

Metodbok för användande av MR inom Strålterapi

Version 1, 2015.10.22

Christian Gustafsson, leg Sjukhusfysiker, MSc, Skånes Universitetssjukhus
Maja Sohlén, leg Sjukhusfysiker, PhD, Sahlgrenska Universitetssjukhuset

Innehållsförteckning

Syfte.....	4
Generell introduktion.....	5
MR i strålterapi.....	5
Skonsam Strålbehandling.....	6
Viktiga skillnader mellan MRinRT och diagnostisk MR.....	7
Geometrisk distorsion.....	8
Patientupplägg och fixeringstillbehör.....	9
MR-skannern.....	9
Fixering och kolfiber.....	9
Patientupplägg.....	10
Spolar – avstånd till spolen.....	10
MR-säkerhet (NY?).....	10
Praktisk implementering.....	11
Generella rekommendationer.....	11
Matchning av bilder.....	11
Syfte.....	11
Arbetsbeskrivning, sammanfattning.....	11
Arbetsbeskrivning.....	12
Praktisk implementering – olika anatomiska områden.....	15
Huvud.....	15
Förberedelser.....	15
Sekvenser.....	15
Upplägg & spolar.....	18
Scanning.....	20
Huvud – stereotaksi.....	20
Förberedelser.....	20
Sekvenser.....	20
Upplägg & spolar.....	22
Scanning.....	23
Huvud/hals-området (H&N).....	23
Förberedelser.....	23
Sekvenser.....	23
Upplägg & spolar.....	26
Scanning.....	27

Bildanvändning	27
Prostata	28
Förberedelser	28
Sekvenser	28
Upplägg & spolar	30
Scanning	33
Kvalitetskontroll	35
Appendix A - Leverantörsspecifika sekvensförslag	36
Huvud	37
Huvud Stereotaxi	38
H&N	40
Prostata	42
Referenser	44

Syfte

Syftet med denna metodbok är mångfaldigt. De kortsiktiga målen under metodbokens framtagning har varit:

- Att öka samarbetet mellan svenska sjukhus som använder MR i strålterapi för target- och riskorganinritning. Då användning av MR i strålterapi i Sverige är en relativt ny företeelse (skrivet 2015) är samarbete och kunskapsspridning viktigt för skapandet av rätt kompetens.
- Att belysa likheter och skillnader vid svenska sjukhus gällande användning av MR i strålterapi. Detta har både fungerat som en inspirationskälla för sjukhusen och en katalysator för utveckling och användning.

De långsiktiga målen med denna metodbok är:

- Att skapa en tydlighet och hjälp för sjukhus och personal vid dessa som vill börja implementera MR i strålterapi.
- Att metodbokens innehåll ska vara av både allmän karaktär, men även så konkret att den ska kunna appliceras på leverantörspecifik utrustning.
- Att belysa skillnader mellan radiologisk MR och MR i strålterapi.
- Att med tydliga arbetsrutiner och förklarande bilder guida användaren vid bildtagning av olika anatomier.
- Att tydliggöra varje MR-sekvens användningsområde samt förklara hur dessa MR-bilder bör och inte bör användas inom strålterapi.

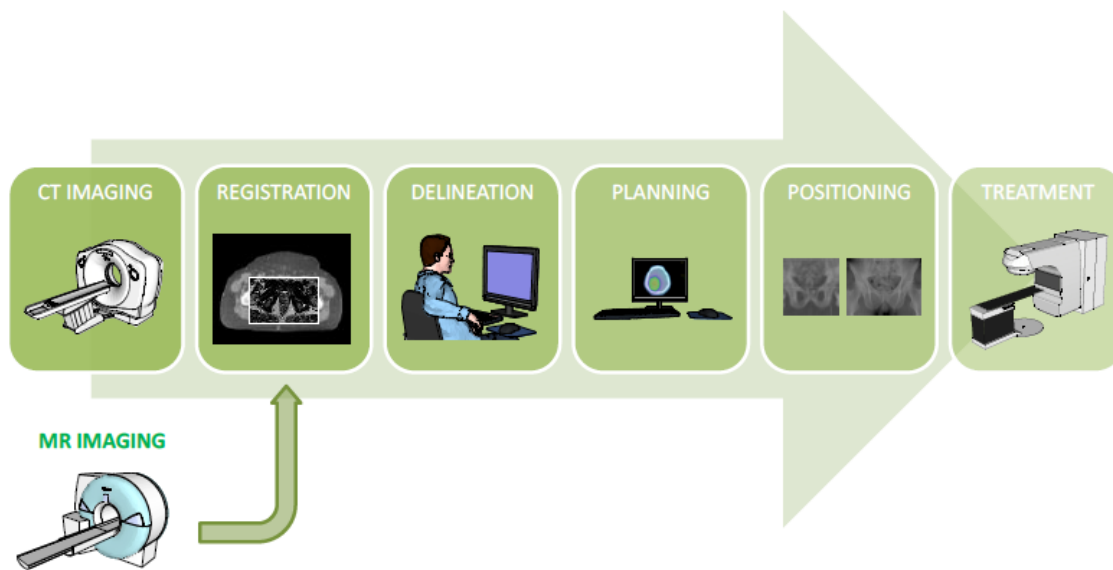
Primärt kommer metodboken att fungera som en handbok för hur MR-bilder används tillsammans med CT-bilder inom strålterapi. I en framtida version av metodboken kommer även ett arbetsflöde för dosplanering på MR-bilder att finnas med.

Generell introduktion

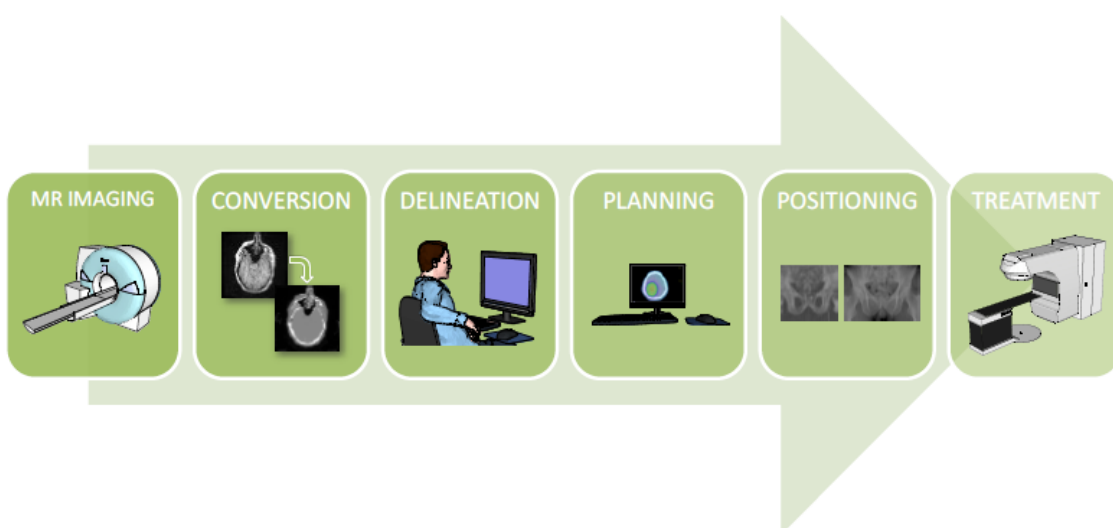
MR i strålterapi

Integreringen av MR i strålterapi (**MRinRT**) kan delas upp i två delar som båda kan existera samtidigt om kliniken så önskar. Det första spåret innebär användandet av MR-bilder enbart till definiering av target och riskorgan, och att dosplaneringen således fortfarande sker med CT-material, se Figur 1. Det andra spåret innebär att man även dosplaneringen baseras på MR-material, och man utesluter således CT helt ur behandlingskedjan, se Figur 2.

Metodboken kommer primärt endast att behandla det första spåret då det är detta som är mest aktuellt för de flesta kliniker 2015.



Figur 1. Flödet visar hur MR- och CT-material registreras till varandra för bättre definiering av target och riskorgan inom strålterapi. Bild från *Integration of MRI into the radiotherapy workflow*, PhD thesis, Joakim Jonsson, Umeå Universitet.



Figur 2. Flödet visar hur endast MR (ingen CT) skulle kunna användas för både dosplanering och definiering av target och riskorgan. Bild från *Integration of MRI into the radiotherapy workflow*, PhD thesis, Joakim Jonsson, Umeå Universitet.

Skonsam Strålbehandling

Det nationella projektet "Skonsam Strålbehandling" initierades 2013 från Umeå Universitetssjukhus och fick delfinansiering från Vinnova.

Vinnova är Sveriges innovationsmyndighet. Deras uppgift är att främja hållbar tillväxt genom att förbättra förutsättningarna för innovation och att finansiera behovsmotiverad forskning. Varje år investerar de ca 2,7 miljarder kronor i olika insatser (<http://www.vinnova.se/sv/Om-VINNOVA/>, 2015).

Många Svenska universitetssjukhus fick under 2014 finansiellt stöd för medverkan i detta projekt. Syftet med projektet "Skonsam Strålbehandling" var integrering av MR i strålterapiarbetsflödet för att på så sätt kunna skapa en klinisk nytta för patienten i form av bättre behandling med mindre biverkningar.

"Skonsam Strålbehandling" bestod av fem arbetspaket.

- Arbetspaket 1: Optimering av sekvenser och markörer för MR bildtagning för RT-applikationer
- Arbetspaket 2: MR dosplanering
- Arbetspaket 3: Registrering och automatisk segmentering
- Arbetspaket 4: QA och geometrisk distorsion
- Arbetspaket 5: Kliniska metoder/Funktionell MR

Inom Arbetspaket 1 var ett av de önskade resultaten en metodbok som kunde sammanfatta och sprida kunskapen om hur man integrerar MR i strålterapi. Materialet som låg till grund för metodbokens protokollrekommendationer samlades bland annat in från en enkätinventering av MR-protokoll och patientuppläggsrutiner från universitetssjukhusen i Stockholm, Umeå, Lund, Göteborg och Uppsala.

Viktiga skillnader mellan MRinRT och diagnostisk MR

Kvalitén hos en MR-bild består av flera faktorer varav de mest betydande är spatiell upplösning, bildkontrast, signal-till-brus (SNR) och förekomsten av artefakter. I praktiken kommer man aldrig att kunna optimera samtliga av dessa faktorer utan man kommer alltid att behöva göra en kompromiss både mellan dem men också mellan bildkvalité och undersökningstid.

SNR påverkar både vår förmåga att uppfatta strukturer i bilder med låg kontrast, och att urskilja små objekt i en bild. Bildoptimering inom diagnostik består till stor del att säkerställa att det finns tillräckligt SNR i bilderna för att de skall vara diagnostiskt användbara. I det fallet eftersöks patologiska förändringar i bilderna vars förekomst eller position är okänd. Vid MRinRT är fallet annorlunda; patienten har redan fått en diagnos och det är således känt vad som förväntas påträffas i bilderna. I fallet MRinRT kan det därför vara acceptabelt med ett sämre SNR till fördel för andra bildkvalitetsparametrar.

Ytterligare en faktor som påverkar synbarheten av små objekt i bilden är den spatiella upplösningen in-plane, dvs. hur små element (pixlar) som bilden är uppdelad i. Den spatiella upplösningen in MR är begränsad av pixelstorleken vilket betyder att det minsta objekt som man kan visualisera har storleksordningen av en pixel. En hög spatiell upplösning är ett krav för att kunna urskilja små objekt i bilden men garanterar inte synlighet vid dålig bildkontrast eller dåligt SNR. Till den spatiella upplösningen in-plane kommer även upplösningen through-plane, snittjockleken. Generellt är snittjockleken den största dimensionen och är vanligtvis mest kritisk när det kommer till att visualisera en lesion. Väljer man ett tjockare snitt får man ett högre SNR men riskerar sämre bildkontrast på grund av partiella volymeffekter. Om snittet blir för tunt kan man istället missa små objekt på grund av ökat brus i bilden, under förutsättning att man inte kompenserar för minskat SNR med att öka scantiden. Samma resonemang gäller upplösningen in-plane, även om dimensionerna här ofta är mindre. Ett viktigt steg i bildoptimering är att bestämma gränsen mellan den spatiella upplösning som krävs för tillräckligt SNR och den spatiella upplösning som krävs för att kunna ses små anatomiska och patologiska detaljer, i relation till en relevant scantid.

Radiologi gör bilder så som de behöver vara för att ställa en noggrann diagnos, medan onkologi måste göra bilder så som de behöver vara för att kunna användas för att behandla noggrant, effektivt och säkert. Diagnostiska bilder har till syfte att upptäcka och karakterisera lesioner, till skillnad från bilder för strålterapi som har till syfte att bestämma utsträckning och position av lesioner i relation till kritiska strukturer. Alla ändringar av bildtagningen som krävs för optimal användning av MR-bilder inom strålterapi kostar tid. Ett MRinRT-scan tar ofta minst dubbelt så lång tid som motsvarande diagnostisk bildtagning, och måste då ändå ofta offra SNR. Detta på grund av att det finns en gräns för hur länge det är relevant att tro att en patient orkar med en undersökning. Det finns ingen vinst i att öka scantiden för att höja SNR om patienten undertiden börjar röra på sig för att de inte klarar av den långa undersökningstiden.

Inom diagnostik kan man använda ett reducerat field-of-view vilket är tidsbesparande. Vid RT är kroppskonturen en viktig del av matchningsprocessen och krävs för åtminstone en eller några bildserier för varje patient. Större field-of-view med bibehållen spatiell upplösning in-plane kräver större bildmatriser och därmed längre scantid. Därutöver krävs det inom strålterapi att MR-bilderna har relativt tunna snitt jämfört med diagnostisk bilder för utlinjering av target och riskorgan på ett tillfredställande sätt, samt att det är önskvärt att det inte finns något gap mellan de olika snitten, något som man vanligtvis använder sig av inom diagnostisk MR-bildtagning för att minska scantiden. Sammantaget betyder detta att man för MRinRT behöver betydligt fler snitt för samma täckningsområde vilket även det i sin tur medför i längre scantider.

Geometrisk distorsion

Geometrisk distorsion är vanligt förekommande inom MR och uppkommer på grund av inhomogeniteter i det statiska magnetfältet eller på grund av icke-linjära magnetfältsgradients. Vid diagnostisk bildtagning är geometrisk distorsion tolererbar så länge den diagnostiska förmågan inte påverkas. Vid MRinRT kräver både matchning av MR-bilder till CT och det faktum att linjeringen av target och riskorgan på MR används för dosplanering att bilderna har en minimal geometrisk distorsion.

Vid MRinRT kan användning av högre ordningens shimming, om tillgängligt, vara ett steg i att försöket att minimera den geometriska distorsionen. Ett annat viktigt steg är att optimera utläsningsbandbredden för varje sekvens. En hög bandbredd minimerar den geometriska distorsionen, men på bekostnad av SNR. Vid diagnostisk MR-bildtagning där en geometrisk distorsion till viss del är acceptabel kan man ofta använda en lägre utläsningsbandbredd och på så sätt få ett högre SNR. Ett sätt att minska distorsionen orsakad av icke-linjära gradienter vid MRinRT är att använda sig av den 3D-distorsionskorrektions som ofta finns tillgänglig från MR-leverantören. Det är också extra viktigt att man ser till att scanvolymen befinner sig i iso-centrum, och det kan vara en vinst i att överväga step-and-shoot- eller "continuous table move"-tekniker som säkerställer att undersökningsområdet hela tiden är i iso-center.

Patientupplägg och fixeringstillbehör

MR-skannern

Ett stort genombrott de senaste åren för införandet av MR i strålterapi har varit tillgängliggörandet av konventionella MR-kameror med 70 cm tunnelöppning. Även om det bara handlar om 10 cm så är den extra platsen tillräcklig för att i de flesta fall rymma den nödvändiga strålterapiutrustningen samtidigt som dessa magneter alltså har utmärkt gradient- och magnetprestanda.

En dedikerad MR-kamera på strålterapiavdelningen är att föredra. Det säkerställer att det finns tillräckligt med scannertid för strålterapidedikerade undersökningar, kan underlätta vid transporter av patienter, strålterapipersonal och immobiliseringsutrustning, och det kan hjälpa till vid inbokning av sekventiella CT- och MR-undersökningar. Dessutom är det långt ifrån säkert att aspekter som är viktiga för strålterapi såsom fälthomogenitet, gradientlinearitet, tunnelöppning och flexibla RF-spolar hade i åtanke när den diagnostiska maskinen upphandlades.

En MR-kamera på strålterapiavdelningen medger dessutom möjligheten till installation av ett lasersystem vilken är till hjälp vid positionering av patienten, och är ett krav om man tänker sig ett "MRI-only"-flöde där MR-simulatore helt skall ersätta CT-simulatore (Figur 2). De stora tillverkarna av MR-system erbjuder nu även möjligheten att strålterapiutrusta magnetkameran med bland annat en platt och indexerad bordstopp för att erhålla liknande patientupplägg som vid CT och strålbehandlingen, en RF-spole inbyggd i bordet, samt hållare och flexibla spollösningar för bildtagning av patienter i behandlingsläge.

Även om det är fördelaktigt att ha ett dedikerat MR-system på strålbehandlingen så är detta inget krav för att kunna använda MR-bilder för planering vid strålterapi. Det är dock alltid fördelaktigt att ha ett modernt MR-system med den senaste teknologin för högsta möjliga SNR, ex. ett stort antal separata RF-kanaler.

Högre fältstyrka har högre SNR och ökat kemiskt skift vilket är en fördel vid exempelvis spektroskopi och andra funktionella metoder, samt vissa fettundertryckningstekniker. Lägre fältstyrka är billigare, har mindre artefakter och mindre risk för till exempel uppvärmning. Vid rekonstruktion av vissa applikatorer för brachy-applikationer kan exempelvis en högre fältstyrka ge för stora artefakter och dessutom ge ökad uppvärmningsrisk.

Fixering och kolfiber

Många fixeringsutrustningar och tillbehör som används inom strålterapi är gjorda av kolfiber, ett stabilt material med bra hållfasthet. Kolfiber attenuerar inte heller strålningen nämnvärt och detta är den primära anledningen till dess vida användning som material för bordstoppen på strålbehandlings-CT och strålbehandlingsapparat.

Användning av kolfiber i MR är inte att rekommendera då det ger bildartefakter på grund av att kolfiber är elektriskt ledande och därför interfererar med det radiofrekventa fältet. För att efterlikna CT och strålterapi bordet erbjuder de flesta MR-leverantörer istället en platt bordstopp i MR-kompatibelt material.

MR-kompatibla fixationstillbehör för MR i strålterapi hittas ofta hos leverantörer för strålterapiutrustning. Alternativt kan dessa tillverkas i egen verkstad av lämpligt MR-kompatibelt material. För sekvenser som är extra känsliga för susceptibilitet bör man också se till att utrustningen inte orsakar onödiga susceptibilitetsinducerade geometriska distorsioner.

Patientupplägg

Strålterapi idag baseras på en uppsättning CT- och MR-bilder som samlas in under planeringsfasen för behandlingen. Utifrån dessa bilder definieras target och riskorgan, och en dosfördelning beräknas och optimeras baserat på organens position under dagen för bildtagning. Eftersom elektrondensitetsinformationen från CT-bilder behövs för dosberäkning kräver användandet av MR i strålterapi att MR-bilderna registreras till CT-bilderna. För att minimera osäkerheterna som introduceras på grund av matchningen mellan MR- och CT-bilderna är det en fördel att göra MR-undersökningen med patienten i behandlingsläge. Om möjligt är det även fördelaktigt att göra MR-undersökningen i omedelbar anslutning till CT-undersökningen.

I de fall man har en extern laserbåge till sitt förfogande läggs patienten upp med hjälp av de markeringar eller tatueringar som gjorts vid föregående CT. För undersökningar av huvud och halsområdet kan den sagittala lasern vara till hjälp för kontroll att patienten ligger rakt i masken. Vid bäckenundersökningar används även den horisontella lasern för att säkerställa korrekt rotation i bäckenet.

Eftersom fixationsutrustningar för strålterapi i många fall inte tillåter användandet av konventionella MR-spolar, ex. huvud- och huvud/halsspole, krävs en flexibel lösning för insamlandet av MR-signalen. De flesta leverantörer av MR-system kan tillhandahålla någon form av flexibla spollösningar som kan viras runt och kombineras efter behov. För att hålla dessa spolarrangemang på plats kan olika typer av stöd i form av spolkållare, band och sandsäckar vara till stor hjälp (se respektive anatomiskt område för exempel på patientupplägg).

Spolar – avstånd till spolen

Vid användning av MR i strålterapi är patientens icke deformerade hudkontur ofta viktig att få med i bilderna då det underlättar matchningen av MR-bilden till CT-bilden. I en situation där man endast använder sig av MR (ingen CT), för både target- och riskorganinritning, samt för dosplanering, är detta vitalt och kan inte kompromissas. Vid uppläggning av patienten inför bildtagning används det därför ofta bryggor eller distansbågar som skapar ett litet avstånd mellan patient och mottagarspole. Detta avstånd bör vara så litet som möjligt eftersom signalen som samlas in av mottagarspolen avtar med ökat avstånd.

Mer generellt om spolar- tillgång till flexibla spollösningar?

MR-säkerhet (NY?)

Borde man ha nåt här? Ex. informera patienten i förväg. Förklara undersökningen. Tidsåtgång. Frikostig med stesolid.

CG: Informera att man kanske inte kommer prata under undersökningen. Till skillnad mot radiologisk MR.

Praktisk implementering

Generella rekommendationer

Som en konsekvens av skillnaderna mellan radiologisk MR och MR i strålterapi kan ett antal generella rekommendationer ges:

Systemet:

- Bordstoppen på MR, CT och behandlingsmaskin bör ha samma kurvatur, oftast är den platt.
- Spolar ska placeras på ett sätt så att de inte förändrar hudkonturen.
- MR-systemet bör vara kompatibelt med samma fixeringssystem som används på CT.
- Anatomin som ska avbildas bör placeras så nära isocentrum i magnetkameran som möjligt.

MR-protokollet:

- Fundera noga vilka sekvenser som verkligen behövs och spendera scantid därefter.
- Gapet mellan bildskivor bör vara noll.
- Distorsionskorrektur bör appliceras i skivriktningen, inte bara i bildplanet. Brukar kallas *3D distortion correction*. Distorsionskorrektur i bildplanet är påslagen som standard.
- De producerade MR-bilderna bör ha samma vinkling som bilderna från CT. Oftast transversella och ovinklade.
- Mottagarbandbredden på MR-scannern bör sättas sådan att vatten-fett skiftet blir mindre än en pixel. Observera att detta är beroende på av magnetfältstyrka.
- FOV (Field-of-view) bör för MR-bilden (som matchas mot CT) vara tillräckligt stort för att täcka hudkonturen.
- Homogenisering av signalen i MR bilden för vara påslagen för att förbättra eventuell segmentering och intensitetsberoende matchning.

Bearbetning:

- Bilderna bör artefaktkontrolleras.
- Eventuella reformateringar bör resultera i transversella bilder för matchning mot CT. Isotropa voxlar är rekommenderat om man kör 3D sekvenser.

Matchning av bilder

Syfte

Att utföra rigid registrering av CT- och MR-bilder inför targetdefinition vid extern strålbehandling. Dosplaneringssystemet som används i detta fall är Varian ARIA®. Metoden kan användas vid matchning och registrering av MR- och CT-bildserier från bildmodaliteter som inte tillhör Strålbehandling. Det är då extra viktigt att kontrollera upplösning och snittplacering för de aktuella bildserierna. Kontrollera alltid att den upplösning man får i det plan (tra, sag, cor) som ska granskas är av, för ändamålet, acceptabel kvalitet.

Arbetsbeskrivning, sammanfattning

- Är CT:n inläst? Strukturset upprättat?
- Rita in eventuella hjälpstrukturer i CT-bilderna, se Tabell 1.
- Importera MR-bilderna.
- Namnge MR-bildserierna enligt Tabell 2.
- Skapa ny registrering, CT (target image) mot MR_T1 (source image).

- Utför registrering
- Namnge registreringen.
- Utvärdera resultatet. Skriv eventuellt kommentar.

Arbetsbeskrivning

Förberedelse

Öppna upp patienten i Eclipse-modulen "Contouring".

Se till att patientens aktuella CT-bildserie är inläst och upprättad med ett strukturset ("structure set") innan registreringen mellan MR- och CT-bilder kan påbörjas.

För att underlätta granskning av registrering (matchning) så ritas relevanta hjälpstrukturer in i CT-underlaget. För varje hjälpstruktur skapas en ny struktur (New Structure) i det aktuella struktursetet. Se namn och typ för de olika hjälpstrukturerna i Tabell 1. Använd gärna "Segmentation Wizard" vid inritning av skelett och hjärna. "Segmentation wizard" utförs genom att högerklicka på den skapade strukturen, bones eller hjärna, i struktursetet. Klicka på "Segmentation wizard" och välj det organ som ska autolinjeras, tryck på "next" och "next igen, avsluta med "close". Autolinjeringen är inte perfekt och eventuellt så behöver strukturen editeras. Ögon kan ofta ritas in som en cirkulär 3D-struktur med diametern 2,3 cm. Markera ett öga i taget i struktursetet och använd "Brush"-funktionen, aktivera "static"- och "3D"-brush och definiera diametern till 2,3 cm. Placera de tre snitten (tra, cor, sag) så att de korsas centralt i ögat, klicka i detta centrum. Gör samma sak för det andra ögat. Guldkornen kan utlinjeras med "Freehand"-funktionen.

Diagnosgrupp	Hjälpstruktur(er)	Namn	Typ	Övrig information
Cervix	Skelett	Bones	Skelett	
Head&Neck				Hjälpstrukturer används efter behov.
Prostata	Skelett Guldkorn	Bones Gold	Skelett Organ	Skelettet ritas in även för de patienter som har guldkorn.
Skalle (alla typer)	Hjärna Ögon	Brain Eye L Eye R	Organ Organ Organ	
Övriga				Hjälpstrukturer används efter behov.

Tabell 1. Hjälpstrukturer för utvärdering av registrering för respektive diagnosgrupp. Sätt aldrig någon struktur innanför "Body" till att vara av typen "support". Det skapar problem vid dosberäkning i Eclipse.

Importera MR-bilderna från strålterapiens MR-kamera

Importera de aktuella MR-bildserierna (File -> Import->Wizard->Dicom Import, välj nod. Detta förutsätter att bilder skickats till denna Dicom nod. Tryck "next", välj den aktuella patienten i listan, tryck "next". Eftersom du redan har den aktuella patienten öppen i ARIA så kan du nu välja "task patient". Kontrollera att det är samma patient som är öppen som nu ska importeras, kontrollera namn och personnummer. Tryck "next", kontrollera att du har de aktuella MR-bildserierna "new and connected" i "ARIA data" (kolumnen till höger). Tryck "Finish".

Namnge MR-bildserierna enligt Tabell 2. Det fullständiga namnet på MR-bildserierna hittas under respektive bildseries "Properties", under "Comment".

Typ av MR-bildserie	Namn på MR-bildserien
T1	MR_T1
T1, fatsat	MR_T1_FATSAT

T1, gadoliniumkontrast	MR_T1_GD
T2	MR_T2
T2, dark fluid	MR_T2_FLAIR
Diffusion	MR_Diff
Perfusion	MR_Perf

Tabell 2. MR-bildserier och dess avsikter.

Registrering (matchning)

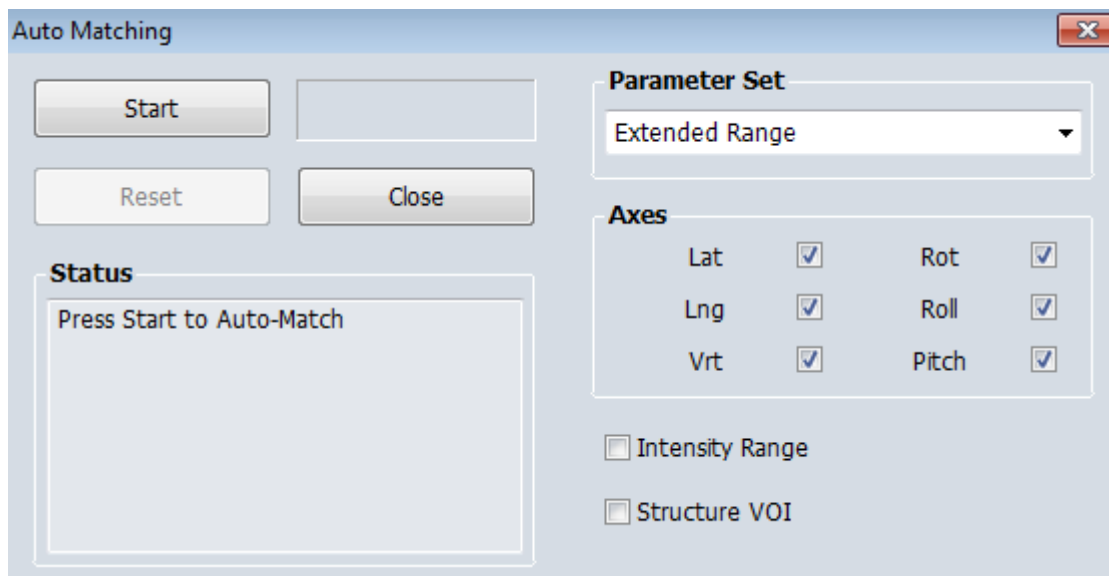
Gå över i Eclipse-modulen "Registration".

Verifiera att alla bildserierna som du vill matcha, T1 och T2 (MR_T1, MR_T1_GD, MR_T2, MR_T2_FLAIR), har samma "Frame of Reference" (FoR). Det kan verifieras med att se så att de är omgivna av en gemensam streckad gul/orange linje i "Registration", alternativt kontrollera FoR i "Properties" för respektive bildserie. Diffusions- och perfusionsbildserier får generellt **inte** samma FoR som T1- eller T2-bildserier. Detta beror på att dessa funktionsbildserier inte har samma geometriska integritet som anatomiska bildserier.

Skapa en ny rigid registrering (Registration -> New Rigid Registration), namnge registreringen till "CT VS T1". Det är, om inget annat anges, alltid CT- och T1-bildserierna (MR_T1 och inte MR_T1_GD) som matchas mot varandra. T1-bildserien är framtagen för att avbilda anatomin på ett bra sätt, ex. kortikalt ben, guldkorn och hjärna. Eftersom T1- och T2-bildserien (MR_T1, MR_T1_GD, MR_T2, MR_T2_FLAIR) har samma FoR så blir alla bildserierna registrerade mot CT-bildserien, inte enbart T1-bildserien. Välj sedan MR_T1 som "Source Image" och CT-bildserien som "Target Image". Vid registreringen kommer då MR-bildserierna anpassas och positioneras till CT-bildserien, och inte tvärtom. Tryck "Ok". Det sker ingen registrering nu, men det dyker nu upp en pil som pekar från MR-bildserierna till CT-bildserien. Nu är det dags för själva registreringen.

Anatomiregistrering

Då det är anatomi som ska matchas så väljs automatisk matchning (Registration -> Auto Matching). En dialogruta dyker upp, se Figur 3. Det dyker också upp en röd box över bilderna. Placera och editera storleken på den röda boxen så den passar över den volym som du vill ska ingå i registreringen. Det är endast volymen innanför den röda boxen som systemet tar hänsyn till i registreringen. För denna typ av registrering så ska alla sex frihetsgraderna ("Axes") användas (lat, lng, vrt, rot, roll, pitch). Tryck sedan på "Start", se Figur 3. Upprepa tills du ser att MR-bilden inte längre flyttar sig nämnvärt vid registreringen.



Figur 3. Dialogruta vid "Auto matchning"

Punktregistrering (ex. guldcorn)

Då det är guldcorn som ska matchas så väljs punktmatchning (Registration -> Point Match). Placera ut registreringspunkterna på respektive guldcorn. Registreringspunkterna flyttas från det nedre högra hörnet i den transversella bildvyn, se Figur 4. OBS! Se till att registreringspunkt 1,2 och 3 hamnar över motsvarande guldcorn i respektive bildserie. Starta registreringen när du är nöjd med placeringen av registreringspunkterna, (Registration -> Execute Point Match). Upprepa tills du ser att MR-bilden inte längre flyttar sig nämnvärt vid registreringen.



Figur 4. Illustration över vyerna vid punktmatchning. Punkterna som ska placeras ut hittas nere till höger i respektive bildseries transversella vy.

Utvärdering och godkännande

Kontrollera matchningen. Hur ser Body-strukturen från CT-bilderna ut på MR-bilderna? Hur mycket har bilderna roterats? Varför? Rotation och translation för registreringen hittas då man höger-klickar på pilen mellan MR- och CT-bildserierna, och väljer "Properties", under fliken "Tech (Reg)".

Skriv en kommentar till registreringen om något inte följer standarden, eller är annorlunda och nytt på annat sätt. I Eclipse, markera själva registreringen, högerklicka. Välj fliken "Properties", använd kommentarrutan för "Transformation comment".

Hjälppstrukturer får raderas efter den egna granskningen av registreringen. Den läkare som definierar och ritar target ansvarar för att registrering/matchning är av acceptabel kvalitet för ändamålet.

Praktisk implementering – olika anatomiska områden

Huvud

Förberedelser

Användning av kontrastmedel regleras utifrån lokala rutiner. Generellt rekommenderas att endast använda kontrast på en av modaliteterna inom ett dygn för att minska njurbelastning hos patienten.

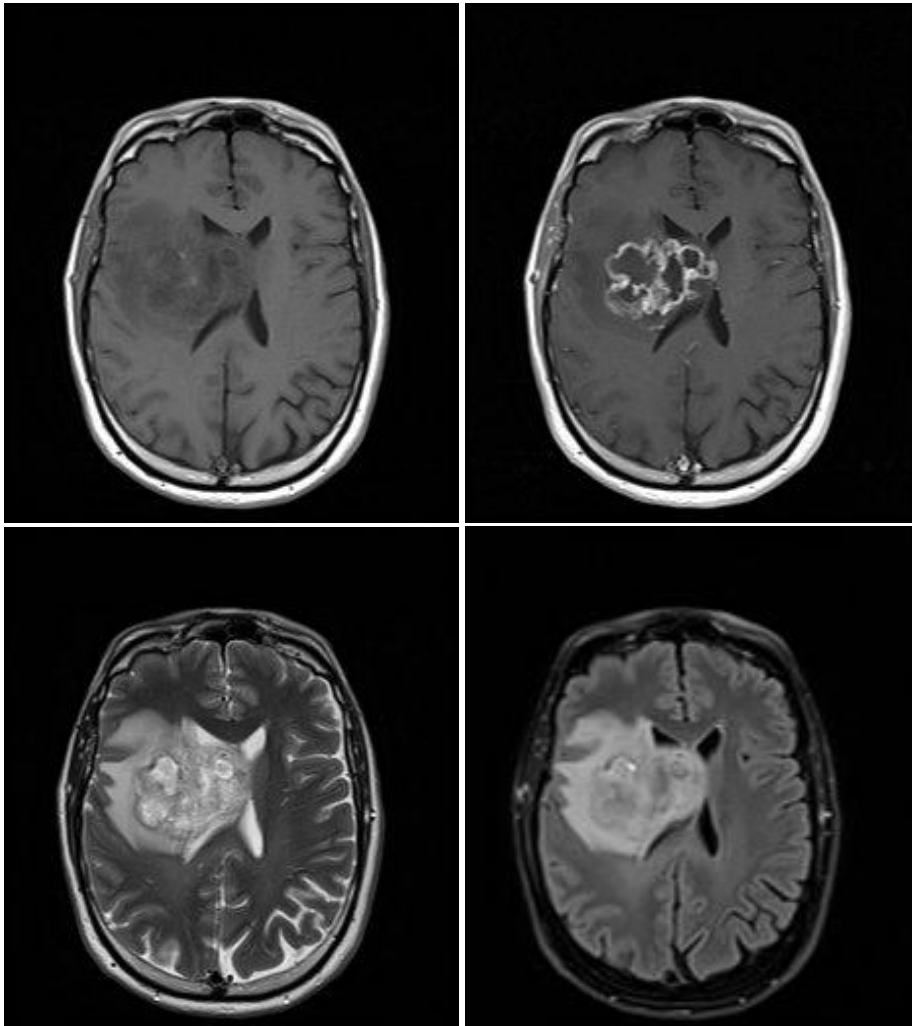
Sekvenser

Sekvensexempel

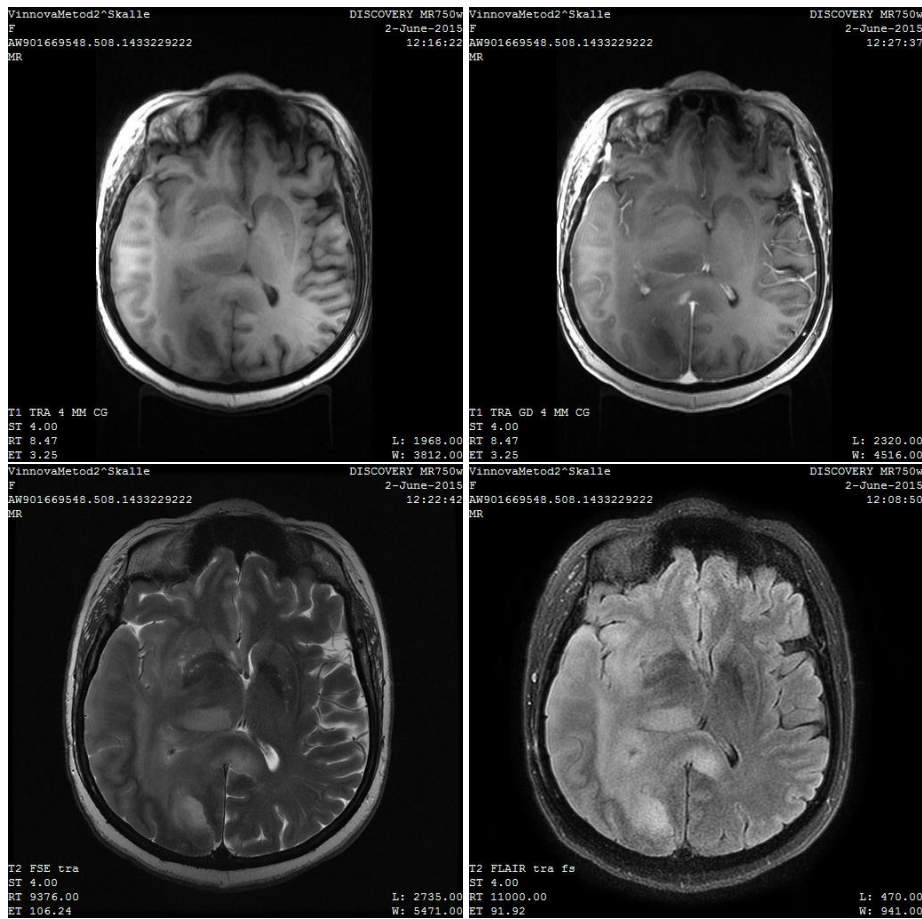
Scan	Bildanvändning	Ev. problem
Axial T1W	Matchning mot CT samt anatomi före kontrast.	
Axial T2W	Inritning av target och riskorgan.	
Axial T2W FLAIR	Utlinjering av vasogent ödem/infiltrativt gliom (ljst).	Artefakter från CSF-pulsation
Axial T1W med kontrast	Utlinjering av områden med defekt blodhjärnbarriär och neovaskularisering (ljst).	Postoperativa blodprodukter – jämför med pre-kontrast T1W

Tabell 3. Sekvensrekommendationer för skalle

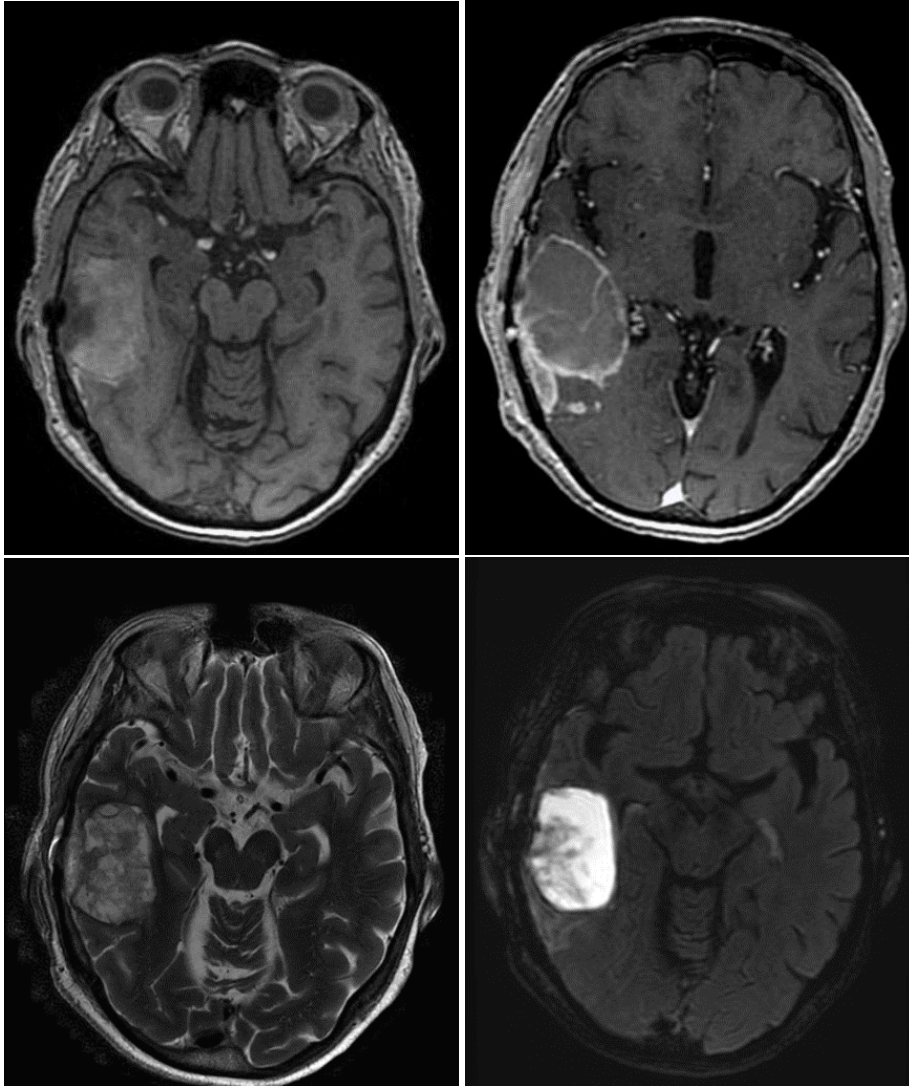
Bildexempel



Figur 5. Bilder från Siemens Aera 1.T system i Göteborg. a) T1 TSE tra (4:54 min), b) T1 TSE Gd tra, (4:54 min), c) T2 TSE tra (4:43 min), d) T2 TIRM dark fluid tra (5:45 min).



Figur 6. Bilder från GE Discovery 750W 3.0T system i Lund. a) T1 BRAVO sag reformaterad till tra (4:00 min), b) T1 BRAVO Gd sag reformaterad till tra (4:00 min), c) T2 FSE tra (3:52 min), d) T2 FLAIR FatSat tra (3:51 min).



Figur 7. Bilder från GE Signa PET/MR 3.0T system i Umeå. a) T1 FSPGR tra (2:09 min), b) T1 FSPGR Gd tra (2:09 min), c) T2 PROPELLER tra (ca 5 min), d) T2 Cube FatSat dark fluid sag reformaterad till tra (6:57 min).

Upplägg & spolar

Lasermarkering

Linjera upp efter tidigare markeringar på fixeringsmask, om sådana finns. För att säkerställa att patienten ligger så rakt som möjligt i masken är det speciellt viktigt att kontrollera att den sagittella lasern följer tidigare markering, alternativt är centrerad på patienten.

Spolupplägg



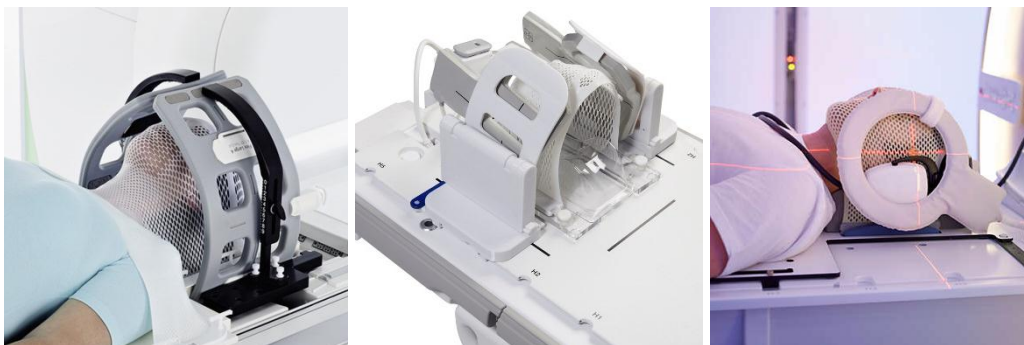
Figur 8. Spolupplägg för Siemens Aera 1.5 T system i Göteborg med 2 stycken Flex Large spolar virade runt huvudet. Spolarna sticks in och kläms fast under den platta bordstoppens huvuddel för att även täcka bakre delen av huvudet, och sätts ihop framtill med kardborreband. Med detta upplägg används inte ryggspolens element. Spolarna stöds med sandsäckar på sidorna för att komma närmre huvudet och undvika att de trycker på patientens näsa och ansikte.



Figur 9. Spolupplägg för GE Discovery 750W 3.0T system i Lund. Uppsättningen kallas GEM RTSuite och här används två delar: 1) GEM RT Open Array som är en tilläggs-skiva i bordet (ej synlig), 2) 6-Channel Flex Coil, sitter till vänster och höger om huvudet. Den avlånga spolen som ligger nedanför används ej.

Distansbågar

De flesta större leverantörerna av MR-system har någon form av RT-anpassat utrustningspaket där distansbågar i olika utformning ofta ingår.



Figur 10. RT-anpassat spolupplägg för bildtagning av huvud från a) Siemens, b) GE, och c) Philips.

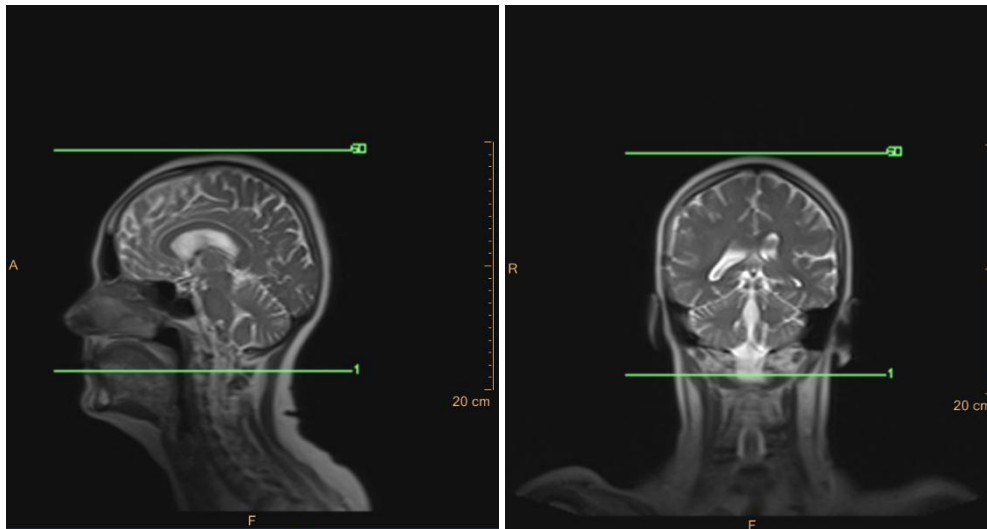
Scanning

Centrera om möjligt targetvolymen i iso-center för att maximera fälthomogeniteten och effektiviteten för eventuell fettundertryckning, samt minimera distorsion orsakad av icke-linjära gradienter.

Täckningsområde m. bildexempel

Den T1-viktade bilden används för matchning mot CT och skall därför täcka så stort område av huvudet att det går att göra en korrekt registrering.

Övriga bilder skall täcka target och eventuellt riskorgan som skall utlinjeras.



Figur 11. Täckningsområde för bildtagning av huvudet. FOV som täcker hela hudkonturen på patienten och används för att kunna kontrollera matchningen på ett bra sätt.

Huvud – stereotaksi

Förberedelser

Användning av kontrastmedel regleras utifrån lokala rutiner. Generellt rekommenderas att endast använda kontrast på en av modaliteterna inom ett dygn för att minska njurbelastning hos patienten.

Sekvenser

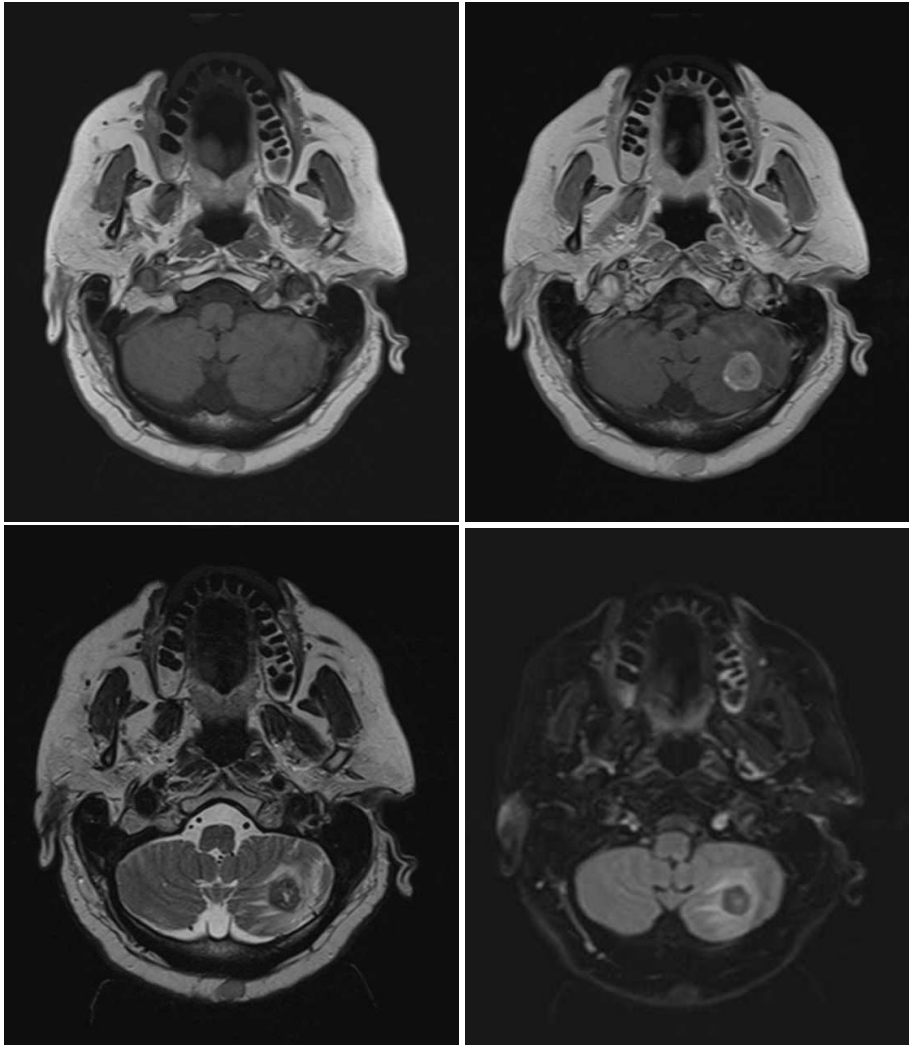
Stereotaktisk behandling används för små targetområden vilket ofta kräver högupplösta MR-bilder med tunna snitt för targetritning. Detta gör att det kan vara fördelaktigt att även använda sig av 3D-sekvenser för stereotaktiska patienter.

Sekvensexempel

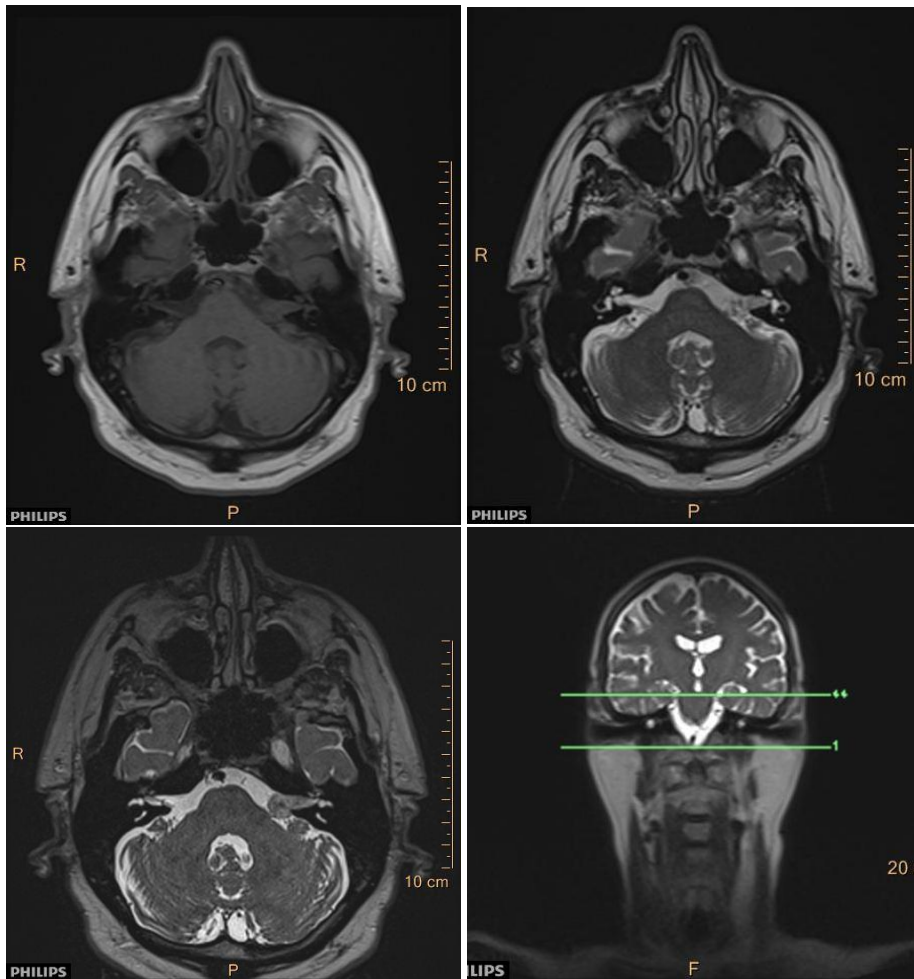
Scan	Bildanvändning	Ev. problem
Axial T1W	Matchning mot CT samt anatomi före kontrast.	
Axial T2W	Inritning av target och riskorgan.	
Axial T2W FLAIR	Utlinjering av vasogent ödem/infiltrativt gliom (ljust).	Artefakter från CSF-pulsation
Axial T1W med kontrast	Utlinjering av områden med defekt blodhjärnbarriär och neovaskularisering (ljust).	Postoperativa blodprodukter – jämför med pre-kontrast T1W

Tabell 4. Sekvensrekommendationer för stereotaktisk skalle

Bildexempel



Figur 12. Bilder från Siemens Aera 1.T system i Göteborg. a) T1 TSE tra (5:18 min), b) T1 Gd tra (5:18 min), c) T2 TSE tra (6:20 min), d) T2 TIRM dark fluid tra (5:22 min).



Figur 13. Bilder från Siemens Aera 1.T system i Göteborg. a) T1 TSE tra (4:18 min), b) T2 TSE tra (3:09 min), c) T2 SPACE tra (5:57 min), d) täckningsområde för T2 SPACE tra.

Upplägg & spolar

Lasermarkering

Linjera upp efter tidigare markeringar på fixeringsmask, om sådana finns. För att säkerställa att patienten ligger så rakt som möjligt i masken är det speciellt viktigt att kontrollera att den sagittella lasern följer tidigare markering, alternativt är centrerad på patienten.

Spolupplägg

För Siemens Aera 1.5T MR-system på Sahlgrenska sjukhuset specialtillverkades en hållare för den stereotaktiska ramen (CIVCO trUpoint ARCH™ SRS/SRT System). För att få hållaren i en stadig position tillverkades den att fästas nedanför den utstickande huvud-delen på den platta bordstoppen. På grund av detta måste patienten placeras en bra bit ner på britsen vilket potentiellt sett skulle kunna bli problematiskt för ovanligt långa personer. Fördelen med detta upplägg är att spine-coil-element kan användas för att täcka in den bakre delen av kraniet. Två flex large-spolar viras runt den stereotaktiska ramen och hålls på plats med sandsäckar på sidorna (Figur 14).

Bildexempel



Figur 14. Spolupplägg för Siemens Aera 1.5 T system i Göteborg med 2 stycken Flex Large spolar som täcker främre delen av huvudet. Bakre delen av huvudet täcks av spine-elementen i bordet.

Scanning

Försök att ha så kort tid så möjligt mellan serien som används som matchningsunderlag mot CT och den huvudsakliga serien som används för inritning. Kommunikation med patienten bör om möjligt undvikas här.

Att tänka på...

Övriga beskrivningar... (sat.slabbar/...)

Täckningsområde m. bildexempel

Huvud/hals-området (H&N)

Förberedelser

Användning av kontrastmedel regleras utifrån lokala rutiner. Generellt rekommenderas att endast använda kontrast på en av modaliteterna inom ett dygn för att minska njurbelastning hos patienten.

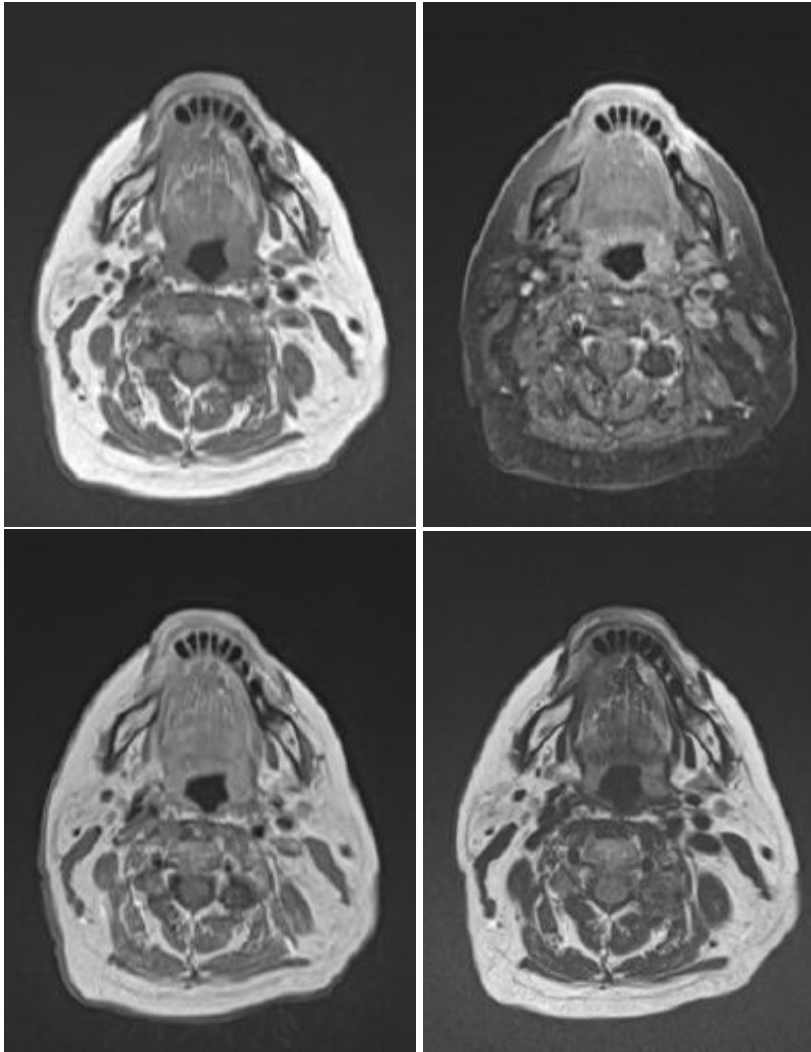
Sekvenser

Sekvensexempel

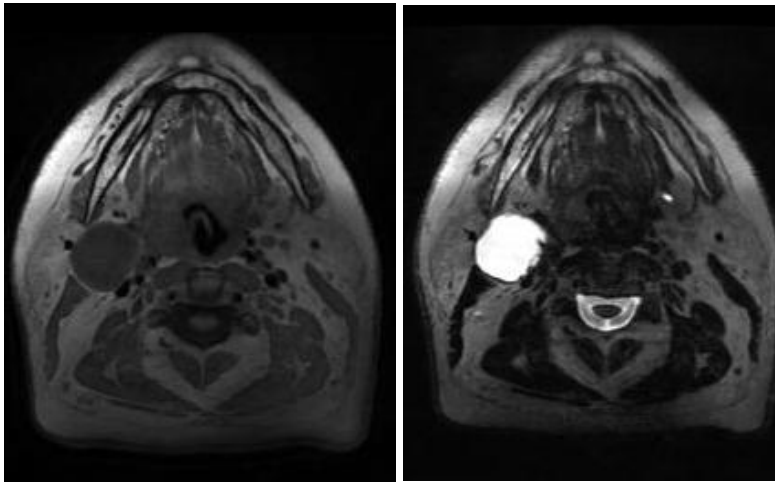
Scan	Bildanvändning	Anatomisk täckning	Ev. problem
Axial T2 STIR	Differentiera ödem (ljust)	Lillhjärna till axlar	Sväljartefakter, flödesartefakter
Axial T1	Utritning av nerver och tänder	Lillhjärna till axlar	
Axial ADC	Utritning av hypercellularitet (mörkt)	Tumör	Geometrisk distorsion
Axial Fat-suppressed postcontrast T1	Utritning av söndrig, läckande vävnad (ljust)	Lillhjärna till axlar	Sväljartefakter, flödesartefakter

Tabell 5. Head och Neck sekvensrekommendationer.

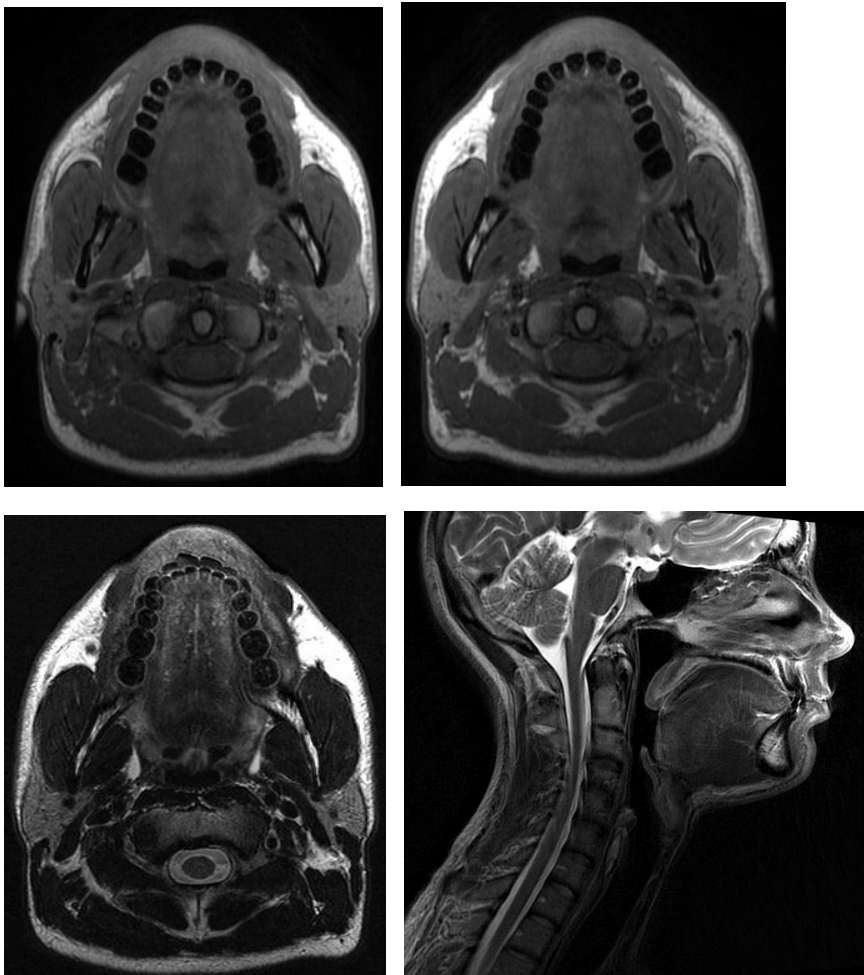
Bildexempel



Figur 15. Bilder från Siemens Aera 1.5T system i Göteborg. a) T1 TSE tra 3 mm (6:36 min), b) T1 TSE tra 3mm FatSat (6.36 min), c) T1 TSE tra 3mm GD (6.36 min), d) T2 TSE tra 3mm (6.41 min). Alla körda med Neck Shim och WARP.



Figur 16. Bilder från GE 750W 3.0T system i Lund a) T1 CUBE tra 2mm (7:07 min), körd coronal 1mm isotropt. b) T2 CUBE tra 2mm (8:31 min), körd coronal 1mm isotropt.



Figur 17. Bilder från GE 750W 3.0T Signa MR/PET system i Umeå a) T1 IDEAL Water tra 4 mm (6 min), b) T1 IDEAL INPHASE tra 4 mm (6 min), c) T2 FRFSE Tra 4 mm (4 min). d) T2 Propeller sag 4 mm (5 min).

Upplägg & spolrar

Lasermarkering

Linjera upp efter tidigare markeringar på fixeringsmask, om sådana finns. För att säkerställa att patienten ligger så rakt som möjligt i masken är det speciellt viktigt att kontrollera att den sagittella lasern följer tidigare markering, alternativt är centrerad på patienten.

Spolupplägg



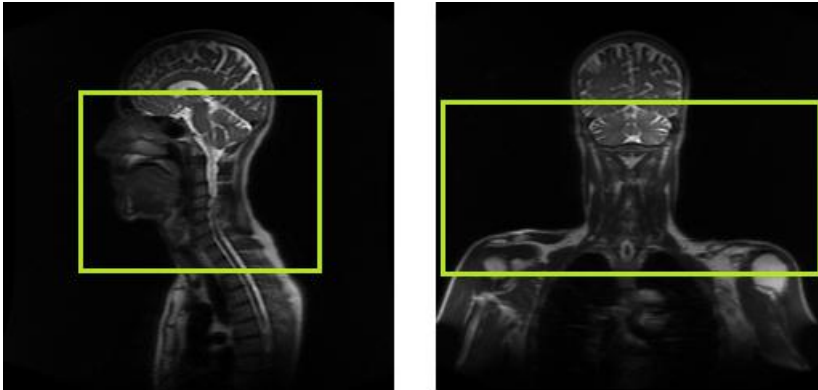
Figur 18. Spolupplägg för Head och Neck med Body 18 long på ett Siemens Aera 1.5 T system i Göteborg. Det finns också en flex small spole lagd posterioert (under bordsskivan) för att öka SNR från de bakre skalldelarna.



Figur 19. Spolupplägg för Head och Neck på ett GE Discovery 750W system i Lund. Uppsättningen kallas GEM RTSuite och består av 3 delar. Dessa delar är 1) GEM RT Open Array som är en tilläggs-skiva i bordet (ej synlig), 2) GEM Flex Coil 16-L Array, 3) 6-Channel Flex Coil. Distansbågar och hållare syns också i bild runt de synliga spolarna.

Scanning

Försök att ha så kort tid så möjligt mellan serien som används som matchningsunderlag mot CT och serien som används för inritning. Kommunikation med patienten bör om möjligt undvikas här.

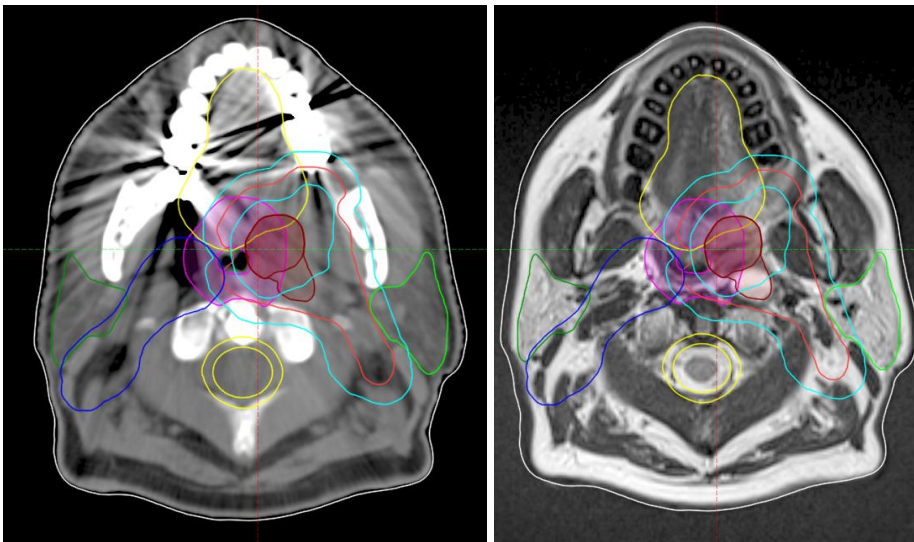


Figur 20. Täckningsområden (sag, cor) för head och neck. Det stora FOV som används ger hudkontur på patient och används för att kunna kontrollera matchningen bättre.

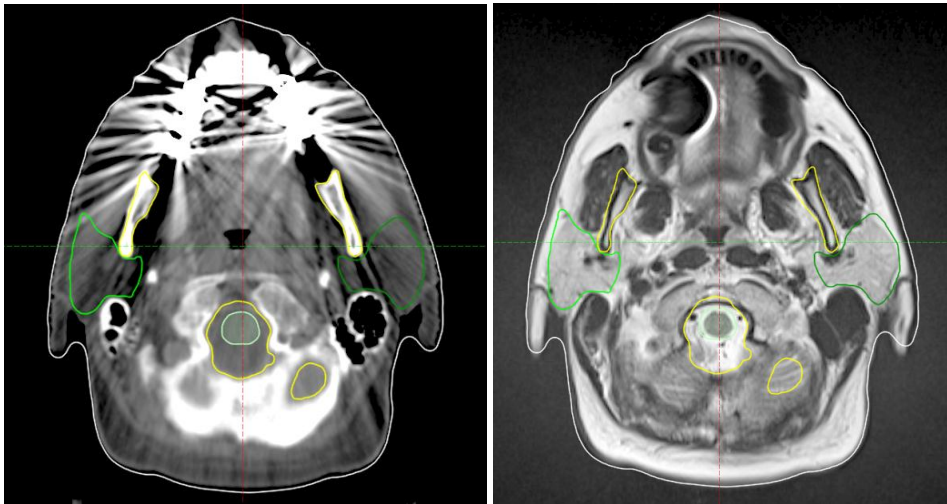
Bildanvändning

Saker att tänka på

Om patienten har tandlagningar syns detta som stråkartefakter på CT, se Figur 21 a). Detta problem undviks ofta i MR då artefakterna då istället blir små lokala signalfattiga delar, se Figur 21 b). Beroende på vilket material tandlagningen är av så blir artefakterna större eller mindre på CT, se Figur 22 a). Detsamma gäller för MR men artefakten kan där istället ta formen av en geometrisk förvrängning, signalbortfall och/eller signalförflyttning, se Figur 22 b). Vid så kraftig geometrisk förvrängning bör man vara väldigt försiktig med att definiera target och riskorgan i eller i nära anslutning till artefakten.



Figur 21. a) Stråkartefakter på en CT-bild som uppkommer från tandlagningar, b) motsvarande anatomi avbildad med MR.



Figur 22. a) Stråkartefakter på en CT-bild med grövre karaktär än Figur 21, b) motsvarande anatomi avbildad med MR med stor artefakt från tandlagning där artefakten uppvisar geometrisk förvrängning och signalförflyttning (vit rand).

Prostata

Förberedelser

Användning av kontrastmedel regleras utifrån lokala rutiner. Rutiner för när patienten ska dricka och/eller urinera regleras utifrån lokala bestämmelser men rekommendationen är att man gör på samma sätt vid CT, MR och behandlingsapparat vid varje strålterapi fraktion.

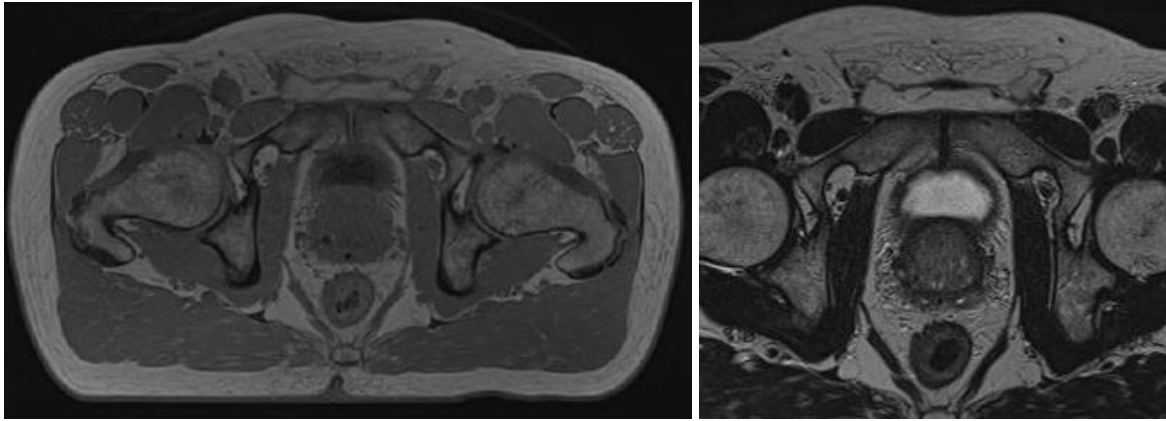
Sekvenser

Sekvensexempel

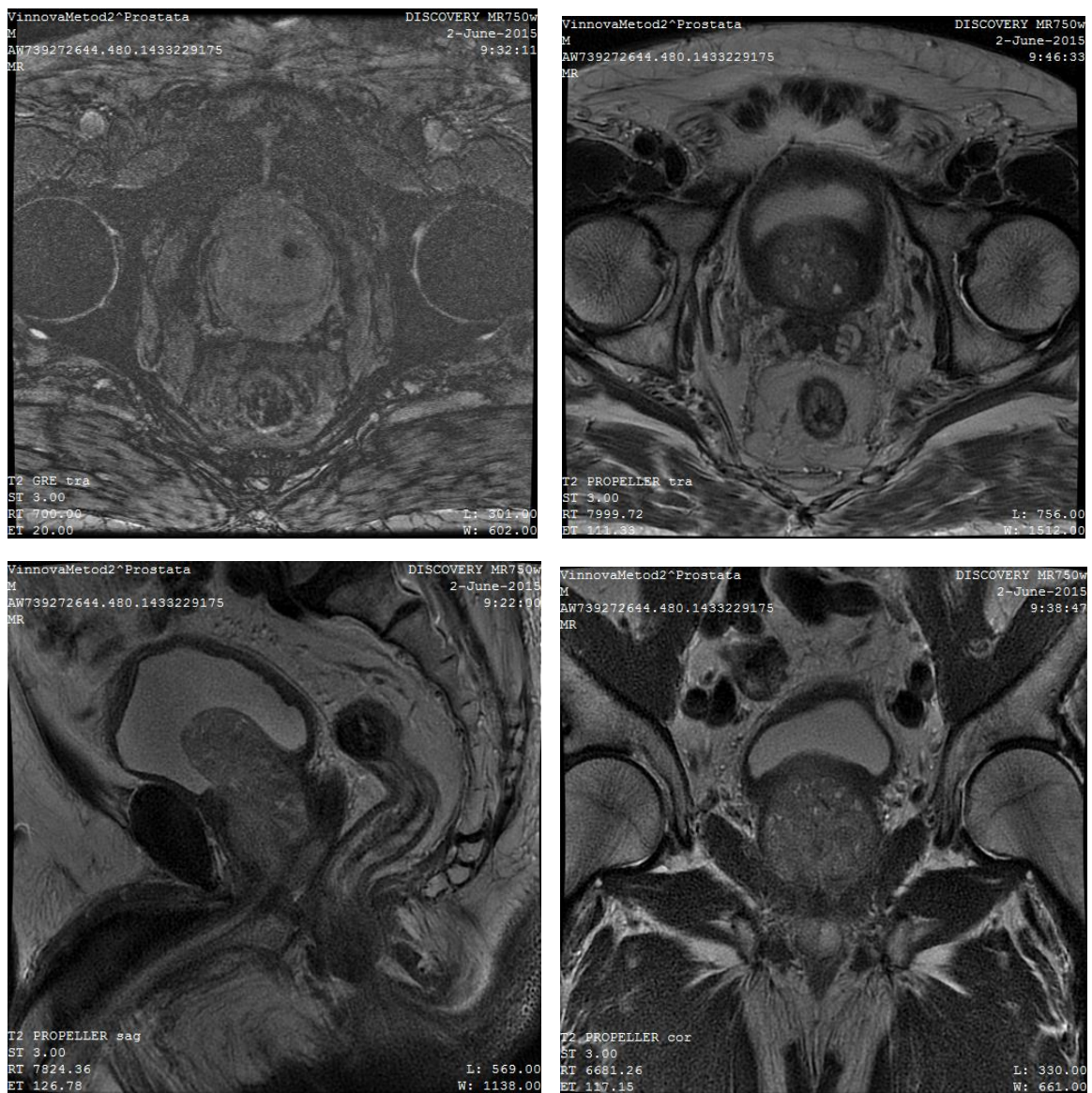
Scan	Bildanvändning	Anatomisk täckning	Ev. problem
Sag T2	Utritning av rektum och blåsa	Prostata, vesiklar	
Axial T2	Utritning av prostata och extracapsular sjukdom (mörkt).	Vesiklar ner till penisbulb	Postbiopsi blödning. Svårt att se markör.
Axial fettundertryckt T2	Utritning av intracapsular sjukdom (mörkt). Lymfnoder ljusst.	?	Postbiopsi blödning
Axial T1	Detektion av postbiopsi blödning (ljusst). Visualisering av markörer.	Prostata. Hudkostym och höftben vid anatomimatchning.	
Axial Diffusion ADC	Utritning av tumör (mörkt)	Prostata	Geometrisk distorsion

Tabell 6. Prostata sekvensrekommendationer

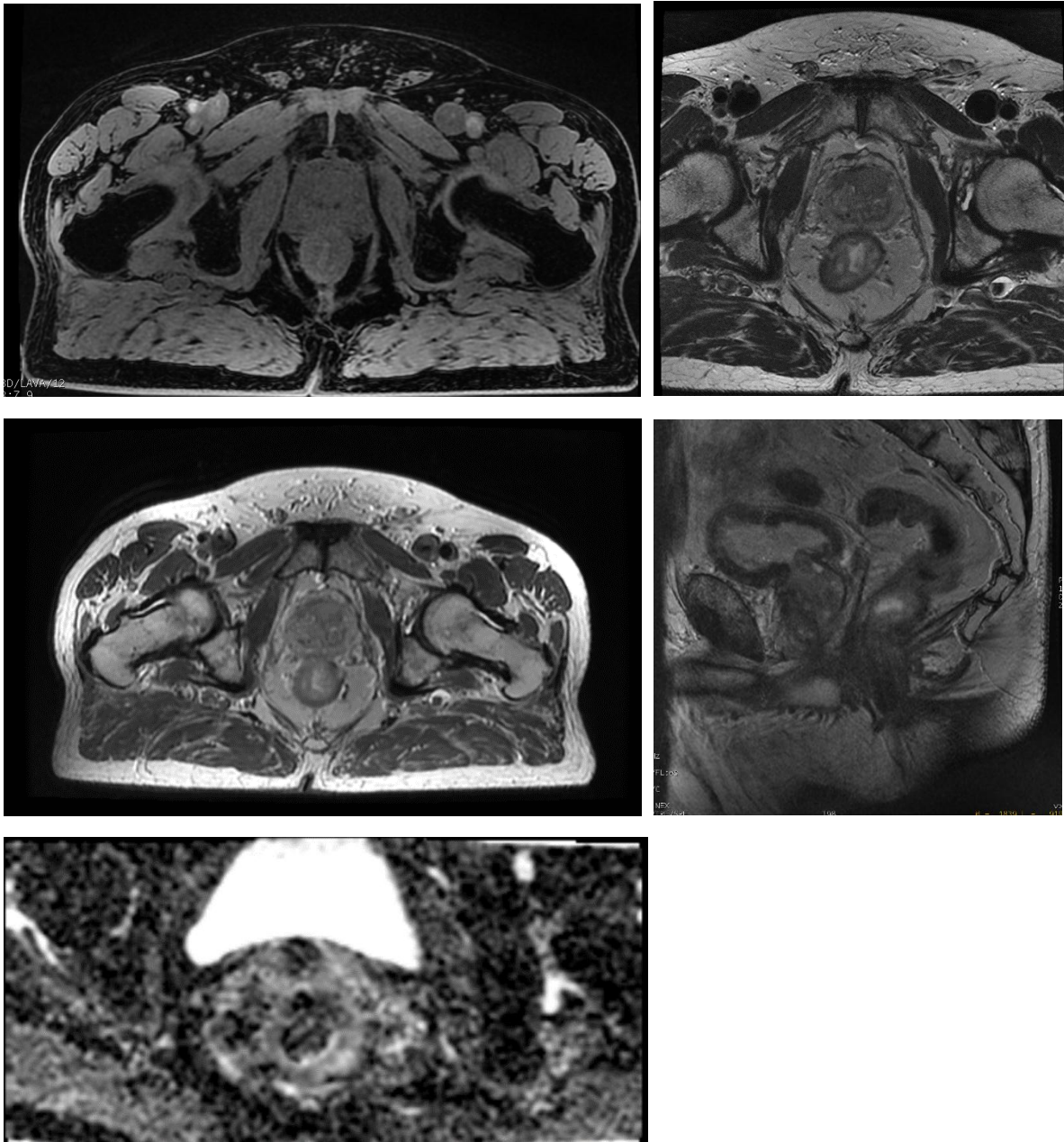
Bildexempel



Figur 23. Bilder från Siemens Aera 1.5T system i Göteborg. a) T1 VIBE tra 2 mm (3:38 min), b) T2 TSE tra 2mm (6:17 min)



Figur 24. Bilder från GE 750W 3.0T system i Lund a) GRE tra 3mm (06:03 min), b) T2 Propeller tra 3mm c) T2 Propeller sag 3mm d) T2 Propeller cor 3 mm.



Figur 25. Bilder från GE 750W 3.0T Signa MR/PET system i Umeå a) Lava Flex tra 2,5 mm (2:09 min), b) T2 FRFSE tra 3mm (3:48 min), c) T2 FRFSE Stort FOV 2,5mm (3:48 min) d) T2 FRFSE sag 3mm (4:11 min) e) FOCUS DWI 4mm (2:24 min).

Upplägg & spolrar

Lasermarkering och bläck

Om patienten kommer till MR efter att ha varit på CT och gjort en CT-dosplan så har patienten under CT-besöket fått kroppsmarkeringar på höften. Positionen på dessa kroppsmarkeringar bestäms av ett fördefinierat lasersystem som är likadant definierat på CT som på behandlingsapparaten. Genom att matcha detta lasersystem till dessa markeringar kan patienten läggas upp på samma sätt vid varje strålterapifraktion och man får en reproducerbar position för patienten. Man undviker på så sätt

rotation i bäckenet och på så sätt minimerar prostatans positionsavvikelse mellan olika strålfractioner.

När patienten kommer till MR är det rekommenderat att samma uppläggsrutin används och man har därför ofta ett lasersystem i MR-rummet, se Figur 26. Om lasersystemet inte sammanfaller med kroppsmarkeringen kan man rotera höften på patienten genom att ta tag i denna och rotera. Efter att detta är gjort är det rekommenderat att man ber patienten lyfta bäckenet en liten bit rakt upp i luften och sedan sänka det igen. Kontrollera därefter så att lasern fortfarande sammanfaller med kroppsmarkeringarna. Se Figur 27 a) och b).

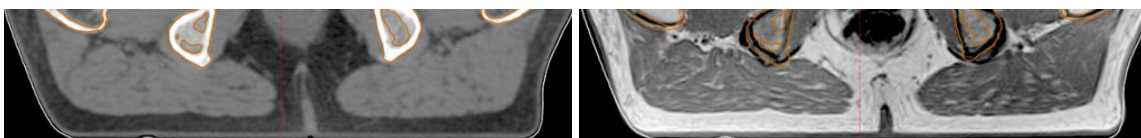


Figur 26. Magnetkamera utrustad med platt bordstopp och fixationssystem för strålterapi. Observera det externa lasersystemet som sitter på bågen runt om kameran.



Figur 27. a) Patientens position behöver korrigeras, b) patientens position är korrekt.

På grund av den manuella rotation som man gjorde av höften finns det en risk att skinkorna hamnar lite asymmetriskt. Genom att be patienten göra ett litet höftlyft så undviker man att skinkorna hamnar på olika positioner mellan CT-bilden och MR-bilden vilket kan försämma registreringen mellan dessa bilder. Separationen mellan skinkorna kan användas som landmärke för att kontrollera om någon asymmetri har tillkommit i positionen. Se Figur 28 a) och b).



Figur 28. Separationen av skinkkorna på a) CT, och b) MR.

Bläcktyp

Det finns anledning att se över vad det är för typ av bläck som används för kroppsmarkeringarna då det har visat sig att vissa bläcktyper ger artefakter i form av signalbortfall på MR-bilden, se Figur 29 och Tabell 7. I en situation där man använder MR för dosplanering är detta inte acceptabelt, men för syftet att matcha MR-bilden mot en CT är det inte lika kritiskt då det endast är en liten del av hudkostymen som har försvunnit. Kontrollera alltid en automatisk matchning så att den är korrekt.



Figur 29. Artefakter från tatueringbläck ses vid pilarna.

Namn på bläck	Tillverkare	Ursprung	Artefakter
Rotring		Schweiz	NEJ
Derma safe pigment color Black 010ds(S) Lot.no.0002231	PAR SCIENTIFIC	Tyskland MT. DERM GmbH i Berlin. CI 77499.	JA (fantomverifierat)
www.atomictattooink.com	www.atomictattooink.com		NEJ (inga hittade)
Sacred Color Tattoo's ink Black Liner	Incredible	Importerad av Lundberg Custom Supplies Sweden AB.	NEJ (fantomverifierat)
Drawing ink A P 17	Pelikan	Zeichentusche Drawing Ink	NEJ (inga hittade)

Tabell 7. Tillverkare av tatueringbläck och påverkan på bilder.

Spolupplägg



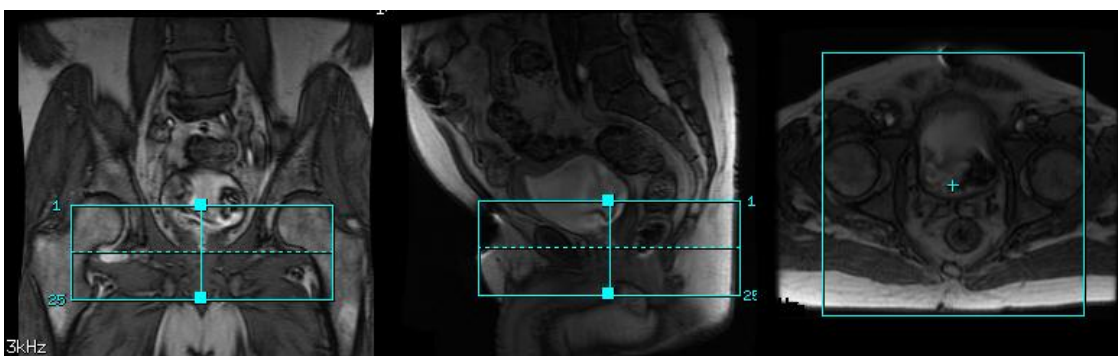
Figur 30. Spolupplägg med Body 18 long på ett Siemens Aera 1.5 T system i Göteborg. Spolbågarna förhindrar att spolen trycker på hudkonturen. Knäkudden sitter på en verkstadsgjord förflyttningsbar skena. Knäkudden bör vara av samma typ som på CT för att få bästa reproducerbara position av patienten.



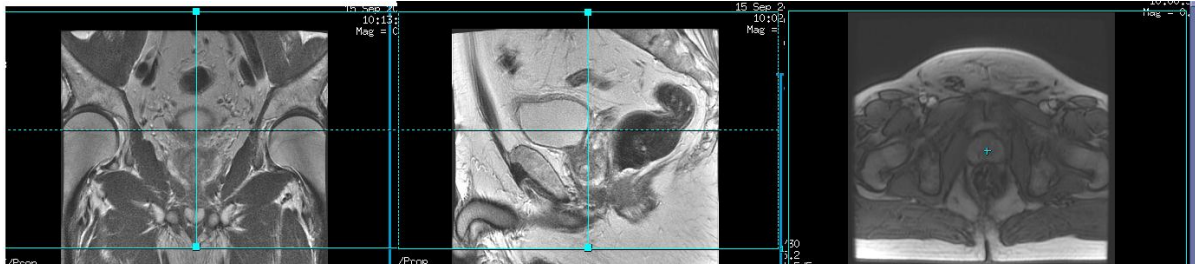
Figur 31. Spolupplägg för prostata på en GE Discovery 750W i Lund. Knäkudden bör vara av samma typ som på CT för att få bästa reproducerbara patientupplägg.

Scanning

Försök att ha så kort tid så möjligt mellan serien som används som matchningsunderlag mot CT och serien som används för inritning. Kommunikation med patienten bör om möjligt undvikas här.

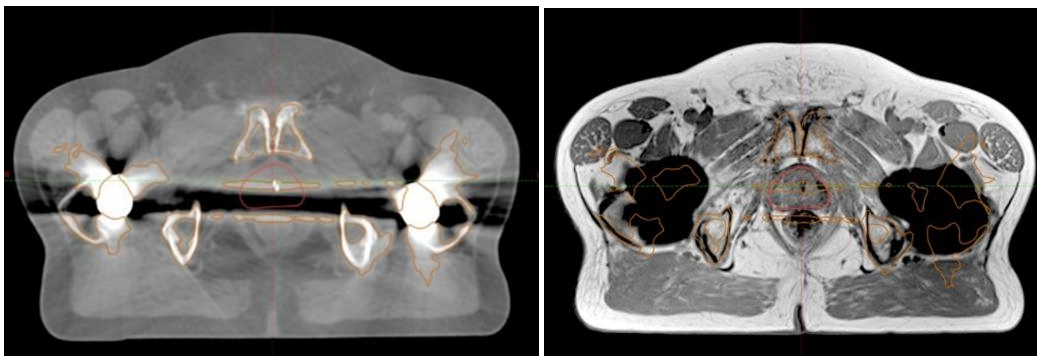


Figur 32. Täckningsområden (cor, sag, tra) för en transversellt T2-viktad serie för prostata. Det rekommenderas att täcka hela prostatan, ca 3-4 snitt ovanför blåsbotten ner till penisroten.



Figur 33. Täckningsområden (cor, sag, tra) för en transversellt T1-viktad serie för prostata. Det stora FOV som används ger hudkontur på patient och används för att kunna kontrollera matchningen bättre.

För patienter som har MR-kompatibla höftproteser, se Figur 34 a) och b), kan protokollen anpassas så att metallartefakterna blir så små som möjligt. Detta görs lämpligast genom att applicera eventuella funktioner för metallartefaktreduktion om det finns hos tillverkaren. Om det inte finns kan en högre bandbredd och minskad ekotid begränsa metallartefakternas utbredning. På CT ses stråkartefakterna penetrera prostatan medan prostatan är intakt på MR, se Figur 34 a) och b). Tänk på att en eventuell automatisk matchning med CT kan vara inkorrekt. Kontrollera matchningen nogga manuellt.



Figur 34. a) CT, och b) MR (T1W GRE) på patient med dubbla höftproteser.

Kvalitetskontroll

GE-fantom

Här har Christian skrivit en metodbeskrivning för GE's stora fantom. Infogas?

Laser

Bord

SNR

Appendix A - Leverantörsspecifika sekvensförslag

Till de leverantörsspecifika sekvensförslagen så ska rekommendationer givna i

Generell introduktion (sidan 5) samt *Prostata* (sidan 28) appliceras. Detta kan exempelvis röra fixering, signalhomogenisering, 3D-distorsionskorrektion och frånvaro av distans mellan bildsnitten.

Huvud

GE

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T – Discovery 750W

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1W	6ch phased-array	BRAVO	7.8	3.2	256	1.0	1.0x1.0	244	Sag		GRE	3D	
T2W	6ch phased-array	T2 FSE	9265	102	220	4.0	0.4x0.4	195	Tra		SE	2D	
T2W FLAIR	6ch phased-array	T2 FLAIR	11000	90	220	4.0	0.7x0.86	223	Tra		SE	2D	
T1W Gd	6ch phased-array	BRAVO	7.8	3.2	256	1.0	1.0x1.0	244	Sag		GRE	3D	

3T – Signa PET/MR

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1W	HNU	FSPGR	8.5		250	1.0	0.9x1.2	244	Tra		GRE	3D	3D-korr. + intentitetskorr.
T2W	HNU	PROPELLER	7898	100	220	2.0	0.5x0.5	223	Tra		SE	2D	3D-korr. + intentitetskorr.
T2W FLAIR	HNU	FSPGR	8.5		250	1.2	0.9x0.9	244	Sag	FatSat + FLAIR	SE	3D	3D-korr. + intentitetskorr.
T1W Gd	HNU	CUBE	6000	134	240	1.0	0.9x1.2	244	Tra		GRE	3D	3D-korr. + intentitetskorr.

Siemens

1.5T – Aera

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
---------	-------	------------------------	---------	---------	----------	-------------------	-------------------	---------------------	-------------------	----------------------------------	---------------	-------------	-------

T1W	2 x Flex L	T1 TSE	577	7.5	240	3.0	0.9x0.9	300	Tra		SE	2D	
T2W	2 x Flex L	T2 TSE	4265	86	240	3.0	0.9x0.9	191	Tra		SE	2D	
T2W FLAIR	2 x Flex L	T2 TIRM	8180	89	240	3.0	1.2x1.3	180	Tra		SE	2D	
T1W Gd	2 x Flex L	T1 TSE	577	7.5	240	3.0	0.9x0.9	300	Tra		SE	2D	

3T – Skyra samma som H&N?

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

Philips

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

Huvud Stereotaxi

GE

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

3T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

Siemens

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

Philips

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

H&N

GE

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T – Discovery 750W

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 Tra	GEMRTSuite = 6 ch phased array GEM RT Open Array Gem Flex Coil 16 L array	Cube T1	600	Min	440	1	1x1x1	446 Hz	Cor		SE	3D	Rekon Tra 2mm med 0.86 mm spacing
T2 Tra		Cube T2	2500	Max	440	1	1x1x1	446 Hz	Cor		SE	3D	Rekon Tra 2mm med 0.86 mm spacing
T1 Tra Gd		Cube T1	600	Min	440	1	1x1x1	446 Hz	Cor		SE	3D	Rekon Tra 2mm med 0.86 mm spacing

3T – Signa PET/MR

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 Tra	FlexLarge + CMA	IDEAL	718	9.2	240	4	0,68x1,1	355	Tra	DIXON	SE	2D	
T2 Tra		FRFSE	5624	102	240	4	0,47x0,75	244	Tra		SE	2D	
Sag T2		Propeller	5512	94	240	4	0,625x0,625	434	Sag		SE	2D	
Diffusion		FOCUS	6000	70,4	160x80	4	1,14x1,14	238	Tra	FAT Special	SE	2D	

Siemens

1.5T – Aera

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 TSE	Flex S under förlängning av bord (nacke) + Body 18 med spolstöd (bågar)	T1_TSE	577	7.8	480 x 81,3%	3	1,1x1,1	302 Hz	Tra		SE	2D	Neck-shim samt WARP artefaktreducering
T2 TSE		T2_TSE	3630	80	400 x 81,3%	3	0,9*0,9	302 Hz	Tra		SE	2D	Neck-shim samt WARP artefaktreducering
T1 TSE Gd		T1_TSE	577	7.8	480 x 81,3%	3	1,1*1,1	302 Hz	Tra		SE	2D	Neck-shim samt WARP artefaktreducering
T1 TSE Gd		T1_TSE	577	7.8	480 * 81,3%	3	1,1*1,1	302 Hz	Tra	Fett (FatSat)	SE	2D	Neck-shim samt WARP artefaktreducering

3T – Skyra

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 Tra	Body 18	Vibe	5,56	2,46	300	2.0	0.8*0.8	320	Tra		GRE	3D	
T2 Tse		T2_TSE	12000	94	250	3.0	0.7*0.7	246	Tra		SE	2D	
T1 Tra		Vibe	907	12	245	3.0	0.5*0,5	399	Tra		SE	2D	

Philips

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

Prostata

GE

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T – Discovery 750W

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 tra	Anterior Array	GRE	8.2	1.4	280	2.5	1.2 x 1.2	1232	Tra	Dixon, använd vattenbilden	GRE	3D	
T2 Sag	Anterior Array	FRFSE	6129	102	240	3.0	0.5 x 0.8	450	Sag		SE	2D	
T2 Tra	Anterior Array	FRFSE	5568	102	240	3.0	0.5 x 0.8	450	Tra		SE	2D	
T2 Tra fatsat													
Diffusion	Anterior Array	FOCUS	3500	69.4	240	4.0	1.5 x 3.0	3125	Tra		SE	2D	b-värden 200,800
	Anterior Array	Alternativt EPI 2D Diff								EFTER VÅR OPTIMERING			b-värden 200,800. Acc 2.

Siemens

1.5T – Aera

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 tra	Body 18	T1_VIBE	7.46	4.77	420	2.0	1.1 x 1.1	330 Hz	Tra		GRE	3D	Vid höftprotes används WARP för artefaktreducering
T2 Sag	Body 18												
T2 Tra	Body 18	T2_TSE	12100	102	420	2.0	0.8x0.8	230 Hz	Tra		SE	2D	Vid höftprotes används WARP för artefaktreducering
T2 Tra fatsat	Body 18												

Diffusion	Body 18												
-----------	---------	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

3T – Skyra

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat
T1 tra	Body 18	T1_VIBE	4.57	2.46	390	2.0	1.2 x 1.2	450	Tra		GRE	3D	
T2 Sag	Body 18												
T2 Tra	Body 18	T2_TSE	15880	121	220	3.0	0.7 x 0.7	450	Tra		SE	2D	
T2 Tra fatsat	Body 18												
Diffusion	Body 18												

Philips

1.5T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

3T

Sekvens	Spole	Produktnamn på sekvens	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Snittjocklek (mm)	Pixelstorlek (mm)	Bandbredd per pixel	Vinkling av snitt	Vävnadsundertryckning och teknik	Sekvensfamilj	2D eller 3D	Annat

Referenser

Liney, G. P. and M. A. Moerland (2014). "Magnetic resonance imaging acquisition techniques for radiotherapy planning." Semin Radiat Oncol **24**(3): 160-168.

Paulson, E. S., et al. (2015). "Comprehensive MRI simulation methodology using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning." Med Phys **42**(1): 28-39.

Integration of MRI into the radiotherapy workflow, PhD thesis, Joakim Jonsson, Umeå Universitet

...