnostikk, det finnes mange valg innen pulssekvenser, magnetfeltstyrker, bildeplan, dimensjoner (2D eller 3D) og bruken av kontrast. Å finne den best mulige kombinasjonen av disse faktorene er en stor utfordring med mange praktiske forgreininger (Richardson, 2021).

En praktisk fremgangsmåte for å optimalisere bildesekvenser kan følge fire trinn som vist i Figur 1.



Figur 1: Skjematisk fremstilling av optimaliseringsprosess for MR-sekvens. Modifisert etter McRobbie (2017).

I første trinn (Figur 1) kan man velge type pulssekvens, repetisjonstid (TR) og ekkotid (TE). Snitt-tykkelse, field of view (FOV) og pikselstørrelse velges i trinn to. Dersom man har krav om høyere romlig oppløsning eller matrise, er dette noe som påvirker SNR i negativ retning. Man kan for eksempel avbøte dette ved å øke antall målinger (number of signals average, NSA) på trinn tre. Det fjerde og siste trinnet handler om å tilpasse opptakstiden til den kliniske hverdagen. Som regel er det SNR som til sist setter grensen for hva man kan oppnå i en slik prosess. Optimaliseringprosessen innen MR er preget av å måtte gjøre kompromiss (McRobbie, 2017).

Det kreves ofte et stort FOV, samt minimal tilstedeværelse av artefakter fra peristaltikk og bevegelse for at en bildesekvens skal være egnet for bruk i abdomen, Abdomen er et område av menneskekroppen som kan variere i størrelse og fettgehalt i stor grad. Det er viktig at man tar høyde for dette i optimaliseringsprosessen for å favne variasjon i pasientpopulasjonen.

At skannerens gradientsystem tillater veldig høye gradientamplituder, er en viktig faktor når det kommer til hvor tynne snitt man kan oppnå samtidig som man holder en kort ekkotid eller ekko-spacing (McRobbie, 2017). Snitt-tykkelse er viktig for sekvenser som skal dekke et stort organ som lever eller hele abdomen. Det må være tykke nok snitt til at man oppnår en tilfredsstillende SNR, men ikke så tynne snitt at sekvensen har for lang opptakstid. Man må oppnå høy nok oppløsning i snittplanet til å kunne identifisere relevante, små strukturer, som den normalt tynne gangen i bukspyttkjertelen. Samtidig er det viktig med god avgrensning av organer, som fremstilling av leverens kanter. For lang skannetid som følge av for eksempel mange tynne snitt, vil kunne medføre at pasienten opplever uro, smerter eller avbryter undersøkelsen. I abdomen, for eksempel i leveren, er det vanlig å kunne gå opp mot 7-10 mm i snitt-tykkelse. Man undersøker større organer, og signifikant patologi antas sannsynlig å være mer enn 7mm i diameter (McRobbie, 2017). I Tabell 1 sees en oversikt over kvalitetskriterier for optimalisering.

Tabell 1: Mål for optimalisering. Modifisert etter Westbrook, Roth og Talbot (2011).

FAKTORER	KVALITETSKRITERIER
TR	God kontrast mellom væske og vev i abdomen.
TE	God kontrast mellom væske og vev i abdomen.
Oppløsning	Tilstrekkelig for godt signal til støyforhold (SNR) og dekning av anatomi. Samtidig fremstille aktuelle små anatomiske strukturer i snittplanet.
Artefakter	Minimere fra pasientens respirasjon og tarmbevegelse.
Signal og kontrast	Godt nok signal til å kunne klart fremstille aktuell anatomi og patologi. God nok kontrast mellom vev for å kunne skille organer og patologi.
Bildestøy	Minke støy slik at klinisk bildekvalitet økte.
Skannetid	Ikke for lang for å forhindre bevegelse og ubehag hos pasient. Vurdert at 2-4 minutter ville være adekvat. Veid opp mot bildekvalitet.

Artefakter

Artefakter er feilaktig fremstilling av vevsstrukturer (Reimer *et al.*, 2010). Radiografer og radiologer blir godt kjent med flere ulike artefakter, deres utseende og opprinnelse, i en klinisk hverdag.

Det kan være flere grunner til at det er utfordrende å oppnå god bildekvalitet på MR-bilder.

Grovt sett kan man dele bildeartefakter inn i tre kategorier;

1. De som skyldes feil på systemet og dets omgivelser
2. De som opptrer som følge av feil og svakheter i bildesekvenser og deres anatomiske mål
3. De som kommer av anatomiske og fysiologiske egenskaper hos pasienten

(Mikulis og Roberts, 2007).

Når man avbilder abdomen er det oftest bevegelsesartefakter man vil unngå, som pust, peristaltikk og blodstrømninger (Reimer *et al.*, 2010).

Evaluerings av bildekvalitet

Radiologen vil ha kriterier for bildekvalitet ut fra hva problemstillingen bak undersøkelsen er. I abdomen kan typiske problemstillinger være oppdagelse eller kontroll av kreftsvulster, diagnostisering eller kontroll av ulike betennelsessykdommer, kontroll av lymfekjertler med mer. MR muliggjør ikke bare morfologiske undersøkelser i abdomen, men også samtidig funksjonelle og fysiologiske undersøkelser som ved diffusjon, perfusjon og MR-spektroskopi (Gourtsoyiannis, 2011). Denne allsidigheten er en del av modalitetens styrke. Radiologer vil typisk vurdere skarphet av leverkonturer, intrahepatiske blodkar og pancreas-gangen. Det er vanlig å vurdere hvilke artefakter som forringer bildekvaliteten, i tillegg til den generelle bildekvaliteten (Ginocchio *et al.*, 2023). Det er også aktuelt å vurdere i hvor stor grad tilstedeværelsen av peristaltikk og vaskulære pulsasjoner forringer bildekvaliteten (Lee *et al.*, 2007). Medisinske bilder er uunngåelig utsatt for støy og artefakter (Yu *et al.*, 2018).

Balansen mellom romlig oppløsning, SNR og skannetid er avgjørende for MR-undersøkelser av lever og andre organer i abdomen (Schoenberg, 2007). SNR er en viktig parameter for å sikre objektiv beskrivelse av bildekvalitet. Bilder med høyere SNR har ofte en høyere klinisk verdi, og de med lavere SNR kan ofte opptre kornete. Slik er det viktig at man måler SNR på en korrekt, og gjennomførbar måte (Goerner og Clarke, 2011).

Samtidig er det ikke nødvendigvis tilfellet at en bildesekvens med høyere SNR eller CNR enn en annen, vil ha en større diagnostisk verdi. Det som er utslagsgivende, er at tolkende radiolog kan se det vedkommende skal se. Selv den høyeste SNR kan ikke garantere et diagnostisk brukbart bilde (Brown, 2014). Man kan som en tommelfingerregel si at å optimalisere for

SNR over 20:1 ikke vil medføre noen stor fordel for den som skal vurdere om bildene viser patologi (McRobbie, 2017).

Noe bidrag fra støy i bildene, noen artefakter og noe uskarphet kan være diagnostisk akseptabelt. Dersom forsøk på optimalisering fører til at man for eksempel får mer utviskede grenser mellom vev, eller at man bruker ulike bildebehandlingsfiltre som endrer fremstillingen av anatomien, kan det medføre at den diagnostiske verdien minker. Optimalisering av en parameter vil ofte kunne føre til en uønsket endring i en annen, og man må være forberedt på å kjøpslå innen MR (Yang *et al.*, 2010).

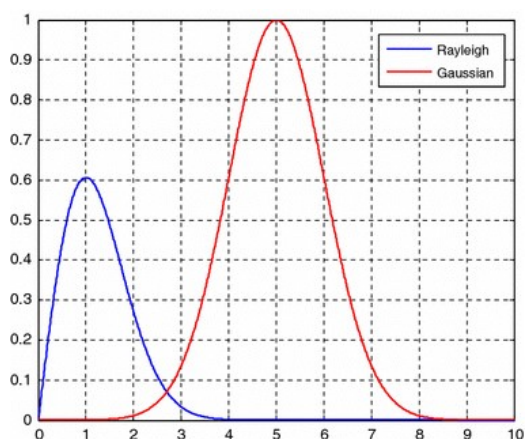
Radiologens øyne på den diagnostiske verdien er svært viktig i et optimaliseringsarbeid. Som en følge av at MR blir mer tilgjengelig og brukt ved stadig nye problemstillinger, også i abdomen, kan man forvente en økning av volumet pasienter i fremtiden. Det er grunnleggende viktig for radiografer og radiologers evne til å optimalisere protokoller, at de er godt kjent med teknikken bak MR-avbildning. Denne kunnskapen behøves for å fjerne eller minimere artefakter som opptrer hyppig i abdomen. Dette gir mer hardføre protokoller og kan være med på å øke produktiviteten til MR-seksjonen (Yang *et al.*, 2010).

Signal til støy-forhold (SNR)

Innen MR handler kvalitetsarbeid i stor grad om bildekvalitet. Dette måles vanligvis ved bruk av fantomer eller testobjekter (McRobbie, 2017). Flere faktorer sier noe om kvaliteten på MR-bilder, men SNR er ansett som den mest verdifulle parameteren (Westbrook, Roth og Talbot, 2011; Zech, 2007). SNR omtales som «valutaen» innen MR, siden man kan betale for forbedringer i bildekvalitet, så som tynnere snitt eller raskere skannetid (Goerner og Clarke, 2011). Kombinasjonen av SNR og kontrastforskjellen mellom vev gir oss CNR (Brown, 2014). CNR er viktig i protokollutvikling og vurdering av bildekvalitet (McRobbie, 2017).

SNR en kvantitativ måte å måle bildekvalitet på MR-bildene og systemets prestasjon (Gruber *et al.*, 2018). Det gir oss en direkte måte å sammenligne ulike bildemetoder, pasienter, rekonstruksjonsmetoder, coiler og MR-system. Det er viktig å være klar over at det ikke finnes en enkelt metode for SNR-måling som passer for alle tilfeller. Nøyaktigheten til SNR-mål avhenger av flere faktorer (Erdogmus *et al.*, 2004).

Støy er antatt å inneha gaussiske egenskaper, det vil si at den er normalfordelt og tilfeldig. De primære kildene til støy innen MR er elektronikk og støy som kommer fra pasientens kropp (Cárdenas-Blanco *et al.*, 2008). Dette vil være annerledes når man gjør målinger på et magnitubilde. Et magnitubilde er den normale bildeframstillingen der gråtonene korresponderer til magnituden på MR-signalet, og er den måten de fleste kliniske MR-bilder presenteres på. Hos magnitubilder er ikke lenger støyfordelingen jevn, men skjevt fordelt og har ikke et gjennomsnitt på null (Schoenberg, 2007). Det tilsynelatende standardavviket til støy er lavere enn det ekte standardavviket med en faktor på 0,665 (Henkelman, 1985). Støyen følger derfor en såkalt Rayleigh-fordeling (Schoenberg, 2007). Dette er fremstilt i Figur 2.



Figur 2: Gaussisk og Rayleigh fordeling (Li *et al.*, 2017).

I Likning 1 kan man se hvordan SNR beregnes fra et magnitubilde. En vanlig metode for å måle SNR er å plassere to eller flere interesseregioner (ROI) i ett enkelt bilde og foreta målinger (Goerner og Clarke, 2011). Forutsetningene for å måle med en to-regioners tilnærming er at det er en romlig homogen fordeling av støy, og at man kjenner støyens statistiske intensitetsfordeling (Dietrich *et al.*, 2007). ROI for signalet sees opp mot standardavviket i ROI fra bakgrunnen eller luft rundt pasienten. Dette justeres med Rayleigh-faktoren på 0,665 som korrigerer for at støy følger denne fordelingen i et magnitubilde.

$$\text{SNR}_{\text{Magnitubilde}} = \frac{\text{gjennomsnitt(ROIsignal)}}{\text{SD(ROIbakgrunn)}} \times 0.665 \quad (\text{Likning 1})$$

Kontrast til støy-forhold (CNR)

CNR er ansett som det viktigste aspektet innen bildekvalitet (McRobbie, 2017). Det er ønskelig at man har tilstrekkelig romlig oppløsning for å fremvise ulike typer vev, og høy nok CNR til å skille de fra hverandre (Brown, 2014).

Kontrast innen MR er oppgitt som forskjell i signalintensitet mellom ulikt vev og patologi (McRobbie, 2017). CNR er omtalt som evnen til å se det man ønsker å se, og er et mål på hvor godt man kan skille to strukturer fra hverandre. Likning 2 viser hvordan man regner ut CNR, hvor CNR_{AB} er kontrast mellom to vev A og B, S_A og S_B er signal i vev A og vev B, og støy er standardavviket til bakgrunnen.

$$CNR_{AB} = \frac{S_A - S_B}{\text{støy}} \quad (\text{Likning 2})$$

De samme faktorene som påvirker SNR, vil påvirke CNR (Westbrook, Roth og Talbot, 2011).

Parallell avbildning og betydningen for måling av SNR

Utviklingen av akselerasjonsteknikker (parallell imaging, PI) innen MR har hatt en enorm påvirkning på de moderne kliniske skannprotokollene. Små spoler plukker opp mindre støy enn en stor spole, siden de pares magnetisk til et mindre volum av det man tar bilde av. PI utnytter at spoler har flere uavhengige elementer for å redusere antallet fasekodingstrinn (Schoenberg, 2007).

Fasekodingstrinn er direkte relatert til skannetid, som vist i Likning 3 for konvensjonell gradient,- eller spinn-ekko sekvens (McRobbie, 2017). NSA er antallet ganger man måler signalet, repetisjonstiden er angitt som TR og N_{PE} står for antallet fasekodingstrinn.

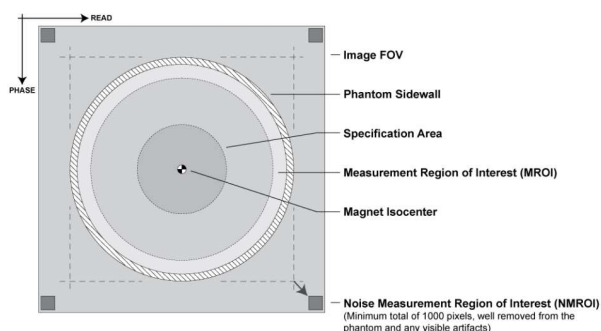
$$\text{Skannetid} = NSA \times TR \times N_{PE} \quad (\text{Likning 3})$$

SNR reduseres på grunn av redusert sampling av data når PI brukes i en sekvens. Som følge av algoritmens evne til å pakke ut overprojiserte piksler gitt en spesifikk spole-geometri, skjer også en forsterkning av støy. Denne degraderingen av SNR kan kvantifiseres ved den geometriske faktoren, eller g-faktor (Likning 4) (Schoenberg, 2007).

$$SNR_R = \frac{SNR_0}{g\sqrt{R}} \quad (\text{Likning 4})$$

I Likning 4 står R for akselerasjonsfaktoren, og SNR_0 står for SNR ved tilsvarende opptak uten akselerasjon. G-faktoren har alltid en verdi på 1 eller mer og kan være ikke-uniform gjennom bildet (Schoenberg, 2007). Den vil være følsom for spolegeometrien og de resulterende sensitivetsprofilene, fasekodingsretningens orientering, akselerasjonsfaktoren og FOV. Objektet man avbilder vil også kunne påvirke g-faktoren indirekte (Schoenberg, 2007). G-faktoren gjenspeiler en spole-avhengig støyforsterkning gjennom bildet (Reeder *et al.*, 2005).

En retningslinje fra National electrical manufacturers association (NEMA), angir en mye brukt fremgangsmåte for SNR-måling. Det plasseres ROI i et fantom eller testobjekt, som i Figur 3, (NEMA, 2008).



Figur 3: Skjematisert fremstilling av en av NEMAs metode for måling av SNR (NEMA, 2008).

Fire ROI plasseres i bakgrunnen for beregning av gjennomsnittlig støy, og en ROI i objektet for beregning av signal. ROI for støy må plasseres i rimelig avstand til objektet, og i et område uten forstyrrelser og artefakter (Brown, 2014). Den mest brukte teknikken for å måle SNR er å plassere en ROI i objektet og en ROI i bakgrunnen (Dietrich *et al.*, 2007).

For å sikre mål av SNR i MR-bilder tatt opp med PI, må man ta høyde for at støy har en ikke tilfeldig romlig fordeling (Reeder, 2007). Det er foreslått tre metoder; en multipel akkvisisjonsmetode, en differansemetode og en metode der man direkte kalkulerer g-faktoren ut fra målt coilsensitivitet (Reeder, 2007). Disse metodene har faktorer ved seg som gjør det vanskelig med praktisk gjennomføring i en klinisk setting. Den multiple akkvisisjonsmetoden

innebærer å gjennomføre et så stort antall skann, fra 30 til 300 skann, at standard avvik for pikselintensitet over alle målingene er representativt for støy. Differansemetoden krever at man tar opp to identiske skann, subtraherer deretter og resultatet skal kun inneholde støy (Reeder, 2007). Metoder for å kalkulere g-faktoren vil kreve mer avanserte metoder enn det som er gjennomførbart i en klinisk hverdag (Schoenberg, 2007).

Harmonisering av protokoller

Å harmonere betyr ifølge Store Norske Leksikon; «*stemme overens, passe godt sammen og samsvare*» (SNL, 2020).

Å tilpasse en standardisert tilnærming til MR i den kliniske hverdagen, inkludert protokoller for bildeopptak, er en stor utfordring (Wattjes *et al.*, 2021). Det finnes ulikheter i klinisk praksis mellom helseforetak og innad i samme foretak. En studie av MR pancreas utført ved fem amerikanske MR-system, konkluderer med at en standardisert protokoll vil øke kvaliteten på data og beskrivelser. De skriver også at harmonisering av en protokoll kan gjøre det lettere å sammenligne resultater mellom MR-system og kanskje lettere å gjennomføre kliniske studier. Dette kan også muliggjøre fremtidig bruk av maskinlæring (Virostko *et al.*, 2021). Helsepersonellkommisjonen (2023) sier at man må jobbe målbevisst mot å øke produktiviteten i helsetjenestene i Norge (Nou, 2023). Om man deler på arbeidet med å øke kvaliteten og optimalisere protokoller, blir arbeidet for hver enkelt fagansvarlig radiograf og radiolog mindre. Utvikling av mer standardiserte protokoller innen MR kan ha både kliniske og forskningsmessige fordeler (Nakken, 2011). Det er ikke alltid mulig å få til en helhetlig standardisering av alle MR-sekvenser og -protokoller på grunn av ulikheter mellom leverandører og modeller.

Helseforetaket der dette prosjektet er gjennomført er et av Norges minste, med et befolkningsgrunnlag på om lag 78 000 mennesker (Helgelandssykehuset, 2022). Foretakets tre MR-system hadde ulike bildesekvenser for abdominale avbildninger, og også ulike sekvenser for ulike kliniske problemstillinger. Det var ikke spesifikt samarbeid om hvilke sekvenser som skulle inngå i de ulike protokollene. Radiolog måtte i flere tilfeller beskrive bilder tatt ved alle tre enheter, både i akutte tilfeller og på grunn av subspesialisering. Optimaliseringen som ble utført i dette prosjektet hadde som mål å kunne føre til at en bildeserie kunne erstatte andre lignende abdominale bildeserier ved alle tre MR-system.

De tre systemene som var med i denne oppgaven hadde maskiner fra samme leverandør (Philips). Med svært like maskiner, og samme klinikkledelse innad i samme helseforetak, burde grunnlaget for samarbeid om prosedyrer være til stede. Det fantes ikke noen formaliserte felles prosedyrer ved enhetene i klinikken. Man kan tenke seg at det kan være formålstjenlig å dele opp optimaliserings-, og kvalitetsarbeidet mellom enhetene for økt effektivisering og samarbeid. Denne studien ble oppbygd slik at den skulle være praktisk gjennomførbar, men også tillate systematisk optimalisering i en klinisk hverdag.

Problemstilling

Hensikten med denne oppgaven var å optimalisere en coronal T2-vektet sekvens for abdominal avbildning, i en klinisk og praktisk relevant gjennomføring. Problemstillingen var å undersøke om man kunne oppnå høyere bildekvalitet når en optimalisert sekvens erstatter flere ulike bildesekvenser. Videre var det et mål å evaluere om vurdering av bildekvalitet med SNR og CNR samsvarte med radiologs vurdering av bildekvalitet.

Metode

Undersøkelsene ble utført ved Helgelandssykehuset Mosjøen, Mo i Rana og Sandnessjøen. Disse tre MR-maskinene omtales heretter som system 1 (Mosjøen), system 2 (Mo i Rana) og system 3 (Sandnessjøen).

De tre MR-systemenes viktigste spesifikasjoner kan sees i Tabell 2.

Tabell 2: Beskrivelse av de tre MR-systemene ved Helgelandssykehuset.

	SYSTEM 1	SYSTEM 2	SYSTEM 3
LEVERANDØR	Philips	Philips	Philips
GANTRYSTØRREELSE	60 cm	70 cm	70 cm
MODELL	Achieva dStream	Ingenia	Ingenia
ÅRSTALL INSTALLERT	2018	2012	2012
FELTSTYRKE	1,5T	1,5T	1,5T
SOFTWARE RELEASE PR 2021	5.7.1.2	5.7.1.3	5.7.1.3
ANTENNER BRUKT	dStream Torso Coil + FlexCoverage Posterior Coil	dStream Torso Coil + FlexCoverage Posterior	dStream Torso Coil + FlexCoverage Posterior
ANTENNETYPE	Phased array coil	Phased array coil	Phased array coil
GRADIENTSYSTEM	Pulsar	Omega HP	Omega HP
GRADIENT MAKSIMAL AMPLITUDE	33mT/m	33mT/m mode 1 45mT/m mode 2	33mT/m mode 1 45mT/m mode 2
SLEW RATE	120mT/m/s	200T/m/ms mode 1 120T/m/ms mode 2	200T/m/ms mode 1 120T/m/ms mode 2
RISE TIME (RASKESTE)	0,275ms	0,165 ms mode 1 0,375 mode 2	0,165 ms mode 1 0,375 mode 2

Antennetyperen som er brukt på alle tre lokasjoner er den samme, dStream Torso Coil, phased array spole. Den tillater opp til 60 cm dekning av objektet man skal avbilde. Denne spolen benyttes i kombinasjon med Flex Coverage Posterior Coil som ligger i pasientbordet og gir til sammen opp til 32 kanaler (Philips, 2022).

Optimaliseringprosessen

Optimalisering av T2-vektet coronal abdominal MR-sekvens ble utført med totalt 18 testskanninger av to frivillige ved system 1. Utgangspunktet var en coronal T2-vektet turbo spinn ekko (TSE) sekvens av produsentens bildeserier som lå i systemets database (enterografi under abdomen).

For prosessen med optimalisering ble det satt opp og fulgt et skjema over ulike parametere og faktorer som kan øke SNR og CNR for denne sekvensen (Vedlegg 1). Trinnene for en praktisk gjennomføring av optimalisering, ble fulgt (Figur 1). Det ble trinnvis gjort valg som ble utprøvd på de frivillige, og deretter justeringer mellom de ulike forsøkene. De ulike metodene for bevegelseskorraksjon som respirasjonstrigger, navigator, hold pusten og ulike trigger-forsinkelser ble testet ut. Det ble også gjort forsøk på å endre refokuseringskontroll, bruke driven equilibrium (DRIVE), flow compensation, serial motion artifact reduction (SMART), phase encoded artifact reduction (PEAR) samt endre NSA, snittykkelse, PI-faktor, k-space fylling, TR og TE. Faktorer for bildekvalitet ble vurdert underveis.

Faktorer for bildekvalitet vurdert underveis av masterstudent var; minst mulig artefakter fra respirasjon og pulsasjon av store kar, tydelig avgrensning av organer som lever, nyrer og milt, og at små detaljer som for eksempel pankreas-gang og galleganger ble fremstilt skarpt og tydelig. Et annet viktig aspekt var at det var lite synlig støy i bildene, og at de ulike organene tydelig lot seg skille fra hverandre i signalintensitet. Likeså var skannetid et viktig aspekt for evalueringen. Sekvensen måtte balanseres mellom å ha tilstrekkelig god bildekvalitet, med adekvat varighet for daglig, klinisk bruk. Tabell 3 viser skannparametere for prosjektsekvensen etter endt optimalisering, samt skannparameter for sekvensen som var utgangspunktet for optimaliseringen.

Tabell 3: Sekvensparameter for T2-vektet turbo spinn-ekko som var utgangspunkt for optimalisering, og endelig optimalisert sekvens.

UNDERSØKELSE	SEKVENSAVN	TR (MS)	TE (MS)	SNITTYKKELSE	NSA	PI-FAKTOR	TRIGGER /NAVIGATOR	REFOKUSERINGS - KONTROLL	SKANNTID
UTGANGSPUNKT	T2 TSE	1000	100	5mm	1	2	Trigger	Konstant 120	2:06 min
OPTIMALISERT	T2 TSE	1750	90	6mm	2	4	Trigger	Konstant 120	3:00 min

Radiolog vurderte den optimaliserte sekvensen etter at masterstudent vurderte at den hadde tilstrekkelig bildekvalitet etter tidligere nevnte kriterier. Følgende kriterier var viktig for radiologens vurdering av kvalitet; fravær av artefakter, lite bildestøy og skarp avgrensning av organene og galleveier.

Etter positiv tilbakemelding fra radiolog ble datainnsamling iverksatt på N=20 pasienter med aktuelle sekvens ved de tre enhetene i helseforetaket.

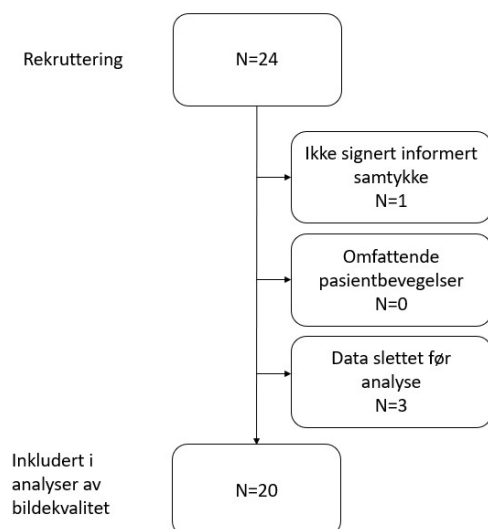
Implementering ved de to andre systemene ble gjort via USB-pinne eller opplasting fra e-post.

Utvalg

Utvalget i denne oppgaven er 20 voksne, samtykkekompetente pasienter som er henvist til MR-undersøkelse av mageområdet/abdomen ved Helgelandssykehuset. Det ble fortløpende og tilfeldig valgt pasienter til undersøkelse ved system 1 fra og med 01.12.2021 til antall inkluderte i utvalget var 10. Ved system 2 og 3 ble det inkludert pasienter fra henholdsvis 10.02.22 og 27.01.22, til antall inkluderte i utvalget var fem fra hver enhet. Også disse fortløpende og tilfeldig. Alle pasienter ble undersøkt med den optimaliserte sekvensen i tillegg til fullstendig undersøkelsesprotokoll, inkludert opprinnelig T2-vektet sekvens for sin type undersøkelse ved aktuelle system.

Undersøkelser som ble avbrutt før både original sekvens og optimalisert sekvens var utført, ble ekskludert. Uro og bevegelsesartefakter fra pasienten som i så stor grad reduserte bildekvalitet at radiolog ikke kunne gi en diagnostisk beskrivelse av undersøkelsen, var et eksklusjonskriterium. Tre pasienter undersøkt ved system 3 ble ekskludert pga. at bildedata ble slettet fra MR-systemet før måling av SNR og CNR ble utført. Selv om bildedata var tilgjengelig i sykehusets patient archiving and communications system (PACS) ble det besluttet å inkludere 3 nye deltakere. Pasienter som ikke hadde fylt ut samtykkeskjema ble også ekskludert fra utvalget. Se Figur 4 for oversikt over inklusjon og eksklusjon av pasienter.

Figur 4: Flytskjema for rekruttering



Det var seks ulike abdominale undersøkelser med forskjellige opprinnelige T2-vektede sekvenser som var med i prosjektet; lever, MRCP (galleveier), pancreas (bukspyttkjertel), tynntarm, binyrer og nyrer. Tabell 4 viser fordeling av utvalget på disse seks undersøkelsestypene.

Tabell 4: Fordeling av utvalget pr undersøkelsestype og MR-system.

UNDERSØKELSE	SYSTEM	N=
LEVER	1, 2	7
MRCP	1, 2, 3	7
PANCREAS	1, 3	3
TYNNTARM	1	1
BINYRER	3	1
NYRER	3	1

I Tabell 5 vises et utvalg parameter for de ulike originale sekvensene som er kjørt på de tre MR-systemene.

Tabell 5: Utvalgte sekvensparameter for originale T2-sekvenser i abdomen.

UNDERSØKELSE	MR SYSTEM	SEKVENSNAMN	TR (MS)	TE (MS)	SNITT-TYKKELSE	NEX	PI-FAKTOR	TRIGGER NAVIGATOR	REFOKUSERINGS KONTROLL	SKANNTID
MRCP	1	BTFE	2,9	1,45	6mm	1	2	Nei	Nei	17 sek
LEVER	1	BTFE	3,0	1,52	6mm	1	Nei	Trigger	Nei	4:03 min
PANCREAS	1	T2 TSE	1000	100	3mm	1	2	Trigger	Konstant, 120	2:00 min
TYNNTARM	1	BTFE	2,9	1,45	6mm	1	2	Nei	Nei	17 sek
MRCP + LEVER	2	T2 MV fast	2651	100	5mm	1	2	Trigger	Konstant, 100	1:03 min
MRCP + PANCREAS + NYRER + BINYRER	3	T2 TSE	405	80	5mm	1	4	Navigator	Konstant, 135	1:45 min

Tabell 5 viser til dels store ulikheter i de originale T2-sekvensene utført på de tre systemene.

Radiologs vurdering av bildekvalitet

Radiolog vurderte bildekvalitet for N=20 pasienter ut fra kriteriene i Tabell 6. Alle snitt i de to sammenlignede bildesekvensene ble vurdert ved hjelp av et på forhånd utarbeidet skjema med tre faktorer (Tabell 6). Disse faktorene var artefakter, bildestøy og skarphet av leverkonturer. For hver faktor rangerte radiologen sekvensen med heltallige verdier fra 0, som tilsvarer uakseptabel bildekvalitet i form av artefakter, bildestøy og skarphet, til verdi 4 for bilder uten artefakter og bildestøy, og hvor skarphet er perfekt. Jo høyere verdi, desto høyere

kvalitet. Radiologen som evaluerte bildene i utvalget arbeidet til daglig som MR-ansvarlig radiolog ved system 1, og hadde 30 års erfaring som radiolog.

Tabell 6: Radiologens vurderingskriterier for bildekvalitet for utvalget.

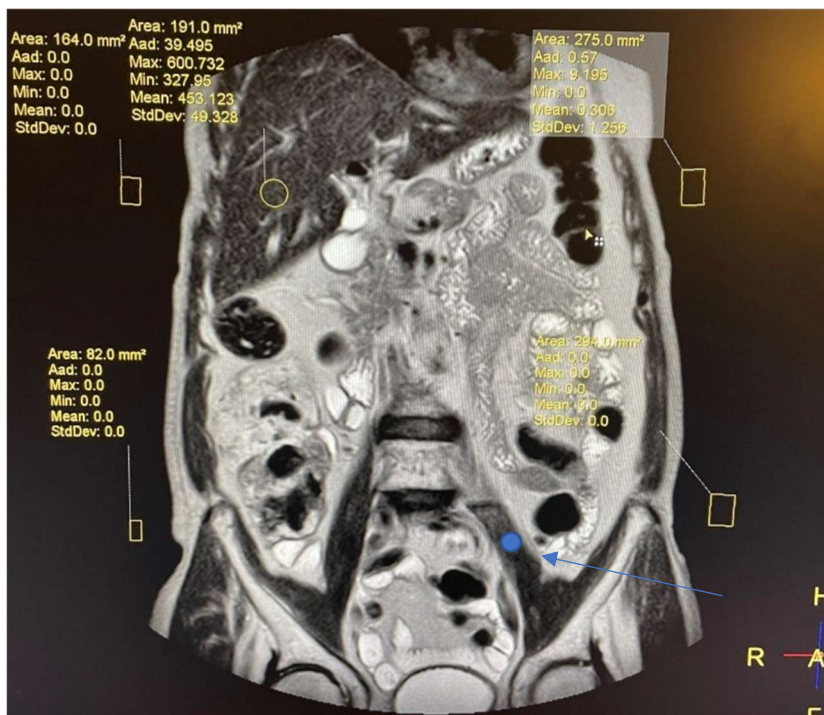
GRADERING ARTEFAKTER	GRADERING STØY	GRADERING SKARPHET
0: Ikke diagnostisk kvalitet	0: Uakseptabelt nivå av støy	0: Uakseptabel uskarp
1: Moderat til alvorlige artefakter, diagnostisk kvalitet	1: Over gjennomsnittlig grad av støy	1: Stor grad av uskarp
2: Moderate artefakter	2: Middels/akseptabelt nivå av støy	2: Moderat uskarp
3: Minimalt med artefakter	3: Mindre enn gjennomsnittlig grad av støy	3: Liten grad av uskarp
4: Ingen artefakter	4: Minimalt/ingen støy	4: Ingen uskarp

SNR og CNR

For hver pasient i utvalget (N=20) ble det utført beregninger av SNR og CNR i bildeseriene tatt opp med både opprinnelig og optimalisert sekvens. Målingene ble utført i ett snitt fra hver av sekvensene. SNR ble beregnet med ROI sentralt i lever. For å kunne beregne CNR ble det gjort målinger av to vev; levervev og muskelvev. Muskelen som ble valgt til dette prosjektet er musculus psoas major venstre side. Dette ble gjort for å ha samme anatomi som intern referanse for alle pasientene. Muskelen var også lett å identifisere på en coronal bildesekvens i abdomen, og man anså at den sjeldent var opphav til patologi. Man valgte å legge ROI i den tykkeste delen av iliopsoas-muskelen hos hver pasient, og gjøre en måling. Det ble valgt et snitt om lag midt i bildestokken for hver pasient der man visualiserte lever, samtidig som man fremstilte m.iliopsoas. Man søkte å velge tilsvarende snitt på alle pasientene i utvalget, så langt det lot seg gjøre med tanke på pasientstørrelse.

I bildene fra 17 pasienter ble det plassert seks ROI; fire i bakgrunnen, en sentralt i levervev, og en i venstre m. psoas major (Figur 5).

Måling av SNR og CNR ble gjort direkte på MR-systemet for N=15 pasienter ved system 1 og 3, og i PACS for N=5 pasienter fra system 2. Det ble gjort andregangs målinger i PACS for N=2 pasienter fra system 1 og N=1 pasient fra system 2. For disse tre pasientene var det utfordrende å finne luft omkring abdomen i samme snitt på grunn av stort buk-omfang. For disse ble målingene utført med to ROI i bakgrunnen. (Andregangs målinger ble utført i PACS.)



Figur 5: Eksempel som viser ROI-plassering. Fire ROI ble plassert i bakgrunnen for måling av støy, en i hvert bildehjørne, en ROI plassert i levervev (gul) og i m. psoas major venstre side (blå sirkel og pil) for måling av signal til beregninger av SNR og CNR.

Gjennomsnittlig signal fra ROI i lever og gjennomsnitt av standard avvik for signal i de fire bakgrunns-ROI ble brukt for å beregne SNR (Likning 1). For å beregne CNR ble i tillegg brukt gjennomsnittlig signal fra ilipopsoas-muskelen (Likning 2). Målingene ble utført på den opprinnelige sekvensen i protokollen, samt den optimaliserte sekvensen for alle pasienter (N=20). Slik hadde hver pasient to sett med data, ett fra den opprinnelige T2-sekvensen og ett fra den optimaliserte T2-sekvensen.

For både SNR og CNR ble det beregnet differansen mellom den optimaliserte og originale sekvensen.

Statistisk analyse

Alle statistiske analyser ble utført i IBM Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versjon 27, og signifikans-nivå ble satt til 0,05.

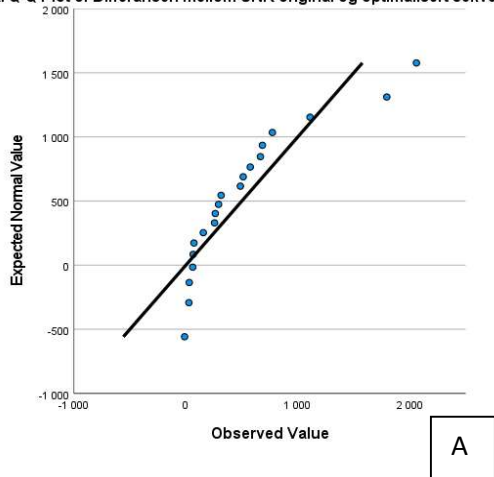
Normalitet av data

Normalitet av data ble vurdert samlet ut fra kvantil-kvantil-plot (Q-Q-plot) og Shapiro-Wilks normalitetstest (Mishra *et al.*, 2019) (Campbell, Walters og Machin, 2007).

Q-Q-plot for differansen for SNR i optimalisert og opprinnelig sekvens og log-transformerte verdier for denne differansen er vist i Figur 6. Tilsvarende plot for CNR er vist i Figur 7.

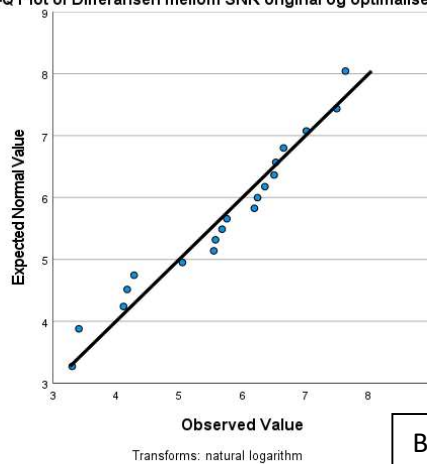
I Figur 6 og 7 kan man se at Q-Q-plottene for SNR og CNR ikke var lineære, men at Q-Q-plot for log-transformerte verdier var tilnærmet lineære.

Normal Q-Q Plot of Differansen mellom SNR original og optimalisert sekvens



A

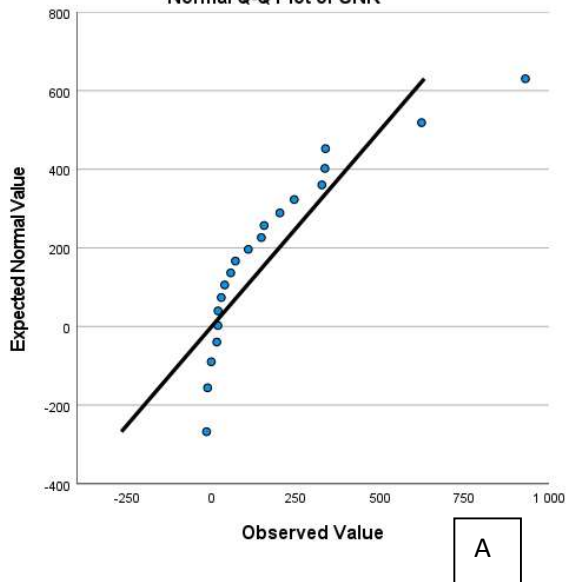
Normal Q-Q Plot of Differansen mellom SNR original og optimalisert sekvens



B

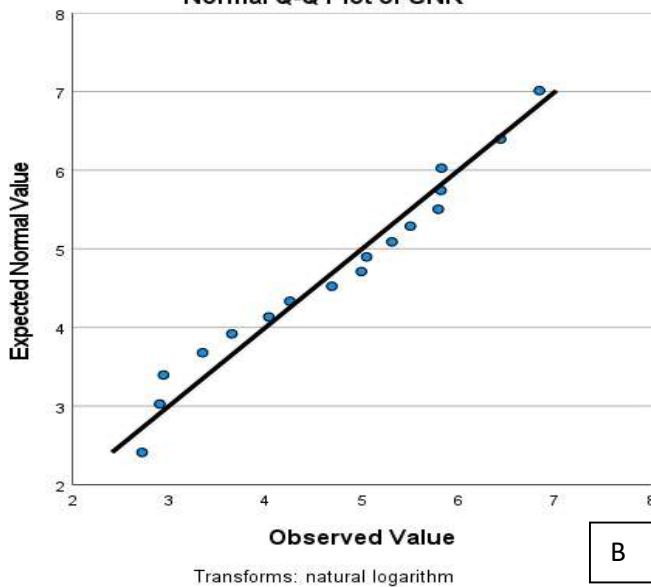
Figur 6: QQ-plot for (A) differanse SNR (N=20) og (B) differanse SNR (N=20) etter transformering med naturlig logaritme.

Normal Q-Q Plot of CNR



A

Normal Q-Q Plot of CNR



B

Figur 7: Q-Q-plot for (A) differanseverdier for CNR (N=20) og (B) differanseverdier for CNR transformert med naturlig logaritme (N=20).

Shapiro-Wilks-test for differansene av SNR ($p=0,001$) og CNR ($p< 0,001$), sammen med Q-Q-plottene, tilsa at SNR og CNR ikke fulgte en normalfordeling.

Wilcoxons test ble brukt for sammenligning av bildekvalitet (radiologs vurdering, SNR og CNR) mellom bilder tatt opp med opprinnelig og optimalisert sekvens.

For å vurdere sammenhenger mellom SNR og CNR sett opp mot radiologens vurdering ble det brukt Spearmans korrelasjonsanalyse av differanseverdiene.

Etiske betraktninger

Dette arbeidet involverte to friske frivillige i optimaliseringsprosessen; en kvinne (31 år) og en mann (43 år). Å få optimalisere på frivillige som har tålmodighet til gjentatte skann har vært viktig for prosjektet. Det har også vært nyttig å få bruke en menneskekropp med pust, pulsasjoner og peristaltikk, noe man ikke kan oppnå ved fantomskanning. Begge frivillige ble sikkerhetsjekkert på samme måte og etter samme skjema som pasienter, pårørende og øvrig helsepersonell.

Så lenge man ikke har kontraindikasjoner for MR, og sjekkes grundig med tanke på sikkerhet er det å anse som trygt (Kanal *et al.*, 2007). Det må likevel tas høyde for at man i en slik bruk av friske frivillige, kan oppdage sykdom. Da har man en plikt til å informere om eventuelle funn slik at man kan tilsees i helsevesenet. Ikke alle bilder som er tatt i optimaliseringsprosessen er vurdert av radiolog. Det kan øke sjansen for at man ikke oppdager tilfeldig sykdom hos de frivillige. De to frivillige har derimot begge deltatt som frivillige ved tidligere anledninger. Man anser at sannsynligheten for at de skal ha nyoppstått sykdom som kunne vært avdekket i dette prosjektet, som lav. Begge var ved god helse og følte seg friske da de deltok som frivillige. De fikk ingen økonomisk kompensasjon for å delta.

Prosjektet ble godkjent av nærmeste leder i helseforetaket, samt meldt til personvernansvarlig i Helgelandssykehuset HF. Det forelå et oppdragsdokument fra Helgelandssykehuset HF ved medisinsk direktør og personvernombud (Vedlegg 2). Pasientene i dette utvalget samtykket skriftlig til å la sine data være en del av denne masteroppgaven og til å analyseres og lagres

etter de krav som helseforetaket har angitt via sin personvernansvarlige. Informasjon om utvalget fra system 2 og 3 ble overført masterstudenten via helseforetakets PACS-system, der det er en kryptert nettpat-mulighet med lenke til aktuelle pasienter. På samme måte formidlet masterstudent denne informasjonen til radiolog som vurderte bildekvalitet.

Resultater

Radiologs vurdering av bildekvalitet

I Tabell 7 kan de summerte poeng pr pasient i utvalget for original og optimalisert sekvens sees. Radiolog har vurdert både den opprinnelige sekvensen og den optimaliserte som klinisk god nok for hele utvalget. Ingen pasienter i utvalget ble underkjent av radiolog. Det var et kriterie for inkludering i studiet at bildeseriene skulle være av diagnostisk tilstrekkelig kvalitet.

Tabell 7: Radiologs vurdering av bildekvalitet med summerte poeng for artefakter, støy og skarphet. Fritekst kommentarer anført med *. Høyeste mulige sum er 4 poeng pr kriterium, maksimalt 12 poeng pr pasient.

PASIENT NR	KVALITET ORIGINAL	KVALITET OPTIMALISERT	DIFFERANSE POENG	MR SYSTEM
1	4*	7*	3	1
2	7	7	0	1
3	8	11	3	1
4	6	9	3	1
5	5*	7*	2	1
6	9	12	3	1
7	6	9	3	1
8	5	6	1	1
9	3**	4**	1	1
10	5	8	3	1
11	7	9	2	2
12	7	8*	1	2
13	5	3**	-2	2
14	7***	5	-2	2
15	4	8	4	2
16	6	9	3	3
17	3	6	3	3
18	1	8	7	3
19	3	7	4	3
20	6	9	3	3

*=bevegelse **= pusteartefakter ***= adipøs

Det kommer frem av Tabell 7, at 17 av 20 pasienter har blitt vurdert med høyere poengscore ved den optimaliserte sekvensen enn den originale. Wilcoxons test viste at forskjellen var signifikant ($p=0,001$). En pasient var vurdert likt på begge sekvenser, og hos to pasienter var original sekvens vurdert bedre enn optimalisert. Det vil si at for det store flertallet har bildekvaliteten samlet sett blitt bedre ved bruk av den optimaliserte sekvensen.

Medianverdi for alle pasienter innenfor hvert av de tre MR-systemene sees i Tabell 8.

Tabell 8: Median for de tre kategoriene innen bildekvalitet fordelt på MR-system. Poeng fra 0-4 for hver kategori.

SYSTEM 1	N=	ARTEFAKTER	STØY	SKARPHET	TOTAL
ORIGINAL	10	2	2	2	6
OPTIMALISERT	10	3	3	3	9
DIFFERANSE	10	1	1	1	3
SYSTEM 2	N=	ARTEFAKTER	STØY	SKARPHET	TOTAL
ORIGINAL	5	2	2	2	6
OPTIMALISERT	5	2	3	3	8
DIFFERANSE	5	0	1	1	2
SYSTEM 3	N=	ARTEFAKTER	STØY	SKARPHET	TOTAL
ORIGINAL	5	1	1	1	3
OPTIMALISERT	5	3	3	2	8
DIFFERANSE	5	2	2	1	5

SNR og CNR

Verdier for SNR og CNR, samt differansen mellom SNR og CNR for optimalisert sekvens og originale sekvenser presenteres i Tabell 9.

I 19 av 20 tilfeller hadde optimalisert sekvens høyere SNR enn ved original sekvens, og det var en økning i CNR fra original til optimalisert sekvens hos 17 av 20 pasienter. Wilcoxon's signed ranks test viste signifikant forskjell for både SNR og CNR ($p < 0.001$).

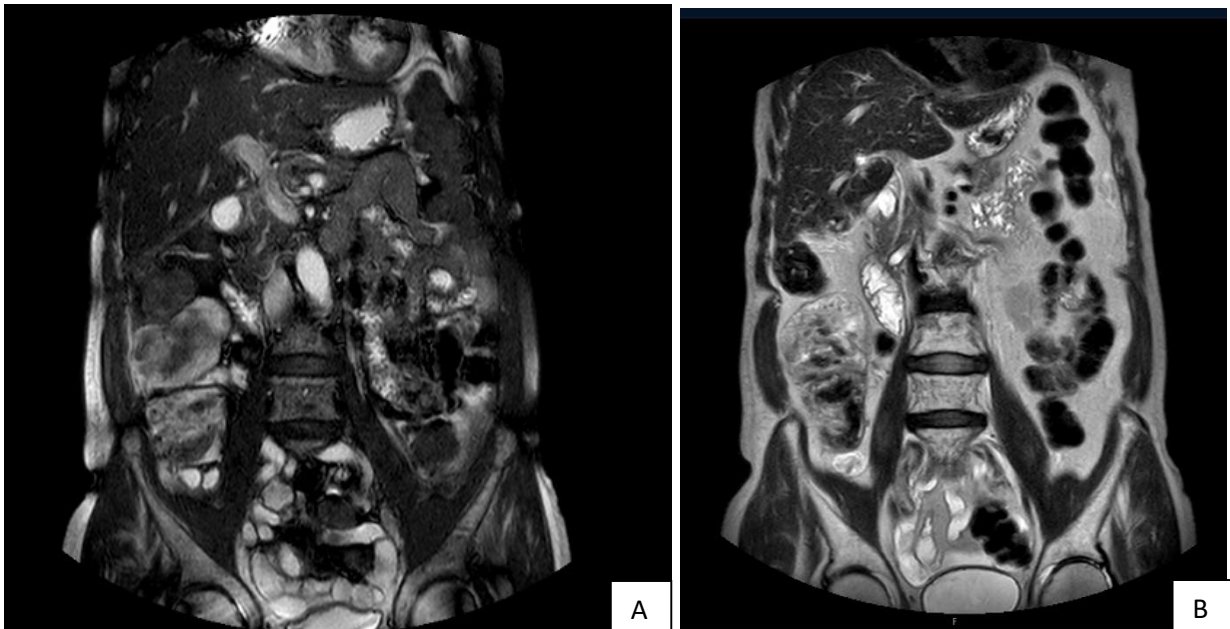
Tabell 9: Verdier for original, optimalisert og differanse i SNR og CNR sortert etter MR-system og anatomisk region.

PASIENT NR	SNR ORIGINAL	SNR OPTIMALISERT	DIFFERANSE SNR	CNR ORIGINAL	CNR OPTIMALISERT	DIFFERANSE CNR	MR SYSTEM	UNDERSØKELSE
1	290,8	957	666,2	106,3	162,8	56,5	1	Tynntarm
2*	7,7	271	263,3	3,7	131	127,3	1	Pancreas
3	144,7	657,1	512,4	34,3	142,8	108,5	1	Pancreas
4	148,6	440,8	292,2	64,7	220,1	155,4	1	MRCP
5	129	813,1	684,1	67	404,6	337,6	1	MRCP
6*	64,8	220,9	156,1	34,4	94,4	60	1	Lever
7	123	610,3	487,3	64,7	400,3	335,6	1	Lever
8	118,8	2179,1	2060,3	68,7	998,9	930,2	1	Lever
9	46,4	1155,9	1109,5	25,2	647	621,8	1	MRCP
10	66,1	381,3	315,2	28,6	175,9	147,3	1	Lever
11	45,7	819	773,3	23,9	350,6	326,7	2	MRCP
12	71,7	1866,9	1795,1	30,7	275,5	244,8	2	Lever
13	55,8	121	65,2	13,9	-1,39	-15,2	2	Lever
14*	36,7	25,89	-10,9	21,1	9,1	-12	2	Lever
15	49,3	122	72,7	26,1	45,1	19	2	MRCP
16	123,2	150,5	27,3	11,1	39,6	28,5	3	Pancreas
17	15,4	591,1	575,7	7,8	209,9	202,1	3	Nyrer
18	29	285,5	256,5	9,6	48,1	38,5	3	Binyrer
19	54	84,3	30,3	13,9	29,1	15,2	3	MRCP
20	65,4	127	61,6	26,6	25,4	-1,2	3	MRCP

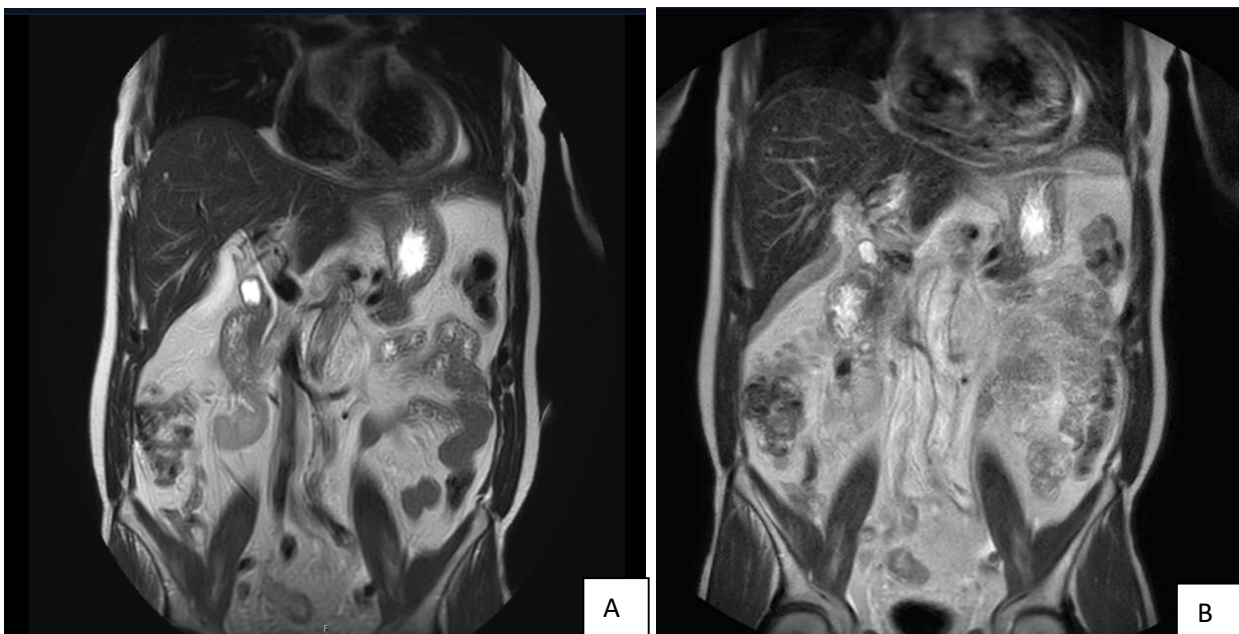
*= målt med 2 ROI for støy i stedet for 4

Bildeeksempler

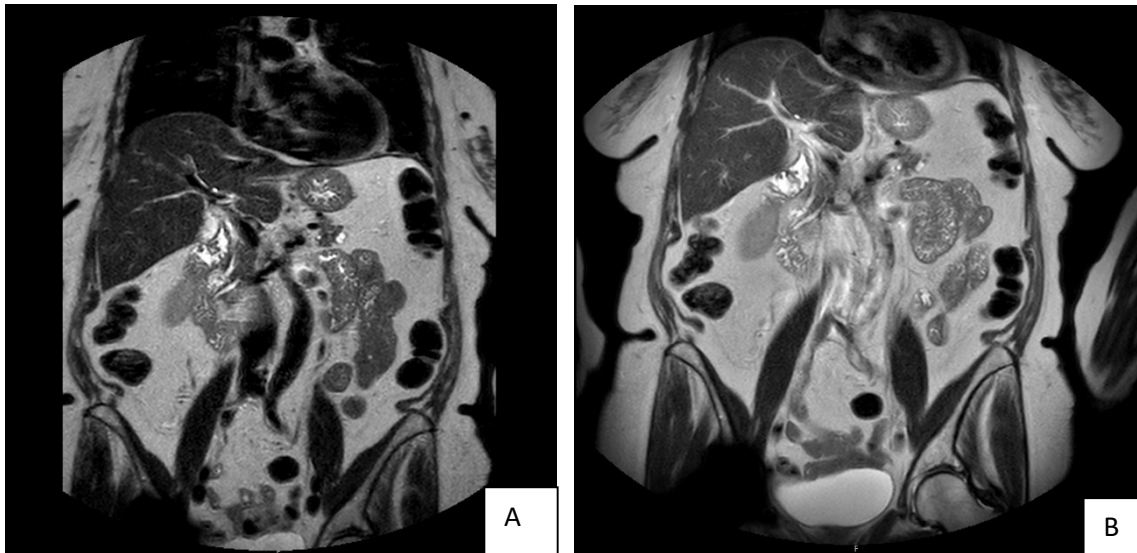
Se Figur 8 for visualisering av en av undersøkelsene der man ser en klar forbedring, samt Figur 9 for tilfelle uten forbedring ved optimalisert sekvens. Ved Figur 10 sees moderat forbedring av støy og skarphet ved optimalisert sekvens versus original sekvens.



Figur 8: Sammenligning av original sekvens (A), BTFE og optimalisert sekvens (B) T2 TSE hos pasient til tynntarmsundersøkelse ved system 1. Reduksjon av støy og høyere detaljnivå ved optimalisert sekvens versus original sekvens sees tydelig.



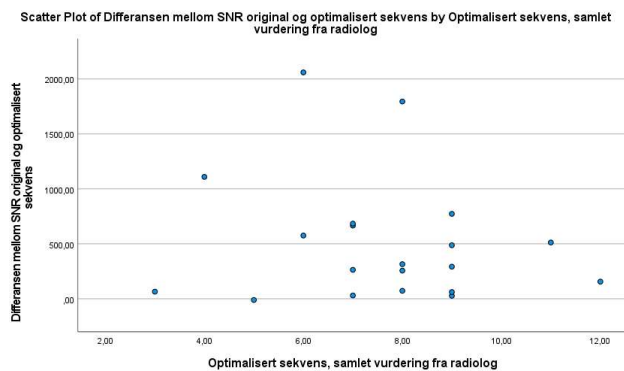
Figur 9: Original sekvens T2 MultiVaneXD (A) og optimalisert sekvens (B) T2 TSE ved leverundersøkelse ved system 2. Det sees tydelig økte respirasjonsartefakter på optimalisert sekvens og redusert mulighet for differensiering av organer.



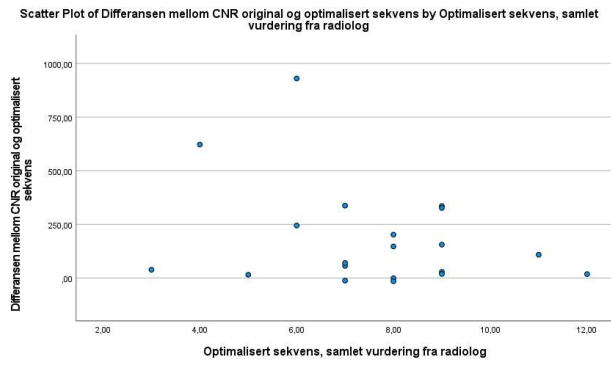
Figur 10: Original sekvens T2 TSE (A) og optimalisert sekvens (B) T2 TSE ved pancreas-undersøkelse ved system 1. Man kan se moderate forbedringer i skarphet og moderat reduksjon av bildestøy.

Korrelasjonsanalyse

Scatter-plott av differansen i SNR og CNR mot radiologens samlede vurdering av optimalisert sekvens er vist i henholdsvis Figur 11 og 12. Spearman korrelasjonsanalyse anga ingen signifikant korrelasjon mellom radiologs vurdering og evaluering av bildekvalitet i form av SNR ($r=-0,111$, $p=0,642$) og CNR ($r=-0,151$, $p=0,525$).



Figur 11: Scatter plott av differansen i SNR mot radiologens samlede vurdering av optimalisert sekvens



Figur 12: Scatter plott av differansen i CNR mot radiologens samlede vurdering av optimalisert sekvens.

Verdiene for p (populasjonsparameteret) og r (styrken på korrelasjonen) for differansen i SNR og CNR, sees opp mot kvalitetsparameterne artefakter, støy og skarphet. Verdien for « r » var svakt negativ i alle tilfeller. Det kan ikke påvises en statistisk korrelasjon.

Diskusjon

Resultatene i denne oppgaven viser at den optimaliserte coronale T2-sekvensen har samlet sett gitt signifikant bedring i bildekvaliteten ved radiologs vurdering av bildekvalitet, og ved måling av SNR og CNR. Man fant ingen korrelasjon mellom radiologens vurdering og differansen i SNR eller CNR.

Studiedesign

Prosjektet innebar å sammenligne bilder tatt opp med flere ulike sekvenser opp mot en optimalisert sekvens. Den optimaliserte sekvensen erstatter i alt seks sekvenser. Det ble valgt å inkludere opptak fra i alt 20 pasienter, uten å ta hensyn til type opprinnelig sekvens. Tabell 5 viser at det er flere ulikheter mellom de forskjellige originalekvensene, mens det internt ved system 2 og 3 er samme opprinnelige sekvens. Det vil si at man sammenlignet endringer i bildekvalitet fra til dels svært ulike sekvenser, selv om alle var T2-vektede coronale bildeserier. Det kan være vanskelig å sammenligne forskjellige typer sekvenser fordi de innehar ulike kvaliteter. Ved en balanced turbo field echo (BTFE) sekvens gjøres bildeopptaket svært raskt, og kombinert med PI kan dette føre til reduksjon av bevegelsesartefakter (Zhu *et al.*, 2012). TSE T2 kan gi andre fordeler, som deteksjon av inflammasjon i tarm og fettvev (Maccioni *et al.*, 2000). Det er også forskjellig antall opptak med de ulike originalekvensene. Disse faktorene antas å bidra til spredning i resultatene. Studiet ble satt opp på denne måten fordi det kan speile den kliniske virkeligheten ved mange bildediagnostiske enheter når det kommer til optimalisering.

I mange tilfeller er ikke informasjon fra kliniske studier, systematiske gjennomganger og utvikling av retningslinjer tilstrekkelig for å bedre vanlig klinisk praksis.

Implementeringsforskning har blitt utviklet for å integrere informasjon i klinisk praksis (Knottnerus og Buntinx, 2009). Denne typen undersøkelser søker å forstå og jobbe med den virkeligheten man møter i den kliniske hverdagen, heller enn å prøve å kontrollere betingelsene eller fjerne påvirkningen til disse (Peters *et al.*, 2013). Den diagnostiske før,- og etter-testen passer bra i den kliniske hverdagen og er generelt enklere å gjennomføre enn et randomisert kontrollert studie (Knottnerus og Buntinx, 2009).

Utvalg

Et problem innen diagnostikk, er at fremgang ofte viser seg som en serie små forbedringer, fremfor et stort gjennombrudd. Å evaluere små forbedringer krever derimot et relativt stort utvalg (Knottnerus og Buntinx, 2009). Utvalget på 20 pasienter ble antatt tilstrekkelig for å kunne fremvise et signifikant resultat, og også fordi det var praktisk gjennomførbart. Helseforetaket der dette prosjektet ble utført er et av de minste i Norge. Å ha tid til å bearbeide data fra utvalget, var også en faktor som påvirket utvalgets antall. Masteroppgaven ble skrevet som et selvstendig arbeid, som også var en begrensende faktor i hvor stort utvalget kunne være. Utvalget ble inkludert fortløpende til det var 20 deltakere, og det er flere pasientrelaterte faktorer som kan påvirke utfallet. Hvor rolig pasienter ligger under opptak, om respirasjonstrigger fungerer, BMI og magemål vil variere i en tilfeldig gruppe pasienter. For eksempel vil høy BMI eller stort magemål påvirke signal til støyforhold i negativ retning (Graves og Mitchell, 2013). Det ansees at man i dette utvalget har innlemmet en tilstrekkelig god representasjon av det normale pasientgrunnlaget til de tre MR-systemene.

Radiologs vurdering

I dette prosjektet sees radiologens vurdering av bildenes kvalitet, som referansestandard. Å sammenligne kvalitet mellom medisinske bilder gjennom måling av SNR, er fremdeles vanskelig mellom studier. Kvalitetsvurdering av medisinske bilder er sterkt koblet mot bildetolkning og beslutningstaking (Yu *et al.*, 2018). Slik er radiologens vurdering av bildekvalitet essensiell i pasientens videre forløp.

Radiologers arbeidsmåte vil ofte være slik at de konfererer med hverandre om uklarheter i diagnose eller kvalitet. I masteroppgaven til Vetrhus (2020) rapporteres det at radiologene jobbet i grupper, konsulterer hverandre og diskuterer ved behov. Radiologen som har evaluert bildekvalitet for denne studien har arbeidet alene. Som gruppe opplever radiologene et stort arbeidspress som kan tenkes å påvirke kvaliteten på beskrivelsene. Begrepet kvalitet brukes om mange faktorer. Et eksempel kan være at kvalitet på undersøkelser utført ved et annet sted enn der radiologen arbeider, kan oppleves som dårligere. Det poengteres også at dårlig kvalitet kan være når det ikke er samsvar mellom klinikerens behov, og beskrivelsen (Vetrhus, 2020). Det kunne kanskje påvirket radiologens vurderinger om det hadde vært kollegaer hun kunne diskutert og konsultert med. Aktuelle radiolog ansees likevel som så godt

erfaren (30 år som radiologspesialist), at det ville hatt marginal påvirkning på resultatene å drøfte bildekvaliteten med kollegaer.

Det kan være at det ville tilført oppgaven ytterligere verdi å ha sammenlignet responsen fra to radiologer. Slik kunne man vurdert enigheten mellom to observatører. Man hadde likevel måttet ta høyde for at observatører noen ganger kan være enige, eller uenige, helt tilfeldig (Viera og Garrett, 2005).

Det ble ikke utført blindet vurdering for radiolog i dette prosjektet. Å ikke blinde utvalget kunne ha ført til en systematisk observatør-bias, på grunn av radiologens tidligere kunnskap om pasientene som er med i utvalget (Knottnerus og Buntinx, 2009). Blinding var ikke aktuelt da radiologen var ansvarlig for MR-beskrivelsene ved system 1. Radiolog kunne ha evaluert sekvenser hun kjente godt til som av bedre kvalitet enn uvante bildeserier. Vedkommende arbeider også med bilder fra system 2 og 3 jevnlig. Man anser at hun er kjent med de ulikhetene som finnes mellom systemene, og at dette har påvirket vurderingen i liten grad.

Det ble brukt et standardisert skjema for vurderingen radiologen skulle gjøre. Skjemaet hadde et felt for kommentarer under hvert punkt. I N=5 tilfeller kommenterte radiolog når det har dreid seg om bevegelsesartefakter, adipøs pasient eller pustearterfakter. Ved å bruke et strukturert skjema med ferdig formulerte svaralternativer, søkte man å forhindre fortolkninger av svarene (Drageset og Ellingsen, 2009).

SNR og CNR

I denne oppgaven har man benyttet en metode for å måle SNR og CNR som innebærer å følge en av NEMAs metoder for måling, og deretter gjøre vurderinger basert på differansene mellom SNR og CNR for optimalisert versus original sekvens.

Det at SNR og CNR ble målt på magnitubilder der man hadde brukt PI, kan ha ført til unøyaktigheter (Goerner og Clarke, 2011). For å avbøte dette har man ikke sammenlignet SNR og CNR direkte, men heller sammenlignet differansen mellom SNR og CNR. Da man utførte målinger, var man opptatt av å legge ROI for støymålinger til områder uten artefakter. Dette som var årsaken til at det ikke ble gjort fire målinger for støy ved alle i utvalget, som tidligere beskrevet.

Multipel akkvisjonsmetode og differansemetoden

Andre metoder enn den benyttede er ansett som bedre for å kunne måle SNR pålitelig ved bruk av PI. For en av disse, multipel akkvisjonsmetode, måtte man utført samme opptak 30 til 300 ganger. Det ansees som en robust, men samtidig svært tidskrevende metode (Schoenberg, 2007). I arbeidet med dette pasientrettede optimaliseringsprosjektet var denne metoden ikke aktuell da det ikke ville vært mulig å rekruttere pasienter til å gjennomføre samme bildesekvens så mange ganger på grunn av tids-, og ressursbruk. Ufrivillig pasientbevegelse ville kunne påvirke målingene, akkumulere feil over tid og slik øke støyens bidrag (Dietrich *et al.*, 2007). Multipel akkvisjonsmetode ble tidlig i prosessen forkastet som aktuell metode.

Kun to bilder benyttes for å måle SNR ved differansemetoden. Det måles gjennomsnittlig signal fra en liten ROI av summen av de to bildene. Standardavviket av differansen av bildene er beregnet fra samme ROI. Støy beholder sine Gaussiske egenskaper på grunn av at den estimeres fra differansen av to magnituderbilder i et område med relativt høyt signal (Schoenberg, 2007). Denne metoden kunne vært aktuell å benytte i dette prosjektet. Det hadde medført at man måtte ha gjennomført to opptak av original og to opptak av optimalisert sekvens hos samme pasient. For hver enkelt pasient ville dette medført om lag ti minutter ekstra tid i MR-maskinen. For noen pasienter ville ikke ti minutter ekstra medført noe stort problem. Man kan derimot ikke se bort fra at en del pasienter ville avslått tilbudet om å delta i prosjektet på grunnlag av denne økte skannetiden. For flere pasienter var allerede en skannetid på 30 minutter på grensen av hva de kunne klare ut fra sine forutsetninger. Det ble også utelukket da man må avveie hva man kan beslaglegge av maskintid for å gjennomføre et slikt prosjekt.

Klaustrofobiske tendenser er i stor grad en utfordring for MR-diagnostikk. En større kohortstudie fra 2007 viser til at fra 1%-15% av alle MR-pasienter lider av klaustrofobi av en slik grad at de ikke kan avbildes eller trenger sedering for å gjennomføre undersøkelsen (Dewey, Schink og Dewey, 2007). Det er rimelig å anta at for en del pasienter ville en forlengelse av undersøkelsen med 10 minutter medføre psykisk ubehag av en slik grad at de ville avstått fra å delta i prosjektet. For pasienter med fysiske smerter av å gjennomføre MR-undersøkelser ville man også kunne forvente en viss andel frafall. Siden MR-systemene innlemmet i dette

prosjektet ikke hadde det største pasientgrunnet, var man redd for at en økning i skannetid ville avskrekke for mange aktuelle pasienter fra å delta. Slik ble også denne metoden forkastet. Det ble besluttet å anvende NEMAs fjerde metode (N4) for måling av SNR på ett magnitudebilde, til tross for at den er ansett som mindre nøyaktig (Goerner og Clarke, 2011).

MR-systemene

Styrke på magnetfeltet er direkte proporsjonalt med SNR ved høye feltstyrker (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). For alle tre system i dette prosjektet var eneste skanner tilgjengelig 1,5T, og slik ikke et bevisst valg.

For å oppnå best mulig SNR og CNR ønsket man å benytte en RF-spole som passet til objektet som avbildes. Spolene bør ligge så nært pasienten som mulig, og mindre spoler vil ta opp mindre støy enn større spoler (Brown, 2014). Det var kun aktuelt å benytte en type overflatespole ved alle tre system; phased array anterior-spole. Denne passet for å avbilde abdomenområdet hos voksne ved aktuelle leverandørs maskiner. En ulempe med array spoler og deres flere spoleelementer, kan være at intensiteten av bilder rekonstruert fra slike spoler vil variere romlig. For å rekonstruere et bilde som har tilstrekkelig SNR, og rimelig homogenitet må man kombinere bildene fra hver enkelt spoleelement (Brown, 2014).

Drøfting av resultater

Det er ikke nødvendigvis samsvar mellom statistisk signifikans og klinisk signifikans (Campbell, Walters og Machin, 2007). Selv om man ikke kan forkaste nullhypotesen kan det være klinisk relevans i ens resultater. Differansen i SNR og CNR burde til tross for beskrevne unøyaktigheter i måleprosessen kunne bidra med kunnskap om endring av bildekvalitet.

Evaluering av bildekvalitet fra den kliniske virkeligheten er ofte en subjektiv vurdering. SNR er ett av de mest populære målene som benyttes, kan hende som følge av mangelen på mer sofistikerte alternativer. SNR målinger vil ikke alltid korrelere med hvordan et menneske evaluerer bildekvaliteten. Også fra et kvantitativt målings-perspektiv kan SNR være tvilsomt (Erdogmus *et al.*, 2004). Generelt vil ikke SNR måle partiske feil, og disse er ofte signifikante når det kommer til målinger. Man bør være forsiktig når man benytter SNR som et mål på eller en indikator for forbedring (Erdogmus *et al.*, 2004). Man må ta høyde for at det kan ha vært skjevheter ved målinger av SNR og CNR i denne oppgaven, til tross for avbøtende tiltak.

Optimalisering

Resultatene fra dette prosjektet ansees som relevante da de viste at det kan være mulig å optimalisere bildeserier på ett system og overføre disse til andre lignende system for å heve

bildekvaliteten. Man kan slik øke effektiviteten for alle tre system ved å drive kvalitetsarbeid fordelt på de ulike MR-systemene. Det er på den annen side noen forhold som kunne påvirket resultatene man bør være klar over.

Radiologens vurdering av bildekvalitet var ikke påvirket av unøyaktigheter i målinger, men heller av at utvalget hadde svært ulike originale sekvenser. Det kunne derfor være utfordrende å sikre nøyaktighet i resultatene. Et multisenter kvalitetsstyringsstudie for MR av bryst ved Kousi et al (2015), meldte at deres arbeid fremhevet et antall forvirrende faktorer når det kom til SNR-målinger som kunne ha implikasjoner for multisenterstudier. De hadde gjennomført en studie med fantom samt en frivillig, tre ulike MR-system, fire ulike protokoller og flere ulike spoler (Kousi *et al.*, 2015). De anerkjente at man i denne studien sammenlignet bilder som ble tatt opp med ulike PI-faktorer og ulik romlig oppløsning. Knyttet dette til aktuelle prosjekt, ser man at begge ønsket å si noe om bildekvalitet ved å sammenligne flere MR-system og sekvenser. Det var flere faktorer som gjorde dette mulig, men også vanskelig. Der Kousi et al (2015) benyttet fantom og en frivillig som reiste mellom MR-systemene, ble det i dette prosjektet undersøkt 20 reelle pasienter. Pasienter skiller seg fra fantom og frivillige på flere vis.

Selv om å måle pålitelige kvantitative verdier hos pasienter er mer utfordrende, anså man at det kunne fremstille den kliniske hverdagen på en reell måte. Som Wile og Leyendecker (2010) skriver, finnes ikke en fullt ut optimale bildesekvens i den virkelige verden.

System og ytelse versus SNR

Flere aspekter ved systemets ytelse kan påvirke resultater for SNR; hvordan systemet er kalibrert, radiofrekvens- (RF) skjerming, hvordan coilene er justert med mer (NEMA, 2008). Man kan anta at forskjellene er små siden alle tre system har samme leverandør, og slik samme intervall for service, kalibrering samt samme coil for abdominale undersøkelser. Dette lå utenfor avgrensningen til oppgaven, og man kan slik ikke si noe om hvordan slike ytelsesforskjeller mellom de tre systemene vil kunne hatt påvirkning på målingene.

Parameter for bildekvalitet

Valg av TR og TE er også avgjørende for hvilken SNR man kan oppnå. En økning i TR vil kunne gi økt SNR fordi en høyere repetisjonstid vil tillate den longitudinale magnetiseringen å nærme seg sitt maksimale og produsere høy signalintensitet. Øker man TE vil man redusere

SNR. En lang ekkotid vil føre til at den transversale magnetiseringen minker til veldig lave verdier og resulterer i signaltap. Å redusere TE utover en viss grense vil redusere T2-effekten (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). Samtidig er man avhengig av å gjøre justeringer for å oppnå en balanse av best mulig vekting på sekvensen, opp mot tilfredsstillende SNR og CNR. Man vurderer TR og TE gjerne sammen med flippvinkel når det kommer til bildekontrast, men de vil også påvirke SNR, og med det den generelle bildekvaliteten (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). SE-sekvenser har gjerne mer signal i seg enn GE-sekvenser (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). I optimaliseringsprosessen var det viktig å oppnå en tilfredsstillende T2-vekting slik at man kunne fremstille anatomi og patologi på en god måte, samtidig som man søkte å endre TR og TE for å se hvilke gevinster dette kunne gi på forholdet mellom signal og støy. Det ble derimot ikke utført målinger av SNR og CNR i prosessen med skanning av frivillige. Man anså at det ikke ville gi stor gevinst i utprøvingen ut over den kliniske vurderingen til radiolog.

Snittykkelse var viktig å vurdere i forhold til økt SNR. Dersom snittykkelse øker, øker SNR som følge av at det vil være mer signal i større vokslar enn i mindre (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). Det vil være enkelte ulemper ved å øke tykkelsen på snittene, som større bidrag av partielt volum, og det vil gå ut over den romlige oppløsningen. For abdominale undersøkelser foretrekkes ulik snittykkelse ut fra ulike problemstillinger. Ved undersøkelse av små cyster i bukspyttkjertelens sideganger vil tynne snitt foretrekkes, om lag 3mm snittykkelse. For større organer, som lever vil man forvente patologi på mer enn 7mm i diameter, og man kan ha en snittykkelse på mellom 7-10mm (McRobbie, 2017). Coronal T2-sekvens som er optimalisert i arbeidet med denne oppgaven, er brukt som en basis-sekvens ved flere abdominale MR-undersøkelser. Man valgte å benytte 6mm snittykkelse for å kunne finne en balanse mellom nok signal i hver voksel, og at man klinisk kan vurdere organer og strukturer tilfredsstillende.

Selv om et T2-vektet bilde ofte kan ha lavere SNR enn et T1-vektet bilde, vil evnen til å skille patologisk vev fra normalt vev ofte være større. Dette skyldes at patologisk vev oftere har høyt signal sammenlignet med det lave signalet fra omkringliggende anatomi (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). Konvensjonelle T2 TSE-sekvenser har potensiale til å gi en høyere bildekontrast og romlig oppløsning enn single-shot (SS) teknikker, gitt at man kan eliminere bevegelsesartefakter. Siden man begynte å avbilde abdomen med MR, har bevegelse særlig vært problematisk innen T2-sekvenser (Klessen *et al.*, 2005).

Den optimaliserte sekvensen måtte også holdes rask nok slik at pasientene holdt ut undersøkelsens totale skannetid. Samtidig måtte det foretas et bildeopptak som hadde tilstrekkelig diagnostisk kvalitet. NSA, er direkte relatert til skannetid og SNR (McRobbie, 2017). Det var viktig å optimalisere på en klinisk gjennomførbar måte, med pasienten i fokus.

Pasienten

Medisinske bilder er uunngåelig utsatt for støy og artefakter (Yu *et al.*, 2018).

Pasientbevegelse vil kunne forårsake forstyrrelser i MR-bildene. Dersom en bildeserie blir forringet av bevegelsesartefakter, vil den eneste muligheten være å gjenta den (McRobbie, 2017). Slike artefakter kalles også fase-feilkartlegging, og kommer av anatomi som beveger seg periodisk gjennom skannet, for eksempel brystveggen, pulsasjoner fra kar og cerebros spinalvæske. Disse anatomiene vil bevege seg langs fasekodings-gradienten i løpet av pulsekvensen (Westbrook, Roth og Talbot, 2011). Ved å sørge for at pasienten følte seg komfortabel gjennom hele undersøkelsen kunne man minske muligheten for slike artefakter.

Respirasjon kan gi alvorlige artefakter, men det finnes flere måter å redusere disse bevegelsene på. For å overvåke respirasjon kan for eksempel registrering med et belg-system (respirasjons pute) så vel som navigator ekko (Navigator) brukes. I tillegg finnes andre metoder. Navigator gjør en prospektiv akkvisisjonskorreksjon i sann tid. Man plasserer en navigator på høyre side av mellomgulvet, ved leverens høyeste punkt (Klessen *et al.*, 2005). Man synkroniserer respirasjonen til pasienten opp mot opptaket av selve MR-sekvensen.

Peristaltikk er de rytmiske sammentrekningene i fordøyelseskanalens muskellag. I tynntarm og tykktarm skjer denne bevegelsen uten bevisst påvirkning (SML, 2020). Disse bevegelsene kan påvirke bildekvaliteten på en negativ måte, og man har ingen fysiologisk måte å trigge et MR-skann etter disse. Pasientene kan i mange tilfeller med fordel injiseres medikamenter som hemmer den naturlige tarmbevegelsen for en kort tid. Mange sykehus velger å gi butylskopolamin (Buscopan, Opella Healthcare) og/eller glukagon (Glucagon, Novo Nordisk) intravenøst eller intramuskulært før en MR-undersøkelse i abdomen eller bekken (Martí-Bonmatí, Graells og Ronchera-Oms, 1996). Målet er å stoppe muskelspasmer og peristaltikk fra å forringe bildekvalitet (Froehlich *et al.*, 2009). For slike medikamenter vil denne tiden være om lag 20 minutter. Innen denne tiden får man mulighet til å gjennomføre MR-

undersøkelsen med mindre bevegelsesartefakter. Det kan ikke utelukkes at bruken av slike medikamenter kan ha påvirket resultatene.

Multisenterstudier

Det finnes flere fordeler med studier som utføres på mer enn ett MR-system. For det første kan man ha muligheten for å studere populasjoner som kanskje ikke er tilgjengelig på ett enkelt system. Man kan samle en større kohort av deltakere relativt raskt, og man kan ha evnen til å generalisere funn. Sist men ikke minst gir det mulighet for å sammenligne bildeanalysemetoder dersom data deles mellom sentrene (Magnotta og Friedman, 2006).

Når man inkluderer skannere fra flere senter i en studie, måtte man være bevisst de ulike tekniske forskjellene som kan finnes. Å sammenligne bilder som ble tatt opp ved ulike senter gjør at man måtte ha sammenlignbare bildemål og validering av teknikker som ser på hvor reproduserbare bilder er mellom MR-system (Deprez *et al.*, 2018).

De tre systemene

Kvaliteten på mottakscoil er en potensiell kilde til ulikhet i SNR mellom skannere (Magnotta og Friedman, 2006). I dette prosjektet var det imidlertid samme coil fra samme leverandør som ble benyttet for alle bildeopptak. Det kan likevel ikke utelukkes at det finnes forskjeller mellom de tre coilene som kunne ha påvirket resultatene, da de ikke ble eksplisitt testet før prosjektet startet opp. De er derimot i daglig bruk på de tre systemene, samt kontrollert av servicetekniker innenfor leverandørens spesifikasjoner. Sjansen for at det skulle være store ulikheter mellom coilene synes derfor som liten.

Vedlikehold av MR-systemene kan i stor grad påvirke bildekvaliteten. Ved å utføre preventivt vedlikehold vil systemet bli re-kalibrert og tilbakestillt mulige innstillinger som har endret seg. I en MR-maskins levetid kan det være aktuelt å re-kalibrere parameter årlig, da hovedmagnetfeltet kan degraderes over tid på grunn av små partikler som kan inneholde jern (Deprez *et al.*, 2018). De tre MR-systemene som deltok i dette prosjektet hadde gjennomført anbefalt service fra leverandør, samt rutinemessig kontroll ved MR-fysiker fra tilhørende universitetssykehus. Det var ikke kjent at det fantes noen uregelmessigheter blant de tre systemene i løpet av tiden bildeopptakene ble utført, ei heller i ettertid.

Harmonisering

Det foreligger ingen felles enighet verken nasjonalt eller internasjonalt om hvilke sekvenser som bør inngå i ulike MR- undersøkelser. Noen foretak har utviklet felles radiologiske prosedyrer internt, slik som Helse Vest. Deres mål var at pasienter ikke måtte gjennomgå de samme undersøkelsene ved å gå fra ett sykehus til et annet (HelseVest, 2023). I helseforetaket der MR-systemene i denne oppgaven befinner seg, finnes ingen felles prosedyrer for MR- undersøkelser. Det er gjort separate vurderinger av fagansvarlige radiologer og radiografer for hvert system. Utvikling av mer standardiserte protokoller innen MR kan ha både kliniske og forskningsmessige fordeler (Nakken, 2011). Det er ikke alltid mulig å få til en helhetlig standardisering av alle MR-sekvenser og -protokoller på grunn av ulikheter mellom leverandører og modeller. Det å optimalisere én enkelt sekvens som kan brukes på tvers av flere MR-system, har vært grunnlaget for denne masteroppgaven. Drivkraften bak dette prosjektet har vært å undersøke muligheten for kvalitetssamarbeid fremover.

Det finnes som sagt ingen standard om hvilke MR-sekvenser som skal inngå i avbildning av ulike anatomiske områder, eller ved ulike sykdommer og tilstander. Unntak finnes, for eksempel avbildning av prostata der det finnes en internasjonal anbefaling (Barentsz *et al.*, 2012). Det finnes nasjonale retningslinjer for bildediagnostikk ved ikke-traumatiske muskel- og skjelettlidelser, som retter seg mot primærhelsetjenesten og deres henvisninger til bildediagnostikk (Helsedirektoratet, 2014). Helsedirektoratet utga også i 2019 en strategi for rasjonell bruk av bildediagnostikk. Her beskrev de et behov for å utarbeide felles regionale protokoller for bildediagnostiske undersøkelser. De ønsket å redusere overdiagnostikk, uønsket regional variasjon i bildediagnostikk og dobbeltundersøkelser blant annet (Helsedirektoratet, 2019). Man ser at rasjonale bak denne oppgaven kan falle inn under dette med tanke på uønsket regional variasjon.

Sammenheng mellom radiologens vurdering og mål for SNR og CNR

Det har vært en lengre debatt om hvor gyldig SNR kan sies å være som et objektivt mål på kvalitet innen medisinsk bildediagnostikk. Diskusjonen har ikke bare dreid seg om hvor godt SNR korrelerer med den menneskelige tolkningen av bildekvalitet, men også om hvor pålitelig SNR kan være fra et kvantitativt ståsted (Erdogmus *et al.*, 2004). Det kan kanskje være overraskende at en ved MR, bruk innen diagnostikk siden 1980-tallet, ikke fant en bredt akseptert metode for måling av SNR (Redpath, 1998). Det anses kjent at man ikke kan måle

SNR nøyaktig med en to-regioners tilnærming når man benytter PI, men Dietrich et al (2007) viser til ti aktuelle studier der dette likevel er gjort (Dietrich *et al.*, 2007). En av disse studiene undersøkte 49 pasienter der man målte SNR og CNR ved MR av øvre abdomen, for evaluering av bruk av PI på bildekvalitet og deteksjon av levermetastaser. De viste til at man anså at verdiene for SNR og CNR likevel ville kunne gi en indikasjon på bildekvalitet (Vogt *et al.*, 2005).

Det er spesielt utfordrende å utføre korrekte SNR-målinger der man benytter rekonstruksjonsfiltre, multikanal-rekonstruksjon eller der PI er i bruk (Dietrich *et al.*, 2007). I slike tilfeller anbefales bruk av multippel akkvisisjonsmetode eller differansemotoden som tidligere beskrevet i denne oppgaven. Felles for disse metodene er deres vanskelige implementering i den kliniske hverdagen. I tillegg vil slike filtre, spoler og PI være i daglig bruk ved de fleste MR-systemer. Radiologs vurdering av den diagnostiske bildekvaliteten vil slik være svært viktig, selv om den kan være subjektiv.

Det at man i denne oppgaven ikke fant korrelasjon mellom radiologs vurdering av bildekvalitet og mål for SNR og CNR, er ikke unikt. Det vil ikke alltid være samsvar mellom hvordan radiolog vurderer bildekvalitet og SNR-målinger (Erdogmus *et al.*, 2004). Årsakene bak manglende korrelasjon kan være betinget i utvalgsstørrelse, eller det at man sammenligner flere ulike bildesekvenser fra ulike MR-systemer. Generelt må man anse målinger utført på mennesker som mindre presise på grunn av at de ikke vil være like reproduserbare som ved bruk av fantom (Dietrich *et al.*, 2007). For videre arbeid kan det være å anbefale at man søker å benytte et mest mulig likt utgangspunkt for å sammenligne originale sekvenser versus optimalisert sekvens.

Veien videre

Siden den optimaliserte sekvensen i dette prosjektet så ut til å gi bedre bildekvalitet enn den man vanligvis bruker, kan det være naturlig å innlemme denne i MR-systemenes abdominale prosedyrer. Fagpersonell vil ønske å utføre den undersøkelsen som til enhver tid gir best mulig kvalitet for pasienten. Kanskje ønsket man ikke lokalt å endre sekvens på bakgrunn av tidsbruk, dersom den optimaliserte sekvensen hadde lengre skannetid. Dersom radiolog lokalt ikke var enig i at bildekvaliteten var bedre, vil det vært vanskelig å endre protokoller. Man

kan minske sjansen for ulike protokoller dersom radiologer og radiografer har et formelt forum for samarbeid (Venkataraman *et al.*, 2019). Dersom ledelse la til rette for et slikt forum, kunne man sørge for et godt grunnlag for samarbeid som ga en gevinst for pasientene i hele foretaket. Myndighetene i Norge har ønsket at det skal være færrest mulig regionale ulikheter innen bildediagnostikk (Helsedirektoratet, 2019). En studie fra 2019 har funnet at de største utfordringene innen harmonisering av protokoller lå i det organisatoriske, og ikke i det tekniske (Venkataraman *et al.*, 2019).

Som en forlengelse av dette prosjektet ville det vært interessant å gjennomføre et prosjekt for å samordne MR-protokoller i helseforetaket. Man kunne målt SNR, CNR og fått en klinisk vurdering av bildekvalitet fra radiolog for å evaluere prosjektet. Slik kunne man vurdert bildekvalitetens ensartethet mellom de tre systemene. Et slikt prosjekt ville vært både tidkrevende og ressurskrevende. Det ville kanskje ikke latt seg gjennomføre å samordne alle prosedyrer. Da kunne en sett til andres arbeid, for eksempel Helse Vest, som har gjennomført en samordning av MR-prosedyrer i sin region (HelseVest, 2023). Det å først samordne og optimalisere protokoller som utføres ved alle tre MR-system i helseforetaket, vil være et naturlig startpunkt.

MR har gjennomgått kontinuerlig teknisk utvikling og forbedring gjennom de 40 årene det har vært i klinisk bruk. De ulike leverandørene av MR-system slipper ofte de nyeste teknikkene eller forbedringene på de nyeste plattformene, og noen ganger bare som tilleggskjøp (Fraum *et al.*, 2023). De tre MR-systemene i denne oppgaven har ulikheter til tross for at de er fra samme leverandør, også med tanke på hvilke sekvenser og teknikker de har i sin portefølje. Man har slik måttet tatt høyde for at optimaliseringen skulle utføres på sekvenser som alle tre system har tilgang til. Som følge av at enkelte teknikker bare finnes som tilleggskjøp eller på de nyeste plattformene, kan man i noen tilfeller ikke inkorporere den nyeste teknologien på eldre system. Bare et mindretall av MR-systemene har tilgang til de nyeste teknikkene, så som rekonstruksjon via dyp læring (DL) og compressed sensing (CS) (Fraum *et al.*, 2023). Dette vil i høyeste grad også være et spørsmål om økonomi for det enkelte helseforetak. Det er kostbart å investere i nye teknikker, spoler og sekvenser, og det kan nedprioriteres med en svært anstrengt økonomi i helseforetakene. DL innen MR er et aktivt forskningsområde, blant annet for å akselerere MR-opptak. Motivasjonen er de lange akkvisisjonstidene for kliniske protokoller (Johnson, Recht og Knoll, 2020). Ved hjelp av slik DL for å akselerere MR-

opptak, kunne man argumentere for at man vil kunne spare inn deler av sin investering ved å øke antallet gjennomførte MR-undersøkelser.

For fremtidig bruk av kunstig intelligens (KI) innen radiologi, kan det være en fordel at man har så standardiserte prosedyrer som mulig (Virostko *et al.*, 2021). Det finnes verktøy avledet fra kunstig intelligens (KI) som er godkjent for klinisk bruk innen all anatomi på 1,5 T. I tillegg til å bedre SNR, kan denne teknologien bevare fine detaljer, forbedre ringing-artefakter og dempe bildestøy (Zerunian *et al.*, 2022). Flere leverandører har utviklet KI-verktøy innen MR. Kortere skannetider avhjelper pasientkomfort, og ikke minst effektivitet på MR-skannere som er hardt presset på tid. Med KI ser man at å oppnå god bildekvalitet innen redusert skannetid begynner å bli virkelighet. Det er viktig at man sammenligner de nye algoritmene ikke bare med standard protokoller, men også høy-kvalitetsprotokoller som ligger nærmere virkeligheten (Zerunian *et al.*, 2022).

Å effektivisere drift gjennom samtidig å rette søkelys på fagutvikling og bildekvalitet kan være både mulig og gunstig, men man må være oppmerksom på hvilke utfordringer som følger med.

Konklusjon

Dette prosjektet har vist at man kan optimalisere en bildesekvens på ett MR-system, og overføre til andre sammenlignbare system med klinisk forbedring på en praktisk gjennomførbar måte. Det kan være mulig å samarbeide om optimalisering, og slik øke effektiviteten på kvalitetsarbeid innen modaliteten.

Radiolog vurderte at den optimaliserte bildeserien hadde bedre bildekvalitet enn de originale sekvensene i utvalget. Det var en klar forbedring av forekomsten av artefakter, bildestøy og skarphet etter optimalisering.

Den optimaliserte bildesekvensen viste en forbedring av både SNR og CNR, sett opp mot de originale sekvensene i utvalget. Det var en statistisk signifikant endring for både radiologens vurdering, samt SNR og CNR.

Imidlertid var det ingen korrelasjon mellom radiologens vurdering og differanseverdiene for SNR og CNR. Det kan anbefales for fremtidige studier at man søker å benytte et mest mulig likt utgangspunkt for sammenligning mellom original og optimalisert sekvens.

Referanser

- Barentsz, J. O. *et al.* (2012) ESUR prostate MR guidelines 2012, *European Radiology*, 22(4), s. 746-757. doi: 10.1007/s00330-011-2377-y.
- Brown, R. W., Cheng, Yu-Chung N., Haacke, E. Mark., Thompson, Michael R., Venkatesan, Ramesh (2014) *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*, Second Edition. John Wiley & Sons, Inc.
- Campbell, M. J., Walters, S. J. og Machin, D. (2007) *Medical statistics : a textbook for the health sciences*. Wiley.
- Cárdenas-Blanco, A. *et al.* (2008) Noise in magnitude magnetic resonance images, *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, 32A(6), s. 409-416. doi: <https://doi.org/10.1002/cmr.a.20124>.
- Deprez, S. *et al.* (2018) Multi-center reproducibility of structural, diffusion tensor, and resting state functional magnetic resonance imaging measures, *Neuroradiology*, 60(6), s. 617-634. doi: 10.1007/s00234-018-2017-1.
- Dewey, M., Schink, T. og Dewey, C. F. (2007) Claustrophobia during magnetic resonance imaging: Cohort study in over 55,000 patients, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(5), s. 1322-1327. doi: <https://doi.org/10.1002/jmri.21147>.
- Dietrich, O. *et al.* (2007) Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: Influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), s. 375-385. doi: 10.1002/jmri.20969.
- Donato, H. *et al.* (2017) Liver MRI: From basic protocol to advanced techniques, *European Journal of Radiology*, 93, s. 30-39. doi: 10.1016/j.ejrad.2017.05.028.
- Drageset, S. og Ellingsen, S. (2009) Forståelse av kvantitativ helseforskning - en introduksjon og oversikt, *Nordisk tidsskrift for helseforskning*, 5(2), s. 100-113. doi: 10.7557/14.244.
- Erdogmus, D. *et al.* (2004) Measuring the signal-to-noise ratio in magnetic resonance imaging: a caveat, *Signal Processing*, 84(6), s. 1035-1040. doi: <https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2004.03.006>.
- Fraum, T. J. *et al.* (2023) The optimized rectal cancer MRI protocol: choosing the right sequences, sequence parameters, and preparatory strategies, *Abdom Radiol (NY)*. doi: 10.1007/s00261-023-03850-z.
- Froehlich, J. M. *et al.* (2009) Aperistaltic effect of hyoscine N-butylbromide versus glucagon on the small bowel assessed by magnetic resonance imaging, *European Radiology*, 19(6), s. 1387-1393. doi: 10.1007/s00330-008-1293-2.
- Ginocchio, L. A. *et al.* (2023) Accelerated T2-weighted MRI of the liver at 3 T using a single-shot technique with deep learning-based image reconstruction: impact on the image quality and lesion detection, *Abdominal Radiology*, 48(1), s. 282-290. doi: 10.1007/s00261-022-03687-y.
- Goerner, F. L. og Clarke, G. D. (2011) Measuring signal-to-noise ratio in partially parallel imaging MRI, *Medical Physics*, 38(9), s. 5049-5057. doi: 10.1118/1.3618730.
- Gourtsoyiannis, N. C. (2011) *Clinical MRI of the Abdomen : Why,How,When*. Springer Berlin Heidelberg : Imprint: Springer.
- Graves, M. J. og Mitchell, D. G. (2013) Body MRI artifacts in clinical practice: a physicist's and radiologist's perspective, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 38(2), s. 269-287. doi: 10.1002/jmri.24288.
- Gruber, B. *et al.* (2018) RF coils: A practical guide for nonphysicists, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 48(3), s. 590-604. doi: 10.1002/jmri.26187.
- Helgelandssykehuset (2022) *Nøkkeltall for Helgelandssykehuset*. Tilgjengelig fra: <https://helgelandssykehuset.no/om-oss/nokkeltall> (2023).
- Helsedirektoratet (2014) *Nasjonal faglig retningslinje for bildediagnostikk ved ikke-traumatiske muskel- og skjelettlidelser*

Anbefalinger for primærhelsetjenesten. Tilgjengelig fra:

[https://www.helsedirektoratet.no/retningslinjer/bildedagnostikk-ved-ikke-traumatiske-muskel-og-skjelettlidelser/Bildedagnostikk%20ved%20ikke-traumatiske%20muskel-%20og%20skjelettlidelser%20%E2%80%93%20Nasjonal%20faglig%20retningslinje%20\(fullversjon\).pdf/_attachment/inline/f63a3654-0948-4cbb-84c1-302f5e65595d:426870b69a47fd07d291ad0dcf8164ecee57e2aa/Bildedagnostikk%20ved%20ikke-traumatiske%20muskel-%20og%20skjelettlidelser%20%E2%80%93%20Nasjonal%20faglig%20retningslinje%20\(fullversjon\).pdf](https://www.helsedirektoratet.no/retningslinjer/bildedagnostikk-ved-ikke-traumatiske-muskel-og-skjelettlidelser/Bildedagnostikk%20ved%20ikke-traumatiske%20muskel-%20og%20skjelettlidelser%20%E2%80%93%20Nasjonal%20faglig%20retningslinje%20(fullversjon).pdf/_attachment/inline/f63a3654-0948-4cbb-84c1-302f5e65595d:426870b69a47fd07d291ad0dcf8164ecee57e2aa/Bildedagnostikk%20ved%20ikke-traumatiske%20muskel-%20og%20skjelettlidelser%20%E2%80%93%20Nasjonal%20faglig%20retningslinje%20(fullversjon).pdf)

Helsedirektoratet (2019) *Strategi for rasjonell bruk av bildediagnostikk*. Tilgjengelig fra:

https://www.helsedirektoratet.no/rapporter/strategi-for-rasjonell-bruk-av-bildedagnostikk/Strategi%20for%20rasjonell%20bruk%20av%20bilediagnostikk%20-%20rapport%202019.pdf/_attachment/inline/f96cdd09-6cde-4ad5-aab4-50b8b1c06d8a:6778d3349d131bd461791035bd12ff63d6c55465/Strategi%20for%20rasjonell%20bruk%20av%20bilediagnostikk%20-%20rapport%202019.pdf

HelseVest (2023) *Radiologiske prosedyrer*. Tilgjengelig fra: [https://helse-](https://helse-vest.no/behandlingsstader/avtaler-med-private/radiologiske-prosedyrar#gastro)

[vest.no/behandlingsstader/avtaler-med-private/radiologiske-prosedyrar#gastro](https://helse-vest.no/behandlingsstader/avtaler-med-private/radiologiske-prosedyrar#gastro).

Henkelman, R. M. (1985) Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images, *Medical Physics*, 12(2), s. 232-233. doi: <https://doi.org/10.1118/1.595711>.

Johnson, P. M., Recht, M. P. og Knoll, F. (2020) Improving the Speed of MRI with Artificial Intelligence, *Semin Musculoskelet Radiol*, 24(1), s. 12-20. doi: 10.1055/s-0039-3400265.

Kanal, E. et al. (2007) ACR guidance document for safe MR practices: 2007, *AJR: American Journal of Roentgenology*, 188(6), s. 1447-1474. doi: 10.2214/AJR.06.1616.

Klessen, C. et al. (2005) Magnetic resonance imaging of the upper abdomen using a free-breathing T2-weighted turbo spin echo sequence with navigator triggered prospective acquisition correction, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 21(5), s. 576-582. doi: <https://doi.org/10.1002/jmri.20293>.

Knottnerus, J. A. og Buntinx, F. (2009) *The Evidence base of clinical diagnosis : theory and methods of diagnostic research*. 2nd ed. Chichester: Wiley-Blackwell BMJ Books.

Kousi, E. et al. (2015) Quality assurance in MRI breast screening: comparing signal-to-noise ratio in dynamic contrast-enhanced imaging protocols, *Physics in Medicine and Biology*, 61(1), s. 37.

Ladrova, M. et al. (2022) Monitoring and Synchronization of Cardiac and Respiratory Traces in Magnetic Resonance Imaging: A Review, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 15, s. 200-221. doi: 10.1109/RBME.2021.3055550.

Lee, S. S. et al. (2007) Image quality and focal lesion detection on T2-weighted MR imaging of the liver: Comparison of two high-resolution free-breathing imaging techniques with two breath-hold imaging techniques, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), s. 323-330. doi: <https://doi.org/10.1002/jmri.21002>.

Li, H. et al. (2017) Rayleigh-maximum-likelihood bilateral filter for ultrasound image enhancement, *Biomedical Engineering Online*, 16, s. 46. doi: 10.1186/s12938-017-0336-9.

Maccioni, F. et al. (2000) Evaluation of Crohn disease activity with magnetic resonance imaging, *Abdominal Imaging*, 25(3), s. 219-228. doi: 10.1007/s002610000004.

Machado-Rivas, F. et al. (2020) Image-quality optimization and artifact reduction in fetal magnetic resonance imaging, *Pediatric Radiology*, 50(13), s. 1830-1838. doi: 10.1007/s00247-020-04672-7.

Magnotta, V. A. og Friedman, L. (2006) Measurement of Signal-to-Noise and Contrast-to-Noise in the fBIRN Multicenter Imaging Study, *Journal of Digital Imaging*, 19(2), s. 140-147. doi: 10.1007/s10278-006-0264-x.

Martí-Bonmatí, L., Graells, M. og Ronchera-Oms, C. L. (1996) Reduction of peristaltic artifacts on magnetic resonance imaging of the abdomen: a comparative evaluation of three drugs, *Abdominal Imaging*, 21(4), s. 309-313. doi: 10.1007/s002619900070.

- McRobbie, D. W., Moore, Elizabeth A., Graves, Martin J., Prince, Martin R. (2017) *MRI From picture to proton*. Third edition. Cambridge: Cambridge University Press.
- Mikulis, D. J. og Roberts, T. P. L. (2007) Neuro MR: Protocols, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(4), s. 838-847. doi: 10.1002/jmri.21041.
- Mishra, P. et al. (2019) Descriptive statistics and normality tests for statistical data, *Annals of Cardiac Anaesthesia*, 22(1), s. 67-72. doi: 10.4103/aca.ACA_157_18.
- Nakken, I. E. (2011) Magnetisk resonanstomografi i multisenterstudier, *Objektiv og subjektiv evaluering av bildekvalitet*.
- NEMA (2008) *NEMA Standards Publication MS 1-2008*
- Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR)*
- in *Diagnostic Magnetic Resonance Imaging*. Tilgjengelig fra: <https://www.nema.org/standards/view/Determination-of-Signal-to-Noise-Ratio-in-Diagnostic-Magnetic-Resonance-Imaging> (Hentet: 2022).
- Nou (2023) *Tid for handling*
- Personellet i en bærekraftig helse- og omsorgstjeneste*. Tilgjengelig fra: <https://www.regjeringen.no/contentassets/337fef958f2148bebd326f0749a1213d/no/pdfs/nou202320230004000dddpdfs.pdf>.
- Peters, D. H. et al. (2013) Implementation research: what it is and how to do it, *BMJ : British Medical Journal*, 347, s. f6753. doi: 10.1136/bmj.f6753.
- Philips (2022) *dStream Torso coil*. Tilgjengelig fra: https://www.philips.no/healthcare/product/HCNMRB101/dstream-torso-coil-mr-coil?_gl=1*_1w44wmr*_ga*ODg3NDAzMjQyLjE2MDY4MTczMzg.*_ga_2NMXNNS6LE*MTYONTE4NzU1MC4zLjEuMTYONTE4NzU1MC42MA.*_fplc*RjJLaWcwbWI2cFg2MndYRFRxWXdpEHTJTGJGmdYaGNLTVhJUTNwdXpXdWJkU0RWeEVQzTIRKRgh6TWFsVSUyRjU0a0p0QIZ6dVpQM0xRQVJLMHzyT1VGdUIndkhTTGdsRHZtWDQ0ZEtJek9hSWtMSEYxv0IHMHhHZHc0YIVETWFudyUzRCUzRA.*_ga_Q243QQ1P76*MTYONTE4NzU1MC4yLjEuMTYONTE4NzU1MC42MA.&_ga=2.103418115.2049935205.1645184192-887403242.1606817338.
- Redpath, T. W. (1998) Signal-to-noise ratio in MRI, *The British Journal of Radiology*, 71(847), s. 704-707. doi: 10.1259/bjr.71.847.9771379.
- Reeder, S. B. et al. (2005) Practical approaches to the evaluation of signal-to-noise ratio performance with parallel imaging: Application with cardiac imaging and a 32-channel cardiac coil, *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(3), s. 748-754. doi: <https://doi.org/10.1002/mrm.20636>.
- Reeder, S. B. (2007) Measurement of Signal-to-Noise Ratio and Parallel Imaging, i Schoenberg, S. O., Dietrich, O. og Reiser, M. F. (red.) *Parallel Imaging in Clinical MR Applications*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, s. 49-61.
- Reimer, P. et al. (2010) *Clinical MR Imaging: A Practical Approach*. 3. Aufl. Berlin, Heidelberg: Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- Richardson, M. L. (2021) MR Protocol Optimization With Deep Learning: A Proof of Concept, *Current Problems in Diagnostic Radiology*, 50(2), s. 168-174. doi: 10.1067/j.cpradiol.2019.10.004.
- Schoenberg, S. O. R., Maximilian F ; Dietrich, Olaf (2007) *Parallel Imaging in Clinical MR Applications*. Berlin, Heidelberg: Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- SML (2020) Peristaltikk, i Aabakken, L. (red.) *Store medisinske leksikon*. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/peristaltikk>.
- SNL (2020) Harmonere *Store Norske Leksikon*. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/harmonere>.
- SNL (2023) Optimalisere *Store norske leksikon*. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/optimalisere>.
- Stanzione, A. et al. (2021) State of the art in abdominal MRI structured reporting: a review, *Abdominal Radiology*, 46(3), s. 1218-1228. doi: 10.1007/s00261-020-02744-8.
- Venkataraman, V. et al. (2019) Implementing shared, standardized imaging protocols to improve cross-enterprise workflow and quality, *Journal of Digital Imaging*, 32, s. 880-887.

- Vetthus, T. (2020) "Radiologi i sentraliserte kreftforløp" Et radiologisk lederperspektiv mellom visjon og virkelighet.
- Viera, A. J. og Garrett, J. M. (2005) Understanding interobserver agreement: the kappa statistic, *Family Medicine*, 37(5), s. 360-363.
- Virostko, J. *et al.* (2021) Development of a standardized MRI protocol for pancreas assessment in humans, *PloS One*, 16(8), s. e0256029. doi: 10.1371/journal.pone.0256029.
- Vogt, F. M. *et al.* (2005) Parallel acquisition techniques for accelerated volumetric interpolated breath-hold examination magnetic resonance imaging of the upper abdomen: Assessment of image quality and lesion conspicuity, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 21(4), s. 376-382. doi: <https://doi.org/10.1002/jmri.20288>.
- Wattjes, M. P. *et al.* (2021) 2021 MAGNIMS-CMSC-NAIMS consensus recommendations on the use of MRI in patients with multiple sclerosis, *Lancet Neurology*, 20(8), s. 653-670. doi: 10.1016/s1474-4422(21)00095-8.
- Westbrook, C., Roth, C. K. og Talbot, J. (2011) *MRI in practice*. 4th ed. Oxford: Wiley-Blackwell.
- Wile, G. E. og Leyendecker, J. R. (2010) Magnetic resonance imaging of the liver: sequence optimization and artifacts, *Magnetic Resonance Imaging Clinics*, 18(3), s. 525-547.
- Yang, R. K. *et al.* (2010) Optimizing abdominal MR imaging: Approaches to common problems, *Radiographics*, 30(1), s. 185-199. doi: 10.1148/rg.301095076.
- Yu, S. *et al.* (2018) A consistency evaluation of signal-to-noise ratio in the quality assessment of human brain magnetic resonance images, *BMC Medical Imaging*, 18(1), s. 17. doi: 10.1186/s12880-018-0256-6.
- Zech, C. J. (2007) Liver Imaging, i Schoenberg, S. O., Dietrich, O. og Reiser, M. F. (red.) *Parallel Imaging in Clinical MR Applications*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, s. 219-231.
- Zerunian, M. *et al.* (2022) Artificial intelligence based image quality enhancement in liver MRI: a quantitative and qualitative evaluation, *La Radiologia Medica*, 127(10), s. 1098-1105. doi: 10.1007/s11547-022-01539-9.
- Zhu, B. *et al.* (2012) An evaluation of a superfast MRI sequence in the diagnosis of suspected acute appendicitis, *Quant Imaging Med Surg*, 2(4), s. 280-287. doi: 10.3978/j.issn.2223-4292.2012.12.01.

Vedlegg 1

Faktorer for optimalisering av cor T2-sekvens										
					Forsøk 1	Forsøk 2	Forsøk 3	Forsøk 4	Forsøk 5	
Refocusing control		T2 optimized? Verdier?								
DRIVE		yes?								
Navigator		Scale factor? Plassering? Samsvar survey BH?								
Resptrigger		Trigger delay?								
Free breathing		NSA?								
MV XD		MV %?								
Sense		faktor?								
Navigator+MVXD		Mulig?								
SMART		On?								
PEAR		On?								
TR		Verdi?								
TE		Verdi?								
Shotlength		ms?								
Profil order		linear/rev.linear?								
FID reduction		default?								
Flow comp		yes?								
Snittykkelse										

Oppdragsdokument fra Helgelandssykehuset HF

Optimalisering og harmonisering av protokoll for MR av abdomen

Prosjektet skal gjennomføres av radiograf Susanne Thorvaldsen ved tre sykehus i Helseforetaket Helgelandssykehuset: Mosjøen, Mo i Rana og Sandnessjøen. Prosjektet utføres som masteroppgave ved NTNU. Målet med prosjektet er å optimalisere koronal T2-vektet MR-sekvens for abdominal undersøkelse. Innhenting av data til prosjektet vil foregå i perioden 15. november 2021 – 1. desember 2022

Det samles inn data fra to forskjellige utvalg i oppgaven, i tillegg til målinger av fantom:

1. Arkiverte MR-bilder fra PACS av voksne pasienter (18 år eller eldre, N=20) som har vært på abdominal undersøkelse med koronal T2-vektet sekvens ved de tre sykehusene i Helseforetaket Helgelandssykehuset i 2020. Registeret med data fra disse pasientene opprettes av student i helseforetakets datasystem. Data skal utelukkende brukes til kvalitetssikringsformål. Pasientene vil ikke få informasjon om denne behandlingen av MR-bildene, og det forventes ikke at pasienter vil motsette seg denne behandlingen av MR-bildene.
2. Nye MR-bilder av voksne pasienter (18 år eller eldre, N=20) som skal til alle typer abdominal undersøkelse ved Mosjøen, Sandnessjøen og Mo i Rana. Det gjøres to opptak med koronal T2-vektet sekvens; med eksisterende protokoll og med ny optimalisert protokoll. Deltakere identifiseres av masterstudent ved gjennomgang av liste for planlagte MR-undersøkelser ved hvert sykehus. Radiograf som skal utføre undersøkelsen legger frem forespørsel om deltakelse i prosjekt. Målinger for bildekvalitet gjøres for bilder fra pasienter (N=20) tatt opp med etablert sekvens, og med ny optimalisert sekvens.

Mål for bildekvalitet i MR-bildene vurderes på to måter. Det utføres tekniske målinger av romlig oppløsning, SNR og CNR som utføres av masterstudent (radiograf Susanne Thorvaldsen). I tillegg vurderes diagnostisk kvalitet av MR-radiolog (medveileder Heidi Kersten Hagen) mot faktorene artefakter, bildestøy og skarphet til leverkonturer.

Bildene behandles innenfor Helseforetakets datasystemer, og kun bildekvalitetsmål hentes ut. Bildekvalitetsmålene lagres mot et studienummer. Pasientnavn kobles til dette studienummeret, og en koblingsliste med pasientnavn og studienummer lagres med kryptert passord på studentens avgrensede område på arbeidsgivers nettverk.

Kvalitetsregisteret godkjennes herved av ledelsen (Medisinsk direktør og Personvernombudet ved Helgelandssykehuset). Personvernombudet ved Helgelandssykehuset er ansvarlig for kvalitetssikringen på vegne av virksomhetens ledelse. Dette dokument skal kunne legges frem for Datatilsynet ved eventuelt tilsyn.

Dersom studenten, radiograf Susanne Thorvaldsen, skal delta i kvalitetssikringen etter helsepersonelloven § 26, vil hun måtte gjøre det som ansatt eller tilknyttet Helgelandssykehuset HF. Det er ønskelig at Susanne Thorvaldsen tar del i kvalitetssikringen på helseforetakets vegne.

Dersom studenten videre ønsker å bruke anonyme data til sitt forskningsprosjekt, avtales dette særskilt med Helgelandssykehuset HF. Det er da ikke nødvendig med melding til NSD siden Helgelandssykehuset HF ikke har avtale med NSD, og dataene som brukes i NTNU sitt masterprosjekt kun vil være anonyme.

Mo i Rana, 16. November 2021



Hanne M. Frøyshov
Medisinsk Direktør
Helgelandssykehuset HF



Fred Mürer
Personvernombud
Helgelandssykehuset HF



Region:	Saksbehandler:	Telefon:	Vår dato:	Vår referanse:
REK sør-øst D	Silje U. Laurvåk	22845520	25.06.2021	269727

Denne dato: 25.06.2021

Beathe Sitter

Prosjektsøknad: Optimalisering og harmonisering av protokoll for MR av abdomen

Søknadsnummer: 269727

Forskningsansvarlig institusjon: Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet

Prosjektsøknad vurderes som utenfor helseforskningslovens virkeområde.

Søkers beskrivelse

Prosjektet har mål om å optimalisere abdominal koronal T2-vektet MR-sekvens, som inngår i svært mange abdominale MR-avbildninger. Prosjektet inkluderer tre sykehus i Helseforetaket Helgelandssykehuset, og gjennomføres som masteroppgave ved NTNU. I prosjektet skal det etableres mål for bilde kvalitet i MR-bilder som er tatt opp med etablert sekvens for koronalt T2-vektede bilder ved å hente ut data fra bilder i PACS (N=20). Videre skal protokollen optimaliseres for den spesifikke sekvensen. Optimalisering skjer ved ett sykehus, på et fantom og testes ut på pasienter ved ett sykehus. Optimalisert sekvens inkluderes i tillegg til etablert sekvens ved alle tre sykehus, og utføres ved abdominale undersøkelser av pasienter (N=20). Pasienter som er ved god nok helse til forlenget MR-undersøkelse vil bli forespurt om deltakelse. Deltakelse medfører 5-10 minutter lenger skannetid, og medfører ingen helserisiko.

Data som skal hentes ut av MR-bildene er kvalitetsmål for bilde kvalitet. Disse er romlig oppløsning, signal-støy-forhold (SNR) og kontrast-støy-forhold (CNR), samt kvantifisert radiologisk vurdering av diagnostisk bilde kvalitet basert på en standardisert metode. Data skal hentes ut fra bilder fra PACS (N=20), tatt opp med etablert protokoll, og bilder tatt opp i pasienter (N=20), med både etablert og optimalisert sekvens. Data hentes ut av bilder i PACS og lagres mot pasientnummer. Pasientnavn kobles til pasientnummer i studien. Denne koblingslisten lagres med kryptert passord på studentens avgrensede område på arbeidsgivers nettverk. Anonymiserte data i prosjektet vil lagres i en skybasert tjeneste, OneDrive, med passordbeskyttelse.

Prosjektet vil ikke kunne gi ny informasjon om helse eller sykdom.

Vi viser til søknad om forhandsgodkjenning av ovennevnte forskningsprosjekt. Søknaden ble behandlet av Regional komite for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst D) i møtet den 2.6.2021. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven § 10.

REKs vurdering

Formålet med prosjektet er å optimalisere abdominal koronal T2-vektet MR-sekvens. Basert på opplysningene som gis i søknad og protokoll, oppfatter komiteen prosjektet som et kvalitetssikringsprosjekt som skal forbedre bildekvaliteten av MR-bilder som tas ved sykehusene i Helseforetaket Helgelandssykehuset.

Kvalitetssikringsstudier faller utenfor REKs mandat etter helseforskningsloven, og det kreves ingen godkjenning fra REK for å gjennomføre slike studier. Prosjektet kommer inn under de interne regler som gjelder ved forskningsansvarlig virksomhet. Det er institusjonens ansvar å sørge for at prosjektet følger gjeldende reguleringer for behandling av helseopplysninger.

Komiteen gjør oppmerksom på at det faktisk at et prosjekt blir vurdert av REK til å være et kvalitetssikringsprosjekt utenfor helseforskningslovens virkeområde ikke er til hinder for at resultater fra prosjektet kan publiseres eller inngå i en akademisk grad.

Vedtak

Etter søknaden fremstår prosjektet som kvalitetssikring, og faller derfor utenfor helseforskningslovens virkeområde, jf. § 2. Det kreves ingen godkjenning fra REK for å gjennomføre prosjektet.

Komiteens avgjørelse var enstemmig.

Klageadgang

Du kan klage på REKs vedtak, jf. forvaltningsloven § 28 flg. Klagen sendes på eget skjema via REK portalen. Klagefristen er tre uker fra du mottar av dette brevet. Dersom REK opprettholder vedtaket, sender REK klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag (NEM) for endelig vurdering, jf. forskningsetikkloven § 10 og helseforskningsloven § 10.

Med vennlig hilsen

Finn Wisløff
Professor em. dr. med.
Leder

Silje U. Lauvrak
Seniorrådgiver
REK sør-øst D

Kopi til:

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Susanne Thorvaldsen

