

Kvalitetskontroll av ikke-dosimetriske parametre ved CT-basert planlegging av stråleterapi

Ingrid Klebo Espe

Statens strålevern

Norwegian Radiation
Protection Authority
Østerås, 2006

Forord

Gjennom "Omsorg og kunnskap: Norsk kreftplan", Norges offentlige utredninger, NOU 1997:20 [1] ble det bevilget midler til å utvikle et nasjonalt kvalitetssikringsprogram for de medisinske, fysiske og administrative aspekter ved stråleterapi. Dette mandatet ble gitt til Statens strålevern som i 2000 opprettet en egen gruppe, KVIST (KValitetssikring I STRåleterapi), for dette formålet. KVIST-gruppen har knyttet til seg en referansegruppe med representanter fra alle stråleterapisentrene og alle relevante faggrupper (onkologer, medisinske fysikere, stråleterapeuter). Mye av arbeidet gjøres i arbeidsgrupper bestående av fagpersoner fra sykehusene og representanter fra KVIST-gruppen. Diskusjoner i fagmiljøet står sentralt i KVIST-arbeidet og forslag og anbefalinger til kvalitetsforbedrende tiltak bygges på nasjonal konsensus.

I "Nasjonal strategi for arbeid innenfor kreftomsorgen" (2004) fra Sosial- og Helsedirektoratet [2] pekes det på viktigheten av kvalitetssikringsarbeid i stråleterapi også i tiden fremover. Et slikt arbeid krever innsats i hele kjeden av tiltak og vurderinger som leder frem til stråleterapi (stråleterapikjeden). I denne kjeden inngår blant annet indikasjonsstilling, valg av fraksjonering og stråledose, valg av behandlingvolum (målsvolum), geometrisk presisjon i gjennomføring av behandling (blant annet ikke-dosimetrisk parametre) og presisjon i dosering til målsvolum (dosimetrisk parametre). Den foreliggende rapporten omhandler kvalitetssikring av ikke-dosimetrisk parametre, ett av leddene i den geometriske presisjonen ved behandlingen.

Krav til geometrisk presisjon i stråleterapi øker i takt med den teknologiske utviklingen som gir mulighet for avanserte og skreddersydde behandlingsteknikker. Ulike produsenter tilbyr ulikt utstyr for å kvalitetssikre den geometriske presisjonen i stråleterapi. Som et ledd i KVIST-arbeidet, har Statens strålevern kjøpt inn utstyr til bruk for kvalitetskontroll av ikke-dosimetrisk parametre i stråleterapikjeden. Pr juni 2006 er Strålevernet den eneste institusjonen i Norge som har kvalitetskontrollutstyret fra denne produsenten. Som et pilotprosjekt er det foretatt en rundreise til seks av landets stråleterapisentre og i Island.

Pilotprosjektet har hatt følgende mål:

1. Bruken av fantomene til kvalitetskontroll av ikke-dosimetrisk parametre i stråleterapikjeden skulle presenteres.
2. Nøyaktigheten og presisjonen i kvalitetskontrollene, utført ved bruk av fantomenes brukeveiledning, skulle evalueres.
3. Med utgangspunkt i nytteverdien av fantomene og anbefalinger i litteraturen skulle det tilrettelegges for utlån av fantomene til stråleterapisentrene i Norge.

Rapporten presenterer bruken av fantomene samt en evaluering av metoden som er fulgt og nøyaktigheten i målingene. Måleresultater fra de ulike stråleterapisentra er også presentert, hovedsakelig som et utgangspunkt for evaluering av fantomene og til diskusjon omkring nytteverdiene av disse. I rapporten er det skissert hvordan utlånsordningen for fantomene er tilrettelagt fra Strålevernets side.



Innhold

Forord	3
1 Sammendrag	7
2 Bakgrunn og teoretisk grunnlag	8
2.1 CT - basert planlegging av stråleterapi	8
2.2 Ikke - dosimetrisk parametre i CT-basert behandlingsplanlegging	10
2.2.1 <i>Bildegeometri, inntegningsverktøy og strålefeltsgeometri</i>	11
2.2.2 <i>Hounsfieldenheter og tettheter</i>	11
3 Metode	13
3.1 Fantomene	13
3.1.1 <i>Quasar Body Phantom</i>	13
3.1.2 <i>Quasar Beam Geometry Phantom</i>	15
3.2 Kvalitetskontrollene	16
3.2.1 <i>Bildeopptak av fantomene</i>	17
3.2.2 <i>Kontroller på doseplanleggingssystemene</i>	18
3.2.3 <i>Kontroller på simulator og behandlingsapparat</i>	20
3.2.4 <i>Tidsforbruk og transport av fantomene</i>	21
4 Resultater	22
4.1 Volumer	22
4.2 Tettheter og relative elektrontettheter	23
4.3 Generering av strålefelt, CT-bilder i flere plan, røntgenbilder og feltbilder	25
4.4 Kontroll av strålefelt på simulator og behandlingsapparater	25
5 Diskusjon	26
6 Oppsummering, utlånsordning	28
7 Referanser	29
8 Vedlegg	31
8.1 Arbeidsark for Quasar Body Phantom	31
8.2 Arbeidsark for Quasar Beam Geometry Phantom	32



1 Sammendrag

Avanserte strålebehandlingsteknikker med individuelt tilpassede strålefelt og doseberegninger baseres på bruk av datatomografi (CT), magnettomografi (MR), positron emisjonstomografi (PET) eller en kombinasjon av disse. Slike behandlingsteknikker gir mulighet for å gi en høyere stråledose til et mer begrenset område i pasienten enn de tradisjonelle og manuelle metodene for behandlingsplanlegging kunne tilby. Risikoen ved bruk av CT-basert behandlingsplanlegging er at eventuelle feil og begrensninger i data knyttet til bildeinformasjonen fra CT, i doseplanleggingsprogrammene eller i informasjonsoverføringene mellom disse, fører til feil i planleggingsgrunnlaget. Videre kan feil i planleggingsgrunnlaget medføre feil i feltoppsett, doseberegning og behandling av pasienten.

Strålevernets utstyr for kvalitetskontroller av ikke-dosimetriske parametre er det eneste i sitt slag i Norge. Utstyret er presentert på seks stråleterapientre i Norge og ett i Island. På disse sentra er det utført kvalitetskontroller av bildeopptak på CT, og av bildeinformasjonen som overføres fra CT til doseplanleggingssystem, simulator og behandlingsapparat. Videre ble det gjort kontroller av doseplanleggingssystemets verktøy for tetthetsberegning, voluminntegning, og strålefeltsgenerering. På bakgrunn av resultater og erfaringer med dette arbeidet, er nytteverdien av kvalitetkontrollutstyret, såkalte fantomer, evaluert.

Fantomene har vist seg å være nyttige i kontroll av ikke-dosimetriske parametre ved CT-basert doseplanlegging. Alle inntegnede volumer ble tilfredsstillende gjengitt visuelt og størrelsesmessig på alle stråleterapientra innenfor måleusikkerheten i doseplanleggingssystemene med de utførte kontrollene. Pilotprosjektet ledet til endret rute for automatisk generering av isotropisk margin ved ett av sentrene. Alle strålefelt ble korrekt generert i doseplanleggingssystemene ved alle de utførte kontrollene. Prosjektet har så langt avdekket at relativ elektrontetthet i trabekulært ben tilsynelatende blir overestimert ved alle de undersøkte stråleterapientrene, men den kliniske betydningen av dette må antas å være liten. Det anbefales å kartlegge betydningen av valg av eksponeringsparametre (valg av kV ved bildeopptak på CT) og dag til dag variasjon på CT samt spredningsmål på måleresultatene før en rutinemessig bruk av utstyret til kvalitetskontroll på hvert stråleterapienter kan gjennomføres. Slik rutinemessig bruk anbefales ved installering av nytt utstyr og ved oppgraderinger av doseplanleggingssystemene.

Kvalitetskontrollutstyret er nå tilgjengelig for utlån ved ønske og behov. KVIST-gruppen ved Statens strålevern administrerer utlånet og den enkelte stråleterapiinstitusjon bekoster transport av utstyret.

2 Bakgrunn og teoretisk grunnlag

Antall pasienter som får strålebehandling i Norge er jevnt økende. Dette skyldes økende kreftforekomst og økt kapasitet på stråleterapientrene som ledd i satsing på stråleterapi gjennom Nasjonal Kreftplan fra 1997 [1]. Antall stråleterapimaskiner i Norge skulle økes fra 22 til 39 over en tidsperiode fra 1999 - 2003. Rekruttering av fagfolk til stråleterapifaget skulle prioriteres for å bemanne de nye stråleterapimaskinene og for at kapasiteten på allerede installert utstyr skulle benyttes optimalt. I løpet av 2006 vil Ullevål Universitetssykehus og Rikshospitalet - Radiumhospitalet utvide stråleterapikapasiteten for ekstern behandling ved at begge sykehus åpner nybygg med tre nye behandlingmaskiner hver. I 2007 startes det opp med stråleterapi (en behandlingmaskin) ved Nordlandssykehuset, Bodø.



I Norge utføres det strålebehandling ved 9 strålebehandlingssentre (pr januar 2006):

1. Sykehuset Innlandet, Gjøvik SIG
2. Rikshospitalet – Radiumhospitalet DNR
3. Ullevål Universitetssykehus UUS
4. Sørlandet Sykehus, Kristiansand SSHF
5. Stavanger Universitetssjukehus SUS
6. Haukeland Universitetssykehus HUS
7. Ålesund Sjukehus ÅS
8. St. Olavs Hospital, Trondheim SOH
9. Universitetssykehuset i Nord-Norge UNN

I 2004 ble 9.316 pasienter behandlet med ekstern stråleterapi og 10.337 behandlingsserier (refererer til antall behandlingssomganger dvs. gjennomførte behandlingssopplegg) ble utført ved norske stråleterapiavdelinger. Av disse behandlingsseriene var ca 47 % planlagt og doseberegnet med bakgrunn i en CT-studie. Dette er nær en dobling av antall CT-baserte behandlingssopplegg fra 2001 [3]. Andelen CT - baserte behandlingsserier forventes å øke ytterligere i årene fremover.

2.1 CT - basert planlegging av stråleterapi

Stråleterapi bygger på avansert teknologi i stadig utvikling. CT ble tatt i bruk i behandlingsplanlegging i stråleterapi i 1980-årene. Utviklingen av datateknologien med systemer som kan håndtere store mengder informasjon på en stadig raskere og mer brukervennlig måte, har ført til at datastyrte behandlingsteknikker skreddersydd til hver enkelt pasient, nå er standard prosedyre ved en rekke behandlingssopplegg.

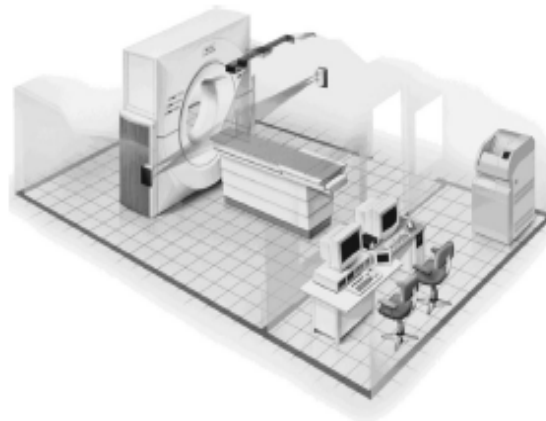
En CT er et digitalt røntgenapparat som benyttes til høykontrast bildeopptak av kroppen i transversale snitt. Et bildeopptak på CT (CT-studie) gir et fullstendig tredimensjonalt datasett (et øyeblikksbilde) over pasientens anatomi i det området som er skannet. Ved hjelp av en CT-studie fra en pasient samt kunnskap om denne pasientens sykdom og tilstand, kan en onkolog identifisere og bestemme hvilke

områder i pasientens kropp som ønskes bestrålt og hvilke områder det ønskes lavest mulig stråledose til. Datasettet med bildeinformasjonen overføres digitalt fra CT-skanneren til doseplanleggingssystemet. På doseplanleggingssystemet simuleres behandlingen ved at strålefelt og stråleretninger tegnes inn i CT-studien. CT-studien inneholder også informasjon om hvordan røntgenstrålene svekkes i ulikt vev i pasientens kropp. Ved hjelp av de innebygde beregningsalgoritmene i doseplanleggingssystemet, kan behandlingsopplegget tilpasses slik at ønsket stråledose og dosefordeling oppnås hos hver pasient. Informasjon om behandlingsopplegg og doseberegninger overføres så digitalt til behandlingsapparatene. Tabell 1 viser en oversikt over elementene som inngår i CT-basert behandlingsplanlegging.

Tabell 1: Oversikt over viser hvilke ledd eller prosedyrer som i grove trekk inngår i CT-basert behandlingsplanlegging i stråleterapi.

Element i CT-basert behandlingsplanlegging	Prosedyre
Diagnostikk	Kartlegging av svulsten og tilgrensende områder med høy risiko for subklinisk sykdom.
Pasientleie	Bestemmelse av pasientleie eventuelt med bruk av immobiliseringsutstyr (fiksering).
CT for behandlingsplanlegging	Kartlegging av svulsten og tilgrensende områder samt beliggenhet i forhold til det friske vevet og hudoverflaten. Tetthetsinformasjon til doseplanleggingsprogram for beregning av stråledoser.
Behandlingsplanlegging (doseplan)	Inntegning av målvolument og risikovolum. Utforming av behandlingsopplegg, valg av teknikk og generering av strålefelt (ved bruk av dataverktøy som behandler pasientinformasjon og apparatinformasjon). Beregning av stråledoser.
Simulator og behandlingsmaskin	Verifikasjon av behandlingsplan (kontroll av planlagte strålefelt på simulator eller behandlingsapparater) og overføring av data til behandlingsapparatet. Beregning av monitorenheter på behandlingsmaskinen.

I dag har alle stråleterapisentrene i Norge CT-apparater spesielt dedikert stråleterapi. En CT som benyttes ved behandlingsplanlegging i stråleterapi er tilpasset dette formålet, oftest med stor trommelåpning og flatt CT bord. Rommet er utstyrt med et pasientposisjoneringssystem av laserlys som simulerer innstillingsakser lik de som er installert i tilknytning til et behandlingsapparat i et behandlingsrom (figur 1).



Figur 1: CT for behandlingsplanlegging i stråleterapi (AAPM TG 66 og Philips Medical Systems)

Bruk av CT i behandlingsplanlegging i stråleterapi har gitt mulighet for å gi behandling med individuell feltplanlegging og doseberegning. Med detaljert informasjon om anatomi i området som skal behandles og med nøyaktighet og geometrisk presisjon på utstyret som benyttes under planlegging og behandling, er det mulig å gi en høyere stråledose til et mer begrenset område i pasienten enn de tradisjonelle og todimensjonale metodene for behandlingsplanlegging kan tilby. Ønskede feltstørrelser og feltformer for hvert enkelt behandlingsopplegg blir definert, overført og overvåket digitalt av dataprogrammer designet for dette formålet.

- Fordel: Økt nøyaktighet og presisjon i planleggingsgrunnlaget for strålebehandling samt individualisert behandlingsplanlegging kan gi bedret behandlingsresultat uten å øke risiko for bivirkninger av strålebehandlingen.
- Risiko: Unøyaktigheter i bildegrunnlaget, i informasjonsoverføringene eller den geometriske presisjonen på doseplanleggingsverktøyet vil kunne gi systematiske feil i feltplanleggingen og doseberegningene. Dette vil igjen kunne ha betydning for behandlingskvaliteten og behandlingsresultatet ved avanserte og konformale behandlingsteknikker.

2.2 Ikke - dosimetrisk parametre i CT-basert behandlingsplanlegging

For å kunne gi en høyere stråledose enn tradisjonelle behandlingsmetoder muliggjør uten å øke risikoen for at det friske vevet rundt kreftsvulsten påføres uakseptabel skade, er det nødvendig å redusere marginer mellom de områdene som ønskes behandlet og strålefeltets grenser. Dette stiller store krav til de ikke-dosimetrisk parametrene i stråleterapikjeden. For det første må CT-studien gi korrekt informasjon om geometri (anatomi) og vevstetthet. For det andre må denne informasjonen overføres korrekt til, og håndteres korrekt av, doseplanleggingssystemets dataverktøy. Tredimensjonal CT-basert behandlingsplanlegging og kvalitetssikring av ikke-dosimetrisk parametre ved denne modaliteten er omtalt i litteraturen [4, 5, 6, 7, 8].

2.2.1 Bildegeometri, inntegningsverktøy og strålefeltsgeometri

Sammen med kliniske opplysninger er bildeinformasjonen gitt i CT-bildene utgangspunkt for CT-basert behandlingsplanlegging i stråleterapi. I dataoverføringene mellom CT, doseplanleggingsutstyr, simulatorer og behandlingsmaskiner må alt fra detaljer i CT-bildene til det ferdige behandlingsopplegget for hver enkelt pasient bli gjengitt med korrekt med tanke på anatomi, strålefeltsgeometri og doseberegninger. Doseplanleggingssystemets verktøy for manuelle og automatiske inntegninger av strukturer samt marginberegninger rundt disse i CT-bildene, må være optimal. Valg av setting for gråtoneskala ved visning av CT-bildene på skjerm (ww og wl) vil ha betydning for nøyaktigheten av konturtegning og anatomidefinisjon i CT-bildene. Dette vil igjen kunne påvirke valg av feltoppsett og doseberegning [9, 10].

2.2.2 Hounsfieldenheter og tettheter

CT-bildene, slik vi ser dem på en skjerm, bygges opp av små bildeelementer, pixler. Hvert pixel presenteres med en gråtone og disse vil til sammen danne et bilde med informasjon om en pasients anatomi sett i transversale snitt. Et pixel er en side i en liten kube, voxel, som inneholder informasjon (kvantifisert ved en verdi, et CT-tall) om svekning og absorpsjon av røntgenstråler gjennom dette volumet. Denne tallverdien kalles Hounsfieldenheter (HU) [11]. Hounsfieldenheter er definert som enheten i en skala av CT-tall som uttrykker den relative forskjellen mellom den lineære attenasjonskoeffisienten (μ) i vev og i vann multiplisert med 1000. HU for vann er definert til 0 og HU for luft er definert til -1000 (formel 1).

$$HU = \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w} \times 1000$$

Formel 1: CT-tall (Hounsfieldenheter - HU) defineres som den relative forskjell i stråleabsorpsjon mellom vev og vann multiplisert med 1000. μ : attenasjonskoeffisient i et bildepunkt, μ_w : attenasjonskoeffisient i vann.

Røntgenstråler svekkes i større grad i kompakt vev (ben) enn i bløtvev og luft. Jo tettere vev, jo høyere attenasjonskoeffisient, μ . Verdien av μ , og dermed HU, vil i tillegg variere med energien (spenningen, kV) som settes på røntgenrøret ved bildeopptak. Ved valg av høyere energier (spenning på eksempelvis 140 kV), svekkes røntgenstrålene i mindre grad gjennom det samme vevet enn ved bruk av lavere energier (spenning på eksempelvis 80kV). Verdien av HU som kan leses ut av en CT-studie vil være lavere ved bruk av høye energier og i vev tettere enn vann, enn det som kan leses ut fra CT-studien ved bruk av lavere energier. Det er imidlertid lite trolig at valg av energi ved bildeopptak vil påvirke hounsfieldverdiene i så stor grad at det, etter konvertering til relative elektrontettheter i doseplanleggingssystemet, vil ha en klinisk betydning ved beregning av stråledoser til pasient [12]. I følge Cozzi *et al* [9] har valg av tykkelse på snittene i en CT-studie og eksponeringsverdier (strømstyrke og tid) kun liten påvirkning på verdien av HU.

Doseplanleggingssystemene bygger sine beregningsalgoritmer for stråledoser på informasjon om vevets massetetthet eller elektrontetthet relativt til elektrontetthet i vann (RED). For å konvertere informasjon om attenasjon i vevet (HU fra CT-studien) til tettheter (ρ eller RED) finnes det konverteringskurver

innebygget i hvert doseplanleggingssystem. Doseplanleggingssystemer fra ulike produsenter beregner denne konverteringen etter ulike modeller. I doseplanleggingssystemet Varian Eclipses database er det lagt til rette for å registrere konverteringskurver for en rekke CT-skannere. For hver CT-studie som importeres til systemet, vil det søkes i databasen etter konverteringskurven for den CT som er benyttet. Hvis ikke konverteringskurven for den benyttede CT-skanneren foreligger i databasen, velger systemet automatisk å konvertere hounsfieldenheter på CT til relative elektrontettheter i doseplanleggingssystemet ved bruk av formelen nedenfor (formel 2). Formelen er utledet etter resultater fra målinger gjort av Knöös *et al* i 1986 [14] der han og hans gruppe presenterer måleresultater fra en metode for konvertering av HU til RED. I ICRU report 42 [13] blir det også anbefalt å benytte konvertering fra hounsfieldenheter til relative elektrontettheter eller massetettheter etter Knöös sin metode og målinger.

$$\begin{array}{ll}
 \text{RED} = 1,0 + 0,001 \times N_{\text{CT}} & -1000 < N_{\text{CT}} \leq 100 \\
 \text{RED} = 1,052 + 0,00048 \times N_{\text{CT}} & N_{\text{CT}} > 100 \\
 N_{\text{CT}}: \text{CT-tall i Hounsfieldenheter (HU)} &
 \end{array}$$

Formel 2: Omregning fra CT-tall i Hounsfieldenheter (N_{CT}) til elektrontetthet i aktuelt vev relativt til elektrontetthet i vann (RED) i Varian Eclipse doseplanleggingssystemet.

I doseplanleggingssystemet Helax-TMS, blir hounsfieldskalaen komprimert med en faktor 16 til såkalte TMS-tettheter (H_{TMS}) slik formel 3 beskriver. Disse TMS-verdiene er utgangspunktet for konvertering mellom HU i CT-bildene og massetettheter i doseplanleggingssystemet. Laveste TMS-verdi (definert som luft utenfor pasient) er satt til -128. Aluminium har fått TMS-verdi 111 ($\text{HU} \approx 2832$). Alle materialer med høyere HU enn aluminium får TMS-verdi 112 i doseplanleggingssystemet. Hounsfieldverdier fra -15 til 0 er gitt TMS-verdi -66 (etter formel 3). Dette tilsvarer ikke vann ($\text{HU} = 0$ og $\rho = 0 \text{ g/cm}^3$) i doseplanleggingssystemet, men vev med en massetetthet, $\rho = 1,02 \text{ g/cm}^3$ (en blanding av fett og muskler). Dette forholdet mellom HU og ρ er empirisk bestemt på bakgrunn av resultater fra målinger gjort i fantom [15].

$$H_{\text{TMS}} = \left[\frac{\text{HU} + 1000}{16} \right] - 128$$

Formel 3: Formel for omregning (komprimering) av hounsfieldskalaen til TMS-enheter

Relasjonen mellom H_{TMS} og massetetthet i Helax-TMS er utledet etter metoden og målingene beskrevet av Knöös *et al* [14, 15] der enkelte vevsmaterialer med kjente tettheter og vevs karakteristikk, danner punkter langs konverteringskurven mellom HU og massetetthet. Det er foretatt interpoleringer mellom målepunktene for disse vevsmaterialene for å identifisere hele den bilineære konverteringskurven som doseberegningssystemene i Helax-TMS bygger på.

3 Metode

For kontroll av ikke-dosimetrisk parametre i stråleterapikjeden finnes ulikt utstyr (såkalte fantomer) fra forskjellige produsenter tilgjengelig på markedet. Utstyret som blir benyttet i disse kvalitetskontrollene, består av to fantomer produsert av Modus Medical Devices Inc. London Ontario, Canada. Fantomene er en videreutvikling av en prototype presentert av Craig *et al* i 1999 [16]. Gruppen viste viktigheten av å utføre kvalitetskontroller av ikke-dosimetrisk parametre ved CT-basert planlegging av stråleterapi. Nytteverdien av å utføre slike kvalitetskontroller på spesielt tilrettelagte fantomer ble også demonstrert i gruppens arbeid.

3.1 Fantomene

3.1.1 Quasar Body Phantom



Figur 2: QUASAR Body Phantom (fra Quasar Body Phantom: User's Guide [17])

QUASAR Body Phantom (figur 2) [17] består av en oval akrylkomponent formet som et abdomenområde på en pasient, 30cm bred, 20cm høy og 12cm lang. I fantomet sitter tre sylindriske innsatser, hver med diameter 8cm. Innsatsene har innebygd ulike volumer formet av luft, akryl og delrin med kjente former og størrelser. Disse volumene benyttes til kontroll av nøyaktighet og reproduserbarhet av geometri i bildeoverføringen mellom CT og doseplanleggingssystemet samt kontroll av doseplanleggingssystemets konturtegningsverktøy og beregning av volumstørrelser.

Innsats 1:

- Luftkile, 20⁰ Volum: 40,0 cm³
- Sylinder, 10 mm Ø Volum: 3,9 cm³
- Sylinder, 5 mm Ø Volum: 0,98 cm³

Innsats 2:

- Akrylkube, 3 x 3 x 3 cm³ Volum: 27,0 cm³
- Delrinkube, 5 x 5 x 5 cm³ Volum: 125,0 cm³

Innsats 3:

- Kule, 20 mm Ø Volum: 4,2 cm³
- Kule, 40 mm Ø Volum: 33,5 cm³
- Skråskjært sylinder, 60° Volum: 116,0 cm³

I bakkant er fantomet forlenget med en sentralt plassert sylindrisk del med en diameter på 12cm. I denne delen av fantomet sitter fem sylindriske innsats, 2,5 cm lange og 2,5 cm i diameter, plassert med en innsats sentralt og de fire andre i ring rundt denne, alle med lik avstand mellom seg (figur 3). Disse innsatsene er laget av kjente materialer og benyttes til kontroll av konverteringen mellom hounsfieldenheter fra CT og relative elektrontettheter på doseplanleggingsutstyr.

Det ene av doseplanleggingsystemene det er foretatt kvalitetskontroller på i dette arbeidet, gir mulighet til å lese ut massetettheter og ikke relative elektrontettheter. I brukermanualen til Quasar Body Phantom er det ikke oppgitt massetettheter for de fem innsatsene. Produsenten har heller ikke på forespørsel kunnet oppgi de respektive massetetthetene. For å kunne gjøre en vurdering av måleresultater fra doseplanleggingsystemet Helax-TMS mot brukermanualens oppgitte verdier av RED, er avleste massetettheter omregnet til RED ved bruk av informasjon om relasjonen mellom de respektive tetthetene (tabell 2) slik den er beskrevet i litteraturen [18,19,20,21,22,23].

Tabell 2: Relative elektrontettheter for de fem innsatsene (fra Quasar Body Phantom: User's Guide [17]) og deres korresponderende massetettheter (verdier fra [18,20,21,22,23,23]) for følgende vevstyper:

Vevstype	ρ (g/cm ³)	RED
Lunge	0,195	0,190
Polyetylen	0,960	0,945
Vannekv. materiale	1,000	1,002
Trabekulært ben	1,161	1,117
Kortikalt ben	1,609	1,512



3.1.2 Quasar Beam Geometry Phantom



Figur 3: Quasar MLC Beam Geometry Phantom (Quasar Multi-leaf collimator Beam Geometry Phantom: User's Guide [24])

Quasar MLC Beam Geometry Phantom [24] er produsert i akryl, delrin og luft og er formet som et roterbart, tredimensjonalt trapes (figur 3). Dette er festet på en roterbar base. Det tredimensjonale trapeset har form som divergerende strålefelt med ulike innebygde feltstørrelser. Fantomet kan roteres og stilles inn med ønskede vinkler. I bunnen av fantomet sitter en Z-formet stålstreng. Denne benyttes for kontroll av korrekt plassering av fantomet på CT før kvalitetskontrollene starter, ved kontroll av avstand mellom de skannede CT-snittene og ved kontroll av snittføringen på CT. Fantomet er også utstyrt med et vater. Dette benyttes, i kombinasjon med prøvebilder på CT, til å stille inn fantomet sine innebygde aksesystem nøyaktig i plan med CT-apparatets aksesystem uavhengig av bordbevegelse under bildeopptak.

Fantomet kan stilles inn med vinkler tilsvarende opptil 360° bordrotasjon og 360° apparatrotasjon på et behandlingsapparat. Sentralt i fantomet, i det punktet som vil være felles sentrum (omdreiningspunkt eller isosenter) for alle fantominnstillinger, er det plassert en stålmarkør. I tillegg til muligheten for innstilling av vinkler, har fantomet innebygd følgende feltstørrelser med divergens:

- 1 x 2 cm²
- 10 x 10 cm²
- 15 x 15 cm²
- Felt formet med mangeblads-kollimator, MLC.

Ved generering av strålefelt i doseplanleggningssystemet med vinkler tilsvarende de som er innstilt på fantomet, vil feltgrensene følge langs trapesets kanter forutsatt at avstanden mellom strålefokus og omdreiningspunktet i fantomet er satt til 100cm og strålefeltene er korrekt generert av doseplanleggningssystemet [25].

Fantomene ble benyttet på alle de besøkte stråleterapisentrene under rundreisen. Med til fantomene følger det brukermanualer med forslag til kvalitetskontroller i stråleterapikjeden. Det er kvalitetskontroller som er skissert i disse manualene som er utgangspunktet for dette arbeidet. Tabell 3 viser en oversikt over fantominnretningene og kvalitetskontrollene som er utført.

Tabell 3: Karakteristikk av fantomene og oversikt over hvilke kvalitetskontroller som kan utføres.

Element i CT-basert behandlingsplanlegging	Fantominnretning	Kvalitetskontroll
Bildeopptak på CT og overføring	Body Phantom: Oval Body, voluminnsatsene. Beam Geometry Phantom: Z-wire, trapesoidformet enhet.	Kontroll av kjent fantomgeometri, geometriske størrelser, retninger og plan
Innstilling av strålefelt	Beam Geometry Phantom: Roterbar- og trapesoidformet enhet	Kontroll av samsvar mellom genererte feltgrenser i doseplanleggingssystemet og fantomets geometri
Multiplanar bildekonstruksjon	Beam Geometry Phantom: Roterbar- og trapesoidformet enhet	Kontroll av samsvar mellom genererte feltgrenser i doseplanleggingssystemet og fantomets geometri
Digitalt rekonstruerte røntgenbilder (DRR)	Beam Geometry Phantom: Roterbar- og trapesoidformet enhet	Kontroll av samsvar mellom genererte feltgrenser i doseplanleggingssystemet og fantomets geometri
Visning og manipulering av anatomiske strukturer, beregning av volumer	Body Phantom: Sylindriske innsatser med volumer av ulike størrelser og former	Kontroll av manuell og automatisk konturtegning av kjente størrelser. Beregning av volumer
Konvertering av CT-tall, HU, til relative elektrontettheter, RED	Body Phantom: Innsatser av ulike tetthetsmaterialer	Sammenligning av kjent RED i fantomet og kalkulert i doseplanleggingssystemet

Quasar Body Phantom og Quasar Beam Geometry Phantom ligger i egnede esker for transport. Med begge fantomene følger manualer for bruk og arbeidsskjemaer med forslag til kvalitetskontroller. Det er også utarbeidet arbeidsark i Excel som finnes som vedlegg (8.1 og 8.2).

3.2 Kvalitetskontrollene

Arbeidet med å utføre kvalitetskontrollene ved stråleterapisentrene startet våren 2003 og ble avsluttet vinteren 2005. Seks stråleterapisentre i Norge er besøkt på denne rundturen. Arbeidet på hvert senter strakk seg over to dager. Kvalitetskontrollene ble utført av den samme personen på alle de besøkte sentrene. Det er også foretatt kvalitetskontroller med fantomene på Landspítali University Hospital, Reykjavík på Island. Resultater fra dette besøket vil også presenteres i denne rapporten. Tabell 4 viser hvilke stråleterapisentre som ble besøkt og hvilket utstyr som ble benyttet til planlegging av stråleterapi på det tidspunktet rundreisen ble foretatt.

Tabell 4: De besøkte stråleterapisentrene og utstyret det er utført kvalitetskontroller på.

Senter	CT	Doseplanleggingsutstyr
SUS	GE HiSpeed CT/i	Varian Eclipse, versjon 7.3.10
HUS	GE ProSpeed SX Power	Helax-TMS, Versjon 6.0
SSHF	Siemens Somatom Plus 4	Helax-TMS, Versjon 6.1
DNR	Siemens Somatom Plus 4	Helax-TMS, Versjon 6.0.2
SOH	Siemens Emotion	Helax-TMS, Versjon 6.1B
UNN	Siemens Somatom Plus 4	Helax-TMS, Versjon 6.0
Landspítalinn University Hospital Reykjavík	GE Light speed	Helax-TMS, Versjon 4.0

Etter at dette arbeidet ble utført har Haukeland Universitetssykehus tatt i bruk et nytt doseplanleggingsutstyr. Universitetssykehuset i Nord – Norge er i disse dager også i ferd med å gå gjøre det samme. Rikshospitalet-Radiumhospitalet, St. Olavs Hospital og Sørlandet Sykehus, Kristiansand har alle nye oppdaterte doseplanleggingssystemer.

3.2.1 Bildeopptak av fantomene

Quasar Body Phantom ble skannet i én CT-studie med innstillinger og eksponeringsverdier etter hvert enkelt stråleterapisenters standard protokoll for bildeopptak i abdomenområdet ved CT-basert behandlingsplanlegging. Felles ved alle sentrene var bildeopptak med 3mm snittykkelse og 3mm snittavstand. Bordforflytning pr snittbilde ble satt til 3mm og bilderekonstruksjonssirkel på 48cm. Alle de besøkte stråleterapisentrene benytter spiral-CT til behandlingsplanlegging i stråleterapi. CT - bildene av fantomet ble inspisert på CTs arbeidsstasjon og bildegjengivelse kontrollert med tanke på plan og retninger (høyre/venstre, cranielt/caudalt og lengde og bredde). Bildene ble overført til doseplanleggingssystemet der kvalitetskontrollene ble utført.

Quasar MLC Beam Geometry Phantom ble innstilt og vatret opp på CT etter fantomets markerte isosenter og innebygde vater. Siden fantomets eget vater viste seg å være for grovt og lite nøyaktig til dette formålet, ble det i tillegg benyttet et separat vater. Vatringen er vesentlig for å sikre at fantomet blir skannet i en absolutt 0-stilling i forhold til CTs akser. Dette gjøres for å unngå å introdusere feil i kontrolloppsettet på grunn av eventuelle skjevheter eller feil i CT – bordets forflytning horisontalt eller lateralt under bildeopptak. Ved bruk av denne metoden (som dette fantomet krever) vil derfor unøyaktigheter i bordbevegelse under bildeopptak, ikke bli kontrollert.

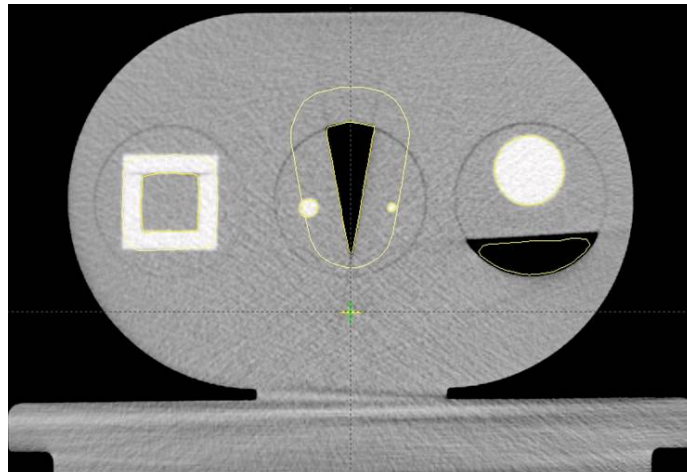
Det ble gjort bildeopptak av tre CT - studier med ulik innstilling av fantomet for å simulere følgende apparat- og gulvvinkler: geometrioverføring og gjengivelse på doseplanleggingssystemene:

- CT – studie 1: Apparatrotasjon 0°, Bordrotasjon 0°
- CT – studie 2: Apparatrotasjon 90°, Bordrotasjon 0°
- CT – studie 3: Apparatrotasjon 35°, Bordrotasjon 25°

CT-studiene ble overført til doseplanleggingssystemet og videre kvalitetskontroller ble foretatt.

3.2.2 Kontroller på doseplanleggingssystemene

Bildegjengivelsen av Quasar Body Phantom ble kontrollert på doseplanleggingssystemene med tanke på geometri: høyre/venstre, cranielt/caudalt og lengde og bredde av fantomet. Det ble tegnet konturer, manuelt og automatisk rundt de ulike volumene. Det ble gjort automatisk generering av isotropiske marginer rundt enkelte av de inntegnede strukturene. I tillegg ble det foretatt volumberegninger basert på inntegningene rundt de ulike strukturene i innsatsene (figur 4).

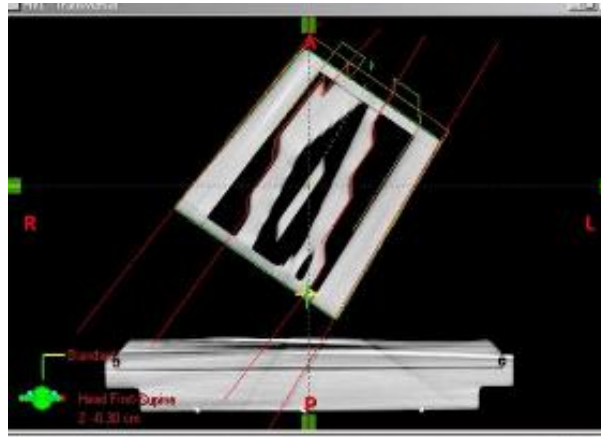


Figur 4: Quasar Body Phantom med inntegnede strukturer på doseplanleggingsutstyret Varian Eclipse.

Manuelle konturer ble tegnet inn rundt sylindrene på 5mm Ø og 10mm Ø i alle snitt. Kuben på $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ ble tegnet inn manuelt. Rundt denne ble det generert en kontur med isotropisk margin på 1cm. Denne ble sammenliknet med konturen av kuben på $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ som ligger utenpå og rundt den førstnevnte. Den 60° skrå luftsynderen og 20° luftkilen ble begge inntegnet med automatisk strukturinntegningsverktøy. Det ble gjort en automatisk generering av en isotropisk margin på 2cm rundt luftkilen. Størrelsen av den genererte marginen rundt hele kilen ble målt i transversalsnittene med doseplanleggingsutstyrets målebånd. Alle de inntegnede volumene ble inspisert i et tredimensjonalt vindu. Volumstørrelsene ble avlest ved bruk av dose-volum histogrammer (Helax-TMS) og direkte fra skjerm (Varian-Eclipse).

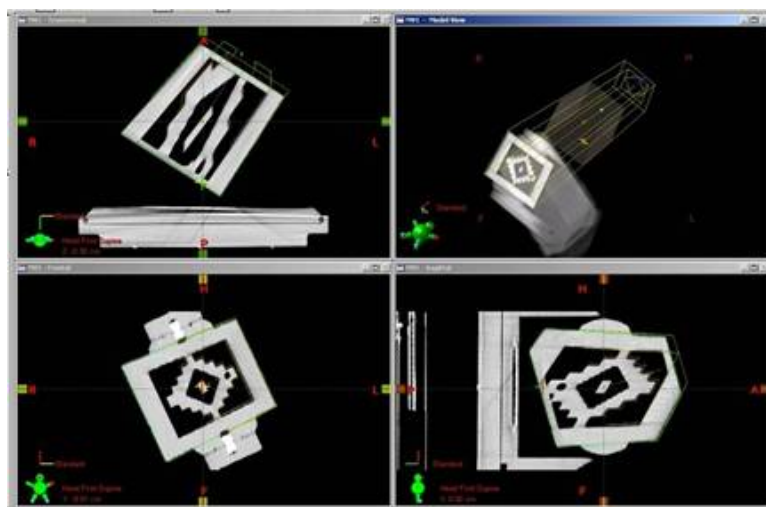
Ved Stavanger Universitetssjukehus (doseplanleggingssystem Varian-Eclipse) ble det på CT-bildene markert sirkulære, sentralt beliggende interesseområder i hver av de fem tetthetssylindrene. Middelerverdi av hounsfieldenheter og relative elektrontettheter i de fem interesseområdene kan leses ut fra doseplanleggingssystemet. Ved de øvrige stråleterapiavdelingene (doseplanleggingssystem Helax-TMS) fantes det, på det tidspunktet målingene ble utført, ingen mulighet til å velge ut et interesseområde for å foreta gjennomsnittsberegninger. Ved disse sentrene ble det derfor avlest 15 punktmålinger (pixelverdier) for hounsfieldenheter og massetettheter (ρ) sentralt i hver av de fem tetthetssylindrene. Middelerverdien for hver av disse måleseriene ble regnet ut manuelt. For sykehusene som benytter Helax-TMS er verdiene av de relative elektrontetthetene som presenteres i tabell 7, omregnet fra utleste massetettheter. Utleste og omregnede relative elektrontettheter for de fem ulike tetthetssylindrene målt på Quasar Body Phantom ble sammenliknet med tilsvarende verdier oppgitt i brukermanualen for fantomet [17].

På doseplanleggingssystemene ble Quasar MLC Beam Geometry Phantom sitt isosenter kontrollert visuelt mot snittposisjon 0 i CT-studien (omdreiningspunktet). Bordforflytningen mellom snittene ble regnet ut ved bruk av fantomets Z-markør og doseplansystemenes måleverktøy. For alle CT-studiene ble det generert felt med feltstørrelser $1 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $15 \times 15 \text{ cm}^2$. I tillegg ble det laget et strålefelt formet med mangeblads-kollimator (MLC).

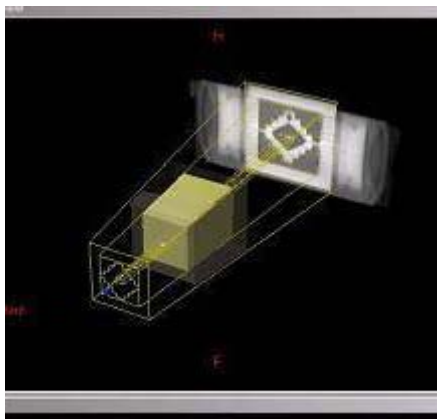


Figur 5: Transversalsnitt av geometrifantom innstilt med 25° gulvrotasjon og 35° apparatrotasjon i isosenter. De røde linjene (feltgrensene) vil følge fantomets geometri ved korrekt feltgenerering på doseplansystemet.

Det ble kontrollert hvordan strålefeltgrensene generert i doseplanleggingssystemet sammenfalt med fantomets feltgrenser ved de ulike feltoppsett og apparatvinkler. Figur 5 viser et transversalsnitt av fantomet med et åpent felt på $15 \times 15 \text{ cm}^2$ og et formet felt med bruk av MLC. Feltgrensene på hvert genererte strålefelt ble kontrollert med tanke på avvik (målt i mm i isosenternivå) fra fantomets form. I tillegg ble strålefeltene kontrollert for visuell gjengivelse i coronale-, transversale- og sagittale plan samt i beams-eye-view (BEV) (figur 6). Dette ble også utført ved inspeksjon av feltgrenser og fantom ved tredimensjonal bildegjengivelse (figur 7) på doseplanleggingssystemene og ved digitalt rekonstruerte røntgenbilder (DRR) (figur 8).



Figur 6: Quasar MLC Beam Geometry Phantom sett i ulike plan fra Varian Eclipse



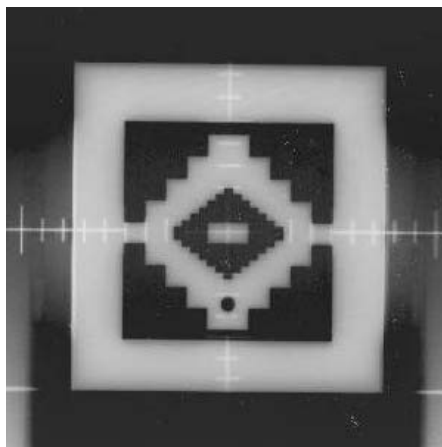
Figur 7: 3D visning av strålefelt



Figur 8: Digitalt rekonstruert røntgenbilde medgenererte strålefelt

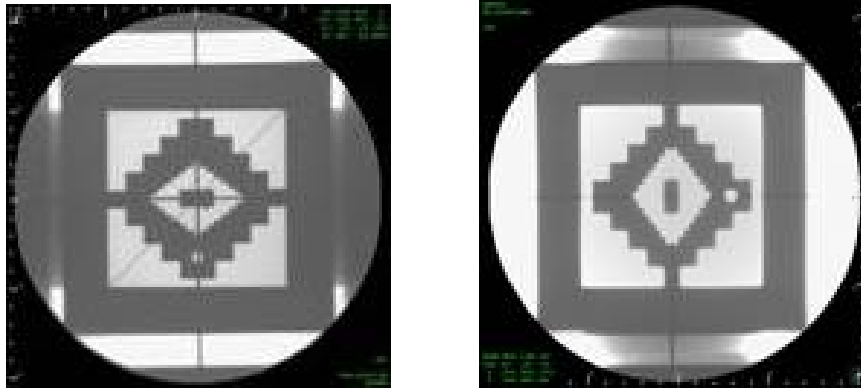
3.2.3 Kontroller på simulator og behandlingsapparat

Det ble utført kvalitetskontroller ved bruk av Quasar Beam Geometry Phantom på simulator og lineærakselerator. Fantomet ble innstilt på simulator og behandlingsapparat etter isosentermerker på fantomet og lysfelt fra behandlingsapparatet slik vanlige prosedyrer for innstilling av strålefelt på en pasient er. En eventuell geometrisk unøyaktighet (heng) i simulator eller behandlingsapparat ved innstilling av apparatvinkler forskjellig fra 0° , vil vises på simulatorbilder og feltkontrollbilder ved at overgangene mellom de ulike feltstørrelsene i fantomet blir uskarpe (figur 9). Dette fordi strålegangen i disse tilfellene ikke følger den innebygde divergensen som representerer fantomets feltstørrelser.



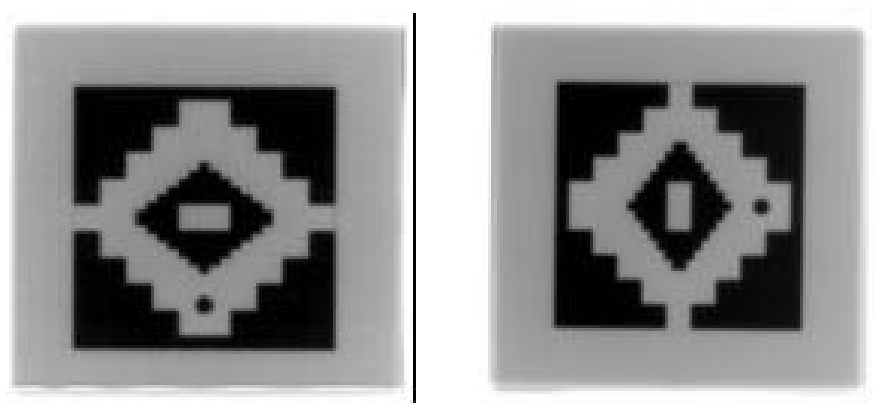
Figur 9: Simulatorilde av Quasar Beam Geometry Phantom tatt med apparatrotasjon 90° . På grunn av unøyaktighet i simulatorrotasjonen fremstilles overgangene mellom strukturene uskarpt i horisontal retning sett på bildet.

Det ble tatt simulatorbilder og feltkontrollbilder av fantomet med innstilt strålefelt på $15 \times 15 \text{ cm}^2$ og med apparatvinkel 0° og 90° på simulator og behandlingsapparat. Bilder tatt på simulator ble skrevet ut som en kopi fra et "frosset" skjermbilde tatt ved gjennomlysning (figur 10) eller som et vanlig røntgenbilde tatt på bladfilm.



Figur 10: Simulatorbilder av QUASAR Beam Geometry Phantom tatt med 0° og 90° apparatrotasjon.

På behandlingsapparat ble bilder tatt ved bruk av behandlingsapparatets detektor som benyttes til elektroniske feltkontrollbilder under strålebehandling (figur 11). Bildene ble inspisert med tanke på samsvar mellom innstilte feltstørrelser og fantomets innebygde feltstørrelser og at overgangen mellom fantomstrukturene var skarpe (for korrekte vinkelinnstillinger).



Figur 11: Bilder tatt på behandlingsapparat av QUASAR Beam Geometry Phantom med 0° og 90° apparatrotasjon.

3.2.4 Tidsforbruk og transport av fantomene

Kvalitetskontrollene ble utført over to dager på hvert stråleterapisenter og fordelte seg mellom de ulike kontrollene på følgende måte: 2 timer på CT til opptak av fire CT-studier, 6 timer på doseplanleggingsutstyr til kvalitetskontrollene på begge fantomene og 0,5 timer på både simulator og behandlingsapparater til simulatorbilder og feltkontrollbilder. Enkelte stråleterapisentre har flere enn en CT til bruk ved behandlingsplanlegging. I dette arbeidet ble det likevel gjort CT-opptak på kun en tilgjengelig CT på hvert stråleterapisenter. Det ble heller ikke utført geometrimålinger på flere enn en simulator og ett behandlingsapparat på hvert av de besøkte sentrene.

Det ble benyttet fraktfirma til flytransport av fantomene mellom Strålevernet og de respektive stråleterapisentrene ved denne kvalitetskontrollrunden. Strålevernet sto ansvarlig for administrasjon av og kostnad ved transport av fantomene i dette prosjektet. Fantomene ble hentet ved Strålevernet og levert inn til stråleterapiavdelingene en eller to dager senere. Den samme rutinen ble fulgt når fantomene skulle returneres til Strålevernet etter endt bruk. Totalt var fantomene lånt ut fra 8 til 14 dager ved besøk på en stråleterapiavdeling.

4 Resultater

4.1 Volumer

Tabell 5 viser resultatene fra volumutregningene fra alle målingene gjort på Quasar Body Phantom. For å lese ut volumstørrelsene i TMS, ble det generert et strålefelt på fantomet og de målte volumene er lest ut fra dose-volum histogrammer laget av TMS i forbindelse med en doseberegning av dette strålefeltet. For Varian Eclipse kunne volumene leses av direkte i inntegningsmodulen i doseplanleggingssystemet. Manualene som følger med fantomene avgir volumstørrelsene med nøyaktighet ned til $0,01\text{cm}^3$. Varian Eclipse angir beregnet volum med samme nøyaktighet. Dose-volum histogrammer i TMS leses kun ut i hele cm^3 .

Tabell 5: Avleste volumer fra Quasar Body Phantom i doseplanleggingssystemene. TMS gjengir ikke volumer med desimaltall

	HUS	SUS	DNR	SSHF	SOH	UNN	Island	Manual
Luftkile	40	41,0	44	40	39	39	39	40,0
10mmØ sylinder	4	3,84	4	4	4	4	4	3,9
5mmØ sylinder	1	1,0	1	1	1	1	1	0,98
Kube 5x5x5	121	125,0	121	131	124	124	125	125,0
Kube 3x3x3	26	26,0	24	26	26	26	24	27,0
Skråskjært sylinder	114	116,9	116	114	119	109	113	116
20mmØ kule	4	3,9	4	4	4	4	5	4,2
40mmØ kule	32	32,0	34	35	32	34	33	33,5

Gjennomgående er volummålingene ved de ulike sentrene i god overensstemmelse med manualens fasitverdi. De mest presise målingene med best samsvar med fasitverdi ses for sylindrene med diametre på 5mm og 10mm. For kubevolumene og for den skråskjærte sylinderen er presisjonen lavere og avviket fra manualverdi større. Disse avvikene er imidlertid innenfor en størrelsesorden som kan forklares ved partiell volum effekt da plassering av snittposisjoner gjennom Quasar Body Phantom ved CT-studien er ikke standardiserte. Denne tilfeldige variasjonen (første og siste snittposisjon forskjellig ved de ulike CT-studiene på de ulike stråleterapisentrene) får større betydning ved volumer der forholdet mellom grunnflate og lengde er lavt (kuber og skråskjært sylinder) enn der dette forholdet er høyt (sylindrene). For volumet luftkile viser målingen ved ett av sentrene et større avvik enn det som teoretisk kan forklares med tilfeldig snittføring. Det er imidlertid ikke noe gjennomgående trekk at målingene ved dette senteret avviker fra fasitverdiene. Volumberegningene av kulene viste god presisjon og godt samsvar med fasitverdier. Også dette er som forventet basert på at feil introdusert ved tilfeldig variasjon i snittføring får relativt mindre betydning for kuleformede volumer enn ved volumer formet som kuber og sylindere.

De automatisk genererte marginene ble kontrollert i snittplanet. Rundt kuben på $3\times 3\times 3\text{cm}^3$ fulgte den 1cm store marginen korrekt rundt kuben med avrundede hjørner. Ved margingenerering rundt luftkilen ble den 2cm store marginen også korrekt fremstilt bortsett fra i den spisse enden ved Varian Eclipse systemet. Marginene ble korrekt generert rundt luftkilen i Helax TMS systemet (figur12).



Figur 12: Marginen på 2cm rundt den spisse enden av luftkilen fremstilles korrekt i Helax TMS (v) og med for liten margin i Varian Eclipse (h).

4.2 Tettheter og relative elektrontettheter

I tabell 6 vises HU slik disse er målt for de ulike tetthetssylindrene ved stråleterapisentrene. Manualen oppgir kun verdier for relative elektrontettheter, ikke for HU. For vannekvivalent materiale varierer HU fra -2 til 12, medianverdi er 1. Også for de andre tetthetsmaterialene, varierer hounsfieldenhetene noe i verdi mellom de ulike sentrene.

Tabell 6: Hounsfieldenheter målt ved de syv ulike stråleterapisentrene

	HUS	SUS	DNR	SSHF	SOH	UNN	Island	Manual
Lunge	-813	-805	-810	-803	-821	-811	-808	ikke oppgitt
Polyetylen	-78	-74	-66	-57	-72	-80	-70	ikke oppgitt
Vann	4	1	2	-0,5	-2	-1	12	ikke oppgitt
Trabekulært ben	321	298	268	255	290	285	296	ikke oppgitt
Tett ben	1105	1042	952	912	1016	1012	1044	ikke oppgitt

Tabell 7 viser tilsvarende tall for avleste- og omregnede relative elektrontettheter. Disse tallene er avledede verdier fra hounsfieldenheter. Varian Eclipse har en algoritme som regner om HU direkte om til RED. Helax-TMS komprimerer HU skalaen med en faktor på 16 og angir tilhørende massetetthet basert på empiriske målinger av et lite sett av standard vev med kjente massetettheter og vevskarakteristikk. Det er foretatt lineær interpolering mellom de målte massetetthetene. Begge metodene gir en praktisk talt identisk relasjon mellom målt HU og RED for alle sentrene (figur 13). Med unntak for trabekulært og tett ben, viser målingene med Varian Eclipse (SUS) best samsvar mellom beregnet verdi og manualens oppgitte verdi. Avvikene ved beregninger i Helax-TMS er imidlertid små, og som forventet. Algoritmene i dette doseplansystemet angir tetthet av vann til $1,02 \text{ g/cm}^3$, svarende til en blanding av fett og muskelvev. Begge doseplanleggingssystemene ser ut til å overestimere RED i trabekulært ben, målt medianverdi 1,166 (range: 1,145 – 1,193), mot manualverdi 1,117.

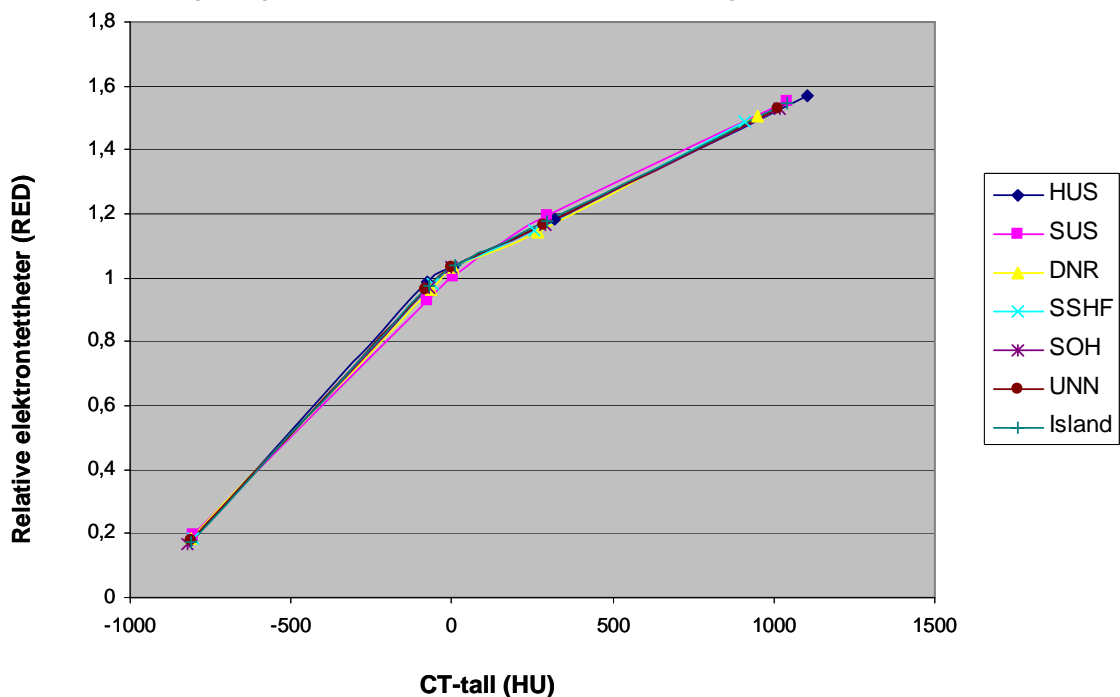
Tabell 7: Utleste og utledete relative elektrontettheter (RED) ved de syv ulike stråleterapisentrene.

	HUS*	SUS	DNR*	SSHF*	SOH*	UNN*	Island*	Manual
Lunge	0,178	0,194	0,185	0,183	0,168	0,178	0,175	0,19
Polyetylen	0,984	0,926	0,965	0,982	0,971	0,964	0,975	0,945
Vann	1,030	1,004	1,030	1,030	1,033	1,030	1,037	1,002
Trabekulært ben	1,185	1,193	1,145	1,146	1,166	1,166	1,176	1,117
Tett ben	1,572	1,551	1,504	1,488	1,531	1,530	1,546	1,512

* sentre med doseplanleggingssystem som gjengir massetetthet. Tabellens RED-verdier fra disse sentrene er omregnede verdier fra massetetthet (se tabell 2).

Relativ elektrontetthet for vannekvivalent materiale er i manualen oppgitt til 1,002 mens utregnet relativ elektrontetthet varierer fra 1,004 (Varian Eclipse) til 1,037 (Helax-TMS) i målingene utført på de syv besøkte sentrene. I brukermanualen til Quasar Body Phantom er det anbefalt at avvik i relativ elektrontetthet målt i doseplanleggingssystemene bør ligge innenfor +/- 4 % av manualens oppgitte verdi.

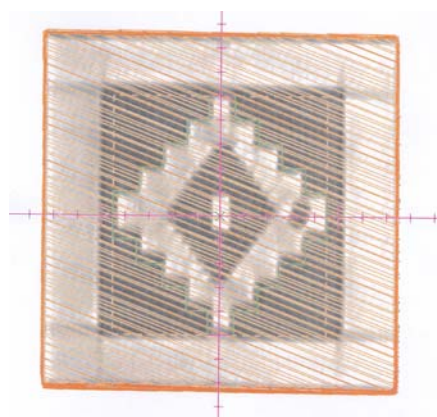
Kurver for konvertering mellom CT-tall (HU) og relative elektrontettheter (RED) målt ved de 7 besøkte stråleterapisentrene



Figur 13: Relasjonen mellom CT-tall, HU og relativ elektrontetthet, RED for de fem tetthetsinnsatsene i Quasar Body Phantom målt ved de ulike sentrene

4.3 Generering av strålefelt, CT-bilder i flere plan, røntgenbilder og feltbilder

Alle tester utført på geometrifantomet gir tilfredsstillende resultater på alle de besøkte stråleterapisentra. Avstanden målt fra de genererte feltenes isosenter og til fantomtoppen ble korrekt målt til 9cm. De genererte feltenes divergens viser at doseplansystemene har innebygd korrekt kilde-isosenteravstand. Sentralsnittet (0-snittet) og CTs akser falt sammen med isosenterposisjonen i fantomet. Beregninger av avstand mellom CT-snittene viser overensstemmelse med valgt verdi på 3mm på alle CT-studier på alle sentre. Alle genererte feltgrenser følger den innebygde divergensen i fantomets trapesformede del innenfor anbefalte marginer på 2mm for strålefelt med gantryvinkel 0° og 90° og 4mm på strålefelt med både gulvrotasjon og gantryvinkel. Største avvik målt med doseplanleggingssystemenes måleverktøy var på 2mm unøyaktighet mellom feltgrense og fantom i isosenternivå. Dette var i oppsett der fantomet er innstilt med 25° i gulvrotasjon og 35° apparatvinkel. Dette avviket kunne også observeres med de samme fantom- og feltinnstillingene ved multiplanar rekonstruksjon av fantom og strålefelt. For feltvisning i beams-eye-view og digitalt rekonstruerte røntgenbilder var største avvik mellom feltgrenser og fantom 3mm (for felt innstilt med 25° gulvrotasjon og 35° apparatrotasjon). Figur 14 viser plott av et strålefelt formet med mangeblads-kollimator (MLC) generert på Helax TMS sett i stråleretningen med disse innstillingene. De grønne strekene markerer MLC-feltet som ligger rundt markeringene fantomets MLC-felt.



Figur 14: Helax TMS plott av strålefelt sett i strålegangens retning for feltoppsett innstilt med 25° i gulvrotasjon, 35° apparatvinkel og feltforming ved bruk av mangeblads-kollimator (MLC). Feltet er markert med grønt på figuren.

4.4 Kontroll av strålefelt på simulator og behandlingsapparater

Kvalitetskontrollene viste at strålefelt på $15 \times 15 \text{ cm}^2$ lar seg reproducere tilfredsstillende langs divergengkanten av fantomet med apparatvinkel 0° og 90° både på simulator og behandlingsapparat i de fleste tilfeller. I kun ett tilfelle identifiserte kontrollene med fantomet feil i innstilt gantryvinkel på simulator. Dette gjaldt for gantryvinkel på 90° (figur 9). Denne feilen var kjent på stråleterapisenteret og fantomets tester avslørte også denne feilen. Øvrige kontroller utført på simulatorer og behandlingsapparater ved stråleterapisentrene viste feil i vinkelinnstillinger, feltstørrelser eller isosenteravstander. Overgangene mellom luft og akryl i fantomet ble fremstilt skarpe og klare (figurene 10 og 11).

5 Diskusjon

Alle kvalitetskontrollene ble utført av den samme personen på alle de besøkte sentrene. Dette kan ha betydning for resultatene da inntegningsteknikken underveis ubevisst kan ha blitt tilpasset for å gi samsvar med brukermanualens fasit. Det er kun gjort én kontrollgjennomgang pr CT-studie. Bakgrunnsundersøkelser for å fastsette spredningsmål i observatørens arbeid og vurderinger er ikke utført. Det foreligger derfor heller ingen kontroll eller dokumentasjon på hvor nøyaktige og reproducerbare inntegningene er for CT-studien som var utgangspunkt for kvalitetskontrollene på hvert enkelt senter. Alle CT-studiene ved alle stråleterapisentrene ble tatt opp ved bruk av eksponeringsverdier og innstillinger for bildeopptak som benyttes rutinemessig på de respektive avdelingene. Disse parametrene ble valgt bevisst selv om de ikke nødvendigvis er de mest optimale for generell kvalitetskontroll av en CT. Dette er faktorer som kan være kilde til unøyaktighet i måleresultatene i denne rapporten. Måleresultatene er derfor å regne som anslag og er ikke nødvendigvis et representativt resultat.

De inntegnede strukturene ble inspisert i et tredimensjonalt perspektiv. Volumer vil kunne fremstilles unøyaktig som følge av at konturen av volumene følger pixelstørrelsen på dataskjermen. Dette gjelder spesielt for små volumer og store pixelstørrelser. Enkelte av volumene viste små avvik i størrelse fra faktisk størrelse. Disse avvikene varierte fra senter til senter og kan forklares med en ikke-standardisert snittplassering ved opptak av CT-studiene. Dette gir størst risiko for feil ved volumer med liten lengde i forhold til grunnflate (kuber) eller volumer med avtagende grunnflate i lengderetningen (skråskjært sylinder). Største målte prosentvise avvik fra faktisk volumstørrelse var på 5 %. Deler av avvik fra målt volumstørrelse i Helax-TMS skyldes at volumutregningene avrundes til hele cm^3 . Det at en ikke er i stand til å lese ut volumer med større nøyaktighet enn $\pm 1 \text{ cm}^3$, kan ha en viss effekt på anvendbarheten av dose-volum histogrammer klinisk.

Generering av automatiske, isotropiske marginer rundt to av volumene viste gode resultater i plan med snittføringen for Helax-TMS. For Varian-Eclipse genererte doseplanleggingssystemet for liten margin rundt spisse vinkler (ved 20°). Dette skyldes valg av avstand mellom beregningspunktene i systemet og er nå rettet opp på det aktuelle senteret (Stavanger Universitetssjukehus). Den automatiske margingenereringen ble ikke inspisert i cranio-caudal retning. Arbeid i ettertid ved Stavanger Universitetssjukehus har imidlertid avdekket at doseplanleggingssystemet ikke klarer å generere marginer med størrelser som er forskjellig fra tall delelig med antall mm mellom snittene (eksempelvis 5mm margin ved 3mm snittavstand). I slike tilfeller velger systemet å plassere den genererte marginen i det snittet som er nærmest det opprinnelige volumet (i dette eksempelet med 3mm margin). Hvis en ikke er oppmerksom og justerer for dette, kan feltgrenser velges med for knapp margin til et behandlingsvolum i cranio-caudal retning.

I litteraturen kvantifiseres relasjonen mellom massetetthet og RED noe ulikt. Forskjellene er små, men det kan ikke utelukkes at mitt valg av verdier for massetetthet av sylindrene i Quasar Body Phantom, ikke er de absolutte korrekte verdiene. Dette vil kunne ha innvirkning på resultatene presentert i tabell 7. Største variasjon mellom tettheter oppgitt i litteraturen fant jeg for polyetylen (range $0,92 \text{ g/cm}^3$ - $0,96 \text{ g/cm}^3$). De eventuelle feil som skyldes valg av tetthetsverdier er så små at de ikke vil ha innvirkning på resultatet og konklusjonen i denne rapporten.

Relative elektrontettheter for trabekulært ben beregnes til for høye verdier i doseplanleggingssystemene ved alle stråleterapientrene. Verdiene er også høyere enn det manualen oppgir til å ligge innenfor akseptabel variasjon i målt RED på +/- 4 %. I brukermanualen oppgis det ikke hvilke variable størrelser som er innbakt i dette akseptable avviket. Deler av det målte avviket kan skyldes rørspenningen (kV) som CT-studien er tatt opp med da økt kV gir lavere verdier av CT-tall og omvendt. Dette har direkte innvirkning på omregningen fra HU til RED. Brukermanualene inneholder ingen beskrivelse av hvilke betingelser CT-opptaket for beregning av RED for fantomet er gjort ved. Avviket i målt median RED for trabekulært ben lå 4,4 % over manualens oppgitte verdi. Den dosimetriske konsekvensen av dette, om tallet skulle være korrekt, er imidlertid begrenset. Thomas beregnet i 1999 [12] at feilestimering av RED i ben i denne størrelsesorden ville kunne gi <1 % feil i beregnet dose dersom behandlingen gis med 6 MV. Ved valg av høyere spenning og et behandlingsopplegg med flere strålefelt, blir feilen mindre. Det kan likevel være grunn til å studere dette fenomenet nærmere. I første omgang bør en etablere et variasjonsmål for repetert testing med samme tetthetsfantom på samme CT og doseplanleggingssystem. Dermed bør avviket fra manualverdi verifiseres. Et verifisert avvik kan eventuelt gi grunnlag for å endre kalibreringen av CT det vil si for omregningen fra Hounsfieldenheter til massetettheter eller relative elektrontettheter i doseplanleggingssystemet.

Identifisering og plassering av isosenter på Quasar Beam Geometry Phantom, slik det fremtrer på CT-studien i doseplanleggingssystemet, er utgangspunktet for kvalitetskontrollene av felt og apparatgeometri. I enkelte tilfeller var det umulig å plassere de genererte felts feltsentre, (isosenterposisjonene) i korrekt posisjon i fantomet på doseplanleggingssystemet. Dette kunne skyldes at stålmarkøren i fantomets isosenter ble gjengitt i flere enn ett pixel på bildeskjermen. En annen situasjon som kan resultere i upresis isosenterplassering i fantomet på doseplanleggingssystemet, er der er fantomets geometriske isosenter faller i utkanten av eller mellom to CT-snitt i en CT-studie.

Unøyaktigheter mellom genererte feltstørrelser ved ulike gantryvinkler målt på Quasar Beam Geometry Phantom på alle doseplanleggingssystemene er innenfor de anbefalte toleransegrensene presentert i brukermanualen for fantomet. Kontrollene avslørte et maksimalt avvik i 2mm mellom genererte feltstørrelser og fantom sett i transversalsnitt gjennom fantomet i isosenternivå. For digitalt rekonstruerte røntgenbilder var det maksimale avviket 3mm i cranio- caudal retning for felt på 15x15cm². Dette avviket kan skyldes partiell volumeffekt. Denne visuelle effekten (og dermed avviket) kan reduseres noe ved vise fantomet på skjermen ved bruk av ideelt utsnitt av gråtoneskalaen.

For at fantomoppsettet skal ha et korrekt utgangspunkt for måling av geometripresisjon, vates det opp etter bestemte rutiner. Da fantomets eget innebygde vater ikke er nøyaktig nok til dette formålet, må det benyttes et tilleggsvater. Kvalitetskontroll av ikke-dosimetriske parametre bør inneholde tester av CT-bordets bevegelsesnøyaktighet under CT-skanning. Disse parametrene lar seg ikke kontrollere sammen med de øvrige kvalitetskontrollene beskrevet for dette fantomet da innstillingprosedyrene for fantomet eliminerer en eventuell slik unøyaktighet.

6 Oppsummering, utlånsordning

På alle stråleterapisentra ble CT-studiene korrekt gjengitt med tanke på retninger og størrelse i lengde og bredde i snittplanet. Alle inntegnede volumer ble tilfredsstillende gjengitt visuelt og størrelsesmessig på alle stråleterapisentra innenfor målesikkerheten i doseplanleggingssystemene med de utførte kontrollene. Deler av utregnet avvik i volumstørrelse kan skyldes at doseplanleggingssystemet på seks av syv stråleterapisentre ikke kan gjengi volumstørrelser med større nøyaktighet enn i hele cm^3 . På nyere doseplanleggingssystemer oppgis volumene med større nøyaktighet. Avvikene i de utregnede volumstørrelsene kan også skyldes valg av setting for gråtoneskala og partiell volumeffekt.

De relative elektrontetthetene viste (som for CT-tall) for høye verdier for trabekulært ben. Alle målte verdier var likevel innenfor det som i litteraturen angis å være akseptabel variasjon uten at det påvirker doseberegningene i så stor grad at det har klinisk betydning.

CT-studiene viste korrekt bildeopptak med tanke på snittavstand og isosenterposisjon. Kvalitetskontrollene viste korrekt overføring av geometri fra CT til doseplanleggingssystem. Alle feltstørrelser, former og vinkler ble korrekt generert i doseplanleggingssystemet med mindre unøyaktighet enn 2mm på feltstørrelser og 1° vinkel. Dette ble kontrollert ved alle bildevisningsmuligheter i doseplanleggingssystemene. Det anbefales å benytte et separat vater i tillegg til fantomets innebygde for innstilling av Quasar Beam Geometry Phantom.

Fantomene har vist seg å være nyttige i kontroll av ikke-dosimetriske parametre ved CT-basert doseplanlegging. Pilotprosjektet ledet til endret rutine for automatisk generering av isotropisk margin ved ett av de besøkte stråleterapisentrene. Prosjektet har også så langt avdekket at relative elektrontettheter i trabekulært ben ser ut til å bli overestimert ved alle de besøkte stråleterapisentrene, men den kliniske betydningen av dette må antas å være liten. Det anbefales å kartlegge betydningen av valg av eksponeringsparametere, dag til dag variasjon og spredningsmål på måleresultatene før en rutinemessig bruk av utstyret til kvalitetskontroll på hvert stråleterapisenter kan gjennomføres. Slik rutinemessig bruk anbefales ved installering av nytt utstyr og ved oppgraderinger av doseplanleggingssystemene.

Et komplett kvalitetskontrollprogram av ikke-dosimetriske parametre i stråleterapikjeden bør også bestå av kontroll av lasere (CTs, vegg- og taklasere i CT-rom og behandlingsrom) samt kontroll av samsvar mellom CT-bordets akser og bevegelse og CT-skannerens bildeplan. Kvalitetskontrollutstyret brukt i dette arbeidet gir ikke mulighet til å utføre disse kontrollene og er av den grunn ikke omtalt i denne rapporten.

Utlånsordningen av fantomene vil administreres fra Statens strålevern, men bekostes av den enkelte stråleterapiavdeling. Hver stråleterapiavdeling kan ved ønske og behov bestille fantomene for en definert tidsperiode. I forbindelse med en slik bestilling, underskrives en utlånskontrakt av bestiller på den aktuelle stråleterapiavdeling. Fraktbrev og bestilling av transport av fantomene fra Strålevernet og til stråleterapiavdelingen administreres av KVIST-gruppen på Strålevernet. Retur av fantomene til Strålevernet administreres av stråleterapiavdelingene.

7 Referanser

1. Omsorg og kunnskap: Norsk kreftplan. Norges offentlige utredninger, NOU 1997:20. Oslo: Sosial- og Helsedepartementet / Statens forvaltningstjeneste, 1997.
<http://odin.dep.no/nou/1997-20/index.htm> (21.06.06)
2. Nasjonal strategi for arbeid innenfor kreftomsorgen: Kvalitet, kompetanse og kapasitet. Rapport til Helsedepartementet. Oslo: Sosial- og Helsedirektoratet, 2004.
http://odin.dep.no/filarkiv/220645/Kreftstrategi_ENDELIG_DOKUMENT.pdf (21.06.06)
3. Levernes S, red. Virksomhetsrapport for norske stråleterapisentre 2001-2002. StrålevernRapport 2004:6. Østerås: Statens strålevern, 2004.
<http://www.nrpa.no/applications/system/publish/view/showLinks.asp?ips=1&archive=1000172> (21.06.06)
4. Fraass B et al. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical Physics* 1998; 25: 1773-1829.
5. Mutic S et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group 66. *Medical Physics* 2003; 30: 2762-2792.
6. Aird EGA, Conway J. CT Simulation for radiotherapy treatment planning. *British Journal of Radiology*, BJR 2002; 75: 937 – 949.
7. Kilby W, Sage J, Rabett V. Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology* 2002; 47: 1485–1492.
8. Able, CD, Thomas MD. Quality assurance: fundamental reproducibility tests for 3D treatment-planning systems. *Journal of applied clinical medical physic* 2005; 6(no.3): 13-22.
9. Cozzi L et al. Dosimetric impact of computed calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy *Radiotherapy and Oncology* 1998; 48: 335 – 338.
10. Steenbakkers R et al. Observation variation in target volume deliniation of lung cancer related to radiation oncologist-computer interaction: A "big brother" evaluation. *Radiotherapy and Oncology* 2005; 77: 182 – 190.
11. Kalender WA. *Computed tomography: Fundamentals, system technology, image quality, applications*. München: Publicis MCD Verlag, 2000.
12. Thomas SJ. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *British Journal of Radiology* 1999; 72: 781 – 786.
13. Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU report 42. Bethesda MI: ICRU, 1987.
14. Knöös T et al. A method for conversion of Hounsfield Units number to electron density and prediction of macroscopic pair production cross-sections. *Radiotherapy and Oncology* 1986; 5: 337 – 345.
15. Dose formalism and models in Helax –TMS. Uppsala: Helax AB, 1998.

-
16. Craig T, Brochu D, Van Dyk J. A quality assurance phantom for three-dimensional radiation therapy treatment planning. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* 1999; 44: 955-966.
 17. Quasar body phantom: User's guide. London, Ontario: Modus Medical Devices Inc. 2001. <http://www.modusmed.com/quasar-bodyphant.htm> (21.06.06)
 18. Attix FH. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. New York: John Wiley & Sons, 1986.
 19. *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU report 44. Bethesda MI: ICRU, 1989.
 20. Pemler P, Schneider U, Besserer J. Evaluation des Elektronendichte-Phantoms CIRS Model 62. *Zeitschrift für Medizinische Physik* 2001; 11: 25-32.
 21. Electron density phantom for use in CT treatment planning. CIRS tissue simulation and phantom technology. Norfolk, VA: Computerized Imaging Reference System, CIRS, 2005. http://www.cirsinc.com/062_rad.html (18.08.06)
 22. Cheng B, Saw et al. Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems. *Medical Dosimetry* 2005; Vol. 30 No. 3, pp 145-148.
 23. Schneider U et al. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology* 1996; 41: 111–124.
 24. Quasar Multi-leaf collimator Beam Geometry Phantom: User's Guide. London, Ontario: Modus Medical Devices Inc. 2003. http://www.modusmed.com/mlc_version.htm (21.06.06)
 25. McNiven A et al. A multileaf collimator phantom for the quality assurance of radiation therapy planning systems and CT simulators. *International Journal of Radiation Oncology Biology, Physics* 2004; 60: 994-1001.

8 Vedlegg

8.1 Arbeidsark for Quasar Body Phantom

QUASAR Body Phantom

CT-skanning

Skann-parametere Energi Snittavstand
 Rørstrøm Snittykkelse

Merknader:

Rekonstruksjon

Bordtopp og fantom er horisontale

Bildeoverføring

Geometrisk nøyaktighet Ovalhøyde Ovalbredde
 Tethetsstaver vises ovenfor oval
 Korrekt høyre/venstre retning på innsatser

Merknader:

Sylindriske innsatser

Arealbestemmelse			Volumbestemmelse		
Materiale	Faktisk areal	Målt areal	Materiale	Reelt volum	Målt volum
Luftkile	8,0	<input type="text"/>	Luftkile	40,00	<input type="text"/>
Stav 10mmØ	0,78	<input type="text"/>	Stav 10mmØ	3,90	<input type="text"/>
Stav 5mmØ	0,20	<input type="text"/>	Stav 5mmØ	0,98	<input type="text"/>
Delrinkube	25.0/16.0	<input type="text"/>	Delrinkube	125,0	<input type="text"/>
Akrylkube	9,0	<input type="text"/>	Akrylkube	27,0	<input type="text"/>
			10mm Kule	0,50	<input type="text"/>
			20mm Kule	4,20	<input type="text"/>
			40mm Kule	33,50	<input type="text"/>
			Halvsylinder	116,0	<input type="text"/>

Merknader:

Marginer

Korrekt margin på luftkile Korrekt margin på akrylkube

Merknader:

3-D visning

Materiale	Luftkile	Stav 10mmØ	Stav 5mmØ	Delrinkube	Akrylkube	Halvsylinder
Korrekt visn?	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Materiale	10mm Kule	20mm Kule	40mm Kule			
Korrekt visn?	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Merknader:

CT-verdier og tetthetsverdier

Konverteringskurve (formel):

Materiale	HU på CT	RED	Målt RED
Lunge (innå.)		0,19	<input type="text"/>
Polyetylen		0,945	<input type="text"/>
Vann-ekv.		1,002	<input type="text"/>
Trab ben		1,117	<input type="text"/>
Tett ben		1,512	<input type="text"/>

Merknader:

Navn: Dato:

8.2 Arbeidsark for Quasar Beam Geometry Phantom

QUASAR Beam Phantom

CT-skanning

Skann-parametere

Energi		Snittavstand	
Rørstrøm		Snittykkelse	

Merknader:

Isosenterbestemmelse

Bordposisjon Z :		Z-markør sentralt plassert, Bord:	
------------------	--	-----------------------------------	--

Bildetaking og overføring

Orientering	Sentral og høyre wire krysser ved nedre ende:	
Snittykkelse og snittavstand	Z-linjes koordinater cranielt	
	Z-linjes koordinater caudalt	
	Helning på z-linje regresjon:	

Merknader:

Feltvisning

Skann #1	Gantry vinkel		Bordrotasjon	
	KHA:		Dyp:	

Visning	1cm x 2cm	10cmx10cm	15cmx15cm	MLC
Transvers CT				
Sagittal CT				
Koronal CT				
Beams Eye View				
3-D romvisning				

Merknader:

Skann #2	Gantry vinkel		Bordrotasjon	
	KHA:		Dyp:	

Visning	5x5	10x10	15x15	MLC
Transvers CT				
Sagittal CT				
Koronal CT				
Beams Eye View				
3-D romvisning				

Merknader:

Skann #3	Gantry vinkel		Bordrotasjon	
	KHA:		Dyp:	

Visning	5x5	10x10	15x15	MLC
Transvers CT				
Sagittal CT				
Koronal CT				
Beams Eye View				
3-D romvisning				

Merknader:

Multiplanar rekonstruksjon av CT-bilde

Sagittale rekonstruksjoner

Materiale	Skann #1	Skann #2	Skann #3
Ytre akryl			
Luft			
Indre akryl			

Koronale rekonstruksjoner

Materiale	Skann #1	Skann #2	Skann #3
Ytre akryl			
Luft			
Indre akryl			

Vinklede rekonstruksjoner

Materiale	Skann #1	Skann #2	Skann #3
Ytre akryl			
Luft			
Indre akryl			

Merknader:

DRR

Skann #1

Materiale	Høyde	Bredde
Ytre akryl		
Luft		
Indre akryl		

Skann #2

Materiale	Høyde	Bredde
Ytre akryl		
Luft		
Indre akryl		

Skann #3

Materiale	Høyde	Bredde
Ytre akryl		
Luft		
Indre akryl		

Merknader:

Navn:

Dato: