

Svetlana Timoshenko

Effekten av Compressed Sensing på opptakstid og bildekvalitet i MR-undersøkelse av håndleddet

Masteroppgave i Medisinsk Bildeteknologi

Veileder: Øystein Olsen

Juni 2024

Svetlana Timoshenko

Effekten av Compressed Sensing på opptakstid og bildekvalitet i MR-undersøkelse av håndleddet

Masteroppgave i Medisinsk Bildeteknologi
Veileder: Øystein Olsen
Juni 2024

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Fakultet for medisin og helsevitenskap
Institutt for sirkulasjon og bildediagnostikk



NTNU

Kunnskap for en bedre verden

Sammendrag

Bakgrunn: Lang undersøkelsestid setter grenser for hvilke pasientgrupper som kan bli undersøkt på MR. Pasienter med blant annet klaustrofobi og smertefulle lidelser har vanskeligheter med å gjennomgå lange MR-undersøkelser. Det finnes ulike metoder som kan redusere undersøkelsestiden, men disse innebære ofte kompromisser, som redusert bildeoppløsning eller signal-to-noise-ratio (SNR). Den nye akselerasjonsteknikken Compressed Sensing, gjør det imidlertid mulig å forkorte undersøkelsestiden mellom 20-40% uten betydelig tap av bildekvalitet.

Hensikt: Hensikten med denne studien var å undersøke om akselerasjonsteknikken Compressed Sensing (CS) kan redusere opptakstiden på MR-undersøkelse av håndleddet, uten betydelig tap av bildekvalitet.

Metode: 11 friske frivillige (3 menn og 8 kvinner) gjennomgikk MR-undersøkelse av håndleddet. MR-protokollen bestod av fire sekvenser: coronal T1W, aksial PDW-SPAIR, sagittal T2W-SPAIR og coronal PDW-SPAIR. Totalt syv CS-faktorer ble inkludert i studien (CS 2.0, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 og 4.4). Frivillige ble først avbildet med sekvensene uten CS, og dermed ble alle sekvensene akselerert med de syv CS-faktorene. Bildekvaliteten ble målt ved hjelp av SNR-målinger og visuell analyse. SNR ble målt i distale radius i ImageJ (Versjon 1.53t). Radiologen vurderte bildekvaliteten ved å studere artefakter, skarphet i anatomiske strukturer og diagnostisk kvalitet i MR-bildene på en skala fra 1-5.

Resultat: Det var signifikant forskjell i SNR-målingene i alle fire sekvensene i MR-protokollen ($p = <.001$). Resultatet fra visuell analyse viste at det var signifikant forskjell i radiologens vurdering av artefakter i T1W-sekvensen ($p = <.001$). Det var signifikant forskjell i radiologens vurdering av skarphet i tre av de fire sekvensene i protokollen ($p = <.001$). Det var også signifikant forskjell i radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet i T1W-sekvensen ($p = <.001$) og PDW-SPAIR-AX-sekvensen ($p = <.001$).

Konklusjon: Resultatene tyder på at det er mulig å redusere opptakstiden på MR-undersøkelse av håndleddet uten betydelig tap av bildekvalitet. Hvor mye opptakstiden kan reduseres er imidlertid avhengig av hvilket resultat som blir vektlagt. Basert på resultatene i denne studien, er det mulig å redusere opptakstiden mellom 29-63%.

Summary

Background: Long examination time sets limits on which patient groups can undergo MRI scan. Patients with conditions such as claustrophobia and painful disorders, have difficulty undergoing long MRI scans. There are various methods that can reduce the examination time, but these often involve trade-offs, such as reduced image resolution or signal-to-noise ratio (SNR). The new acceleration technique, Compressed Sensing, makes it possible to shorten the examination time between 20-40% without significant loss of image quality.

Purpose: The purpose of this study was to investigate whether the acceleration technique Compressed Sensing (CS) can reduce acquisition time of MRI examination of the wrist, without significant loss of image quality.

Method: Eleven healthy volunteers (3 men and 8 women) underwent MRI examination of the wrist. The MRI protocol consisted of four sequences: coronal T1W, axial PDW-SPAIR, sagittal T2W-SPAIR and coronal PDW-SPAIR. A total of seven CS-factors were included in the study (CS 2.0, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 and 4.4). Volunteers were first imaged with the sequences without CS, and then all sequences were accelerated with the seven CS-factors. Image quality was measured using SNR-measurements and visual analysis. SNR was measured in the distal radius using ImageJ (Version 1.53t). The radiologist assessed the image quality by studying artefacts, sharpness of anatomical structures and diagnostic quality on a scale of 1-5.

Results: There was a significant difference in SNR-measurements in all four sequences ($p = <.001$). The results from the visual analysis showed significant difference in the radiologist's assessment of artifacts in the T1W-sequence ($p = <.001$). There was a significant difference in the radiologist's assessment of sharpness in three of the four sequences ($p = <.001$). There was also a significant difference in the radiologist's assessment of diagnostic quality in the T1W-sequence ($p = <.001$) and the PDW-SPAIR-AX-sequence ($p = <.001$).

Conclusion: The results suggest that it is possible to reduce the acquisition time of MRI examination of the wrist without a significant loss of image quality. However, how much the acquisition time can be reduced depends on which results is emphasized. Based on the results of this study, it is possible to reduce the acquisition time between 29-63%.

Forord

Fire år på masterutdanningen ved Norges teknisk-naturvitenskapelige Universitet i Trondheim avsluttes med en masteroppgave. Disse fire årene har vært både spennende, lærerike og utfordrende. Det å være deltidsstudent ved siden av en fulltidsjobb er ikke noe spøk. Det har krevd selvdisciplin, lange dager og nøye planlegging for å komme i mål. Prosessen med masterskriving har til tider følt litt ensomt. Derfor er jeg veldig glad for jeg har hatt mine gode venninner og kullinger med meg på denne reisen.

Det har vært en krevende tid for radiologene i Helse Nord, derfor vil jeg uttrykke min dype takknemlighet til radiologen som fant tiden og overskuddet til å bidra i denne studien. Jeg vil også takke medisinske fysikere som har stått på, svart på mine dumme spørsmål og hjulpet meg med ukjente programvarer. Jeg vil takke min samboer som har vært behjelpelig og motivert med gjennom hele prosessen. Jeg må også takke alle frivillige som har sagt seg villig til å ligge en time i MR-maskinen for å hjelpe meg med denne studien. Avslutningsvis vil jeg takke min veileder, Øystein Olsen som har gitt veiledning og gode tilbakemeldinger gjennom hele prosessen. Tusen takk.

Juni 2024, Tromsø

Svetlana Timoshenko

Forkortelser og begrepsavklaring

MR	Magnetisk resonanstomografi
PI	Parallell Imaging
SNR	Signal-to-noise ratio
CS	Compressed Sensing
CNR	Contrast-to-noise ratio
TFCC	Trinangulærbruskkomplekset
FOV	Field-of-view
T2W	T2-vektet
PDW	Protonvektet
T1W	T1-vektet
TR	Repetisjonstid
NSA	Antall målinger av signal
N_{PE}	Faseinnkodingssteg
SENSE	Sensitivity Encoding
S	Gjennomsnittlig signal
σ	Standardavvik
ROI	Region-of-interest
SNR_R	SNR med akselerasjon
SNR_0	SNR uten akselerasjon
σ_R	Støy i akselerert opptak
σ_0	Støy i et bilde uten akselerasjon
R	Akselerasjonsfaktor
PV	Pixel value
DV	Displayed value
RS	Rescale slope
RI	Rescale intercept
FP	Pixel floating point
SS	Scale slope
SI	Scale intercept
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
PACS	Picture Archiving and Communication System
ESSR	European Society of Skeletal Radiology
Q-Q Plot	Quantile-Quantile Plot
REK	Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk

Innholdsfortegnelse

Introduksjon	1
Hensikten med studien.....	2
Teoretisk utgangspunkt	3
MR av håndleddet.....	3
Opptakstiden på MR.....	4
Akselerasjonsteknikker.....	5
Signal-to-noise ratio.....	7
Måling av signal-to-noise ratio.....	7
Andre metoder for å beregne signal-to-noise ratio.....	9
Kvantitative målinger i MR-bilder.....	10
Visuell analyse av bildekvalitet.....	11
Bildekvalitet.....	11
Artefakter.....	11
Skarphet.....	12
Diagnostisk kvalitet.....	12
Metode	13
Utvalg.....	14
Rekruttering av friske frivillige.....	14
MR-protokollen.....	15
Datainnsamling.....	16
Datanalyse.....	18
Måling av g-faktor og SNR.....	18
Visuell analyse.....	21
Statistisk analyse.....	22
Forskningsetiske vurderinger.....	23
Resultat	24
SNR-målinger.....	24
Artefakter.....	28
Skarphet.....	29
Diagnostisk kvalitet.....	30
Korrelasjonsanalyse.....	31
Opptakstiden.....	32

Diskusjon	33
SNR-målinger	33
Artefakter	34
Skarphet	35
Diagnostisk kvalitet	36
Samlet vurdering	37
Svakheter med studien	40
Konklusjon	41
Forslag til fremtidig forskning	41
Referanseliste	42

Vedlegg

- Vedlegg A – G-faktoren i MR-sekvensene
- Vedlegg B – SNR i MR-sekvensene
- Vedlegg C – Svarbrev fra REK
- Vedlegg D – Post-hoc test for T1W- og PDW-SPAIR-AX-sekvensen
- Vedlegg E – Post-hoc test for T2W-SPAIR-sekvensen
- Vedlegg F – Post-hoc test for PDW-SPAIR-COR-sekvensen
- Vedlegg G – Post-hoc test for vurdering av artefakter i T1W-sekvensen
- Vedlegg H – Post-hoc test for vurdering av skarphet i T1W-sekvensen
- Vedlegg I – Post-hoc test for vurdering av skarphet i PDW-SPAIR-AX-sekvensen
- Vedlegg J – Post-hoc test for vurdering av skarphet i PDW-SPAIR-COR-sekvensen
- Vedlegg K – Post-hoc test for vurdering av diagnostisk kvalitet i T1W-sekvensen
- Vedlegg L – Post-hoc test for vurdering av diagnostisk kvalitet i PDW-SPAIR-AX-sekvensen
- Vedlegg M – Radiologens vurdering av artefakter i fire MR-sekvenser
- Vedlegg N – Radiologens vurdering av skarphet i fire MR-sekvenser
- Vedlegg O – Radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet i fire MR-sekvenser

Figurer

Figur 1. Skjematisk oversikt over metoden til studien.	13
Figur 2. Skjematisk oversikt over antall bildeserier for fire MR-sekvenser og alle CS-faktorene.	16
Figur 3. Visualiserer hvordan sekvensene med coronal, sagittal og aksial snittføring ble vinklet (ESSR, 2016).	17
Figur 4. Visualisering av hvordan ROI ble plassert under g-faktor målingene.	19
Figur 5. Visualisering av hvordan ROI ble plassert under SNR-målingene.	20
Figur 6. Størst variasjon observeres mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0, som kan tyde på en betydelig reduksjon i SNR. Median for CS-faktor 2.0 til CS-faktor 4.4 er nokså like, noe som kan gi en indikasjon på at økende CS-faktor ikke påvirker SNR i T1W-sekvensen i like stor grad.	24
Figur 7. Størst variasjon i median sees mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0. SNR-målingene for CS-faktor 2.0 til CS-faktor 4.4 observeres til å ha liten variasjon.	25
Figur 8. Median for SNR-målingene ser ut til å avta med økende CS-faktor. Største reduksjonen i SNR observeres mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0.	26
Figur 9. Det observeres lignende trend som i de andre MR-sekvensene. Største endringen i median observeres mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0. Variasjonen i median mellom CS-faktor 2.0 og CS-faktor 4.4 ser ut til å være liten.	27
Figur 10. Medianskårverdien fra visuell analyse for kategorien artefakter i fire MR-sekvenser.	28
Figur 11. Medianskårverdien fra visuell analyse for kategorien skarphet i fire MR-sekvenser.	29
Figur 12. Medianskårverdien fra visuell analyse for kategorien diagnostisk kvalitet i fire MR-sekvenser.	30

Tabeller

Tabell 1. Oversikt over inklusjonskriterier for studien.....	14
Tabell 2. Oversikt over maskinparameter for MR-protokoll av håndleddet	15
Tabell 3. Oversikt over kategoriene og sk�rskala som ble brukt til visuell analyse.....	21
Tabell 4. Tolkning av Spearman´s Rho korrelasjonskoeffisienten.	22
Tabell 5. Korrelasjonsanalyse for T1W-sekvensen.	31
Tabell 6. Korrelasjonsanalyse for PDW-SPAR-AX-sekvensen.	31
Tabell 7. Korrelasjonsanalyse for T2W-SPAIR-sekvensen.	31
Tabell 8. Korrelasjonsanalyse for PDW-SPAIR-COR-sekvensen.....	31
Tabell 9. Opptakstiden, og hvordan opptakstiden redusert (%) av CS-faktorene i fire MR-sekvenser.	32

Introduksjon

Magnetisk resonanstomografi (MR) er en modalitet som blir benyttet i økende grad innen medisinsk avbildning. MR har en overlegen evne til å oppnå bløtvevskontrast, som ikke kan sammenlignes med andre bildediagnostiske modaliteter (Jaspan, Fleysner & Lipton, 2015). Det er nettopp derfor MR blir regnet som «gullstandarden» til å avbilde anatomiske strukturer som ligamenter, leddhinner, beinmarg og brusk (Matcuk, Gross, Fields & Cen, 2020). MR benytter seg heller ikke av ioniserende stråling, noe som gjør modaliteten trygg for pasienten.

Selv om MR er suveren på mange områder er det spesielt én begrensning som blir omdiskutert i litteraturen, og det er opptakstiden på MR-undersøkelsene. Den lange opptakstiden fører til økt risiko for bevegelsesartefakter og setter hinder for hvilke pasienter som kan bli undersøkt på MR (Bratke et al., 2019). En studie viste at mellom 1-15% av pasientene som blir henvist til MR lider av alvorlig klaustrofobi. Hos disse pasientene er tilstanden så alvorlig at de ikke klarer å gjennomføre undersøkelse uten sedering eller narkose (Dewey, Schink & Dewey, 2007). Mange pasienter kan også oppleve angst-lignende symptomer og følelsen av panikk i forkant av MR-undersøkelsen. Det kan tenkes at pasienter med slike symptomer kan ha vanskeligheter med å utføre MR-undersøkelsen (Ahlander, Årestedt, Engvall, Maret & Ericsson, 2016; MacKenzie, Sims, Owens & Dixon, 1995). I tillegg kan pasienter som har smertefulle lidelser erfare de lange MR-undersøkelsene som ubehagelige. Ubehaget kan føre til at pasientene ikke klarer å ligge stille, som kan skape bevegelsesartefakter i MR-bildene (Pribowo et al., 2023). Om bildekvaliteten ikke er av tilstrekkelig kvalitet på grunn av artefakter må undersøkelsen repeteres. Dette fører til lengre undersøkelsestid og mer ubehag for pasienten (Iuga et al., 2020). Det er derfor ønskelig redusere undersøkelsestiden for å minimere risikoen for bevegelsesartefakter i MR-bildene. I tillegg er kortere opptakstid forbundet med bedre pasientkomfort og pasientetterlevelse (Bratke et al., 2021).

Akselerasjonsteknikker som kan redusere opptakstiden har derfor vært av stor interesse innen dagens forskning (Matcuk et al., 2020). *Parallell imaging* (PI) er en av akselerasjonsteknikkene som blir benyttet i dagens praksis. Teknikken benytter sensitiviteten i spoleelementene til romlig innkoding av signalet, som gjør det mulig å redusere antall fase-innkodingssteg og derav opptakstiden. Denne teknikken har derimot sine svakheter. Akselerasjon av sekvensene

reduserer signal-to-noise ratio (SNR), og bruk av en akselerasjonsfaktor >2 kan resultere i MR-bilder av uakseptabel kvalitet (Gersing et al., 2019; Jaspán et al., 2015). I 2007 ble det introdusert ny akselerasjonsteknikk, *Compressed Sensing* (CS) (Bratke et al., 2019; Lustig, Donoho & Pauly, 2007). Denne akselerasjonsteknikken *undersampler k-space* inkohærent. Dette gjør det mulig å redusere opptakstiden med høyere akselerasjonsfaktorer og samtidig beholde robust bildekvalitet (Matcuk et al., 2020). Bruken av CS på muskel- og skjelettundersøkelser har vært begrenset. Grunnen til dette er at det er ønskelig med høy bildekvalitet for å kunne detektere subtile forandringer og patologi i små ledd (Gersing et al., 2019).

Tidligere studier har undersøkt bruken av CS på en rekke anatomiske strukturer. En studie utført på MR-undersøkelse av kneet viste at CS kunne anvendes i alle tre plan, i tillegg til ulike sekvenser og vektinger. Bruk av CS ga betydelig reduksjon i opptakstiden på 2D fast-spinn-ekko sekvenser, med tidsbesparelse mellom 36 sekunder og 2 minutter og 58 sekunder (Matcuk et al., 2020). En annen studie rettet søkelyset på effekten av CS i kombinasjon med Sensitivity Encoding (SENSE) på MR-undersøkelse av ankelen. Det var mulig å redusere opptakstiden med 20% uten betydelig tap av diagnostisk kvalitet, SNR eller contrast-to-noise-ratio (CNR) (Bratke et al., 2019). I et retrospekt studie ble effekten av CS på seks anatomiske strukturer (hjerne, kne, lumbalcolumna, mamma og skulder) undersøkt. Bruk av CS resulterte i signifikant reduksjon i opptakstiden, noe som gjorde det mulig å øke pasientvolumet på institusjonen. Arbeidsflyten ble betydelig forbedret uten ekstra kostnader eller økning i personalet. Pasientene satt også pris på kortere undersøkelsestid (Sartoretti et al., 2019). Det er én studie som har undersøkt hvordan CS påvirker bildekvaliteten i MR av håndleddet. Hovedfunnet viste at sekvenser med CS hadde bedre bildekvalitet enn sekvenser uten CS. Studien ble utført på 3 Tesla og fokuset var rettet mot High-Resolution (HR) sekvenser (Fujiwara et al., 2022).

Hensikten med studien

Hensikt med denne studien er å undersøke om Compressed Sensing kan anvendes ved MR-undersøkelse av håndleddet for å redusere undersøkelsestiden, og likevel beholde tilstrekkelig bildekvalitet.

Teoretisk utgangspunkt

MR av håndleddet

Håndleddet består av distale radius og ulna, karpalknoklene og basisen til metacarpalknoklene. Håndleddet anses som det mest komplekse leddet i menneskekroppen, og er utsatt for en rekke lidelser og skader (Vassa, Garg & Omar, 2020). Etter traumer kan håndleddet ha skjulte frakturer som ikke kan påvises med konvensjonell røntgen alene. Det kan derfor være nødvendig å supplere med andre modaliteter, som for eksempel MR. Håndleddet har et kompleks med leddbånd og menisker som stabiliserer håndleddet ved bevegelse, triangulærbruskkomplekset (TFCC). Skader i TFCC-komplekset kan oppstå som følge av gamle frakturer, traumer, idrettsskader eller overbelastning. Ved mistanke om skade i TFCC-komplekset blir MR regnet som den modaliteten med høyest diagnostisk verdi (Zhao, Yu, Zhao & Qiu, 2024). Andre indikasjoner for MR-undersøkelse er rift/avrevne ligamenter, infeksjon, avaskulær bennekrose eller palperbare abnormaliteter i håndleddet.

Håndleddet har mange små strukturer og en kompleks oppbygning (Chang et al., 2017). Det er derfor nødvendig med en MR-protokoll som har både høy bildeoppløsning og høyt SNR for å visualisere strukturene optimalt. En MR-protokoll av håndleddet bør ha et lite field-of-view (FOV) og tynne snitt (3-4 mm). Opptakstiden bør holdes så kort som mulig for å redusere risikoen for urolighet og bevegelse hos pasienten. Dagens protokoller bruker 2D fast-spinn-ekko-sekvenser, kombinert med T2-vekting (T2W) eller proton-vekting (PDW) i alle tre plan. Disse sekvensene brukes for å se etter ødemer i beinmarg og bløtvev (Vassa et al., 2020). De aller fleste MR-protokollene vil også inkludere T1-vektet (T1W) sekvens i coronal plan for å se etter frakturlinjer i beinstrukturene.

Under MR-avbildning av håndleddet bør pasienten ligge på magen med armen strak foran seg, som kan etterligne en «Supermann»-stilling. Denne leiringen av pasienten sørger for at håndleddet ligger i isosenter av MR-maskinen, som vil gi høy SNR og homogent signal. Alternativt kan pasienten ligge på rygg med armen strak ved sin side. Dette vil derimot redusere SNR da håndleddet ikke lenger er i isosenter av MR-maskinen (Vassa et al., 2020).

Opptakstiden på MR

MR utnytter hydrogenprotonets magnetiske egenskaper til å avbilde vev i menneskekroppen. Det brukes spesifikke MR-sekvenser som bestemmer hvordan MR-maskinen skal påvirke hydrogenprotonet i kroppen. En MR-sekvens består av en eksitasjonspuls, posisjonsinnkoding og signalregistrering. Posisjonsinnkoding gjøres ved hjelp av magnetfeltsgradienter, som er et helt avgjørende steg innen MR-avbildning. Magnetfeltsgradientene fase- og frekvensinnkoder signalet slik at det er mulig å lokalisere hvor i kroppen signalet kommer fra. Signalet på MR blir ofte omtalt som et *ekko*, og vil inneholde mange ulike signalverdier. Selv om ett ekko inneholder mange signalverdier, er det ikke nok til å danne et MR-bilde. En repetisjon av MR-sekvensen gir en unik fase- og frekvensinnkoding og ett ekko. Det er derfor nødvendig å repetere MR-sekvensen til det er innhentet mange flere ekko slik at det er nok datamateriale til å regne ut et fullstendig MR-bilde (Abildgaard, 2016; McRobbie, Moore, Graves & Prince, 2017).

Hva som er tilstrekkelig mengde datamateriale er avhengig av størrelsen på bildematriksen og rådata-matriksen, k-space. K-space er en matrise som lagrer ekko etter at signalet er digitalisert. K-space er organisert i rader og kolonner, der radene inneholder informasjon om fasen til signalet og kolonnene sier noe om frekvensen til signalet. Selv om k-space og bildematriksen har samme dimensjoner, er det ikke slik at pikslene korresponderer med hverandre. K-space har et unikt design der hver piksel i matrisen inneholder informasjon som påvirker hele MR-bildet. Pikslene i senter av k-space inneholder informasjon om kontrasten i bildet og bidrar med å framstille de store gråtonevariasjonene. Pikslene perifert i k-space har informasjon om bildeoppløsningen, og bidrar til kantdefinisjon og framstilling av skarpe linjer (Abildgaard, 2016; McRobbie et al., 2017).

Om det benyttes en 256×256 bildematrix vil det i teorien bety at det er nødvendig med 256 faseinnkodingssteg for å regne ut et MR-bilde. Ved konvensjonelle gradient-ekko og spinn-ekko sekvenser vil repetisjonstiden (TR), antall faseinnkodingssteg (N_{PE}) og antall målinger av signalet (NSA) ha en direkte innvirkning på opptakstiden:

$$\text{Opptakstiden} = \text{NSA} \cdot \text{TR} \cdot N_{PE} \quad (1)$$

Mange faseinnkodingssteg vil øke den totale opptakstiden. Lang opptakstid gjør sekvensene sårbare for bevegelsesartefakter, som også øker risikoen for at kvaliteten i MR-bildene reduseres.

Akselerasjonsteknikker

En av teknikkene som kan brukes til å redusere opptakstiden er PI. Denne teknikken utnytter at dagens opptakspoler har flere uavhengige spoleelementer. Når spoleelementene ligger i ulike posisjoner i forhold til anatomien som blir avbildet, er det mulig å bruke spolesensitiviteten til å innhente informasjon om hvor signalet stammer fra. Dette gir dermed muligheten til å redusere antall faseinnkodingssteg og redusere opptakstiden på MR-undersøkelsene (Abildgaard, 2016; Gersing et al., 2019).

SENSE er en av PI-teknikkene som har blitt implementert med stor suksess, og er i dag tilgjengelig på de aller fleste MR-maskinene (Reiser, Schoenberg & Dietrich, 2007). En av de første og viktigste stegene i SENSE er å innhente informasjon om sensitiviteten til spoleelementene. Denne informasjonen brukes til å lage *coil sensitivity maps* som viser hvordan signalet fordeler seg, avhengig av anatomiens lokalisasjon i forhold til hvert spoleelement. SENSE undersampler datamaterialet og fyller k-space i et bestemt mønster, der bruk av akselerasjonsfaktor 2 fyller annen hver linje i k-space. Dette vil redusere opptakstiden betraktelig, men resulterer i at MR-bildet får overfoldings-artefakter. Dette oppstår fordi akselerasjonsfaktoren øker avstanden mellom hvert faseinnkodingssteg, noe som reduserer FOV. Om anatomien som blir avbildet strekker seg utover det reduserte FOV, vil overfoldings-artefakter forekomme i MR-bildet (Bernstein, King & Zhou, 2004).

SENSE går under kategorien «image domain parallell imaging» som vil si at korreksjonen for undersamlet k-space kommer etter Fouriertransformasjon. SENSE bruker de overfoldet MR-bildene fra hvert spoleelement og coil sensitivity maps til å rekonstruere MR-bildet med fullt FOV, og samtidig eliminerer overfoldings-artefaktene (Hashemi, Bradley & Lisanti, 2018). Selv om denne teknikken klarer å rekonstruere MR-bilder uten overfoldings-artefakter, vil bruk av en akselerasjonsfaktor >2 ofte resultere i MR-bilder av uakseptabel kvalitet (Gersing et al., 2019).

I 2007 ble CS introdusert (Lustig et al., 2007). Denne teknikken kan oppnå ytterligere akselerasjon i MR-sekvensene, samtidig som bildekvaliteten opprettholdes. Ifølge Philips kan CS redusere den totale opptakstiden med hele 20-40% (Geerts-Ossevoort et al., 2018). CS er en allsidig teknikk som kan kombineres med ulike sekvenser, og kan brukes på en rekke anatomiske strukturer i menneskekroppen. CS bygger på prinsippet om at billedata inneholder «overflødig» informasjon som er mulig å komprimere uten å miste viktige detaljer. Det er derfor mulig å samle inn mye mindre datamateriale og fremdeles rekonstruere et fullstendig MR-bilde. For at CS skal kunne anvendes i praksis må spesielt to betingelser være oppfylt; *sparse* data og inkoherent undersampling.

Billedata må være sparse, enten direkte eller i transformasjonsdomenet. Når billedata er sparse, vil det si at den effektivt kan representeres med et lite antall ikke-null koeffisienter. Dette betyr at man kan fylle k-space med relativt få betydningsfulle elementer, der resterende deler av k-space fylles med elementer som er lik null. Ved å fokusere på de få betydningsfulle elementene kan iterative rekonstruksjoner rekonstruere et MR-bilde, selv med veldig få målinger (Yang, Kretzler, Sudarski, Gulani & Seiberlich, 2016). En slik komprimering av billedata gir mer effektiv k-space fylling og reduksjon i opptakstiden.

I tillegg må undersamplingen være i et inkoherent mønster. CS vil på samme måte som SENSE undersøke k-space, men i motsetning til SENSE er undersamplingen i et tilfeldig mønster. Det tilfeldige mønstret gjør at artefaktene blir spredt i bildet og får et støy-lignende utseende. Det blir dermed lettere å skille artefakter fra signalet når bildet prosesseres med iterative rekonstruksjoner (Geerts-Ossevoort et al., 2018).

Signal-to-noise ratio

MR-bilder inneholder en kombinasjon av signal og støy, der forholdet mellom signalintensiteten og støynivået i bildet utgjør SNR-parameteren. Mengden signal i bildet vil være avhengig av protontettheten i vevet som avbildes og pulssekvensen som anvendes. Støy vil derimot være konstant for alle pasienter, og er avhengig av pasientstørrelsen og hvilken kroppsdel som blir avbildet (McRobbie et al., 2017; Westbrook & Talbot, 2019). SNR-parameteren gir en objektiv beskrivelse, og brukes som den primære parameteren til å måle bildekvalitet (Goerner & Clarke, 2011). Store mengder støy vil gi lav SNR, og MR-bildene får et «kornete» utseende. Dette kan resultere i at små strukturer blir uklare og MR-bildene mister diagnostisk kvalitet. Det er ønskelig at MR-bilder har høyt SNR, slik at bidrag fra signal utgjør større andel enn bidraget fra støy.

Måling av signal-to-noise ratio

Det er mange faktorer som kan påvirke SNR i et MR-bilde. Det finnes derfor ikke en enkel oppskrift som tar høyde for alle faktorene når en skal måle SNR. Første faktor som må tas i betraktning er støyfordeling. Det er antatt at støy i MR-spolen har Gaussisk-distribusjon og et gjennomsnitt lik null (Schönberg, Dietrich & Reiser, 2007). Det burde derfor være mulig å beregne SNR ved å bruke gjennomsnittlig signal (S) fra region-of-interest (ROI) plassert i vev, og standardavviket (σ) fra ROI plassert i luft:

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (2)$$

Denne antagelsen om støyfordeling er ikke gjeldende for magnituderekonstruerte bilder, som er det «formatet» MR-bildene presenteres på i klinisk praksis (Schönberg et al., 2007). Støyfordelingen i et magnituderekonstruert bilde blir forvrengt og gjennomsnittet vil ikke lenger være lik null. Det forekommer også en endring i standardavviket etter at MR-bildet blir omgjort til et magnituderekonstruert bilde. Standardavviket til støy bli lavere enn det ekte standardavviket med en faktor på 0.655 (Henkelman, 1985). Støy i et magnituderekonstruert bilde har ikke lenger en Gaussisk-distribusjon, men følger mønsteret til Rayleigh-distribusjon. Måling av SNR i et magnituderebilde kan dermed beregnes ved å benytte gjennomsnittlig signal (S) fra ROI som er plassert i vev og standardavviket (σ) fra ROI plassert i luft, sammen med en korrelasjonsfaktor lik 0.655:

$$SNR_{Magnituderekonstruert\ bilde} = 0.655 \cdot \frac{S}{\sigma} \quad (3)$$

Det er to andre faktorer som har innflytelse på SNR når PI-teknikker anvendes i en MR-sekvens. PI-teknikker undersampler datamaterialet med en forhåndsbestemt akselerasjonsfaktor. Et MR-opptak med akselerasjonsfaktor 2 fyller halve k-space med datamaterialet. Siden mindre data blir lagret i k-space kan resultatet være et MR-bilde med redusert SNR og støyete utseende. En annen utfordring med PI-teknikkene, er den lokale støyforsterkningen som oppstår som følge av g-faktoren. Denne g-faktoren reflekterer algoritmens evne til å korrigere overfoldingsartefaktene gitt av den geometriske utformingen av spoleelementene (Pruessmann, Weiger, Scheidegger & Boesiger, 1999). SNR i et MR-bilde som er tatt opp med en bestemt akselerasjonsfaktor (SNR_R) kan beregnes ved å bruke SNR i et tilsvarende opptak uten akselerasjon (SNR_0), akselerasjonsfaktor (R) og g-faktor (g):

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

G-faktoren vil alltid ha en verdi på 1 eller høyere, der optimal g-faktor ligger mellom 1 og 1.2. Optimal g-faktor indikerer at det er ingen, eller minimal støyforsterkning i MR-bildet. G-faktoren er som oftest ikke-uniform og vil variere i MR-bildet. Typisk vil g-faktoren være høyest i områder som ligger lengst unna spoleelementene, som betyr at det kan forventes støyforsterkning i sentrum av et MR-bilde (Robson et al., 2008; Schönberg et al., 2007). Ved å måle støy i MR-opptak uten akselerasjon (σ_0) og støy i det akselererte opptaket (σ_R), er det mulig å bregne g-faktoren:

$$g = \frac{SNR_0}{SNR_R \sqrt{R}} = \frac{S_0/\sigma_0}{S_R/\sigma_R \sqrt{R}} = \frac{\sigma_R}{\sigma_0 \sqrt{R}} \quad (5)$$

Det er flere faktorer som har innflytelse på g-faktoren. Ett av elementene er hvordan opptaksspolen er designet og den geometriske utformingen av spoleelementene. Dette er en helt avgjørende faktor, men utenfor operatørens kontroll. Operatøren kan derimot kontrollere akselerasjonsfaktor, størrelsen på FOV og faseinnkodingsretningen. Disse tre kan optimaliseres når MR-protokoller utvikles slik at g-faktoren får en optimal verdi. I tillegg vil posisjonering av spolen i MR-maskinen og størrelsen på pasienten påvirke g-faktoren (Schönberg et al., 2007).

Andre metoder for å beregne signal-to-noise ratio

Som følge av g -faktoren vil støyen ikke lenger være uniformt fordelt over hele MR-bildet, som gjør SNR-målinger til en utfordring. Med PI-teknikker vil støymålingene i luft bli underestimert, som fører til at SNR blir feilaktig overestimert (Schönberg et al., 2007). Det finnes tre andre metoder for SNR-målinger; *multiple acquisition method*, differansemetoden og metoden som gjør en direkte beregning av g -faktoren. Disse metodene tar høyde for den ikke-uniforme støyfordelingen og blir sett på som robuste metoder for SNR-målinger.

Multiple acquisition method innebærer at MR-opptaket repeteres mellom 30 og 300 ganger. Ved å måle signalintensiteten og standardavviket i en piksel over tid, kan man få en direkte måling av SNR for den valgte pikselen. Påliteligheten i SNR-målingene vil i stor grad avhenge av antall repetisjoner, der et større antall bilder gir mer presise målinger (Schönberg et al., 2007).

Differansemetoden forutsetter én repetisjon av MR-opptaket, slik at man sitter igjen med to identiske MR-bilder. Det blir dermed definert en ROI i MR-bildene, gjerne i et område med relativt høyt signal. Gjennomsnittlig signal (S) blir definert som summen av begge bildene, og standardavviket (σ) defineres som differansen mellom bildene. Støy blir dermed estimert ved å se på forskjellene i to magnituderekonstruerte bilder. Siden målingene er gjort i et område med høyt signal, vil støyen bevare Gaussisk-distribusjon (Reeder et al., 2005).

Den tredje metoden går ut på direkte utregning av g -faktoren. Det er mulig å beregne g -faktoren hvis sensitiviteten og støykorrelasjonen til spoleelementene er kjent. Når denne informasjonen er kjent vil det være mulig å generere et g -faktorkart, som viser hvordan g -faktoren varierer i MR-bildet. Informasjonen om sensitiviteten og støykorrelasjonen til spoleelementene kan utvinnes fra rådata-rekonstruksjoner på MR-maskinen (Schönberg et al., 2007).

Kvantitative målinger i MR-bilder

Skalering av MR-bildene spiller en viktig rolle i kvantitativ analyse, inkludert SNR-målinger. Kunnskapen om hvordan skalering påvirker MR-bildene er helt avgjørende for å sikre nøyaktigheten i kvantitative målinger. Skalering gjøres av noen leverandører og blir sett på som fordelaktig av ulike årsaker, blant annet muligheten for bildefilkomprimering. Komprimering av bildefilen resulterer i optimalisert lagringsplass og raskere bildefiloverføring, samtidig som visuell bildekvalitet og viktige bildeegenskaper opprettholdes (Chenevert et al., 2014).

Direkte etter bildeopptak vil alle pikslene i MR-bildet ha *stored pixel value* (PV). Dette er en ubehandlet pikselverdi som representerer signalintensiteten fra anatomiske strukturen som blir avbildet. Når MR-bildet er ferdig prosessert vil pikslene få *displayed value* (DV). Dette er en skalert pikselverdi som er tilpasset for visuell gransking og analyse. Under bildeprosesseringen blir PV konvertert til DV med skaleringsparameterne, *rescale slope* (RS) og *rescale intercept* (RI):

$$DV = PV \cdot RS + RI \quad (6)$$

Konverteringen fra PV til DV gir et skalert MR-bilde, der pikselverdiene ikke lenger representerer den sanne signalintensiteten. For å kunne gjennomføre kvantitative målinger er det nødvendig å gjennomføre en «invers» skalering av MR-bildene. Denne «inverse» skaleringen konverterer DV til *pixel floating point* (FP) med skaleringsparameterne *scale slope* (SS) og *scale intercept* (SI):

$$FP = \frac{DV}{RS \times SS} = \frac{PV + \frac{RI}{RS}}{SS} = \frac{PV - SI}{SS} \quad (7)$$

FP framstiller signalintensiteten i form av flyttall som gir en mer korrekt representasjon av signalintensitetene for hver piksel. Det er dette formatet som er ønskelig å oppnå før en starter med kvantitative målinger i MR-bildene. Forskjellige MR-bilder kan ha ulike skalering, derfor vil «invers» skalering forenkle sammenligning mellom MR-bildene. Informasjonen om de forskjellige parameterne kan lokaliseres i Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) – filen: PV [7FE0, 0010], RI [0028, 1052], RS [0028,1053], SI [2005, 100D] og SS [2005, 100E]. Programvarene som kan benyttes til «invers» skalering er blant annet MATLAB, 3D Slicer, K-PACS eller ImageJ (Chenevert et al., 2014).

Visuell analyse av bildekvalitet

En alternativ metode for å evaluere bildekvalitet er visuell analyse. Visuell analyse blir omtalt som en mer intuitiv metode. Metoden baserer seg på antakelsen om at det er en korrelasjon mellom visualisering av normalanatomi og patologi (Precht, Hansson, Outzen, Hogg & Tingberg, 2019). Visuell analyse betraktes som en mindre tidskrevende metode sammenlignet med kvantitative målinger. Selv om metoden er sårbar for observatørbias, er visuell analyse godt akseptert i forskningsmiljøet på grunn av likheter med radiologers praksis og arbeidshverdag (Smet et al., 2018).

Visuell analyse gjennomføres av én eller flere observatører. Observatørene blir presentert ett sett med bilder, og skal deretter bedømme om de anatomiske strukturene er tilstrekkelig framstilt. Visuell analyse kan utføres enten med absolutt- eller relativ gradering. *Absolutt gradering* innebærer at observatørene vurderer bildene uavhengig av hverandre, uten å benytte seg av et referansebilde. Bildene blir gradert ved hjelp av en Likert-skala og det blir gitt en skår mellom 1-5. Skår på 1 indikerer lav bildekvalitet og skår på 5 indikerer optimal bildekvalitet. *Relativ gradering* skiller seg fra absolutt gradering ved at observatøren benytter seg av et referansebilde. De kan dermed bruke referansebildet til å vurdere hvor godt de anatomiske strukturene er visualisert i forhold til referansebildet (Zarb, McEntee & Rainford, 2015).

Bildekvalitet

God bildekvalitet er helt essensielt for at radiologen skal kunne granske MR-bildene og sette en diagnose. Innen MR blir bildekvaliteten ofte definert med SNR, romlig oppløsning og artefakter. Et godt MR-bilde har høy SNR, god romlig oppløsning og ingen artefakter (Myhr, Nordlid, Bjørnerud & Lihaug, 2002; Westbrook & Talbot, 2019).

Artefakter

Artefakter er en uønsket struktur eller forstyrrelse som kan forringe et MR-bilde, eller feilaktig representere patologi. Artefakter i MR-bildene bør derfor elimineres eller reduseres til den grad det lar seg gjøre. MR er spesielt sårbar for artefakter, blant annet på grunn av den lange opptakstiden. Artefakter blir delt opp i fire grupper avhengig av kilden til artefaktet: bevegelsesartefakter, inhomogenitetsartefakter, digitalavbildningsartefakter og hardwareartefakter (McRobbie et al., 2017; Westbrook & Talbot, 2019).

Skarphet

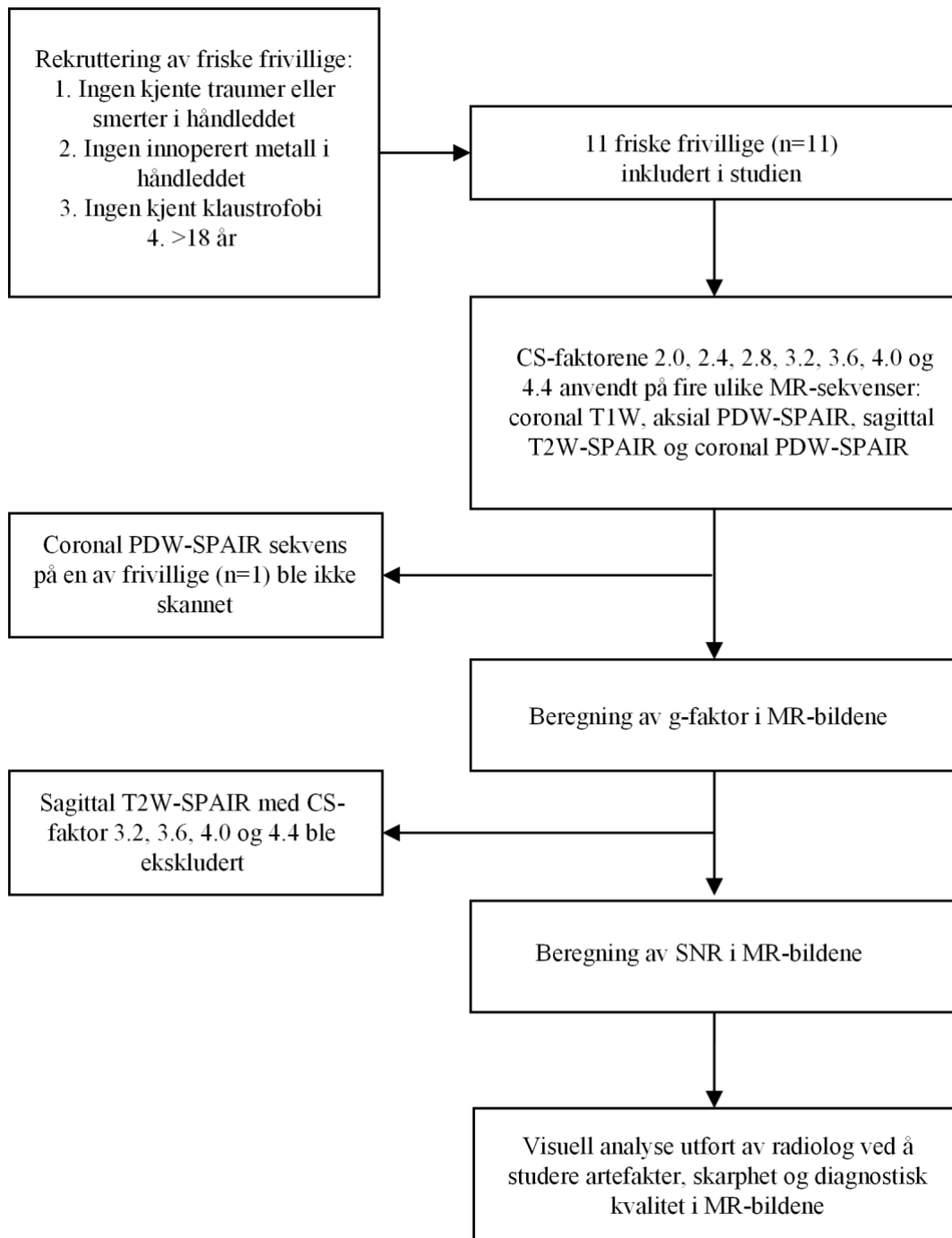
Hvor skarpt strukturene er framstilt i et MR-bildet er tett relatert med den romlige oppløsningen. Romlig oppløsning blir definert som «evnen til å skille to punkter som separate eller distinkt» (Westbrook & Talbot, 2019, s. 232). Romlige oppløsningen i MR-bildet er i stor grad kontrollert av voxel størrelsen. Små voxler gir høy romlig oppløsning og små strukturer blir lettere å skille fra hverandre. Under avbildning av håndleddet er det helt essensielt med skarp framstilling av de små strukturene, slik at radiologen skal kunne sette en diagnose (Vassa et al., 2020)

Diagnostisk kvalitet

Diagnostisk kvalitet eller verdi av en bildemodalitet ligger i dens evne til å gi nyttig informasjon som kan brukes til å planlegge behandling til pasienten (van Beek et al., 2019, s. 3). En MR-protokoll inneholder ulike sekvenser. Hver sekvens gir MR-bilder som inneholder unik informasjon om en tilstand eller prosess i menneskekroppen. For at radiologen skal få pålitelig informasjon som kan brukes til å sette diagnose, bør MR-bildene være av god diagnostisk kvalitet. God bildekvalitet innebærer høy SNR, god bildeoppløsning og ingen artefakter. MR-bilder som oppfyller kravene for god bildekvalitet vil trolig ha høy diagnostisk kvalitet (van Beek et al., 2019).

Metode

For å gi en klar oversikt over metoden i denne studien, presenteres først en skjematisk oversikt over metodeutførelsen. Figur 1 viser alle trinnene fra rekruttering av frivillige, til analyse av datamaterialet.



Figur 1. Skjematisk oversikt over metoden til studien.

Utvalg

Utvalget i studien bestod av 11 friske frivillige, derav 3 menn og 8 kvinner med et aldersspenn på 25-50 år.

Rekruttering av friske frivillige

Målet med inklusjonskriteriene var å eliminere faktorer som kunne påvirke bildekvaliteten (Tabell 1). I tillegg til inklusjonskriteriene hadde alle deltakere gått gjennom MR-sjekkliste.

Tabell 1. Oversikt over inklusjonskriterier for studien

Inklusjonskriterier	Hvorfor
Frivillige uten smerter eller kjent traumer/skader i håndleddet.	Slike faktorer kan påvirke signalintensiteten og bildekvaliteten.
Frivillige uten implantater, skruer, plater osv. i håndleddet.	Slike implantater kan gi signaltap i bildet og påvirke bildekvaliteten.
Frivillige som ikke har klaustrofobi.	Personer med klaustrofobi erfarer MR som svært ubehagelig.
Frivillige >18 år.	

MR-protokollen

MR-protokollen består av fire sekvenser som var optimalisert av en fagradiograf på sykehuset (Tabell 2). Det ble ikke gjort noen endringer eller optimalisering av sekvensene før datainnsamling.

Tabell 2. Oversikt over maskinparameter for MR-protokoll av håndleddet

Sekvensnavn	T1W-TSE	PDW-TSE- SPAIR	T2W-TSE- SPAIR	PDW-TSE- SPAIR
Orientering	Coronal	Aksial	Sagittal	Coronal
Matrise	336	384	768	384
FOV (mm)	98 x 98	100 x 100	100 x 119	100 x 100
Snittykkelse	2,0 mm	2,5 mm	3 mm	2,5 mm
Antall snitt	20	23	22	15
TR (ms)	400-700	2500-5000	2500-5000	2500-5000
TE (ms)	8	30	60	30
NSA	2	2	1,5	2
TSE-faktor	4	14	16	12
Denoising	Weak	Weak	Weak	Weak
Level				
Opptakstid	3:35 min	4:08 min	3:40 min	5:30 min
CS 2	1:51 min	1:58 min	2:30 min	2:50 min
CS 2.4	1:31 min	1:37 min	1:50 min	2:10 min
CS 2.8	1:21 min	1:15 min	2:00 min	1:50 min
CS 3.2	1:10 min	1:15 min	1:30 min	1:50 min
CS 3.6	1:04 min	1:15 min	1:20 min	1:30 min
CS 4.0	57 sekunder	53 sekunder	1:20 min	1:30 min
CS 4.4	53 sekunder	53 sekunder	1:10 min	1:10 min

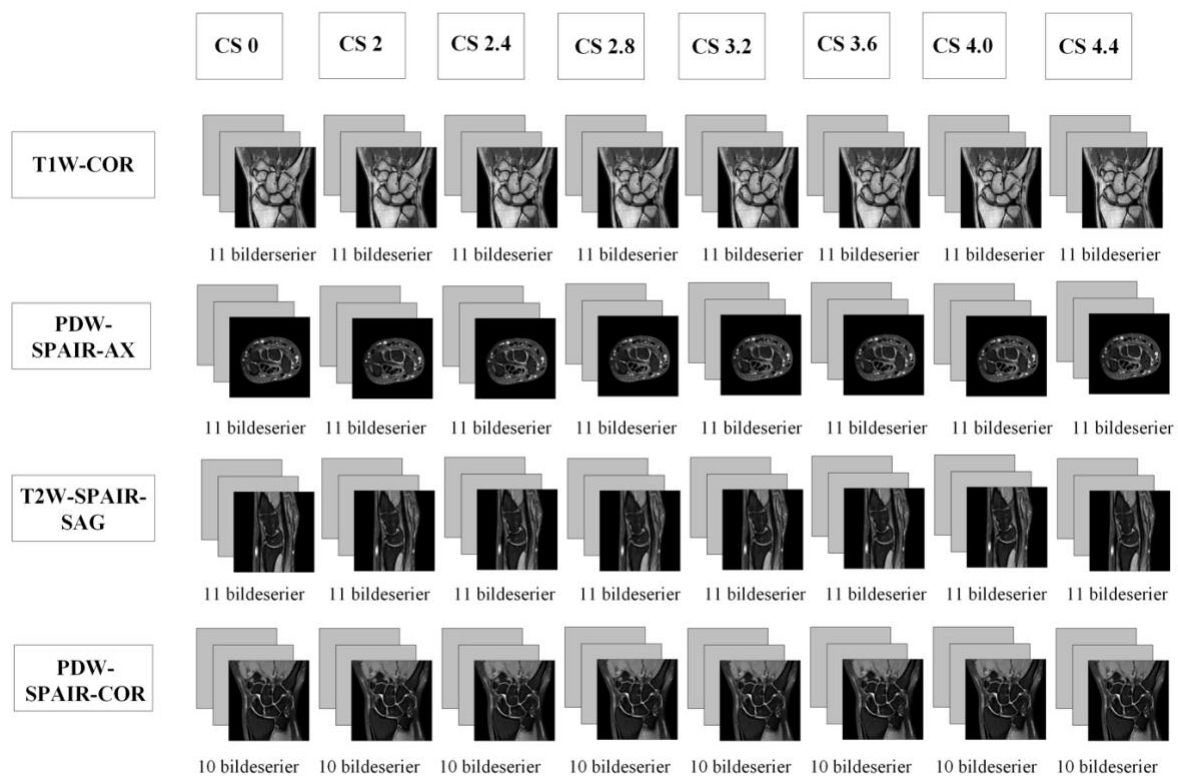
Det ble tatt et valg om å starte med CS-faktor 2, da CS-faktor 1 indikerer at MR-bildet er tatt med full *sampling*. Økningen av CS-faktoren ble gjort med et intervall på 0.4. CS-faktorene som var inkludert i denne studien er: CS 2.0, CS 2.4, CS 2.8, CS 3.2, CS 3.6, CS 4.0 og CS 4.4. Den totale opptakstiden for MR-protokollen var 16 minutter.

Datainnsamling

Datainnsamlingen ble utført på en 1.5 Tesla MR-system (Philips Ingenia CX 1.5T, Philips Healthcare, Best, the Netherlands). Det ble brukt en dStream Small Extremity 8ch coil (Philips Healthcare, Best, the Netherlands). Borestørrelsen på MR-systemet er 60 cm og gradientsystemet er Omega HP. Maksimal amplitude 45 mT/m og maksimal slew-rate 200 T/m/s.

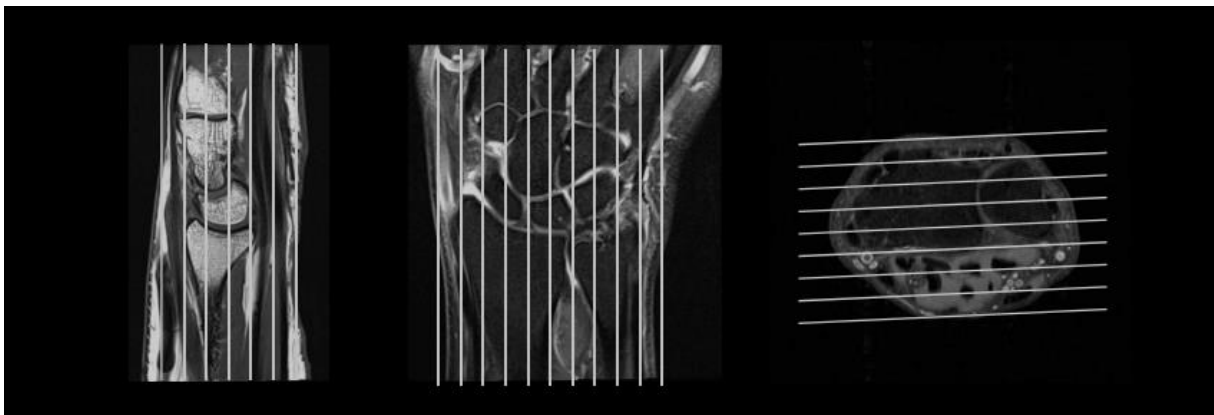
På grunn av lang opptakstid ble det gjort en vurdering på at «Supermann»-stillingen ble vanskelig å opprettholde gjennom hele undersøkelsen. Deltakerne ble derfor instruert til å ligge på rygg med armen liggende strak ved sin side. Håndleddet ble plassert i spolen slik at håndflaten pekte mot kroppen. Det ble plassert en skumpute inntil håndflaten for å unngå luft imellom spolen og håndflaten. Det var forsøkt å leire alle frivillige så identisk som mulig.

Håndleddet til deltakerne ble først avbildet med alle sekvensene i MR-protokollen uten CS. Deretter ble alle sekvensene repetert med de syv CS-faktorene som var inkludert i studien. Den totale opptakstiden var dermed 59 minutter og 43 sekunder. Oversikt over antall bildeserier som ble samlet inn i denne studien er visualisert i Figur 2.



Figur 2. Skjematisk oversikt over antall bildeserier for fire MR-sekvenser og alle CS-faktorene.

Protokollen inkluderte bildeserier i tre plan; coronal, sagittal og aksial. For å sikre at datamaterialet fra alle deltakere ble så identisk som mulig, ble seriene vinklet etter samme referansepunkter. Sekvensene med coronal snittføring ble vinklet etter radial- og ulnarstyloidprosessene. Sekvenser med sagittal snittføring ble lagt vinkelrett på coronal snittføring. Aksiale sekvenser inkluderte 2-3 centimeter proksimalt for radiokarpalledet, slik at distale radius og ulna ble inkludert. Aksiale sekvenser inkluderte også 1-2 centimeter distalt for karpometakarpalledet, slik at deler av metakarpalbeina ble inkludert (Figur 3). Vinklingene av sekvensene var i tråd med anbefalingene til European Society of Skeletal Radiology (ESSR, 2016).



Figur 3. Visualiserer hvordan sekvensene med coronal, sagittal og aksial snittføring ble vinklet (ESSR, 2016).

Av praktiske årsaker klarte en av deltakerne kun å gjennomføre tre av de fire sekvensene i MR-protokollen. Selv om hele MR-protokollen ikke ble utført, ble det tatt et valg om å inkludere MR-bildene fra de sekvensene som ble gjennomført.

Datanalyse

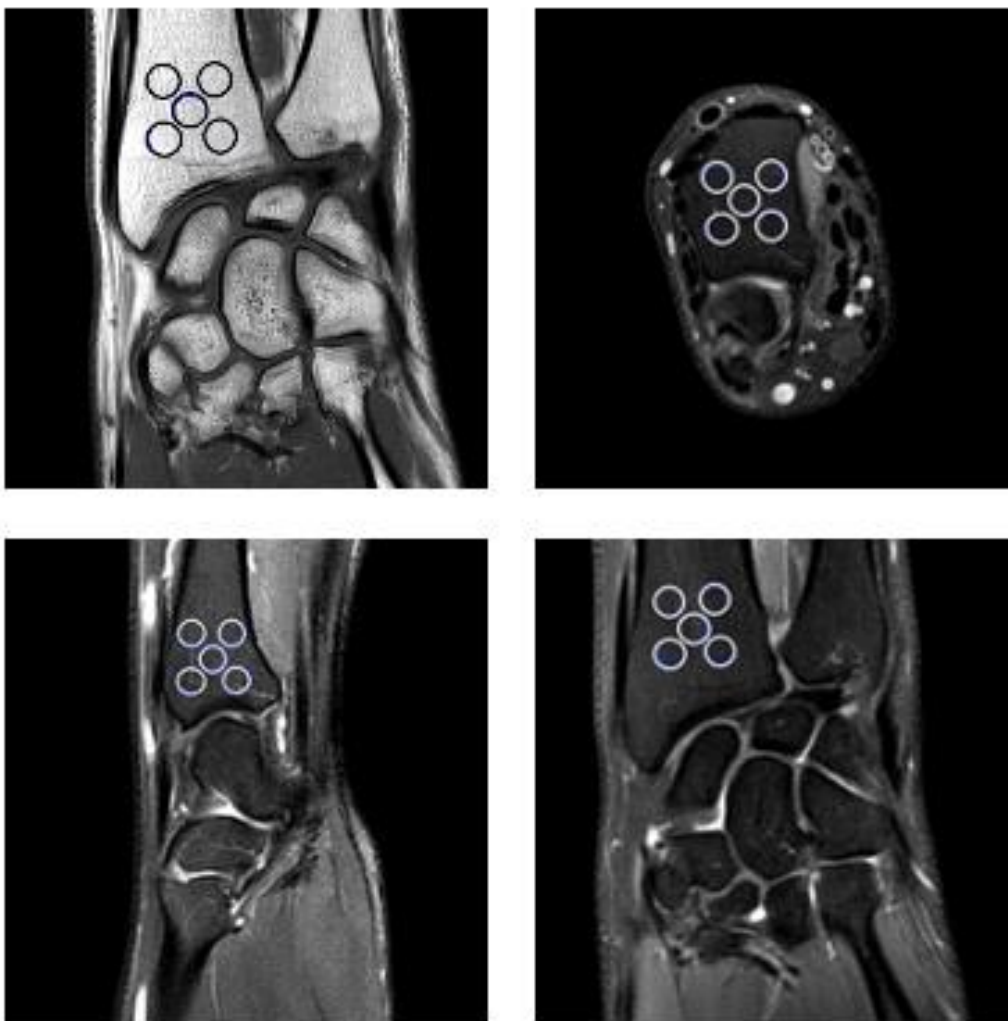
Måling av g-faktor og SNR

Under dataanalysen ble det oppdaget at T2W-SPAIR bildene med CS-faktor 3.2, 3.6, 4.0 og 4.4 hadde feil størrelse på bildematriksen. Bildematriksen hadde endret størrelsen fra 768 x 768 til 640 x 640. Siden det ikke var mulig å finne årsaken til denne endringen, ble MR-bildene med disse CS-faktorene ekskludert.

ImageJ (Versjon 1.53t) ble benyttet til å måle g-faktor og SNR i alle MR-bildene. Det ble benyttet «ROI-manager» i ImageJ for å holde størrelsen og posisjoneringen til ROI-ene lik i alle MR-bildene. I denne studien ble det kun målt SNR i distale radius. Distale radius var den eneste strukturen i håndleddet som hadde stor nok flate med homogent signal. Det var ønskelig å måle SNR i stor flate slik at størrelsene på ROI-ene ble holdt lik i alle tre plan.

Før det ble gjort g-faktor og SNR-målinger i MR-bildene, måtte parameterne PV, RS, RI, SI og SS innhentes fra DICOM-filen. Deretter ble ImageJ brukt til å gjennomføre «invers» skalering. Dette ble gjort ved å dividere pikselverdiene i MR-bildene med skaleringsparameterne som er oppgitt i Likning 7.

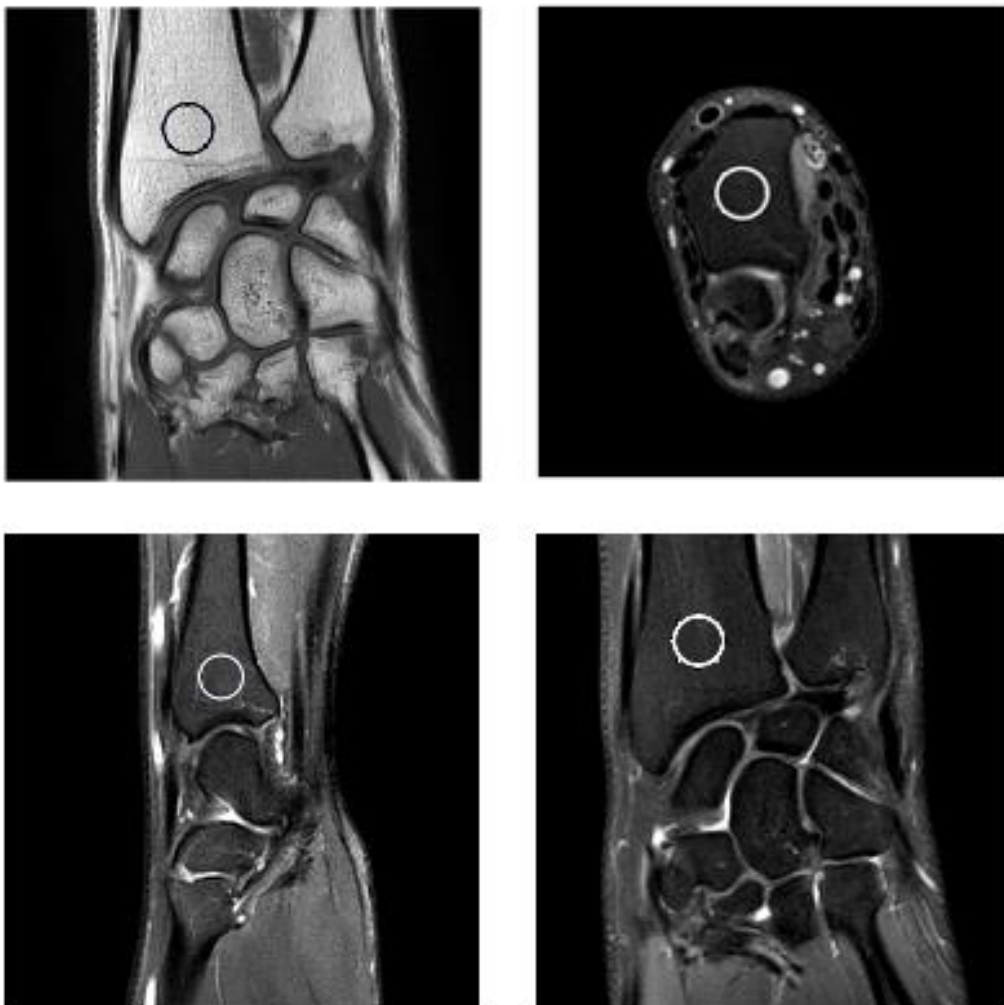
G-faktoren er ikke-uniform og varierer i MR-bildet. For å ta høyde for den variasjonen ble det utført multiple ROI-målinger i MR-bildene. Det ble plassert fem ROI i en «kryssformet»-formasjon (Figur 4). Alle fem ROI-ene hadde størrelse på 6 millimeter i diameter. Det ble først beregnet g-faktor for hver av de fem ROI-ene ved å benytte Likning 5. Deretter ble gjennomsnittet av de fem g-faktorene beregnet. Gjennomsnittsverdien kunne dermed brukes som en representativ verdi for g-faktoren i MR-bildet. Målingene av g-faktoren var en forutsetning for SNR-målingene. Fullstendig liste over g-faktorene i alle MR-bildene, se [Vedlegg A](#).



Figur 4. Visualisering av hvordan ROI ble plassert under g-faktor målingene.

SNR-målingene ble utført i samme snitt som g-faktor målingene. Det ble plassert én ROI i samme posisjon som den sentrale ROI-en i g-faktor målingene, med en størrelse på 10 millimeter i diameter (Figur 5). For å beregne SNR-verdien som kunne brukes i Likning 4, måtte Likning 2 først benyttes. Likning 2 beregner SNR ved å bruke gjennomsnittlig signal fra ROI plassert i vev og standardavviket fra ROI plassert i luft. Målingene i luft hadde standardavvik lik null i denne studien. Det ble derfor tatt et valg om å bruke gjennomsnittlig signal og standardavvik fra ROI som var plassert i vev.

Deretter kunne SNR-verdien som ble beregnet med Likning 2 og gjennomsnittlig g-faktor benyttes til å beregne SNR med Likning 4. Ved å benytte Likning 4 kunne man få en estimert SNR i MR-bildene som tar høyde for både akselerasjonsfaktoren og g-faktoren. Fullstendig liste over SNR-verdiene for alle MR-bildene, se [Vedlegg B](#).



Figur 5. Visualisering av hvordan ROI ble plassert under SNR-målingene.

Visuell analyse

Radiologen vurderte artefakter, skarphet og diagnostisk kvalitet i MR-bildene på en skala fra 1-5 (Tabell 3). Vurdering av artefaktene og diagnostisk kvalitet ble gjort ved å vurdere MR-bildet som en helhet. Radiolog vurderte skarphet i lunatum i T1W-sekvensen, extensor carpi ulnaris i aksial PDW-SPAIR-sekvensen, dorsal intercarpal ligament i sagittal T2W-SPAIR-sekvensen og TFCC i coronal PDW-SPAIR-sekvensen.

Tabell 3. Oversikt over kategoriene og skårskala som ble brukt til visuell analyse.

Gradering av artefakter	Gradering av skarphet	Gradering av diagnostisk kvalitet
1: Store mengder artefakter	1: Strukturen er meget uskarp og dårlig visualisert	1: Ingen diagnostisk kvalitet
2: Betydelig mengder artefakter	2: Strukturen har stor grad av uskarphet	2: Begrenset diagnostisk kvalitet
3: Milde artefakter	3: Moderat uskarphet i strukturen	3: Tilstrekkelig diagnostisk kvalitet for flere diagnoser
4: Minimalt med artefakter	4: Lite uskarpheter	4: God diagnostisk kvalitet for de fleste diagnosene
5: Ingen artefakter	5: Strukturene er meget godt visualisert med optimal skarphet	5: Optimal

Radiologen som var med i denne studien er en erfaren overlege, og har mange års erfaring med gransking av MR-undersøkelser. Radiologen fikk klare instruksjoner for hvordan analysen skulle gjennomføres. Radiologen ble instruert til å sitte på en isolert arbeidsstasjon, slik at eventuelle distraksjoner ikke påvirket analysen. Radiologen var skjermet for hvilken CS-faktor som ble brukt i MR-bildene.

MR-bildene lå i randomisert rekkefølge i Picture Archiving and Communication System (PACS), og ble vurdert med absolutt gradering. Det ble utlevert et fysisk hefte med tabellene. Radiologen ble instruert til å skrive navnet på sekvensen over tabellene, og sette ring rundt den skåren og påstanden som gir best beskrivelse av MR-bildet.

Statistisk analyse

Resultatet fra SNR-målingene ble normaltestet ved hjelp av Quantile-Quantile Plot (Q-Q Plot), Visuell gransking av Q-Q plot tydet på at data ikke fulgte normalfordeling. Resultatet fra visuell analyse utført av radiologen ga kategorisk data på ordinal nivå. Det ble derfor benyttet en ikke-parametrisk test for analyse av resultatene i denne studien. For å undersøke om det var forskjell mellom gruppene ble det utført en Kruskal-Wallis test med post-hoc tester. Bonferroni-korreksjon ble benyttet for å justere signifikansnivået ved multiple sammenligninger. Det ble deretter brukt en ikke-parametrisk Spearman's rangkorrelasjonstest for å studere korrelasjonen mellom SNR-målingene og resultatet fra visuell analyse (Walters, Campbell, Machin & Walters, 2021). Alle statistiske tester ble utført i Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) Version 28.0 (Armonk, NY: IBM Corp). Signifikansnivået ble satt til 0,05.

Tolkning av Spearman's Rho korrelasjonskoeffisienten ble gjort etter Tabell 4 (Walters et al., 2021).

Tabell 4. Tolkning av Spearman's Rho korrelasjonskoeffisienten.

Spearman's Rho	Korrelasjon
$ r \geq 0.8$	Veldig sterk korrelasjon
$0.6 \leq r < 0.8$	Sterk korrelasjon
$0.4 \leq r < 0.6$	Moderat korrelasjon
$0.2 \leq r < 0.4$	Svak korrelasjon
$ r < 0.2$	Veldig svak korrelasjon

Forskningsetiske vurderinger

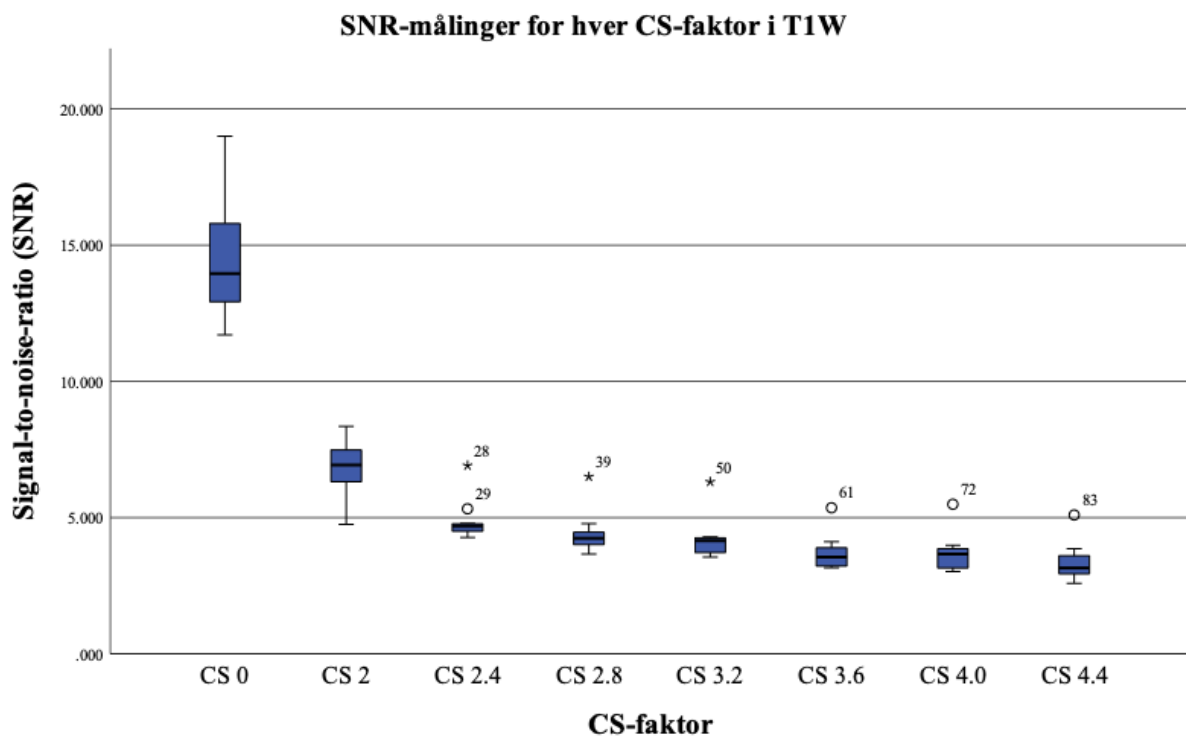
Deltakerne ble informert om formålet med studien. Alle deltakerne fikk informasjon om at de kunne trekke seg når som helst, uten at det hadde noen konsekvenser. Det ble ikke brukt personopplysninger som navn, fødselsdato eller personnummer i noen deler av studien.

Før prosjektstart ble både SIKT – Kunnskapssektorens tjenesteleverandør og Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) kontaktet. Etter dialog over e-post og telefon, ble det gjort en vurdering på at studien ikke måtte meldes inn til SIKT. Bakgrunn for vurderingen var at studien ikke behandler personopplysninger og at MR-bilder av håndleddet ikke er personidentifiserende. Prosjektplan for studien ble sendt for en fremleggingsvurdering til REK. REK beskrev at studien hadde karakter av å være en annen type forskning enn medisinsk og helsefaglig forskning. Det ble dermed konkludert at studien kunne gjennomføres og publiseres uten godkjenning fra REK ([Vedlegg C](#)).

Resultat

SNR-målinger ble utført for de ulike CS-faktorene i MR-bildene for T1W-sekvensen (Figur 6), PDW-SPAIR-AX-sekvensen (Figur 7), T2W-SPAIR-sekvensen (Figur 8) og PDW-SPAIR-COR-sekvensen (Figur 9).

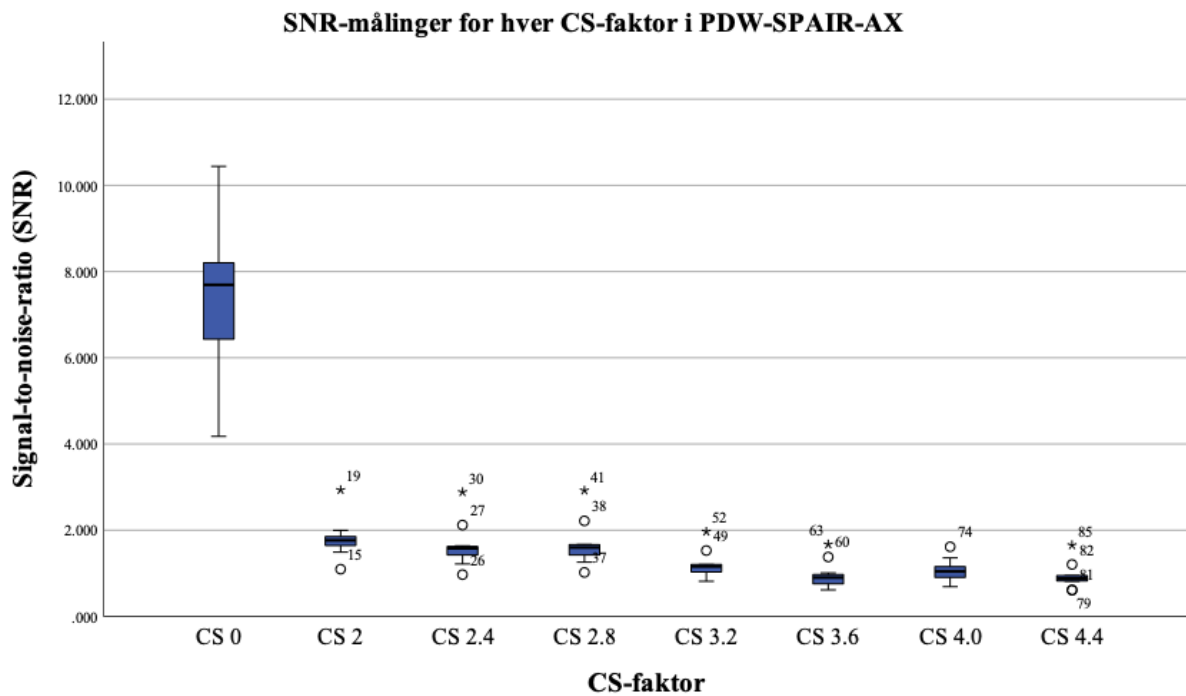
SNR-målinger



Figur 6. Størst variasjon observeres mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0, som kan tyde på en betydelig reduksjon i SNR. Median for CS-faktor 2.0 til CS-faktor 4.4 er nokså like, noe som kan gi en indikasjon på at økende CS-faktor ikke påvirker SNR i T1W-sekvensen i like stor grad.

Kruskal-Wallis-test viste at det var signifikant forskjell i SNR-målingene mellom CS-faktorene ($H(7) = 66.109, p < .001$).

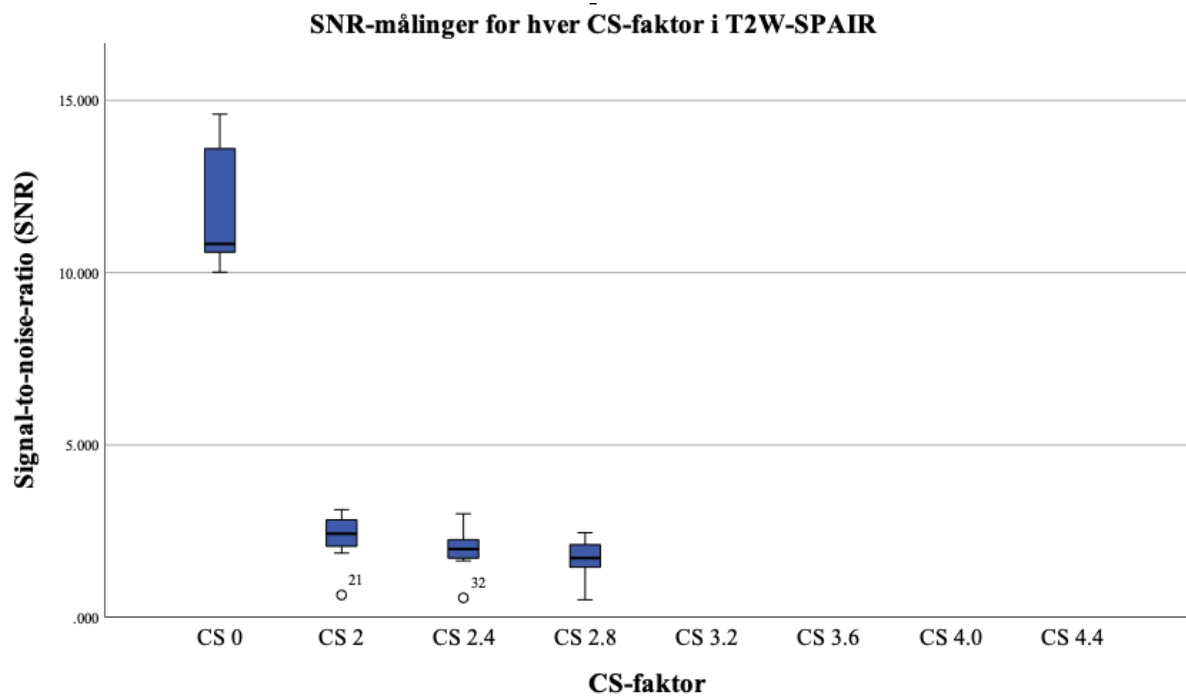
Post-hoc testen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 2.8 ($p = .011$), CS-faktor 0 og 3.2 ($p = .001$), CS-faktor 0 og 3.6 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 4.0 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .000$), CS-faktor 2.0 og 3.6 ($p = .001$), CS-faktor 2.0 og 4.0 ($p = .001$), CS-faktor 2.0 og 4.4 ($p = .000$) og CS-faktor 2.4 og 4.4 ($p = .007$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg D](#).



Figur 7. Størst variasjon i median sees mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0. SNR-målingene for CS-faktor 2.0 til CS-faktor 4.4 observeres til å ha liten variasjon.

Kruskal-Wallis testen viste at det var signifikant forskjell i SNR-målingene mellom CS-faktorene ($H(7) = 60.230, p = <.001$).

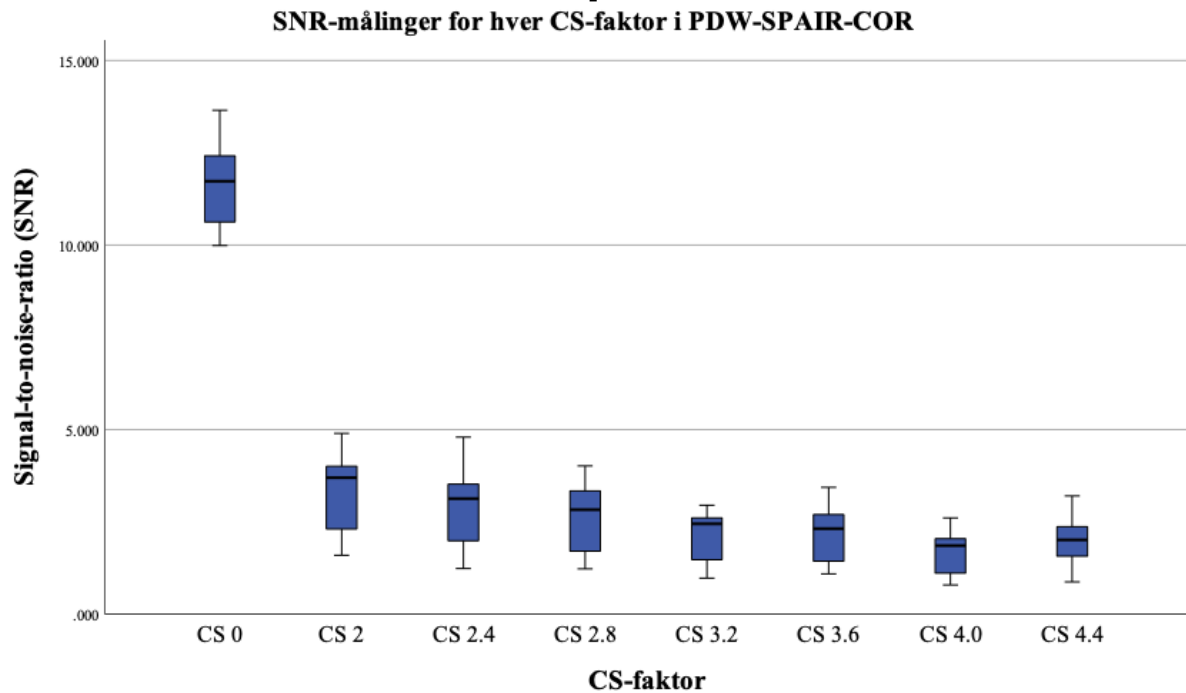
Post-hoc testen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 3.2 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 3.6 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 4.0 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .000$), CS-faktor 2.0 og 3.6 ($p = .003$), CS-faktor 2.0 og 4.0 ($p = .035$), CS-faktor 2.0 og 4.4 ($p = .002$), CS-faktor 2.8 og 3.6 ($p = .041$), og CS-faktor 2.8 og 4.4 ($p = .030$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg D](#).



Figur 8. Median for SNR-målingene ser ut til å avta med økende CS-faktor. Største reduksjonen i SNR observeres mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0.

Kruskal-Wallis testen viste at det var signifikant forskjell i SNR-målingene mellom CS-faktorene ($H(3) = 27.573, p = <.001$).

Post-hoc testen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 2.0 ($p = .015$), CS-faktor 0 og 2.4 ($p = .000$) og CS-faktor 0 og 2.8 ($p = .000$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg E](#).



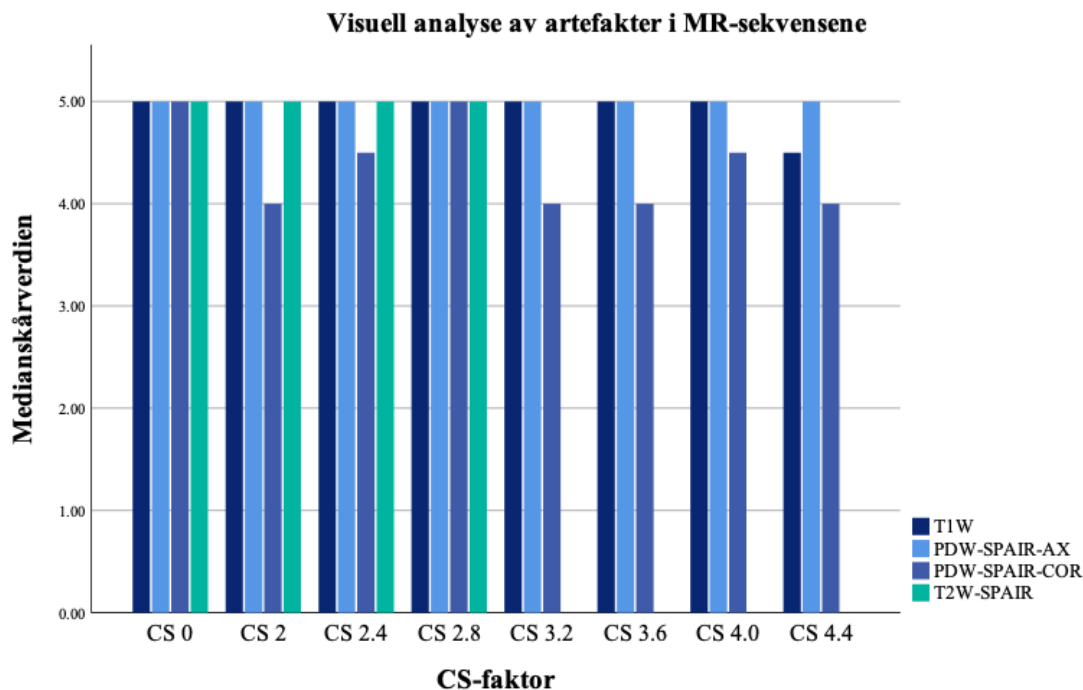
Figur 9. Det observeres lignende trend som i de andre MR-sekvensene. Største endringen i median observeres mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0. Variasjonen i median mellom CS-faktor 2.0 og CS-faktor 4.4 ser ut til å være liten.

Kruskal-Wallis testen viste at det var signifikant forskjell i SNR-målingene mellom CS-faktorene ($H(7) = 40.693, p = <.001$).

Post-hoc testen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 2.8 ($p = .022$), CS-faktor 0 og 3.2 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 3.6 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 4.0 ($p = .000$), CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .000$) og CS-faktor 2.0 og 4.4 ($p = .049$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg F](#).

Artefakter

Figur 10 viser hvordan radiologen hadde vurdert forekomst av artefakter for de ulike CS-faktorene i fire MR-sekvenser. Skårene gitt av radiologen blir presentert i form av median.



Figur 10. Medianskårverdien fra visuell analyse for kategorien artefakter i fire MR-sekvenser.

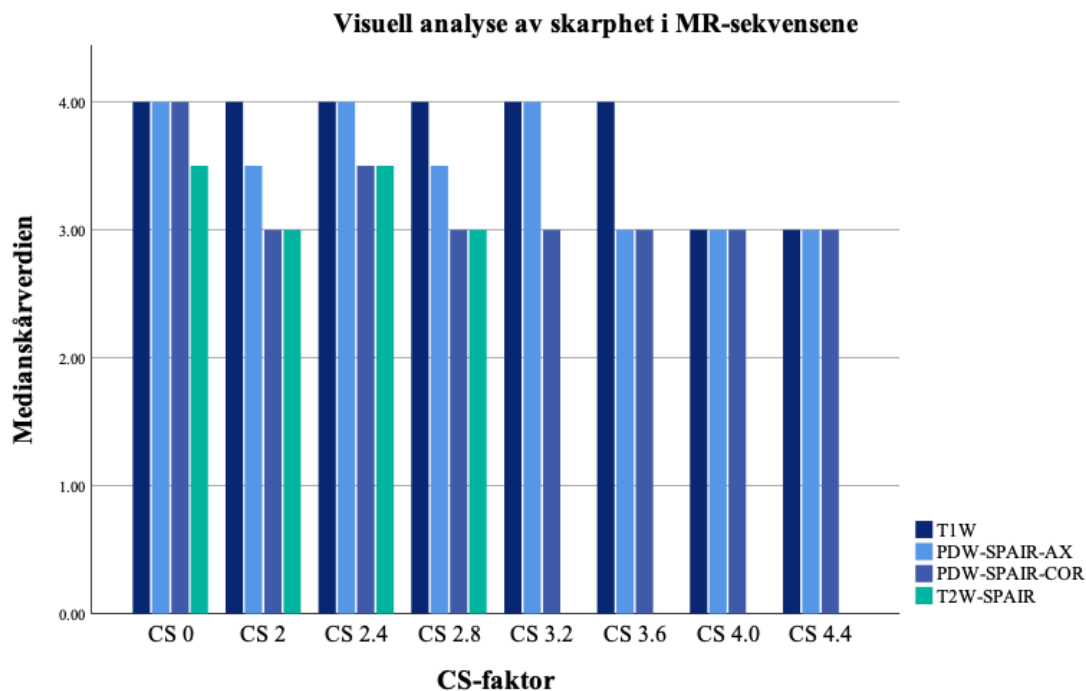
Kruskal-Wallis testen ble brukt til å se om det foreligger signifikante forskjeller i radiologens vurderinger av artefakter på tvers av MR-sekvensene. Resultatet fra testen viste signifikant forskjell i T1W-sekvensen ($H(7) = 37.899$, $p < .001$).

Post-hoc testen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .003$), CS-faktor 2.0 og 4.4 ($p = .000$), CS 2.4 og 4.4 ($p = .000$), CS-faktor 2.8 og 4.4 ($p = .000$), CS-faktor 3.2 og 4.4 ($p = .000$), CS-faktor 3.6 og 4.4 ($p = .000$) og CS-faktor 4.0 og 4.4 ($p = .000$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg G](#).

Det var ikke signifikant forskjell i radiologens vurdering av artefakter i PDW-SPAIR-AX-sekvensen ($H(7) = 3.314$, $p = .854$), PDW-SPAIR-COR-sekvensen ($H(7) = 10.036$, $p = .187$) eller T2W-SPAIR-sekvensen ($H(3) = .320$, $p = .956$).

Skarphet

Figur 11 viser hvordan radiologen hadde vurdert skarphet i anatomiske strukturer for de ulike CS-faktorene i fire MR-sekvenser. Skårene gitt av radiologen blir presentert i form av median.



Figur 11. Medianskårverdien fra visuell analyse for kategorien skarphet i fire MR-sekvenser.

Kruskal-Wallis testen viste signifikant forskjell i radiologens vurdering av skarphet i T1W-sekvensen ($H(7) = 26.346$, $p < .001$), PDW-SPAIR-AX-sekvensen ($H(7) = 32.124$, $p < .001$) og PDW-SPAIR-COR-sekvensen ($H(7) = 21.147$, $p < .001$).

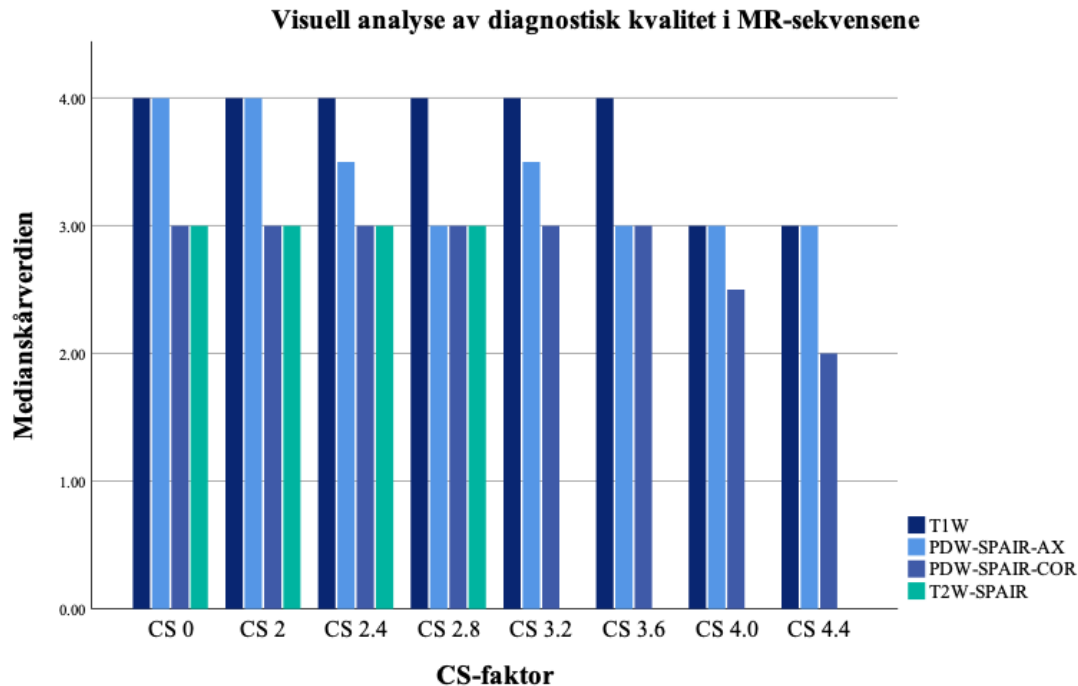
Post-hoc testen for T1W-sekvensen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 4.0 ($p = .030$), CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .005$) og 2.4 og 4.4 ($p = .020$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg H](#).

Post-hoc testen for PDW-SPAIR-AX sekvensen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 3.6 ($p = .004$), CS-faktor 0 og 4.0 ($p = .004$) og CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .000$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg I](#).

Post-hoc testen for PDW-SPAIR-COR-sekvensen viste signifikant forskjell i CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .001$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg J](#).

Diagnostisk kvalitet

Figur 12 viser hvordan radiologen hadde vurdert diagnostisk kvalitet for de ulike CS-faktorene i fire MR-sekvenser. Skårene gitt av radiologen blir presentert i form av median.



Figur 12. Medianskårverdien fra visuell analyse for kategorien diagnostisk kvalitet i fire MR-sekvenser.

Kruskal-Wallis testen viste signifikant forskjell i radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet i T1W-sekvensen ($H(7) = 25.432$, $p < .001$) og PDW-SPAIR-AX-sekvensen ($H(7) = 32.663$, $p < .001$).

Post-hoc testen for T1W-sekvensen viste signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og 4.4 ($p = 0.47$), CS-faktor 2.0 og 4.0 ($p = 0.49$), CS-faktor 2.0 og 4.4 ($p = 0.31$), CS-faktor 2.4 og 4.0 ($p = .049$) og CS-faktor 2.4 og 4.4 ($p = .031$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg K](#).

Post-hoc testen for PDW-SPAIR-AX-sekvensen viste signifikant forskjell mellom CS 0 og 3.6 ($p = .006$), CS-faktor 0 og 4.0 ($p = .001$), CS-faktor 0 og 4.4 ($p = .000$). For fullstendig oversikt over post-hoc resultatet, se [Vedlegg L](#).

Det var ikke signifikant forskjell i radiologens vurdering av diagnostisk skarphet i T2W-sekvensen ($H(3) = 1.924$, $p = .588$) og PDW-SPAIR-COR-sekvensen ($H(7) = 13.723$, $p = .056$).

Korrelasjonsanalyse

Det ble utført korrelasjonsanalyse mellom SNR-målingene og radiologens vurdering av artefakter, skarphet og diagnostisk kvalitet. Resultatene er presentert i tabell 5, 6, 7 og 8 for henholdsvis T1W-sekvensen, PDW-SPAIR-AX-sekvensen, T2W-SPAIR-sekvensen og PDW-SPAIR-COR-sekvensen.

Tabell 5. Korrelasjonsanalyse for T1W-sekvensen.

Variabelpar	Spearman's Rho	p-verdien
SNR og artefakter	.150	.164
SNR og skarphet	.450	< .001
SNR og diagnostisk kvalitet	.593	< .001

Tabell 6. Korrelasjonsanalyse for PDW-SPAIR-AX-sekvensen.

Variabelpar	Spearman's Rho	p-verdien
SNR og artefakter	.107	.323
SNR og skarphet	.437	< .001
SNR og diagnostisk kvalitet	.474	< .001

Tabell 7. Korrelasjonsanalyse for T2W-SPAIR-sekvensen.

Variabelpar	Spearman's Rho	p-verdien
SNR og artefakter	.006	.970
SNR og skarphet	.179	.246
SNR og diagnostisk kvalitet	.196	.203

Tabell 8. Korrelasjonsanalyse for PDW-SPAIR-COR-sekvensen.

Variabelpar	Spearman's Rho	p-verdien
SNR og artefakter	-.001	.994
SNR og skarphet	.186	.098
SNR og diagnostisk kvalitet	.104	.356

Opptakstiden

Tabell 9 viser hvordan opptakstiden blir påvirket av de ulike CS-faktorene i fire MR-sekvenser. Reduksjon i tid ble beregnet fra en referansefaktor, CS-faktor 0.

Tabell 9. Opptakstiden, og hvordan opptakstiden redusert (%) av CS-faktorene i fire MR-sekvenser.

	T1W		PDW-SPAIR-AX		T2W-SPAIR		PDW-SPAIR-COR	
	Tid (s)	Red. (%)	Tid (s)	Red. (%)	Tid (s)	Red. (%)	Tid (s)	Red. (%)
CS 0	215	0	248	0	220	0	330	0
CS 2.0	111	48.3	118	52.4	150	31.8	170	48.4
CS 2.4	91	57.6	97	60.8	110	50.0	130	60.6
CS 2.8	81	62.3	75	69.7	120	45.4	110	66.6
CS 3.2	70	67.4	75	69.7			110	66.6
CS 3.6	64	70.2	75	69.7			90	72.7
CS 4.0	57	73.4	53	78.6			90	72.7
CS 4.4	53	75.3	53	78.6			70	78.7

Notat:

Red. = Reduksjon

Diskusjon

I denne studien var hensikten å undersøke om det var mulig å redusere opptakstiden i MR-undersøkelse av håndleddet uten betydelig tap av bildekvalitet. Resultatene tyder på at det er mulig å redusere opptakstiden uten betydelig tap av bildekvalitet. Reduksjonen vil imidlertid være avhengig av hvilket resultat som blir vektlagt.

SNR-målinger

Box-plottene for SNR-målingene i T1W-sekvensen (Figur 6), PDW-SPAIR-AX-sekvensen (Figur 7), T2W-SPAIR-sekvensen (Figur 8) og PDW-SPAIR-COR-sekvensen (Figur 9) viser en nedadgående kurve som indikerer at SNR reduseres med økende CS-faktor. Resultatet fra statistiske tester viste at det var en signifikant forskjell i SNR-målingene i alle fire MR-sekvensene ($p = <.001$). Et fellestrekk for alle MR-sekvensene var at reduksjonen i SNR var størst fra CS-faktor 0 til CS-faktor 2.0. Post-hoc testen viste likevel ingen signifikant forskjell mellom CS-faktor 0 og CS-faktor 2.0 for verken T1W-sekvensen ($p = 1.000$), PDW-SPAIR-AX-sekvensen ($p = 1.000$) eller PDW-SPAIR-COR-sekvensen ($p = .851$). Dette kan bli sett på som et overraskende resultat, om en vektlegger de visuelle forskjellene i box-plottene. Hva som er årsaken til dette var vanskelig å fastslå, men det kan tenkes at utvalget i denne studien var for lite til å påvise en eventuell forskjell (Walters et al., 2021).

I studien til Bratke et al. (2019) ble det målt høyere SNR i beinmarg i sekvenser uten CS, sammenlignet med sekvensene med CS-faktor 4.5, 8.0 og 11. Det var derimot ikke funnet noen signifikante forskjeller i SNR målt i spinalkanalen i tilsvarende sekvenser. Selv om forskjellene ikke var statistisk signifikant, var det mulig å observere en nedgang i SNR ved å studere gjennomsnittsverdiene for SNR-målingene presentert i studien. Utvalget til Bratke et al. (2019) var dobbelt så stor sammenlignet med denne studien ($n=20$ vs. $n=11$). Det kan derfor ikke utelukkes at også dette utvalget var for lite til å påvise en eventuell forskjell. Sett på den andre siden ble det kun målt SNR i distale radius i denne studien. Det kan derfor ikke utelukkes at slike resultater kunne gjelde for denne studien om det ble målt SNR i flere anatomiske strukturer. Studien til Bratke et al. (2019) var utført på en annen anatomisk struktur og fokuserte på 3D-sekvenser, og vil nødvendigvis ikke være overførbar til denne studien.

Box-plot for T1W-sekvensen (Figur 6), PDW-SPAIR-AX-sekvensen (Figur 7), T2W-SPAIR-sekvensen (Figur 8) og PDW-SPAIR-COR-sekvensen (Figur 9) viser liten variasjon i SNR mellom CS-faktor 2.4 og CS-faktor 4.4. Mulig forklaring på dette kan være intervallet mellom CS-faktorene. I denne studien ble det valgt å øke CS-faktor med et intervall på 0.4, som er en relativ liten økning. Det kan derfor tenkes at støyøkningen som oppstår med dette intervallet er lite merkbart. Dette blir til dels bekreftet av post-hoc testene som viser signifikante forskjeller i SNR mellom de lave CS-faktorene (0 og 2.0) og de høye CS-faktorene (3.6, 4.0 og 4.4). Dette indikerer at støyøkningen er først merkbar når intervallet imellom CS-faktorene blir større enn 0.4.

Artefakter

Resultatet viste at det var signifikant forskjell i radiologens vurdering av artefakter i T1W-sekvensen ($p = <.001$) (Vedlegg G). Post-hoc testen viste at MR-bilder med CS-faktor 4.4 fikk lavere skår, og vurderingen var signifikant forskjellig fra de resterende CS-faktorene. Radiologen hadde vurdert halvparten av MR-bildene med CS-faktor 4.4 med skår 4, som indikerer at det var minimalt med artefakter i MR-bildene (Vedlegg M). Det kan derfor tenkes at selv om skåren var signifikant lavere enn i de andre CS-faktorene, var ikke mengden artefakter i MR-bildene av stor betydning for bildekvaliteten.

Ved å studere medianskårverdien for radiologens vurdering var det mulig å observere at PDW-SPAIR-COR-sekvensen fikk jevnt over lavere skår enn de resterende MR-sekvensene (Figur 10). Mulig årsak til dette kan være at PDW-SPAIR-COR-sekvensen hadde den lengste opptakstiden sammenlignet med de andre sekvensene i protokollen. Dette gjør sekvensen mer sårbar for artefakter. En annen årsak kan være at denne sekvensen ble utført sist under datainnsamlingen. På dette tidspunktet hadde deltakerne ligget lang tid i MR-maskinen, noe som kan øke risikoen for artefakter. Det kan derfor ikke utelukkes at vurderingen til radiologen kunne vært annerledes om PDW-SPAIR-COR-sekvensen ble utført helt i starten av undersøkelsen.

I en tidligere studie ble det registrert en tydelig trend med økning i forekomst av artefakter ved økende CS-faktor (Bratke et al., 2019). Lignende trend ble registrert i studien til Iuga et al. (2020) som viste at radiologen vurderte MR-bildene med CS-faktor 5.0 av lavere kvalitet sammenlignet med CS-faktor 0, 2.0 og 3.0. Basert på resultatet i denne studien var ikke denne

trenden like tydelig. Det var mulig å observere at radiologens vurdering hadde noe variasjon om en ser på de ulike sekvensene i MR-protokollen. Det var imidlertid få signifikante forskjeller på tvers av CS-faktorene. Studiene til Bratke et al. (2019) og Iuga et al. (2020) var utført på andre anatomiske strukturer, og resultatet er derfor ikke direkte overførbart til denne studien.

Et annet overraskende funn ble gjort av Fujiwara et al. (2022) som viste at MR-bilder uten CS fikk lavere skår oppnåelse enn MR-bilder med CS-faktor 1.5 og 2.0. Årsaken til dette var at MR-bilder uten CS var påvirket av artefakter, som trolig skyldtes den lange opptakstiden. I denne studien vurderte radiologen MR-bildene med CS-faktor 0 til topp skår oppnåelse (Figur 10), noe som indikerer at det ikke var artefakter i MR-bildene. Dette kan være en forklaring på de motstridende funnene.

Skarphet

Resultatet viste at det var signifikant forskjell i radiologens vurdering av skarphet T1W-sekvensen, PDW-SPAIR-AX-sekvensen og PDW-SPAIR-COR-sekvensen (Vedlegg [H](#), [I](#) og [J](#)). Post-hoc testen avdekket et mønster, som viste at radiologen hadde vurdert skarpheten med lavere skår i MR-bildene med CS-faktor 4.4 sammenlignet med CS-faktor 0. Dette kan bli sett på som et forventet resultat i lys av litteraturen, som sier at akselerasjonsteknikker og reduksjon i opptakstiden kan gå på bekostning av bildekvaliteten (McRobbie et al., 2017; Westbrook & Talbot, 2019). I tillegg vil g-faktoren spille en sentral rolle. G-faktoren i MR-bildene øker med økende akselerasjonsfaktor, og høy g-faktor kan resultere i støyforsterkning sentralt i MR-bildene (Robson et al., 2008; Schönberg et al., 2007). Anatomiske strukturer som ble vurdert i denne studien befinner seg relativt sentralt i MR-bildet. Det kan derfor tenkes at den sentrale støyforsterkningen kan være en årsak til at MR-bildene med CS-faktor 4.4 fikk lav skår oppnåelse.

Ved å studere medianskårverdien var det mulig å se at det var T2W-SPAIR-sekvensen og PDW-SPAIR-COR-sekvensen som fikk lavest skår oppnåelse på tvers av CS-faktorene (Figur 11). Medianskårverdien for T2W-SPAIR-sekvensen og PDW-SPAIR-COR-sekvensen på tvers av CS-faktorene var mellom 3 og 4, som indikerer at strukturen hadde moderate uskarpheter. Hvorvidt moderate uskarpheter fører til at radiologen ikke klarer å sette diagnose er vanskelig å vite. Det kan på den andre siden tenkes at radiologen hadde vurdert MR-bildene med lavere skår om kvaliteten ikke var god nok for å sette diagnose.

Skarpheten ble vurdert i to ulike anatomiske strukturer. Dorsal intercarpal ligament ble vurdert i T2W-SPAIR-sekvensen og TFCC ble vurdert i PDW-SPAIR-COR-sekvensen. Begge strukturene er relativt små og vanskelig å fremstille optimalt (Vassa et al., 2020). Det kan derfor ikke utelukkes at vurderingen for sekvensene hadde vært annerledes om andre anatomiske strukturer hadde blitt valgt i denne studien.

Diagnostisk kvalitet

Det var signifikant forskjell i radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet i T1W-sekvensen ($p = < .001$) og PDW-SPAIR-AX-sekvensen ($p = < .001$). Post-hoc testen for T1W-sekvensen viste at det var signifikante forskjeller i radiologens vurdering i MR-bildene med de lave CS-faktorene (0, 2.0 og 2,4) og MR-bildene med de høye CS-faktorene (4.0 og 4.4) ([Vedlegg K](#)). Post-hoc testen for PDW-SPAIR-AX-sekvensen viste lignende resultater. MR-bilder med høye CS-faktorer (3.6, 4.0 og 4.4) fikk lavere skår enn MR-bilder med CS-faktor 0 ([Vedlegg L](#)).

Ved å studere Figur 12 var det mulig å observere at T2W-SPAIR-sekvensen og PDW-SPAIR-COR-sekvensen har fått lavest skår oppnåelse på tvers av CS-faktorene. Medianskårverdien for PDW-SPAIR-COR-sekvensen med CS-faktor 4.4 er 2, som indikerer at MR-bildene har begrenset diagnostisk kvalitet. Dette kan tolkes som at MR-bildene med CS-faktor 4.4 kan gi radiologen vansker med å sette riktig diagnose. Medianskårverdiene for T2W-SPAIR-sekvensen for CS-faktor 0, 2.0, 2.4, 2.8 er 3, som tilsier at bildene har tilstrekkelig diagnostisk kvalitet for *flere* diagnoser (Figur 12). I denne studien ble det ikke spesifisert hvilke diagnoser dette gjelder. Det kan derfor være mulig at T2W-SPAIR-sekvensen med disse CS-faktorene kan gi utfordringer for radiologen avhengig av den kliniske problemstillingen til pasienten. Sett i lys av definisjon for diagnostisk kvalitet kan det tenkes at både PDW-SPAIR-COR-sekvensen og T2W-SPAIR-sekvensen har for lav skår oppnåelse til at radiologen har tilstrekkelig med informasjon for å sette diagnose.

I studien til Matcuk et al. (2020) var det enighet blant to radiologer om at MR-bilder med CS-faktor 3.0 var av diagnostisk kvalitet. I denne studien var det kun én radiolog som utførte visuell analyse, og det var dermed ikke mulig å undersøke inter-rater-reliabilitet. I tillegg var ikke CS-faktor 3.0 inkludert i denne studien. På grunn av metodiske forskjeller vil resultatene fra Matcuk et al. (2020) sin studie ikke være sammenlignbar med denne studien.

Samlet vurdering

SNR-målingene i denne studien viste nedgang i SNR med økende CS-faktor i alle MR-sekvensene (Figur 6, 7, 8 og 9). Resultatet var i tråd med litteraturen, som sier at akselerasjon av MR-sekvensene øker mengden støy i MR-bildene (McRobbie et al., 2017; Westbrook & Talbot, 2019). Basert på resultatene fra statistiske tester kan CS-faktor 2.4 anvendes i T1W-sekvensen ([Vedlegg D](#)), noe som reduserer opptakstiden med 57.6%. For PDW-SPAIR-AX-sekvensen kan man bruke CS-faktor 2.8 og redusere opptakstiden med 69.7% ([Vedlegg D](#)). I PDW-SPAIR-COR-sekvensen kan CS-faktor 2.4 benyttes for å redusere opptakstiden med 60.6%, uten signifikant påvirkning i SNR ([Vedlegg F](#)). I T2-SPAIR-sekvensen var det signifikant forskjell i SNR mellom CS-faktor 0 og 2.0 ($p = <.015$), noe som kan tolkes som at denne sekvensen ikke bør akselereres ([Vedlegg E](#)). I lys av dette resultatet kan den totale opptakstiden på MR-undersøkelse av håndleddet reduseres med 49%.

Målinger av SNR er en bred akseptert metode som gir en objektiv beskrivelse av bildekvalitet (Goerner & Clarke, 2011). Det har imidlertid blitt diskutert hvorvidt SNR-målinger kan bli sett på som pålitelig mål på kvalitet. Årsaken til det er at MR-bildene går gjennom ulike prosesser som kan føre til at SNR blir over- eller underestimert, noe som kan gi feilaktig oppfatning av bildekvaliteten. Det er derfor viktig å se på SNR-målingene med forsiktighet når man vurderer kvalitet i MR-bildene. Kvalitetsvurdering av MR-bilder blir ofte omtalt som en subjektiv oppgave (Erdogmus, G. Larsson, Yan, C. Principe & R. Fitzsimmons, 2004). I klinisk praksis er det radiologen som gransker MR-bildene, derfor blir radiologens vurderinger ansett som et passende mål på bildekvalitet (Mason et al., 2020).

Resultatet fra visuell analyse viste små variasjoner i radiologen sin vurdering av bildekvalitet for de ulike CS-faktorene. Statistiske tester viste et repeterende mønster i alle tre kategoriene. Radiologen hadde vurdert MR-bildene med CS-faktor 3.6, 4.0 og 4.4 med lavere skår enn de resterende CS-faktorene i studien. Basert på dette kan man akselerere T1W-sekvensen, PDW-SPAIR-AX-sekvensen og PDW-SPAIR-COR-sekvensen med CS-faktor 3.2 uten merkbar endring i bildekvalitet. Mangel på signifikant forskjell i radiologens vurdering av bildekvalitet i T2W-SPAIR-sekvensen, antyder at bildekvaliteten i MR-bilder med CS-faktor 0, 2.0, 2.4 og 2.8 er forholdsvis lik. Det kan derfor tenkes at CS-faktor 2.8 kan anvendes uten betydelig tap av bildekvalitet. I lys av dette resultatet kan den totale opptakstiden reduseres med 63%.

Basert på resultatene var det mulig å observere at reduksjonen i opptakstiden varierte, avhengig av hvilket resultat som ble vektlagt (49% vs. 63%). Det kan argumenteres for at en samlet vurdering av SNR-målingene og resultatet fra visuell analyse kan gi et mer helhetlig svar. Korrelasjonsanalysen viste imidlertid liten, til ingen korrelasjon mellom SNR-målingene og radiologens vurdering. Manglende korrelasjon er derimot ikke helt uvanlig. Kvantitative målinger er et objektivt mål som ikke måler bias, derfor vil det sjeldent være sterk korrelasjon mellom SNR-målinger og visuell analyse utført av radiologen (Erdogmus et al., 2004).

Det ble påvist moderat korrelasjon i T1W-sekvensen og PDW-SPAIR-AX-sekvensen mellom SNR-målingene og radiologens vurdering av skarphet og diagnostisk kvalitet (Tabell 5 og 6). Dette tolkes som at høy SNR i de sekvensene kan assosieres med bedre skarphet og diagnostisk kvalitet i MR-bildene (Walters et al., 2021). På den andre siden er korrelasjonen kun av moderat styrke. Det kan derfor være utfordrende å trekke klare slutninger i denne studien basert på resultatene fra korrelasjonsanalysen. Sett fra et klinisk perspektiv er radiologen avhengig av gode MR-bilder for å sette korrekt diagnose (van Beek et al., 2019). Derfor vil radiologens vurdering være av stor betydning når en skal bedømme om MR-bildene er av diagnostisk kvalitet (Mason et al., 2020).

Selv om statistiske tester viste at radiologens vurdering var signifikant lavere for CS-faktor 3.6, 4.0 og 4.4, kan det være annen betydningsfull informasjon i de andre resultatene i studien. Statistiske tester viser kun om det er forskjell mellom CS-faktorene. Testene viser ikke hvilken skårøppnåelse de ulike MR-bildene har fått (Walters et al., 2021). Derfor kan det være hensiktsmessig å se på medianskårverdiene for radiologens vurdering, og bedømme skårene i sammenheng med de signifikante resultatene i studien.

Ved å studere medianverdiene for visuell analyse kan det avsløres hvordan effekt CS-faktorene har på bildekvaliteten i de forskjellige MR-sekvensene (Figur 10, 11 og 12). Medianskårverdiene viste at T1W-sekvensen var den som kommer best ut på tvers av CS-faktorene innenfor alle kategoriene, og PDW-SPAIR-COR-sekvensen fikk lavest skårøppnåelse. Noe som kan tyde på at T1W-sekvensen kan akselereres med høyere CS-faktor enn PDW-SPAIR-COR-sekvensen. På den andre siden kan man ikke utelukke at vurderingen var påvirket av den fundamentale forskjellen mellom MR-sekvensene. T1W-sekvenser har kort opptakstid og er derfor meget robust mot artefakter. I tillegg har T1W-sekvenser en overlegen

bløtvevskontrast, som kan gi en skarpere framstilling av anatomiske strukturer i håndledet. PDW-SPAIR-COR-sekvensen er basert på protontettheten i anatomien, og MR-bildene får et «gråere» utseende. Denne sekvensen er også sensitiv for magnetfelts inhomogeniteter, noe som kan resultere i ujevn fettsuppresjon. I tillegg har PDW-SPAIR-sekvensen generelt lavt signal, fordi signalet fra fettvev blir undertrykt (McRobbie et al., 2017). Disse visuelle forskjellene i MR-bildene for sekvensene kan ha påvirket radiologens vurdering av bildekvaliteten.

Grunnen til at medianskårverdien og resultatet fra statistiske tester bør vurderes samlet kan illustreres ved å studere Figur 12. Det var ikke signifikant forskjell i radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet for PDW-SPAIR-COR-sekvensen ($p = .056$) og T2W-SPAIR-sekvensen ($p = .588$). Dette indikerer at det var liten variasjon i radiologens vurdering, og at den diagnostiske kvaliteten er relativ lik for alle CS-faktorene. Medianskårverdien for de to sekvensene fra CS-faktor 0 til CS-faktor 2.8 er 3. Dette indikerer at MR-bildene har tilstrekkelig diagnostisk kvalitet for *flere* diagnoser. Diagnostisk kvalitet innebærer at modaliteten eller MR-bildene har nyttig informasjon som kan brukes til å planlegge behandling til pasienten (van Beek et al., 2019, s. 3). I lys av dette kan det tenkes at MR-bilder som har medianskårverdi på 3, ikke gir nyttig informasjon for alle diagnoser. Det bør derfor vurderes om PDW-SPAIR-COR-sekvensen og T2W-SPAIR-sekvensen bør akselereres med CS.

Om en velger å vektlegge medianskårverdiene for radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet, vil reduksjonen i opptakstiden være noe helt annet. Ved å studere Figur 12 kan det observeres at T1W-sekvensen kan akselereres med CS-faktor 3.6 og PDW-SPAIR-AX-sekvensen kan akselereres med CS-faktor 2.4. Basert på medianskårverdien for PDW-SPAIR-COR-sekvensen og T2W-SPAIR-sekvensen, bør disse sekvensene utføres uten CS. I lys av dette kan den totale opptakstiden reduseres med «kun» 29%.

Visuell analyse blir omtalt som en robust metode ettersom den gjenspeiler radiologers arbeidshverdag (Bath, 2010). Denne metoden vil derimot være preget av subjektivitet. Erfaring og omgivelsene til radiologen kan i stor grad påvirke hvordan MR-bildene blir vurdert (Suther et al., 2018). Visuell analyse blir blant annet kritisert for å være en «skjønnhetskonnurrans» på grunn av metodens sårbarhet for bias (Bath, 2010; Chakraborty, 2004). I denne studien ble visuell analyse utført blindet og MR-bildene lå i randomisert rekkefølge, noe som reduserer

bias og styrker indre validiteten. På den andre siden er analysen utført av kun én radiolog, og resultatet vil ikke kunne reflektere et bredere radiologmiljø.

Svakheter med studien

En av begrensningene med denne studien er at det ikke ble laget g-faktorkart. G-faktorkart ville gitt en mer presis representasjon av g-faktoren og støyfordelingen i MR-bildene. For å korrigere for dette ble g-faktoren målt manuelt med Likning 5. Det ble i tillegg gjort multiple g-faktor målinger for å ta høyde for g-faktor variasjoner i MR-bildene.

Metoden som ble benyttet til å måle SNR i denne studien kan føre til upresise målinger. Det er vanskelig å få presise SNR-målinger i MR-bilder som er avbildet med PI-teknikker (Dietrich, Raya, Reeder, Reiser & Schoenberg, 2007; Erdogmus et al., 2004). Når PI-teknikker benyttes, bør multiple acquisition method eller differansemetoden anvendes for å få en presis beregning av SNR. Disse metodene er tidskrevende og vil være vanskelig gjennomføre på pasienter og frivillige (Reeder et al., 2005). Derfor ble ikke disse metodene utført i denne studien.

I denne studien ble Likning 2 og Likning 4 benyttet for å beregne SNR i MR-bildene. Det ble tatt et valg om å benytte gjennomsnittlig signalintensitet og standardavvik i samme ROI. Dette avviker fra beskrivelsen av Likning 2. Siden det ikke var mulig å måle SNR med ROI plassert i vev og luft, kan det ikke utelukket at SNR er blitt over- eller underestimert. På den andre siden viste box-plottene liten spredning, noe som gir en indikasjon på at målingene er pålitelige og reproducerbare (Ringdal, 2013).

Det var kun én radiolog som utførte visuell analyse av MR-bildene i denne studien. Ved å benytte to radiologer kunne inter-rater-reliabilitet blitt utført for å måle enigheten radiologene. Dette ville gitt et mer pålitelig resultat. Planen var å benytte to radiologer, men på grunn av kapasitet var kun en radiolog tilgjengelig for denne studien.

Konklusjon

Hensikten med denne studien var å undersøke om det var mulig å redusere opptakstiden i MR-undersøkelse av håndleddet uten betydelig tap av bildekvalitet. Resultatene viser at det var mulig å oppnå en reduksjon i opptakstiden. Hvor stor denne reduksjonen er vil i stor grad avhenge av hvilket resultat som blir vektlagt. Basert på funnene i denne studien er det mulig å redusere opptakstiden mellom 29-63%. Philips hevder at CS kan redusere opptakstiden med 20-40% uten betydelig tap av bildekvalitet. Resultatet i denne studien er i tråd med den påstanden.

MR-undersøkelse av håndleddet er i utgangspunktet ikke en lang undersøkelse, men den kan fremdeles oppleves som ubehagelig for mange pasienter. Det kan derfor tenkes at uavhengig om reduksjonen i undersøkelsestiden er 29% eller 63%, kan det ha en positiv effekt og hjelpe pasientene å fullføre undersøkelsen.

Forslag til fremtidig forskning

I denne studien ble det anvendt syv CS-faktorer (2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 og 4.4). For videre forskning ville det vært interessant å inkludere flere CS-faktorer for å identifisere «cut-off»-verdien. Dette kunne gi en bredere forståelse for radiologen sin terskelnivå for bildekvalitet.

Referanseliste

- Abildgaard, A. (2016). *MR for radiografer og radiologer: fysikk og fysiologi*. Oslo: Universitetsforlaget.
- Ahlander, B.-M., Årestedt, K., Engvall, J., Maret, E. & Ericsson, E. (2016). Development and validation of a questionnaire evaluating patient anxiety during Magnetic Resonance Imaging: the Magnetic Resonance Imaging-Anxiety Questionnaire (MRI-AQ). *J Adv Nurs*, 72(6), 1368-1380. <https://doi.org/10.1111/jan.12917>
- Bath, M. (2010). Evaluating imaging systems: practical applications. *Radiat Prot Dosimetry*, 139(1-3), 26-36. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq007>
- Bernstein, M. A., King, K. F. & Zhou, X. J. (2004). *Handbook of MRI Pulse Sequences*. San Diego: Elsevier Science & Technology.
- Bratke, G., Rau, R., Kabbasch, C., Zäske, C., Maintz, D., Haneder, S., ... Weiss, K. (2021). Speeding up the clinical routine: Compressed sensing for 2D imaging of lumbar spine disc herniation. *Eur J Radiol*, 140, 109738-109738. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2021.109738>
- Bratke, G., Rau, R., Weiss, K., Kabbasch, C., Sircar, K., Morelli, J. N., ... Haneder, S. (2019). Accelerated MRI of the Lumbar Spine Using Compressed Sensing: Quality and Efficiency. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 49(7), e164-e175. <https://doi.org/10.1002/jmri.26526>
- Chakraborty, D. P. (2004). Problems with the differential receiver operating characteristic (DROC) method, 5372, 138-143. <https://doi.org/10.1117/12.533300>
- Chang, A. L., Yu, H. J., von Borstel, D., Nozaki, T., Horiuchi, S., Terada, Y. & Yoshioka, H. (2017). Advanced Imaging Techniques of the Wrist. *AJR Am J Roentgenol*, 209(3), 497-510. <https://doi.org/10.2214/ajr.17.18012>
- Chenevert, T. L., Malyarenko, D. I., Newitt, D., Li, X., Jayatilake, M., Tudorica, A., ... Ross, B. D. (2014). Errors in Quantitative Image Analysis due to Platform-Dependent Image Scaling. *Transl Oncol*, 7(1), 65-71. <https://doi.org/10.1593/tlo.13811>
- Dewey, M., Schink, T. & Dewey, C. F. (2007). Claustrophobia during magnetic resonance imaging: cohort study in over 55,000 patients. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 26(5), 1322-1327. <https://doi.org/10.1002/jmri.21147>
- Dietrich, O., Raya, J. G., Reeder, S. B., Reiser, M. F. & Schoenberg, S. O. (2007). Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: Influence of multichannel coils,

- parallel imaging, and reconstruction filters. *J. Magn. Reson. Imaging*, 26(2), 375-385.
<https://doi.org/10.1002/jmri.20969>
- Erdogmus, D., G. Larsson, E., Yan, R., C. Principe, J. & R. Fitzsimmons, J. (2004).
 Measuring the signal-to-noise ratio in magnetic resonance imaging: a caveat. *Signal processing*, 84(6), 1035-1040. <https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2004.03.006>
- ESSR. (2016). Guidelines for MR Imaging of Sports Injuries Hentet 25.02.2024 fra
<https://essr.org/content-essr/uploads/2016/10/ESSR-MRI-Protocols-Wrist.pdf>
- Fujiwara, H., Yabuuchi, H., Wada, T., Kobayashi, K., Hoshuyama, T., Kamitani, T. &
 Ishigami, K. (2022). High-resolution magnetic resonance imaging of the triangular
 fibrocartilage complex using compressed sensing sensitivity encoding (SENSE). *Eur J
 Radiol*, 149, 110191-110191. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110191>
- Geerts-Ossevoort, L., de Weerd, E., Duijndam, A., van IJperen, G., Peeters, H., Doneva, M.,
 ... Huang, A. (2018). Compressed SENSE. Speed done right. Every time. . Hentet
 03.01.2024 fra [https://www.philips.com/c-
 dam/b2bhc/de/resourcecatalog/landingpages/ingeniaelition/White_Paper_Compressed
 SENSE-opt.pdf](https://www.philips.com/c-dam/b2bhc/de/resourcecatalog/landingpages/ingeniaelition/White_Paper_Compressed_SENSE-opt.pdf)
- Gersing, A. S., Bodden, J., Neumann, J., Diefenbach, M. N., Kronthaler, S., Pfeiffer, D., ...
 Karampinos, D. C. (2019). Accelerating anatomical 2D turbo spin echo imaging of the
 ankle using compressed sensing. *Eur J Radiol*, 118, 277-284.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.06.006>
- Goerner, F. L. & Clarke, G. D. (2011). Measuring signal-to-noise ratio in partially parallel
 imaging MRI. *Med Phys*, 38(9), 5049-5057. <https://doi.org/10.1118/1.3618730>
- Hashemi, R. H., Bradley, W. & Lisanti, C. J. (2018). *MRI: the basics* (4. utg.). Lippincott
 Williams & Wilkins.
- Henkelman, R. M. (1985). Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR
 images. *Medical physics*, 12 2, 232-233.
- Iuga, A.-I., Abdullayev, N., Weiss, K., Haneder, S., Brüggemann-Bratke, L., Maintz, D., ...
 Bratke, G. (2020). Accelerated MRI of the knee. Quality and efficiency of compressed
 sensing. *Eur J Radiol*, 132, 109273-109273.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2020.109273>
- Jaspan, O. N., Fleysheer, R. & Lipton, M. L. (2015). Compressed sensing MRI: a review of the
 clinical literature. *Br J Radiol*, 88(1056), 20150487.
<https://doi.org/10.1259/bjr.20150487>

- Lustig, M., Donoho, D. & Pauly, J. M. (2007). Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn. Reson. Med*, 58(6), 1182-1195.
<https://doi.org/10.1002/mrm.21391>
- MacKenzie, R., Sims, C., Owens, R. G. & Dixon, A. K. (1995). Patients' perceptions of magnetic resonance imaging. *Clin Radiol*, 50(3), 137-143.
[https://doi.org/10.1016/s0009-9260\(05\)83042-9](https://doi.org/10.1016/s0009-9260(05)83042-9)
- Mason, A., Rioux, J., Clarke, S. E., Costa, A., Schmidt, M., Keough, V., ... Beyea, S. (2020). Comparison of Objective Image Quality Metrics to Expert Radiologists' Scoring of Diagnostic Quality of MR Images. *IEEE Trans Med Imaging*, 39(4), 1064-1072.
<https://doi.org/10.1109/TMI.2019.2930338>
- Matcuk, G. R., Gross, J. S., Fields, B. K. K. & Cen, S. (2020). Compressed Sensing MR Imaging (CS-MRI) of the Knee: Assessment of Quality, Inter-reader Agreement, and Acquisition Time. *Magn Reson Med Sci*, 19(3), 254-258.
<https://doi.org/10.2463/mrms.tn.2019-0095>
- McRobbie, D. W., Moore, E. A., Graves, M. J. & Prince, M. R. (2017). *MRI from picture to proton* (3. utg.). Cambridge: Cambridge University Press.
- Myhr, G., Nordlid, K., Bjørnerud, A. & Lihaug, E. G. (2002). *Fokus på MRI og bruk av kontrastmidler*. Oslo: Amersham Health.
- Precht, H., Hansson, J., Outzen, C., Hogg, P. & Tingberg, A. (2019). Radiographers' perspectives' on Visual Grading Analysis as a scientific method to evaluate image quality. *Radiography (Lond)*, 25(Suppl. 1), S14-S18.
<https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.06.006>
- Pribowo, M. A., Harahap, M. I. R., Fazharyasti, V., Dwihapsari, Y., Kartikasari, Y. & Sugiyanto. (2023). Non-contrast enhancement of brachial plexus magnetic resonance imaging with compressed sensing. *Eur J Radiol*, 165, 110890-110890.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.110890>
- Pruessmann, K. P., Weiger, M., Scheidegger, M. B. & Boesiger, P. (1999). SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magn. Reson. Med*, 42(5), 952-962.
[https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1522-2594\(199911\)42:5<952::AID-MRM16>3.0.CO](https://doi.org/10.1002/(SICI)1522-2594(199911)42:5<952::AID-MRM16>3.0.CO)

- Reeder, S. B., Wintersperger, B. J., Dietrich, O., Lanz, T., Greiser, A., Reiser, M. F., ... Schoenberg, S. O. (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. *Magn. Reson. Med*, 54(3), 748-754. <https://doi.org/10.1002/mrm.20636>
- Reiser, M. F., Schoenberg, S. O. & Dietrich, O. O. (2007). *Parallel imaging in clinical MR applications*. Berlin: Springer.
- Ringdal, K. (2013). *Enhet og mangfold : samfunnsvitenskapelig forskning og kvantitativ metode* (3. utg. utg.). Bergen: Fagbokforl.
- Robson, P. M., Grant, A. K., Madhuranthakam, A. J., Lattanzi, R., Sodickson, D. K. & McKenzie, C. A. (2008). Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. *Magn. Reson. Med*, 60(4), 895-907. <https://doi.org/10.1002/mrm.21728>
- Sartoretti, E., Sartoretti, T., Binkert, C., Najafi, A., Schwenk, Á., Hinnen, M., ... Sartoretti-Schefer, S. (2019). Reduction of procedure times in routine clinical practice with Compressed SENSE magnetic resonance imaging technique. *PLoS One*, 14(4), e0214887. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0214887>
- Schönberg, S. O., Dietrich, O. & Reiser, M. F. (2007). *Parallel Imaging in Clinical MR Applications* (1st ed. 2007. utg.). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg : Imprint: Springer.
- Smet, M. H., Breysen, L., Mussen, E., Bosmans, H., Marshall, N. W. & Cockmartin, L. (2018). Visual grading analysis of digital neonatal chest phantom X-ray images: Impact of detector type, dose and image processing on image quality. *Eur Radiol*, 28(7), 2951-2959. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5301-2>
- Suther, K. R., Hopp, E., Smevik, B., Fiane, A. E., Lindberg, H. L., Larsen, S. & de Lange, C. (2018). Can visual analogue scale be used in radiologic subjective image quality assessment? *Pediatric Radiology*, 48(11), 1567-1575. <https://doi.org/10.1007/s00247-018-4187-8>
- van Beek, E. J. R., Kuhl, C., Anzai, Y., Desmond, P., Ehman, R. L., Gong, Q., ... Wang, M. (2019). Value of MRI in medicine: More than just another test? *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 49(7), e14-e25. <https://doi.org/10.1002/jmri.26211>
- Vassa, R., Garg, A. & Omar, I. M. (2020). Magnetic resonance imaging of the wrist and hand. *Pol J Radiol*, 85, e461-e488. <https://doi.org/10.5114/pjr.2020.99034>

- Walters, S. J., Campbell, M. J., Machin, D. & Walters, S. J. (2021). *Medical statistics : a textbook for the health sciences* (Fifth edition. utg.). Chichester: Wiley Blackwell.
- Westbrook, C. & Talbot, J. (2019). *MRI in Practice* (5. utg.). Newark: Newark: John Wiley & Sons, Incorporated.
- Yang, A. C.-Y., Kretzler, M., Sudarski, S., Gulani, V. & Seiberlich, N. (2016). Sparse Reconstruction Techniques in MRI: Methods, Applications, and Challenges to Clinical Adoption. *Investigative radiology*, 51(6), 349-364.
<https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000274>
- Zarb, F., McEntee, M. F. & Rainford, L. (2015). Visual grading characteristics and ordinal regression analysis during optimisation of CT head examinations. *Insights Imaging*, 6(3), 393-401. <https://doi.org/10.1007/s13244-014-0374-9>
- Zhao, X., Yu, A., Zhao, H. & Qiu, Y. (2024). Diagnostic value of MRI in traumatic triangular fibrocartilage complex injuries: a retrospective study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 25(1), 63. <https://doi.org/10.1186/s12891-023-07140-z>

Vedlegg

Vedlegg A – G-faktoren i MR-sekvensene

T1W-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
1		1.34	2.01	2.08	1.89	2.26	2.19	2.26
2		1.37	1.78	1.95	2.03	2.15	2.13	2.17
3		1.31	1.79	1.89	1.88	1.92	1.9	1.94
4		1.89	1.91	2.08	2	2.12	2.11	2.35
5		1.89	1.87	1.89	1.79	1.75	1.79	1.78
6		1.78	1.77	1.74	1.68	1.86	1.73	1.77
7		1.45	2.08	2.15	2.26	2.47	2.21	2.39
8		1.62	2.31	2.27	2.23	2.27	2.14	2.31
9		1.37	1.76	1.79	1.8	1.93	1.86	1.89
10		1.41	1.89	1.87	1.79	1.83	1.73	1.64
11		1.32	1.95	1.94	1.9	2.14	1.97	2.27

PDW-SPAIR-AX-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
1		2.97	3.12	2.79	3.58	4.49	3.28	3.87
2		2.39	2.6	2.44	2.98	4.74	4.58	4.95
3		3.42	3.29	3.06	4.19	4.72	3.93	4.15
4		2.69	2.77	2.44	2.86	3.56	2.97	3.22
5		3.46	2.98	2.64	3.58	3.74	3.6	3.87
6		2.92	3.27	2.93	3.33	4.37	3.13	3.61
7		2.9	3.07	2.63	3.57	4.47	3.95	3.71
8		2.51	2.33	2.13	2.96	3.29	3.22	3
9		3.94	3.21	2.64	3.54	4.12	3.25	3.68
10		3.18	3.22	3.92	4.43	4.83	4.58	4.5
11		3.1	3.14	3.34	3.55	4.01	3.77	4.15

PDW-SPAIR-COR-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
1		2	1.96	2	2.26	2.42	2.78	2.4
2		2.63	2.72	4.73	4.44	4.96	5.15	3.75
3		4.17	4.42	4.64	5.16	4.76	6.12	4.13
4		4.14	4.43	4.15	4.53	5.16	5.48	4.9
5		1.99	1.94	2.03	2.35	2.07	2.76	2.13
6		2.01	2.05	1.98	2.54	2.63	2.95	2.34
7		4.42	5.2	4.85	5.71	4.81	6.29	5.43
8		1.79	1.67	1.84	2.35	1.9	2.38	1.84
9		2.13	2.37	2.16	2.78	2.32	2.95	2.74
10		2.07	2.57	2.52	2.43	2.34	2.92	2.65

T2W-SPAIR-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8
1		3.23	3.58	3.49
2		3.22	3.83	3.82
3		3.43	3.19	3.72
4		3.8	4.16	4.58
5		3.59	3	3.65
6		3.56	4.77	4.65
7		3.16	3.91	4.29
8		3.23	3.25	3.15
9		3.3	3.67	3.73
10		11.71	12.29	12.65
11		4.04	4.18	4.57

Vedlegg B – SNR i MR-sekvensene

T1W-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
1	13.961	7.3179	4.477	4.119	4.121	3.251	3.18	2.933
2	13	6.673	4.694	3.973	3.565	3.185	3.043	2.848
3	12.857	6.932	4.62	4.051	3.817	3.519	3.379	3.157
4	12.753	4.752	4.293	3.663	3.553	3.162	3.0191	2.586
5	14	5.266	4.738	4.341	4.29	4.122	3.833	3.675
6	19.006	7.54	6.914	6.504	6.314	5.364	5.493	5.099
7	17.202	8.355	5.326	4.779	4.245	3.658	3.876	3.421
8	17.127	7.434	4.769	4.489	4.278	3.968	3.988	3.532
9	11.713	6.003	4.275	3.897	3.619	3.197	3.135	2.943
10	13.297	6.634	4.528	4.242	4.151	3.824	3.839	3.859
11	14.475	7.717	4.786	4.445	4.239	3.554	3.666	3.03

PDW-SPAIR-AX-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
1	7.729	1.839	1.598	1.65	1.205	0.905	1.175	0.95
2	6.334	1.872	1.568	1.551	1.188	0.703	0.691	0.609
3	8.225	1.699	1.613	1.601	1.095	0.917	1.044	0.943
4	4.179	1.097	0.971	1.022	0.815	0.617	0.701	0.617
5	10	2.001	2.121	2.218	1.53	1.38	1.36	1.207
6	6.19	1.494	1.218	1.26	1.036	0.746	0.986	0.815
7	6.53	1.596	1.371	1.479	1.02	0.769	0.826	0.837
8	10.444	2.935	2.886	2.924	1.969	1.672	1.617	1.654
9	7.355	1.767	1.479	1.661	1.161	0.938	1.128	0.951
10	8.183	1.819	1.638	1.672	1.031	0.892	1.141	0.866
11	7.693	1.7505	1.58	1.372	1.208	1.0109	1.019	0.882

PDW-SPAIR-COR-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
1	10.001	3.52	3.283	2.97	2.47	2.17	1.79	1.983
2	13.532	3.628	2.982	1.708	1.702	1.437	1.312	1.716
3	13.655	2.31	1.99	1.7575	1.477	1.51	1.11	1.57
4	11.374	1.938	1.656	1.637	1.401	1.159	1.037	1.106
5	10.63	3.772	3.524	3.12	2.52	2.698	1.924	2.37
6	12.307	4.31	3.871	3.7	2.707	2.465	2.0791	2.497
7	9.99	1.597	1.238	1.229	0.977	1.093	0.792	0.876
8	12.421	4.899	4.798	4.016	2.952	3.435	2.6081	3.202
9	12.095	4.009	3.293	3.342	2.427	2.742	2.046	2.101
10								
11	11.369	3.878	2.852	2.691	2.609	2.556	1.944	2.043

T2W-SPAIR-sekvensen

	CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8
1	10.019	2.192	1.802	1.713
2	14.246	3.124	2.329	2.224
3	10.443	2.152	2.112	1.673
4	10.567	1.963	1.636	1.385
5	14.319	2.817	3.003	2.342
6	14.602	2.9	1.974	1.875
7	10.838	2.423	1.786	1.508
8	12.958	2.83	2.57	2.454
9	12.383	2.647	2.174	1.983
10	10.685	0.644	0.561	0.504
11	10.634	1.859	1.641	1.39



Region:	Saksbehandler:	Telefon:	Vår dato:	Vår referanse:
REK midt	Hilde Eikemo	73597508	08.11.2022	534376

Svetlana Timoshenko

Fremleggingsvurdering: Akselerasjon av MR håndledd med Compressed Sensing: bildekvalitet og opptakstid

Søknadsnummer: 534376

Forskningsansvarlig institusjon: Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet

Prosjektet vurderes som ikke fremleggingspliktig

Søkers beskrivelse

MR undersøkelser tar som oftest veldig lang tid. I dag har det blitt utviklet akselerasjonsteknikker som kan redusere den lange opptakstiden på MR. En av disse teknikkene heter Compressed Sense (CS). I dette prosjektet skal det anvendes CS på sekvensene i MR-protokoll av håndleddet. Formålet med oppgaven er å se hvordan akselerasjon av sekvensene påvirker bildekvaliteten og opptakstiden. Det er ønskelig å undersøke om MR-bildene som er utført med CS er av tilstrekkelig kvalitet. Bildekvaliteten blir vurdert ved hjelp av visuell analyse som er gjort av radiolog og kvantitative målinger (signal-to-noise ratio og contrast-to-noise ratio) som blir gjort av meg. MR-bildene av håndleddet blir hentet fra friske frivillige som blir rekruttert. I prosjektet blir det ikke sett på pasientens sykehistorie eller sykdom i skjelettet, det blir kun sett på bildekvalitet.

Innledning

Vi viser til innsendt fremleggingsvurderingsskjema datert 13.10.2022. Henvendelsen er vurdert av sekretariatet for Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk Midt-Norge (REK midt) på fullmakt.

REKs vurdering

Det er formålet med et prosjekt som er avgjørende for hvorvidt man trenger etisk godkjenning fra REK før oppstart. Formålet med prosjektet er ikke primært å skaffe til veie ny kunnskap om helse og sykdom, men heller undersøke om en teknikk (CS) er like god som vanlig MR mht. bildekvalitet. Komiteen mener at prosjektet har karakter av å være annen type forskning enn medisinsk og helsefaglig forskning. Prosjektet er følgelig ikke omfattet av helseforskningslovens saklige virkeområde, jf. helseforskningslovens §§ 2 og 4. Du kan derfor gjennomføre og publisere prosjektet uten godkjenning fra REK. Vi minner imidlertid om at dersom du skal registrere personopplysninger, må prosjektet ha et selvstendig behandlingsgrunnlag, jf. personopplysningsloven. Behandlingsgrunnlaget må avklares med egen institusjon.

Vurderingen er gjort på grunnlag av de innsendte dokumenter. Dersom du gjør endringer i prosjektet, kan dette ha betydning for REKs vurdering. Du bør da sende inn ny søknad /framleggingsvurdering.

Konklusjon

Ikke søknadspliktig til REK

Med vennlig hilsen

Hilde Eikemo
Sekretariatsleder, ph.d.
REK midt

Kopi til:
Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet

Vedlegg D – Post-hoc test for T1W- og PDW-SPAIR-AX-sekvensen

T1W				PDW-SPAIR-AX			
Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.	Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2 – CS 0	12.909	.236	1.000	CS 2 – CS 0	20.364	.062	1.000
CS 2.4 – CS 0	27.182	.013	.352	CS 2.4 – CS 0	30.409	.005	.147
CS 2.4 – CS 2	14.273	.190	1.000	CS 2.4 – CS 2	10.045	.356	1.000
CS 2.8 – CS 0	38.636	< .001	.011	CS 2.8 – CS 0	28.091	.010	.278
CS 2.8 – CS 2.0	25.727	.018	.509	CS 2.8 – CS 2.0	7.727	.478	1.000
CS 2.8 – CS 2.4	11.455	.293	1.000	CS 2.4 – CS 2.8	-2.318	.831	1.000
CS 3.2 – CS 0	45.273	< .001	.001	CS 3.2 – CS 0	47.136	< .001	.000
CS 3.2 – CS 2.0	32.364	.003	.083	CS 3.2 – CS 2.0	26.773	.014	.391
CS 3.2 – 2.4	18.091	.097	1.000	CS 3.2 – 2.4	16.727	.125	1.000
CS 3.2 – CS 2.8	6.636	.542	1.000	CS 3.2 – CS 2.8	19.045	0.80	1.000
CS 3.6 – CS 0	58.000	< .001	.000	CS 3.6 – CS 0	62.727	< .001	.000
CS 3.6 – CS 2	45.091	< .001	.001	CS 3.6 – CS 2	42.364	< .001	.003
CS 3.6 – CS 2.4	30.818	.005	.131	CS 3.6 – CS 2.4	32.318	.003	.084
CS 3.6 – CS 2.8	19.364	.075	1.000	CS 3.6 – CS 2.8	34.636	.001	.041
CS 3.6 – CS 3.2	12.727	.243	1.000	CS 3.6 – CS 3.2	15.591	.152	1.000
CS 4.0 – CS 0	59.091	< .001	.000	CS 4.0 – CS 0	55.545	< .001	.000
CS 4.0 - CS 2.0	46.182	< .001	.001	CS 4.0 - CS 2.0	35.182	.001	.035
CS 4.0 – CS 2.4	31.909	.003	.095	CS 4.0 – CS 2.4	25.136	.021	.589
CS 4.0 – CS 2.8	20.455	.060	1.000	CS 4.0 – CS 2.8	27.455	.012	.328
CS 4.0 – CS 3.2	13.818	.205	1.000	CS 4.0 – CS 3.2	8.409	.440	1.000
CS 4.0 – CS 3.6	1.091	.920	1.000	CS 3.6 – CS 4.0	-7.182	.510	1.000
CS 4.4 – CS 0	66.909	< .001	.000	CS 4.4 – CS 0	63.727	< .001	.000
CS 4.4 – CS 2.0	54.000	< .001	.000	CS 4.4 – CS 2.0	43.364	< .001	.002
CS 4.4 – CS 2.4	39.727	< .001	.007	CS 4.4 – CS 2.4	33.318	.002	.062
CS 4.4 – CS 2.8	28.273	.009	.265	CS 4.4 – CS 2.8	35.636	.001	.030
CS 4.4 – CS 3.2	21.636	.047	1.000	CS 4.4 – CS 3.2	16.591	.128	1.000
CS 4.4 – CS 3.6	8.909	.413	1.000	CS 4.4 – CS 3.6	1.000	.927	1.000
CS 4.4 – CS 4.0	7.919	.413	1.000	CS 4.4 – CS 4.0	8.182	.453	1.000

Vedlegg E – Post-hoc test for T2W-SPAIR-sekvensen

T2W-SPAIR			
Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2.0 – CS 0	16.545	.003	.015
CS 2.4 – CS 0	23.000	< .001	.000
CS 2.4 – CS 2.0	6.455	.239	1.000
CS 2.8 – CS 0	26.455	< .001	.000
CS 2.8 – CS 2.0	9.909	.070	.423
CS 2.8 – CS 2.4	3.455	.528	1.000

Vedlegg F – Post-hoc test for PDW-SPAIR-COR-sekvensen

PDW-SPAIR-COR			
Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2 – CS 0	22.500	.030	.851
CS 2.4 – CS 0	29.200	.005	.139
CS 2.4 – CS 2	6.700	.519	1.000
CS 2.8 – CS 0	34.900	< .001	.022
CS 2.8 – CS 2.0	12.400	.233	1.000
CS 2.8 – CS 2.4	5.700	.583	1.000
CS 3.2 – CS 0	44.800	< .001	.000
CS 3.2 – CS 2.0	22.300	.032	.893
CS 3.2 – 2.4	15.600	.133	1.000
CS 3.2 – CS 2.8	9.900	.341	1.000
CS 3.6 – CS 0	44.800	< .001	.000
CS 3.6 – CS 2	22.300	.032	.893
CS 3.6 – CS 2.4	15.600	.133	1.000
CS 3.6 – CS 2.8	9.900	.341	1.000
CS 3.6 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 4.0 – CS 0	55.000	< .001	.000
CS 4.0 - CS 2.0	32.500	.002	.049
CS 4.0 – CS 2.4	25.800	.013	.365
CS 4.0 – CS 2.8	20.100	0.53	1.000
CS 4.0 – CS 3.2	10.200	.326	1.000
CS 4.0 – CS 3.6	10.200	.326	1.000
CS 4.4 – CS 0	48.800	< .001	.000
CS 4.4 – CS 2.0	26.300	.011	.319
CS 4.4 – CS 2.4	19.600	.059	1.000
CS 4.4 – CS 2.8	13.900	.181	1.000
CS 4.4 – CS 3.2	4.000	.385	1.000
CS 4.4 – CS 3.6	4.000	.385	1.000
CS 4.0 – CS 4.4	-6.200	.551	1.000

Vedlegg G – Post-hoc test for vurdering av artefakter i T1W-sekvensen

Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2.4 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 2.0 – CS 2.8	.000	1.000	1.000
CS 3.6 – CS 4.0	.000	1.000	1.000
CS 2.0 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 3.2 – CS 4.0	.000	1.000	1.000
CS 3.2 – CS 3.6	.000	1.000	1.000
CS 2.0 – CS 3.6	.000	1.000	1.000
CS 2.8 – CS 4.0	.000	1.000	1.000
CS 2.8 – CS 3.6	.000	1.000	1.000
CS 2.8 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 2.0 – CS 4.0	.000	1.000	1.000
CS 2.4 – CS 4.0	.000	1.000	1.000
CS 2.4 – CS 3.6	.000	1.000	1.000
CS 2.0 – CS 2.4	.000	1.000	1.000
CS 2.4 – CS 2.8	.000	1.000	1.000
CS 0 – CS. 4.0	-4.000	.433	1.000
CS 0 – CS 3.6	-4.000	.433	1.000
CS 0 – CS 3.2	-4.000	.433	1.000
CS 0 – CS 2.8	-4.000	.433	1.000
CS 0 – CS 2.0	-4.000	.433	1.000
CS 4.4 – CS 2.8	24.000	< .001	.000
CS 4.4 – CS 2.0	24.000	< .001	.000
CS 4.4 – CS 2.4	24.000	< .001	.000
CS 4.4 – CS 4.0	24.000	< .001	.000
CS 4.4 – CS 3.2	24.000	< .001	.000
CS 4.4 – CS 3.6	24.000	< .001	.000
CS 4.4 – CS 0	20.000	< .001	.003

Vedlegg H – Post-hoc test for vurdering av skarphet i T1W-sekvensen

Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2.4 - CS 0	3.045	.710	1.000
CS 2.0 – CS 0	7.000	.392	1.000
CS 2.8 – CS 0	7.000	.392	1.000
CS 2.8 – CS 2.4	3.955	.629	1.000
CS 2.0 – CS 2.4	-3.955	.629	1.000
CS 2.0 – CS 2.8	.000	1.000	1.000
CS 3.6 – CS 0	10.955	.181	1.000
CS 3.6 – CS 2.4	7.909	.334	1.000
CS 3.6 – CS 2.8	3.955	.629	1.000
CS 3.6 – CS 2.0	3.955	.629	1.000
CS 3.2 – CS 0	18.864	.021	.593
CS 3.2 – CS 2.4	15.818	.053	1.000
CS 3.2 – CS 2.0	11.864	.147	1.000
CS 3.2 – CS 2.8	11.864	.147	1.000
CS 3.2 – CS 3.6	-7.909	.334	1.000
CS 4.0 – CS 0	26.773	.001	.030
CS 4.0 – CS 2.0	19.773	.016	.440
CS 4.0 – CS 2.4	23.727	.004	.105
CS 4.0 – CS 2.8	19.773	.016	.440
CS 4.0 – CS 3.2	7.909	.334	1.000
CS 4.0 – CS 3.6	15.818	.053	1.000
CS 4.4 – CS 0	30.727	< .001	.005
CS 4.4 – CS 2.0	23.727	.004	.105
CS 4.4 – CS 2.4	27.682	< .001	.020
CS 4.4 – CS 2.8	23.727	.004	.105
CS 4.4 – CS 3.6	19.773	.016	.440
CS 4.4 – CS 3.2	11.864	.147	1.000
CS 4.4 – CS 4.0	3.955	.629	1.000

Vedlegg I – Post-hoc test for vurdering av skarphet i PDW-SPAIR-AX-sekvensen

Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig
CS 2.4 – CS 0	20.182	0.38	1.000
CS 3.2 – CS 0	23.864	.014	.402
CS 3.2 – CS 2.4	3.682	.706	1.000
CS 2.8 – CS 0	27.545	.005	.132
CS 2.0 – CS 2.4	-7.364	.450	1.000
CS 2.0 – CS 3.2	-3.682	.706	1.000
CS 2.0 – CS 2.8	.000	1.000	1.000
CS 2.8 – CS 2.4	7.364	.450	1.000
CS 2.0 – CS 0	27.545	.005	.132
CS 2.8 – CS 3.2	-3.682	.706	1.000
CS 3.6 – CS 4.0	.000	1.000	1.000
CS 4.0 – CS 2.4	16.909	.083	1.000
CS 3.6 – CS 2.4	16.909	.083	1.000
CS 3.6 – CS 2.8	9.545	.327	1.000
CS 4.0 – CS 2.8	9.545	.327	1.000
CS 3.6 – CS 0	37.091	< .001	.004
CS 4.0 – CS 2.0	9.545	.327	1.000
CS 3.6 – CS 2.0	9.545	.327	1.000
CS 4.0 – CS 0	37.091	< .001	.004
CS 3.6 – CS 3.2	13.227	.175	1.000
CS 4.0 – CS 3.2	13.227	.175	1.000
CS 4.4 – CS 0	50.318	< .001	.000
CS 4.4 – CS 2.4	30.136	.002	.056
CS 4.4 – CS 3.2	26.455	.007	.186
CS 4.4 – CS 2.0	22.773	.019	.545
CS 4.4 – CS 2.8	22.773	.019	.545
CS 4.4 – CS 3.6	13.227	.175	1.000
CS 4.4 – CS 4.0	13.227	.175	1.000

Vedlegg J – Post-hoc test for vurdering av skarphet i PDW-SPAIR-COR-sekvensen

Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2.4 – CS 0	10.800	.244	1.000
CS 2.0 – CS 0	14.400	.120	1.000
CS 2.0 – CS 3.6	.000	1.000	1.000
CS 3.6 – CS 0	14.400	.120	1.000
CS 3.6 – CS 2.4	3.600	.698	1.000
CS 2.0 – CS 2.4	-3.600	.698	1.000
CS 2.8 – CS 0	21.600	.020	.556
CS 2.8 – CS 2.4	1.800	.244	1.000
CS 2.8 – CS 3.6	-7.200	.437	1.000
CS 2.8 – CS 2.0	7.200	.437	1.000
CS 4.0 – CS 0	22.050	.017	.488
CS 4.0 – CS 2.4	11.250	.225	1.000
CS 4.0 – CS 3.6	7.650	.409	1.000
CS 4.0 – CS 2.0	7.650	.409	1.000
CS 4.0 – CS 2.8	.450	.961	1.000
CS 3.2 – CS 0	24.150	.009	.258
CS 3.2 – CS 2.4	13.350	.150	1.000
CS 3.2 – CS 3.6	-9.750	.293	1.000
CS 3.2 – CS 2.0	9.750	.293	1.000
CS 3.2 – CS 2.8	2.500	.783	1.000
CS 3.2 – CS 4.0	-2.100	.821	1.000
CS 4.4 – CS 0	39.000	< .001	.001
CS 4.4 – CS 2.4	28.200	.002	.066
CS 4.4 – CS 2.0	24.600	.008	.223
CS 4.4 – CS 3.6	24.600	.008	.223
CS 4.4 – CS 2.8	17.400	.061	1.000
CS 4.4 – CS 4.0	16.950	.068	1.000
CS 4.4 – CS 3.2	14.850	.109	1.000

Vedlegg K – Post-hoc test for vurdering av diagnostisk kvalitet i T1W-sekvensen

Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2.0 – CS 2.4	.000	1.000	1.000
CS 0 – CS 2.4	-1.091	.901	1.000
CS 0 – CS 2.0	-1.091	.901	1.000
CS 3.2 – CS 0	10.636	.224	1.000
CS 2.8 – CS 2.0	11.727	.180	1.000
CS 2.8 – CS 0	10.636	.224	1.000
CS 3.2 – CS 2.0	11.727	.180	1.000
CS 2.8 – CS 2.4	11.727	.180	1.000
CS 3.2 – CS 2.4	11.727	.180	1.000
CS 2.8 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 3.6 – CS 2.4	19.545	.025	.710
CS 3.6 – CS 2.0	19.545	.025	.710
CS 3.6 – CS 0	18.455	.035	.974
CS 3.6 – CS 3.2	7.818	.371	1.000
CS 3.6 – CS 2.8	7.818	.371	1.000
CS 4.0 – CS 2.0	27.364	.002	.049
CS 4.0 – CS 2.4	27.364	.002	.049
CS 4.0 – CS 0	26.273	.003	.074
CS 4.0 – CS 2.8	15.636	.074	1.000
CS 4.0 – CS 3.2	15.636	.074	1.000
CS 4.0 – CS 3.6	7.818	.371	1.000
CS 4.4 – CS 2.0	28.545	.001	.031
CS 4.4 – CS 2.4	28.545	.001	.031
CS 4.4 – CS 0	27.455	.002	.047
CS 4.4 – CS 2.8	16.818	.054	1.000
CS 4.4 – CS 3.2	16.818	.054	1.000
CS 4.4 – CS 3.6	9.000	.303	1.000
CS 4.4 – CS 4.0	1.182	.892	1.000

Vedlegg L – Post-hoc test for vurdering av diagnostisk kvalitet i PDW-SPAIR-AX-sekvensen

Gruppe	Test Stat.	Sig.	Adj. Sig.
CS 2.4 – CS 0	17.455	.076	1.000
CS 2.4 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 3.2 – CS 0	17.455	.076	1.000
CS 2.0 – CS 0	17.455	.076	1.000
CS 2.0 – CS 2.4	.000	1.000	1.000
CS 2.0 – CS 3.2	.000	1.000	1.000
CS 2.8 – CS 0	23.364	.018	.494
CS 2.8 – CS 2.0	5.909	.548	1.000
CS 2.8 – CS 2.4	5.909	.548	1.000
CS 2.8 – CS 3.2	-5.909	.548	1.000
CS 3.6 – CS 0	36.365	< .001	.006
CS 3.6 – CS 2.0	18.909	.055	1.000
CS 3.6 – CS 2.4	18.909	.055	1.000
CS 3.6 – CS 3.2	18.909	.055	1.000
CS 3.6 – CS 2.8	13.000	.187	1.000
CS 4.0 – CS 0	39.909	< .001	.001
CS 4.0 – CS 2.0	22.455	.023	.631
CS 4.0 – CS 2.4	22.455	.023	.631
CS 4.0 – CS 3.2	22.455	.023	.631
CS 4.0 – CS 2.8	16.545	.093	1.000
CS 4.0 – CS 3.6	3.545	.719	1.000
CS 4.4 – CS 0	45.818	< .001	.000
CS 4.4 – CS 3.2	28.364	.004	.111
CS 4.4 – CS 2.4	28.364	.004	.111
CS 4.4 – CS 2.0	28.364	.004	.111
CS 4.4 – CS 2.8	22.455	.023	.631
CS 4.4 – CS 3.6	9.455	.337	1.000
CS 4.4 - CS 4.0	5.909	.548	1.000

Vedlegg M – Radiologens vurdering av artefakter i fire MR-sekvenser

T1W-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	5	5	4
5	5	5	5	5	5	5	4
5	5	5	5	5	5	5	4
5	5	5	5	5	5	5	4
5	5	5	5	5	5	5	4
4	5	5	5	5	5	5	4

PDW-SPAIR-AX-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	5	4	4	5	5	4	4
5	5	4	5	5	5	4	5
5	5	5	5	4	5	5	4
5	5	5	5	5	5	5	5
4	5	5	5	4	5	5	5
5	5	4	4	4	5	5	5
5	4	5	5	5	5	5	4
5	5	5	5	5	5	5	5
5	4	4	5	5	4	5	4
5	5	5	4	5	4	5	5
5	4	4	4	5	4	4	4

T2W-SPAIR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
5	4	5	4				
5	5	5	5				
5	5	5	5				
5	5	5	5				
4	5	4	5				
5	5	5	5				
4	4	5	5				
4	4	5	4				
5	5	5	5				
5	5	4	4				
5	4	4	5				

PDW-SPAIR-COR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
5	5	5	5	5	5	5	5
5	5	5	5	5	4	5	3
5	3	5	5	4	5	5	4
5	4	5	5	4	4	5	4
5	5	5	4	4	4	5	4
4	4	4	4	4	4	4	4
4	5	4	5	4	4	4	4
5	4	4	5	4	4	3	4
3	4	4	4	4	4	3	3
4	3	3	4	4	4	4	3

Vedlegg N – Radiologens vurdering av skarphet i fire MR-sekvenser

T1W-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	3	4	4	4	4	4	3
4	4	4	4	4	4	3	3
4	4	4	4	4	4	3	3
4	4	4	4	3	4	3	3
4	4	4	4	4	4	3	3
5	4	4	4	3	4	4	4
4	4	4	4	3	4	3	4
4	4	4	4	3	4	3	4
4	4	4	4	4	3	4	4
4	4	4	3	4	4	4	3
4	4	4	4	4	3	4	3

PDW-SPAIR-COR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	3	3	4	4	3	3	3
4	4	3	4	4	3	4	3
5	4	4	4	4	3	4	2
4	3	4	4	4	2	2	3
4	4	4	3	4	3	3	3
5	3	4	3	3	4	3	3
5	4	3	3	3	4	3	2
4	4	4	4	3	3	3	3
4	3	3	3	4	3	3	3
4	3	4	3	3	4	3	3
4	3	4	3	3	3	4	3

T2W-SPAIR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
3	4	4	3				
4	2	3	3				
4	2	4	4				
4	3	4	3				
3	4	4	3				
4	3	4	4				
3	4	3	3				
3	4	3	3				
3	3	3	3				
4	3	2	2				
4	2	4	4				

PDW-SPAIR-COR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	4	4	4	3	4	4	3
4	4	4	4	4	3	4	3
4	3	4	3	3	4	2	3
4	3	3	3	3	4	2	3
4	3	3	3	3	3	3	2
3	3	3	3	3	3	4	2
4	4	4	3	4	4	2	2
3	4	4	3	3	3	3	2
4	3	3	3	2	3	3	2
4	3	3	3	3	3	4	3

Vedlegg O – Radiologens vurdering av diagnostisk kvalitet i fire MR-sekvenser

T1W-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	4	4	4	4	3	3	2
4	4	4	4	4	3	3	3
4	4	4	4	3	4	3	3
4	4	4	4	3	4	3	3
4	4	4	4	4	4	3	3
5	4	4	4	4	4	4	4
4	4	4	4	4	3	3	4
4	4	4	4	3	4	4	3
4	4	4	3	4	3	4	3
4	4	4	3	4	4	4	4
3	4	4	3	4	3	3	4

PDW-SPAIR-AX-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	3	3	4	4	3	2	2
4	4	3	3	4	2	4	3
5	4	3	4	3	3	3	2
4	3	4	4	4	2	2	3
3	4	4	3	4	3	3	3
4	3	4	2	3	4	3	3
5	4	3	3	3	4	3	2
4	4	4	4	3	3	3	3
4	3	3	3	4	3	3	3
4	4	4	3	3	3	3	3
4	3	4	4	4	3	3	3

T2W-SPAIR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
3	4	3	3				
3	2	2	2				
4	2	4	3				
4	2	3	3				
3	4	4	3				
3	3	3	4				
3	4	3	2				
2	3	3	3				
3	3	3	3				
4	3	2	2				
4	2	4	4				

PDW-SPAIR-COR-sekvensen

CS 0	CS 2.0	CS 2.4	CS 2.8	CS 3.2	CS 3.6	CS 4.0	CS 4.4
4	4	3	5	3	4	2	3
3	3	4	3	3	3	3	3
4	2	4	3	3	3	2	4
3	3	3	2	3	3	2	2
3	3	2	3	3	2	3	2
2	3	2	3	3	3	4	2
4	4	4	3	3	3	2	2
3	2	3	2	2	2	2	2
3	3	3	2	2	3	3	2
4	3	2	2	2	3	3	3

