

Fakultet for naturvitenskap og teknologi
Institutt for fysikk



MASTEROPPGÅVE FOR

STUD. TECHN. SOLVEIG HAUKÅS

Oppgaven gitt: 20.01.2009
Besvarelsen levert: 20.06.2009

FAGOMRÅDE: STRÅLINGSBIOFYSIKK

Norsk tittel: *“Optimalisering av IMRT-planar
for øyre-nase-hals-kreft”*

Engelsk tittel: *“Optimization of IMRT plans
for head and neck cancer”*

Hovudoppgåva er utført ved St. Olavs hospital, under veiledning av medisinsk fysikar
dr.ing. Jomar Frengen

Trondheim, 16.06.08

Tore Lindmo

ansvarleg faglærer

Professor ved Institutt for fysikk

Føreord

Masteroppgåva er skriven ved stråleterapien ved St. Olavs hospital i Trondheim våren 2009, under rettleiing av medisinsk fysikar Jomar Frengen ved St. Olavs hospital og professor Tore Lindmo ved NTNU. Takk til Jomar Frengen for råd og hjelp ved utvelging av forsøk og ved skriving av rapport, og takk til Tore Lindmo for råd ved skriving av rapport. Eg vil òg takke medisinsk fysikar, ved St. Olavs hospital, Trond Strickert for nyttige innspel i tilknytning til delen med samstundes integrert boost.

Oppgåva er gjort som ei fortsetjing av fordjupingsprosjektet skriven ved St. Olavs hospital hausten 2008. Ein del teori (det meste av kap 2.1, 2.2, 2.3, 2.5, 3.2 og 3.3) er difor den same som i projektrapporten [1], men inkludert her for å få heilskap i oppgåva.

Samandrag

Planleggingsprogrammet Oncentra MasterPlan har ein modul for IMRT-planlegging (IMRT - Intensity modulated radiation therapy). Denne modulen optimaliserer planar på bakgrunn av førehandsgjevne dosekrav til målvolum og risikoorgan. Den nye “enhanced”-algoritmen (PBE) som no er implementert i MasterPlan skal gjere IMRT-planlegginga meir korrekt og effektiv. For å sjekke kor bra dosefordelingane er modellert av PBE-algoritmen vart det definert eit sylinderforma, holt målvolum med eit risikoorgan inni. Det vart sett krav om uniform dose på 2 Gy for målvolumet og maks 0,5 Gy for risikoorganet. Planar vart optimalisert med omsyn til desse krava og med ulike vinklar på kollimatorsystemet. Deretter vart det bestrålt filmar i samsvar med planane, og desse vart samanlikna med dosefordelinga i planane. Det vart funne at PBE-algoritmen gjev ei svært bra beskriving av dosefordelingar med “tongue and groove”-effektar ved IMRT-optimalisering.

Prinsippet bak IMRT er å behandle ein pasient med ikkje-uniforme felt frå ulike retningar rundt pasienten. Desse felta har blitt optimalisert for å gje høg dose til målvolumet og akseptabel låg dose til det omkringliggjande normalvevet og risikoorganane. I MasterPlan vart det oppgjeve ein IMRT-verdi som er eit mål på kor god optimaliseringa er i forhold til dei gjevne dosekrava. Denne IMRT-verdien er nytta ved samanlikning av planar, for å finne ut kor god plan ein kan oppnå ved bruk av ulike parametrar under optimaliseringa.

Parametrar som vart undersøkt var vinkel på kollimatorsystemet, tal på felt, feltretning, tal på segment, minimum MU per segment og minimum feltstorleik per segment. For å sjå korleis valet av desse parametrane påverkar IMRT-optimaliseringa i MasterPlan, vart 11 pasientplanar replanlagt ved å variere parametrane. IMRT-verdien til dei optimaliserte planane vart deretter samanlikna ved hjelp av one-way ANOVA-testen Tukey HSD.

Tukey-testen viste at det ikkje var nokon signifikant forskjell mellom IMRT-verdiane til planane med ulike kollimatorvinklar. Det vart heller ikkje vist nokon signifikant forskjell mellom planar med 5, 7 og 9 felt jamt fordelt rundt pasienten. Planar med felt jamt fordelt rundt pasienten vart påvist å vere signifikant betre enn felt i vifteform framføre pasienten. I følgje Tukey-testen er planen med 30 segment signifikant dårlegare enn planane med 50, 70 og 150 segment. Det vart òg sett at optimaliseringa vart betre med 70 segment enn med 50 segment for alle dei testa pasientane. Ved å bruke fleire enn 70 segment vart det lita forbetring av optimaliseringa. For dei 11 pasientane vart det ikkje funne nokon signifikant forskjell for optimaliseringa av planar med 2 og 4 MU.

I tillegg til å optimalisere vektinga og intensiteten til felta, er det i MasterPlan mogleg å optimalisere gantryvinklane som felta vart gjevne frå. Dette vart forsøkt for planar med 5 felt og med to ulike sett av gjevne startvinklar. Det vart gjort

gantryoptimalisering med startvinklar i vifteformasjon framføre pasienten og med startvinklar jamt fordelt rundt pasienten. Det viste seg at MasterPlan kom fram til forskjellige optimale vinklar avhengig av startvinklane.

I behandling av øyre-nase-hals-kreft er det ofte ynskjeleg å gje ein liten del av målvolumet høgare dose enn resten av volumet. Dette kan gjerast på to måtar. Ein kan lage ein boostplan i tillegg til den vanlege planen, der ein mindre del av målvolumet får høgare dose. I dette tilfellet må ein optimalisere to planar og behandle i samsvar med begge planane. Alternativt kan ein integrere boostplanen i den opphavlege planen slik at berre ein plan vert laga. For å sjå om ein kan oppnå meir konforme planar ved samstundes integrert boost (SIB) enn ved tilleggsboost, vart 9 av pasientane planlagt på begge desse måtane. Det vart funne at SIB gjev moglegheit for meir sparing av risikoorgan og at ein får jamt over ein lågare dose, som er meir i samsvar med krava, til målvolumet utanfor boostvolumet for desse planane.

Abstract

In the dose planning system Oncentra MasterPlan there is a module for IMRT planning (IMRT - Intensity modulated radiation therapy). This module optimizes the plan based on given requirements for doses given to target volumes and organs at risk. The new enhanced algorithm (PBE), which is implemented in MasterPlan, is supposed to make the IMRT planning more exact and efficient. A cylindrical shaped target volume, with an organ at risk inside, was defined in MasterPlan to evaluate the dose distribution modeled by the PBE algorithm. A uniform dose of 2 Gy for the target volume and a maximum dose of 0.5 Gy for the organ at risk were set for the optimization. The plans were optimized with different angles of the collimator system, and film measurements were done according to the plans. It was found that the PBE algorithm gives a good description of the dose distribution, “tongue and groove” included, for IMRT optimization.

The principle of IMRT is to treat the patient with non-uniform beams from different directions around the patient. The beams are being optimized to give a high dose to the target volume and an acceptable low dose to the normal tissue and the organs at risk. An “IMRT value” is given as a measure of the quality of the optimization in MasterPlan. This value is used to compare treatment plans, to evaluate the quality of the optimization for different parameters.

The parameters which were examined were the angle of the collimator system, the number of beams given, number of segments, minimum number of MU per segment and minimum field size per segment. It was of interest to see how the parameters affect the IMRT optimization in MasterPlan. 11 patient plans were therefore replanned by varying these parameters. The “IMRT values” for the optimized plans were compared with the one-way ANOVA test Tukey HSD.

No significant differences were shown between the “IMRT values” of the plans with different angles of the collimator system. Nor were any significant differences shown between plans with 5, 7 or 9 beams equally spaced around the patient. Treatment plans containing beams equally spaced were significantly better than plans containing beams given only in front of the patient. The treatment plans containing 30 segments were significantly worse than the plans containing 50, 70 or 150 segments, according to the Tukey test. Although there was no porvable significant difference between the “IMRT values” for 50 and 70 segments, all the tested patients had a lower value (indicating better optimization) for plans containing 70 segments. The improvement of the optimization of plans with more than 70 segments was found to be small. There was no significant difference between the optimization of plans with 2 or 4 MU.

In addition to optimize the weight and fluence of the beams, MasterPlan can also optimize the gantry angles. This has been done for plans of 5 beams and with

two different set of initial angles. Gantry optimizations were performed with initial angles formed as a fan in front of the patient and with angles equally spaced around the patient. It was found that in MasterPlan, different angles are found to be optimal depending on the initial angles.

One often wants to give a small part of the target volume a higher dose than the rest of the target, in treatment of head and neck cancer. This can be done in two ways. A boost plan can be made in addition to the original plan without boost, where a small part of the target volume is given a higher dose. This involves optimization and treatment of two plans. Another way is to integrate the boost plan in the original plan, and in this way make one plan. To see if it is possible to achieve more conform dose distributions for treatment with simultaneous integrated boost (SIB) than with the additional plan, 9 of the patients were planned with both methods. It was found that SIB enables more sparing of the organs at risk. A lower dose, closer to the predefined dose criterias of the target volume outside the boost volume is also achieved.

Innhald

1	Innleiing	1
2	Bakgrunn	3
2.1	Lineærakselerator	3
2.1.1	Akselerasjonsrøyret	3
2.1.2	Bendesystem	4
2.1.3	Behandlingshovud	4
2.1.4	“Gantry”	5
2.1.5	Isosenter	6
2.2	Mangebladskollimator (MLC-multileaf collimator)	6
2.3	Doseberekningalgoritmar	8
2.3.1	Klassisk pencil beam (PBC)	8
2.4	Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)	9
2.5	Filmdosimetri	9
2.5.1	Radiokrom film	10
2.6	“Tongue and groove”-effekten	10
2.7	Samstundes integrert boost (SIB - simultaneous integrated boost)	11
3	Utstyr og metode	13
3.1	Oncentra MasterPlan 3.1	13
3.1.1	Plan optimizer-modulen	13
3.2	Gafchromic EBT	13
3.2.1	Kalibrering av film	15
3.2.2	Filmskanning	16
3.3	Bildebehandling	17
3.3.1	Bakgrunnskorrigering	17
3.3.2	VerA	17
3.4	Filmmåling av framprovosert “tongue and grove”	18
3.5	Optimalisering med ulike kollimatorvinklar	20
3.6	Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar	23
3.7	Optimalisering med ulikt tal på segment	23
3.8	Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik	24
3.9	Statistisk analyse av planane	24
3.10	Optimalisering av planar med inkludert boost	25
4	Resultat	29
4.1	Filmmåling av framprovosert “tongue and grove”	29
4.2	Optimalisering med ulike kollimatorvinklar	32

4.3	Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar	35
4.4	Optimalisering med ulikt tal på segment	38
4.4.1	5 felt jamt rundt pasienten	39
4.4.2	9 felt jamt rundt pasienten	41
4.5	Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik	43
4.6	Optimalisering av planar med inkludert boost	45
4.6.1	Samanlikning av planar med samstundes integrert boost og boost gjeve som tilleggsplan	46
4.6.2	Samanlikning av planar med samstundes integrert boost med ulike krav til parotis	48
5	Diskusjon	51
5.1	Filmmåling av framprovosert “tongue and groove”	51
5.2	Optimalisering med ulike kollimatorvinklar	53
5.3	Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar	53
5.4	Optimalisering med ulikt tal på segment	54
5.4.1	5 felt jamt rundt pasienten	54
5.4.2	9 felt jamt rundt pasienten	55
5.5	Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik	56
5.6	Optimalisering av planar med inkludert boost	57
5.6.1	Samanlikning av planar med inkludert boost og planar med tilleggsboost	57
5.6.2	Samanlikning av planar med inkludert boost og ulike krav til parotis	59
6	Konklusjon	61
A	Optimalisering med ulike kollimatorvinklar	67
B	Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar	73
C	Optimalisering med ulikt tal på segment	80
D	Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik	87
E	Optimalisering av planar med inkludert boost	91

1 Innleiing

I denne oppgåva er det sett på IMRT-planlegging (IMRT - intensity-modulated radiation therapy) av strålebehandling av øyre-nase-hals-kreft (ØNH-kreft), som er ei samlebetegning på kreft i hovud- og halsregionen. Mellom 2 og 3 prosent av krefttilfella i Noreg i 2007 var ØNH-kreft [2]. Den vanlegaste krefttypen her er plateepitelcarcinom, som er kreft som opstår i epitelceller. Tobakk og/eller stort alkoholforbruk aukar sjansane for å utvikle denne typen kreft. Dersom kreften vert oppdaga tidleg er det store sjansar for å bli kurert, anten ved kirurgi, stråleterapi, cellegiftbehandling eller ved ein kombinasjon av desse. Øyre-nase-hals-kreft spreier seg ofte til lymfeknutar i halsen, der det kan vere mikroskopisk sjukdom som ikkje vert oppdaga ved undersøkjing. Lymfeknutane vert difor ofte teke med i behandlinga ved stråleterapi. Dersom ein inkluderer lymfeknutane i målvolumet som skal behandlast kan det vera hensiktsmessig å behandle ulike delar av målvolumet med ulike dosar. Dette kan gjerast på fleire måtar. Ein kan anten fyrst behandle heile målvolumet under eitt og deretter gje området med makroskopisk sjukdom (synleg svulst) ei tilleggsbehandling. Alternativ kan ein behandle heile målvolumet samstundes, men med ulike dosefraksjonar til makroskopisk og mikroskopisk sjukdom. Den siste metoden, der noko av målvolumet får ein høgare dosefraksjon enn resten av volumet vert kalla samstundes integrert boost (SIB) og er undersøkt i slutten av denne oppgåva.

I planleggingsprogrammet Oncentra MasterPlan v. 3.1 er nye versjonar av dei klassiske “pencil beam”- og “collapsed cone”-algoritmane implementert. Dei nye “enhanced”-algoritmane byggjer på dei klassiske, men gjev i tillegg ei meir eksakt beskriving av behandlingshovudet ved at det er mogleg å stille inn parametarar for kjeldestorleik og lekkasje mellom MLC-blada. Dette fører til at algoritmane tek omsyn til utforminga av MLC-blada og at det er ein viss lekkasje mellom desse. Dei nye algoritmane gjev difor ei betre beskriving av den faktiske dosefordelinga. I tillegg har desse nye algoritmane kortare berekningstid og er dermed raskare å bruke ved IMRT-optimalisering.

Prinsippet bak IMRT er å behandle ein pasient frå fleire ulike vinklar med ikkje-uniforme felt som er optimalisert for å gje uniform, høg dose til svulsten og lågare dose til det omkringliggjande vevet. Doseplanleggingsprogrammet finn optimale parametarar for fluens og vekting av dei ulike felta ved å dela kvart felt inn i eit ulikt tal segment. Intensitet og vekting av felta vert justert etter førehandsdefinerte dosekrav til målvolum og risikoorgan. Optimaliseringa kan sjåast på som ei minimalisering av ein kostnadsfunksjon. Under optimaliseringa prøver MasterPlan å tilfredsstille krava som er sett til dei ulike voluma. Tilfredsstilling av eitt krav vil gå ut over andre og kostnadsfunksjonen beskriv kor langt planen er frå å oppfylle krava.

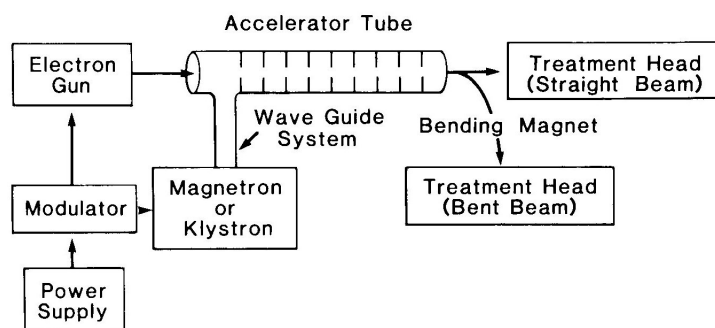
I MasterPlan er det mogleg å justere ulike parametarar som kan ha innverknad på kor god optimaliseringa vert. Det er mellom anna mogleg å stille inn vinkelen

på kollimatorstystemet, angje talet på felt og retningar desse skal kome frå, tal på segment, talet på minimum MU (monitor units) og feltstorleik per segment. I denne oppgåva er IMRT-planar for 11 øyre-nase-hals-pasientar forsøkt optimalisert på ny, med PBE-algoritmen (pencil beam enhanced), ved å justere desse parametrane for å sjå korleis det påverkar optimaliseringa av planane.

2 Bakgrunn

2.1 Lineærakselerator

Ein lineærakselerator som vert brukt i ekstern strålebehandling er eit apparat som produserer ioniserande stråling ved å akselerere elektron til høge energi. Elektron vert akselerert ved at dei vekselverkar med eit RF-elektromagnetisk felt. Elektronstråla som kjem ut av lineærakseleratoren kan brukast direkte i behandling av kreftsvulstar ned til ei djupn på om lag 70 mm. For å behandle svulstar djupare enn dette kan ein bruke foton [3]. Fotona vert danna ved at elektronstråla blir fokusert mot eit “target” og energitapet frå elektron som treff “target” vert overført til bremsestråling.



Figur 1: Blokkdiagram for ein typisk lineærakselerator brukt til behandling av pasientar [4].

Ein lineærakselerator består av ei energi-kjelde, modulator, elektronkanon, mikrobølgjenerator, akseleratorrøyr og behandlingshovud, og er bygd opp som vist i figur 1. Straumkjelda driv modulatorene, og denne sender likestraumpulsar med høg spenning samstundes til mikrobølgjeneratoren og elektronkanonen. Mikrobølgjene går frå mikrobølgjeneratoren, gjennom bølgeledaren, og til akselerasjonsrøyr. Her akselererer dei elektronane frå som kjem frå elektronkanonen. Frå akselerasjonsrøyr- et går elektronane inn i behandlingshovudet og kjem ut som ei filtrert og fokusert elektron- eller fotonstråle [4].

2.1.1 Akselerasjonsrøyr

Akselerasjonen av elektronane, mellom elektronkanonen og target, skjer i vakuum, for å hindra at elektronane kolliderer med gassatom og vert spreidd. Akselerasjonsrøyr er eit koparrøyr som er inndelt i rom innvendig. Desse romma er danna av koparskiljeveggar med ulik tjukkleik og mellomrom. Mikrobølgjene, som kjem inn i røyr, set

opp sterke elektriske og magnetiske felt i desse romma ved å indusere straum i koparveggane. Elektronane vert akselerert ved at dei vekselverkar med det elektromagnetiske feltet.

For høgenergilineærakseleratorar (over 6 MV), er akselerasjonsrøyrret for langt til at elektronane kan fortsetta rett fram for å treffa eit “target” og produsere foton. Akseleratorrøyrret blir difor plasert horisontalt og elektronstråla må bendast 90° for å treffa’e “target”. Det vanlegaste er å benda elektronstråla 270° , dette blir gjort for å få minst mogleg spreining av elektronane.

2.1.2 Bendesystem

Ei elektronstråle i eit magnetisk felt vil gå i ei avbøygde kurve, der krumminga avheng av energien til kvart av elektronane. For å dra mest mogleg nytte av stråla vil ein i eit klinisk system ha eit krav om at alle elektronane skal kome ut frå akselerasjonsrøyrret innanfor eit lite brennpunkt og med lik vinkel. Det optimale er om elektronstråla ved inngangen til bendesystemet har eit svært smalt energispekter, slik at alle elektronane følgjer den same banen, men dette er vanskeleg å få til i praksis.

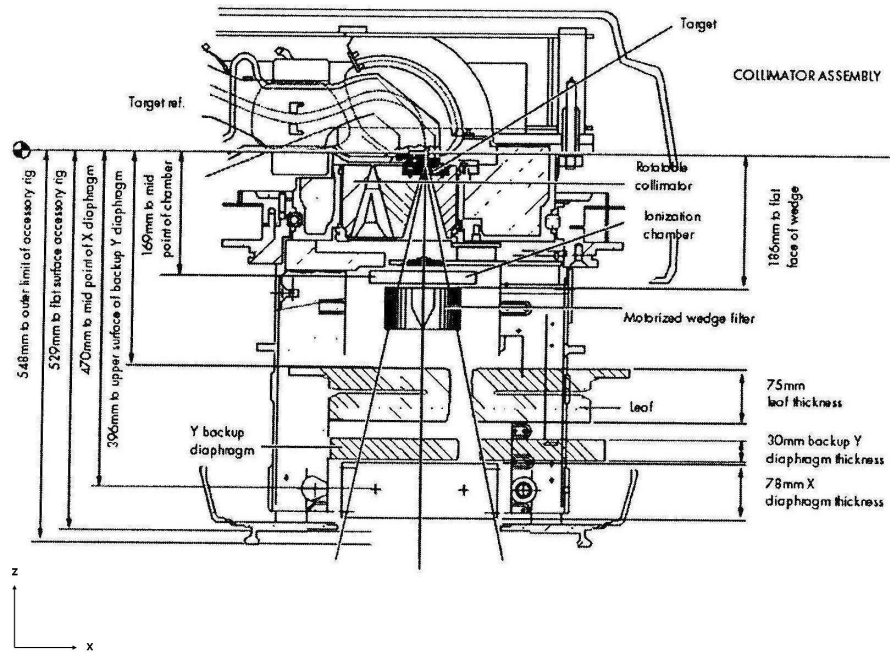
I staden prøvar ein å få elektronane til å kome ut i same punktet og med same retning, uavhengig av energi og bøyingskurve. Ved å bøye stråla 270° kan ein ved bruk av ulike teknikkar sørge for at ulike felt avbøyer elektron med ulik energi. Kva metode som vert brukt avheng av linacprodusenten og er ikkje gått inn på her. På denne måten kan ein sørge for at alle elektronane har same retning i det dei slepp ut gjennom brennpunktet. Bøyinga av stråla blir utført av eit stråletransportsystem som mellom anna består av bendemagnetar og fokuseringspolar.

2.1.3 Behandlingshovud

For å kunne bruke den smale, fokuserte stråla som kjem ut av bendesystemet til pasientbehandling må elektronstråla spreiest. Eventuelt kan ein styre stråla mot eit “target” for å danne ei fotonstråle.

Behandlingshovudet består av eit tjukt skal av skjermingsmateriale, ofte bly eller tungsten eller ei legering av desse. Behandlingshovudet inneheld òg fotontarget, spreingsfolie, utflatingsfilter, ionekammer, stasjonær og bevegeleg kollimator og lyslokaliseringsystem (sjå figur 2).

Fleire linacer er designa slik at dei både har moglegheit for elektronstråling og fotonstråling ved at “target”, manuelt eller automatisk, kan trekkast ut av og inn i elektronstråla.



Figur 2: Skisse over behandlingshovud for fotonstråling [5]. Elektronen kjem inn mot target og genererer foton. Fotonstråla vert deretter forma av utflatingsfilter, kollimatorar og blendarar før ho treff pasienten. Forma på feltet vert i hovudsak forma av mangebladskollimatoren og primærblendaren. Tuppane på MLC-blada utgjer feltgrensa i y -retning og primærblendaren utgjer feltgrensa i x -retning når kollimatorsystemet står i 0° . (Sjå meir detaljert beskriving av MLC, “backup”-blendar og primærblendaren i figur 4). Koordinatsystemet i figuren samsvarar med koordinatsystemet i figur 4, kollimatorsystemet kan fritt roterast rundt z -aksen.

Fotonstråling Bremsenstrålingsfoton vert danna når elektron fell inn mot eit materiale med høgt atomnummer, til dømes tungsten ($Z=74$). Targetet er vasskjølt og tjukt nok til å absorbera flesteparten av elektronen. Som eit resultat av bremsenstrålingsvekselverknaden vert eit spekter av fotonenergiar danna, med maksimumsenegi lik energien til dei innfallande elektronen. Middelen energien til fotonen er om lag ein tredjedel av maksimumsenegien.

Intensiteten til fotonstråla er framoverretta, og for å få eit uniformt felt er det difor nødvendig med eit utflatingsfilter når fotonstråla skal brukast i behandling [4], [3].

2.1.4 “Gantry”

For at det skal vera mogleg å behandle pasienten med stråler frå ulike retningar, er det naudsynt at ein kan rotere behandlingshovudet 360° rundt pasienten. Akseleras-

jonsrøyret og behandlingshovudet er difor montert på ein “gantry” som gjer dette mogleg. Denne “gantry”-en vert seinare i oppgåva rotert (sjå kapittel 3.6). Det som seinare er omtalt som “gantryvinkel” er vinkelen “gantry”-en vert rotert i forhold til utgangsposisjonen. Dersom gantryvinkelen er 0 grader vil det seie at stråla kjem loddrett ned på pasienten.

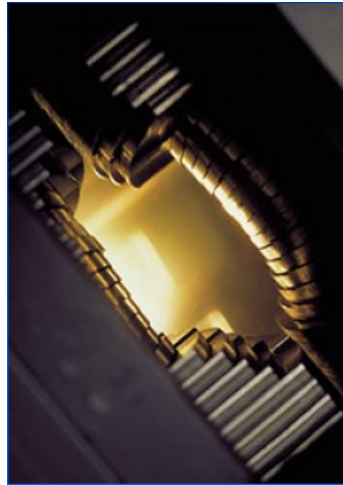
2.1.5 Isosenter

Isosenteret til ein linac er definert av skjeringspunktet mellom sentralaksen til stråla og rotasjonsaksen til “gantry”-en. I ein ideell situasjon vil dette vere eit fast punkt i rommet. Men i verkelegheita vil lokasjonen til isosenteret variere med gantryvinkelen. Storleiken til isosenteret er definert som diameteren til ei kule der rotasjonscentrumet til “gantry”-en alltid ligg innanfor. For å få ei nøyaktig geometrisk behandling, er det naudsynt at isosenteret er så lite som mogleg [3].

2.2 Mangebladskollimator (MLC-multileaf collimator)

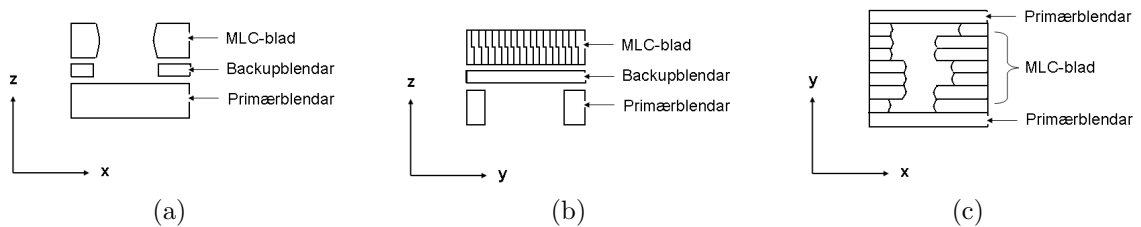
Det opprinnelege feltet for fotonstråling er definert av primærkollimatoren, medan blenderar og mangebladskollimatorar definerer strålefelte for kvar enkelt behandling. Ein mangebladskollimator består av eit stort tal kollimatorblad av wolfram, gjerne 40 par. Kvart blad har ein eigen motor og kan, uavhengig av dei andre, køyrast ut og inn i feltet for å danne felt med ulike former. Kvart blad har ein breidde på 1 cm i isosenteret¹. Høgda til lamellane, i stråleretninga, er 6 til 7,5 cm. Denne høgda er nødvendig for å få ein primær røntgentransmisjon på mindre enn 2% [4]. Eit bilete av mangebladskollimatoren er vist i figur 3. I figur 4 er retningane i eit koordinatsystem teikna inn. Koordinatsystemet er fast og mangebladskollimatoren kan roterast i forhold til dette.

¹Det blir òg produsert mangebladskollimatorar med smalare blad, til dømes 0,5 cm, men blada til mangebladskollimatoren som er brukt i denne oppgåva er 1 cm breie.



Figur 3: Mangebladskollimatoren sett nedanifrå [6]. Kvant blad kan uavhengig av dei andre køyrast inn og ut slik at feltforma kan varierast. (Kollimatorsystemet er rotert 45 grader i forhold til koordinatsystemet i figur 2 og 4.)

For at kollimatorblada lett skal kunne køyrast ut og inn er det ein liten avstand mellom kvart blad, dette resulterer i at det blir ein viss stålingslekkasje mellom blada. Overlappinga mellom blada (vist i figur 4b) begrensar lekkasjen slik at denne vert minst mogleg [3].



Figur 4: Skisser av mangebladskollimatoren og blendarane når kollimatorsystemet står i 0 grader i forhold til koordinatsystemet [1]. (a) MLC, backupblendar og primærblendar i xz -planet. MLC-blada kan bevegast ut og inn i x -retning. Over MLC-en sit resten av kollimatorsystemet (vist i figur 2) (b) MLC, backupblendar og primærblendar i yz -planet. MLC-blada er ikkje symmetriske i y -retninga, for å minske lekkasjen er det laga "hakk" i sidene på blada. (c) MLC og primærblendar i xy -planet. Tuppane på MLC-blada definerer feltet i y -retning og primærblendaren definerer feltet i x -retning.

Bruk av mangebladskollimatoren gjer at ein kan forma strålefeltet slik at det er tilpassa svulsten som skal bestrålast. MLC-en er ein forutsetning for intensitetmodulert stråleterapi (IMRT; Intensity-modulated radiation therapy), der fleire segment,

kvart individuelt forma av MLC, vert gjevne etter kvarandre. Det er gjeve ei nærare skildring av dette i kap 2.4

2.3 Doseberekningialgoritmar

I denne oppgåva er doseplanalgoritmen pencil beam enhanced (PBE) brukt til doseplanlegging. Algoritmen byggjer på den klassiske pencil beam-algoritmen (PBC). Forskjellen frå den klassiske algoritmen er at den forbetra versjonen har ei meir eksakt geometrisk beskriving av behandlingshovudet med kollimatorar, og tek dermed omsyn til utforminga av MLC-blada og lekkasjen mellom desse [7]. Berekningar tek i tillegg kortare tid med “enhanced”-algoritmen. Både den klassiske og “enhanced”-versjonen av algoritmen er implementert i Oncentra MasterPlan v. 3.1.

2.3.1 Klassisk pencil beam (PBC)

Pencil beam-algoritmen bereknar dose i vatn ved konvolusjon av polyenergetiske pennestråler og ei plan fotonfluensfordeling. Monoenergetiske pennestråler utleda frå Monte Carlo-genererte punktkjerner for eit vassmedium er vekta ifølge eit rekonstruert strålespekter for å gje polyenergetiske pennestrålekjerner som vert tilpassa analytiske funksjonar.

Polyenergetiske pennestråler kan beskrivast analytisk som

$$\frac{p}{\rho}(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r}}{r} + \frac{B_z e^{-b_z r}}{r}, \quad (1)$$

der r er sylinderradiusen frå pennestråleaksen og A_z , a_z , B_z og b_z er tilpassingsparametrar som er avhengige av djupna z [8].

I punktet der dosen skal bereknast går ein ut i frå at mediet er homogent og har same atomære oppbygginga som vatn. Ved inhomogenitetar vert det utført ein eindimensjonal tettleikskalering av kjernane, analogt til effektiv veglengde-inhomogenitetskorreksjon. Effektiv veglengde er uttrykt ved

$$z_{rad} = z_{geom} \frac{\mu}{\mu_{H_2O}} \quad (2)$$

z_{rad} og z_{geom} er her radiologisk og geometrisk djup medan μ og μ_{H_2O} er dei lineære attenuasjonskoeffisientane for høvesvis mediet det skal korrigerast for og vatn. Sidan pennestråler representerer ein konvolusjon av punktkjerner (generert for vatn) med fluensen langs stråleretninga vert det ikkje gjort nokon tettleikskalering for sidespredt stråling. Dette vil gje til dels store utslag for doseberekningar i områder med mykje inhomogenitet [9].

2.4 Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)

Prinsippet bak IMRT er å behandle ein pasient frå ulike retningar med ikkje-uniforme felt, som har blitt optimalisert for å gje høg dose til målvolumet og akseptabel låg dose til det omkringliggjande normalvevet og risikoorgan. Doseplanleggingsprogrammet deler kvart felt inn i eit varierende tal mindre segment og finn optimale parametrar for fluens og vekting av desse. Optimaliseringsprosessen involverer invers planlegging der vekting og fluens opp att og opp att vert justert for å tilfredstille forhandsdefinerte dosefordelingskriterium for den totale planen.

Optimaliseringa er ei minimalisering av kostnadsfunksjonen i likning 3.

$$C = \sum_{i=1}^N I_i (D_i - D_i^P)^2 \quad (3)$$

D_i er dosen som vert gjeve til volumelementet i , i eit visst steg i optimaliseringsprosessen. D_i^P er den foreskrivne dosen i det same volumelementet. I_i er vektingsfaktoren for volumelementet og N er talet på volumelement.

Tilfredsstillning av krava til eit volum vil kunne gå ut over kor bra planen svarer med krav til andre volum. Til dømes er det, dersom målvolum (PTV) og risikoorgan (OAR) ligg tett, umogleg å oppnå uniform, høg dose i heile PTV og låg dose i heile OAR. I MasterPlan er det difor mogleg å tillegge dei ulike dosekrava ein vektingsfaktor (I_i i likning 3), som seier kva krav som skal ha høgast prioritet i optimaliseringsprosessen. Verdien til kostnadsfunksjonen syner difor kor godt MasterPlan har kome i mål med optimaliseringa av planen.

Optimaliseringsalgoritmen prøver å minimalisere kostnadsfunksjonen ved kvar iterasjon, til det ønska målet, nært dei førehandsgjevne dosekrava, er nådd.

Datamaskinstyrt MLC er den mest praktiske måten å gje intensitetsmodulerte stråler. Dette er ein dynamisk MLC, der kvart blad har ein eigen motor som gjer at bladet kan førast inn og ut uavhengig av naboblada [4] (sjå kapittel 2.2). Leveringa av intensitetsmodulerte felt kan gjerast på fleire måtar. Ein av metodane er “step-and-shoot”-teknikken. Denne teknikken går ut på at segmenta vert gjevne etter kvarandre, eitt om gongen, og at akseleratoren er slått av medan kollimatorblada bevegar seg for å forme neste segment. Ein annan teknikk er “dynamisk step-and-shoot”-teknikken, her er akseleratoren på medan kollimatorblada vert flytta til neste posisjon.

2.5 Filmdosimetri

Film har blitt brukt til å evaluere doseringa i stråleterapi sidan 1950-åra [3]. To av hovudtypane som har vore brukt er radiografiske og radiokrome filmar, der radiokrome filmar er mest vanleg i dag.

2.5.1 Radiokrom film

Etter 1960-åra har det vore ei stor auke i bruken av radiokrom film. Filmen har store fordelar ved at han er vevsekvivalent, har høg romleg oppløysing og stort dynamisk område (10^{-2} - 10^6 Gy), er ikkje sensitiv til synleg lys og treng inga kjemisk, fysisk eller termisk prosessering. Ueksponert film er fargelaus, og filmen vert farga blå proporsjonalt med stråledosen som eit resultat av ein polymeriseringsprosess indusert av den ioniserande strålinga.

Graden av farging kan lesast ut ved bruk av eit spektrofotometer med bølglengde på 610 til 670 nm, eller ved bruk av ein laserskanner. Ved bruk av skanner blir målingane uttrykt ved optisk tettleik som definert i liking 4.

$$OD = \log \frac{I_0}{I_t} \quad (4)$$

Her er I_0 lysintensiteten til lyset utan filmen og I_t er lysintensiteten til lyset transmittert gjennom filmen [4].

Farginga av filmen held fram ei stund etter at strålinga er avslutta. Ein bør difor venta eit par timar før ein skanner og les av fargeintensiteten. I følge Khan (2003) [4] vil fargen vera stabilisert fyrst etter 24 timar. For nye filmar, til dømes GafChrom EBT som er brukt i denne oppgåva, vil den effektive svertinga vera ferdig 2 timar etter bestråling [10].

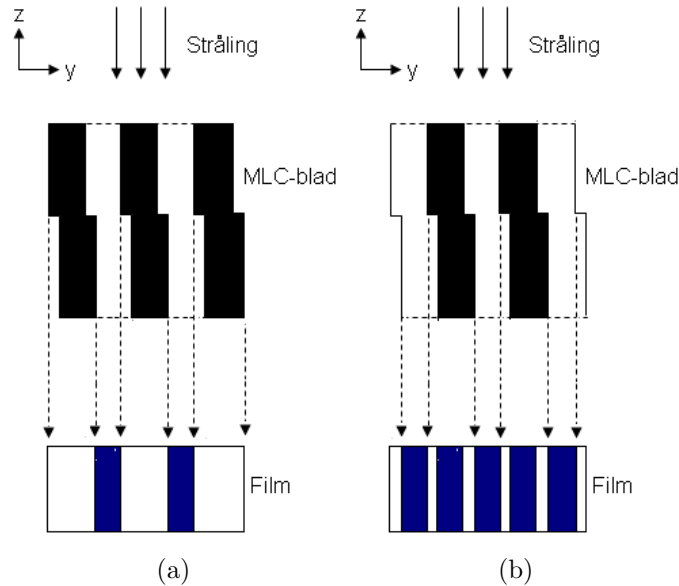
Sjølv om filmen ikkje er sensitiv for synleg lys vil den vera noko sensitiv for temperatur og ultrafiolett lys. Filmen bør difor lagrast mørkt og tørt ved ein temperatur om lag lik den filmen blir utsett for under stråling.

For å kunne bruke den radiokrome filmen til dosimetri må filmen kalibrerast. Dette vert gjort ved at ein bestrålar filmen med fleire felt med kjende tal på MU (monitor units). Dermed kjenner ein dosen som er avsatt på filmen og ein kan difor lage ei kalibreringskurve basert på svertinga av filmen (sjå kapittel 3.2.1).

2.6 “Tongue and groove”-effekten

Ved IMRT og i andre tilfeller der ein får mange feltskøyter vil “tongue and groove”-effekten kunne bli eit problem. Denne effekten gjer at ein får ein underdosering i skøyten mellom to felt på grunn av forma på MLC-blada. For å få eit rettast mogleg bilete av dosefordelinga som faktisk vert gjeven er det difor viktig at desse effektane blir teke omsyn til av doseplanleggingsprogrammet. “Tongue and groove”-effekten er vist i figur 5.

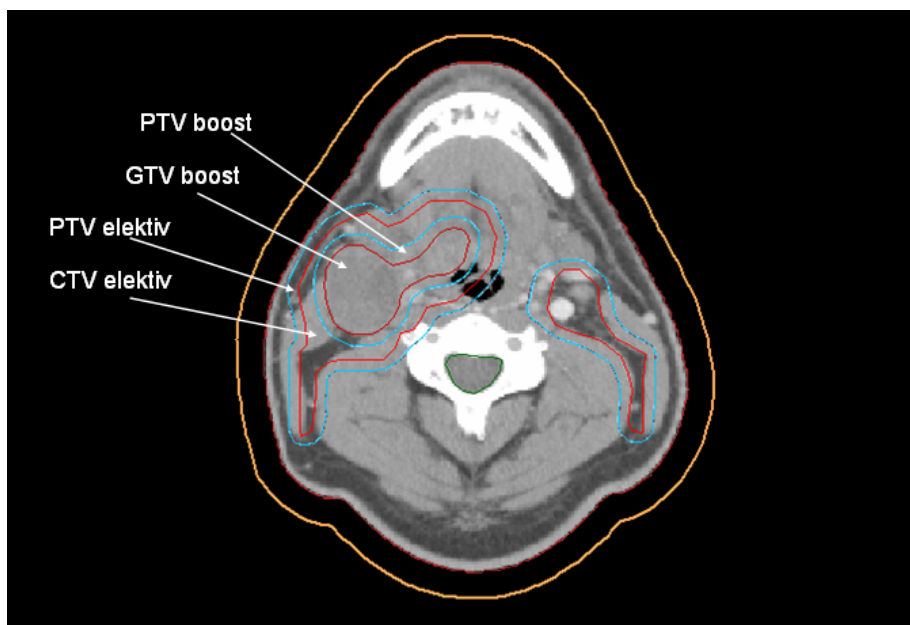
I den PBE-algoritmen i MasterPlan vert det teke omsyn til forma på MLC-blada, og det er tidlegare sett at “tongue and groove”-effekten vert godt modellert av denne algoritmen i MasterPlan [1].



Figur 5: Demonstrasjon av “tongue and groove”-effekten [1]. (a) Tre av MLC-blada (svarte) er trukke over feltet. Filmen vert svart (blått) der feltet er opne. (b) Dei to MLC-blada som var opne i (a) er no trukke over, medan dei tre andre er opne. Svertinga av filmen vert no under dei tre opne MLC-blada. Til saman ser ein at dei to tilfella har svart heile filmen med unntak av i skøyten mellom blada.

2.7 Samstundes integrert boost (SIB - simultaneous integrated boost)

Det er vanleg å gje eit mindre boostvolum ein høgare dose enn resten av målvolumet ved øyre-nase-hals-kreft. Dette boostvolumet er merka GTV i figur 6 og er den synlege/makroskopiske svulsten. Å gje dette volumet høgare dose enn resten av målvolumet kan gjerast hovudsakleg på to måtar: Ein kan fyrst planlegge og behandle heile målvolumet og deretter behandle boostvolumet etter ein eigen doseplan. Alternativt kan ein planlegge boostvolumet samstundes som ein planlegg resten av målvolumet i ein og same plan. Ved å integrere ein høgare dose til dette volumet i den opprinnelege planen, vil ein få ei betre utnytting av IMRT-planlegginga [11]. Dette vil ein oppnå fordi ein då får optimalisert med omsyn til alle dosebidraga, og det er i tidlegare studier sett at ein oppnår meir konform dosefordling både med omsyn til målvolum-dekking og risikoorgan-sparing [12], [13], [14]. SIB vil i tillegg til å gje ei betre dosefordeling òg vera meir effektiv med omsyn til tidsbruk ved planlegging og behandling [15].



Figur 6: Boostvolum og elektive volum for ein øyre-nase-halspasient. Biletet er henta frå MasterPlan. “GTV-boost” og “PTV-boost” får ein høgare dose (65-70 Gy) enn CTV-elektiv/PTV-elektiv (ca 50 Gy)

3 Utstyr og metode

3.1 Oncentra MasterPlan 3.1

I denne oppgåva er doseplanleggingsprogrammet Oncentra MasterPlan 3.1 brukt til IMRT-optimalisering.

Ein ny berekningsalgoritme er implementert i dette programmet. Den nye algoritmen byggjer på parametrane til dei opphavlege algoritmane (klassisk pencil beam og collapsed cone) for å beskriva fotonstråla, men med nokre endringar. I den nye algoritmen er det mogleg å endre kjeldestorleiken i to retningar uavhengig av kvarandre, langs MLC-blada og på tvers av desse. Det er òg ein justerbar parameter som beskriv kor mykje stråling som slepp gjennom mellom MLC-blada. I tillegg er det mogleg å velgja den behandlingsmaskinen som vert brukt og algoritmen vil då ta omsyn til detaljerte spesifikasjoner som gjeld denne linacen. Som ein del av prosjektoppgåva hausten 2008 [1] vart dei tre parametrane justert slik at dosefordelinga i planane frå MasterPlan stemmer best mogleg med dosefordlinga til filmar bestrålt i samsvar med desse planane. For ein fotonenergi på 6 MV vart kjeldestorleiken sett til å vere 0,1 cm i y-retning (på tvers av MLC-blada) og 0,4 cm i x-retning (på langs av MLC-blada). Lekkasje mellom MLC-blada vart funnen til å vere 1,2 %. Desse innstillingane er beholdt i forsøka i denne oppgåva.

3.1.1 Plan optimizer-modulen

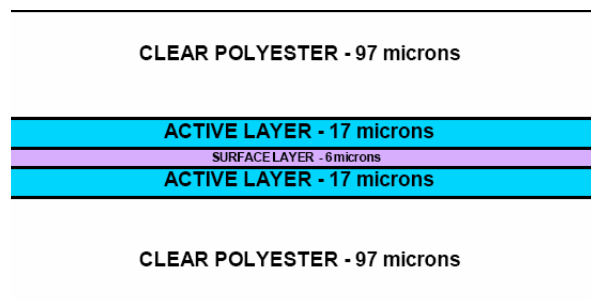
“Plan optimizer”-modulen i Oncentra MasterPlan gjer det mogleg å optimalisere IMRT-planar med omsyn til gjevne dosekriterium til målvolum og risikoorgan. Optimaliseringa er ei minimalisering av kostnadsfunksjonen i likning 3. I modulen er det mogleg å angje ulike parametrar før ein startar optimaliseringa. Som ein del av denne oppgåva vert nokre av desse vurdert med omsyn til kvaliteten på optimaliseringa: maks tal på segment, minimum MU per segment og minimum feltopning. I tillegg er det sett på effekten av ulike vinklar på kollimatorsystemet og gantryvinklar.

Minimumsverdien av kostnadsfunksjonen i likning 3 er nytta som mål på kor god optimaliseringa er når ulike parametrar er undersøkt med omsyn til optimaliseringssprosessen i kap 3.5 - 3.8.

3.2 Gafchromic EBT

Gafchromic EBT er ein sjølvframkallande, radiokrom film, som blir brukt i filmmålingar i fyrste del av oppgåva. Filmen er samansett av to aktive lag med eit overflatelag mellom seg, dei aktive laga er omgitt av eit beskyttande lag klar polyester som vist i figur 7. Denne oppbygginga gjer at filmen til ein viss grad vert beskytta frå

til dømes ultrafiolett lys. Filmen har eit effektivt atomnummer på 6,98 [16], som er svært nært atomnummeret til vatn, 7. Dette gjer at dersom filmen vert brukt saman med eit fantom av vassekvivalent materiale vil han ha om lag dei same eigenskapane som fantomet når det til dømes gjeld spreining av stråling.

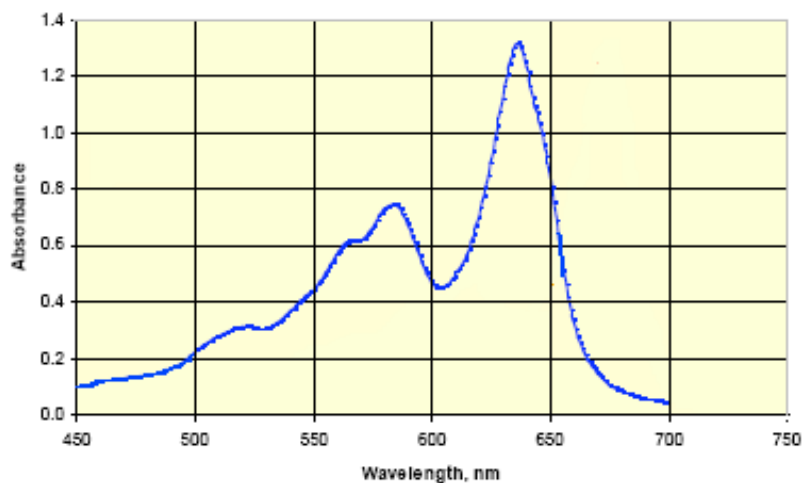


Figur 7: Oppbygging av Gafchromic EBT [10]. Gafchromic EBT er sett saman av to 17 μm tjukke aktive lag med eit overflatelag på 6 μm mellom. Det heile er kapsla inn i 97 μm polyester.

Den aktive komponenten i filmen reagerer med ioniserande stråling og det vert danna ein blå polymer, denne effektive svertinga av filmen vil fortsetja i opptil to timar etter at strålinga er avslutta [10]. Ved alle filmmålingane i denne oppgåva, har ein difor venta i minst to timar mellom bestråling og skanning av filmane.

Det aktive laget i filmen består av nåleforma partiklar som ligg parallellt med retninga til overflatebehandlinga. Denne retninga er parallell med den korte sida av filmen. Dette gjer at det blir ein forskjell i kor mykje lys som vert spreidd når filmen vert skanna i portrett- og landskapretning. Det er påvist at portrettretninga gjev eit marginalt betre resultat [17], denne retninga er òg sett til standard av ISP [10]. Portrettretninga er difor brukt under skanninga av filmane i denne oppgåva.

Absorpsjonsspekteret til filmen, ved synleg lys, er vist i figur 8. Filmen har to absorpsjonsmaksimum, ved 585 nm og 636 nm [16]. Det største er ved 636 nm (sjå figur 8), som svarar til bølglengda til raudt lys. Difor er alle data henta frå raudkanalen ved RGB-skanninga.



Figur 8: Absorpsjonsspekteret til Gafchromic EBT[10]. Filmen har eit lite absorpsjonsmaksimum ved 585 nm og eit større ved 636 nm.

3.2.1 Kalibrering av film

Når ein film vart bestrålt i samsvar med ein plan, vart det òg bestrålt ein kalibreringsfilm. Dette vart gjort fordi filmeigenskapane kan endra seg litt frå den eine produksjonsserien til den andre. Det er difor naudsynt å bestråle ein kalibreringsfilm i same produksjonsserie som dei andre filmene ein skal bestråle. Kalibreringsfilmen vart bestrålt i ni omgangar med kvadratiske felt på 4x4 cm, og med forskjellige MU etter tabell 1. For kvar bestråling vart filmen flytta 5 cm i x-/y-retning, på denne måten vart 3x3 ruter på filmen sverta i ulik grad. Under kalibreringa, sjå figur 9b, vart pikselverdiane i dei sverta kvadrata tilordna den tilhøyrande doseverdiane (tabell 2) og ei eksponensiell kallibreringskurve danna på bakgrunn av desse verdiane.

Tabell 1: Antal MU (monitor units) gjeve til dei ulike rutene på filmen.

370	280	30
90	218	127
0	175	60

Tabell 2: Middeldosen som er avsett i dei ulike rutene på filmen ved bestråling av film i følge tabell 1

3.262	2.525	0.360
0.901	2.006	1.184
0.082	1.579	0.593

I tabell 2 er dosen oppgjeven med 3 desimalar, men ved bestråling med lineærakselerator vil ein ikkje ha denne nøyaktigheta. Forholdet mellom dosenivåa til to av dei bestrålte kvadrata vil derimot vere så nøyaktig, og 3 desimaler er difor nyttig for å få ei best mogleg kalibreringskurve.

For å få eit ekstra kalibreringsgrunnlag vart det òg bestrålt ein film frå same produksjonsserie med eit ope 10x10 felt og 2 MU, som tilsvarer 1,97 Gy. Ved å kalibrere denne filmen med omsyn til kalibreringskurva funne over kan ein sjå kor bra kalibreringa stemmer. Ved å justere opp dosenivået på filmen slik at det blir 1,97 Gy finn ein ein faktor ein kan multiplisera nivået på dei andre filmene med slik at dosenivået blir meir rett.

3.2.2 Filmस्कanning

Filmene som blei bestrålt vart skanna med skanneren Epson Expression 1680. Filmene er opphaveleg transparente, men vert sverta av stråling. Eit mål på kor mykje dose dei er utsette for er difor kor mykje lys som slepp gjennom dei når dei vert skanna.

Ein flatbordskanner består av ei glasplate der det som skal bli skanna vert plassert oppå. Under glasplata er det ein lampe som anten inneheld ein fluoriserande, kald katode eller xenongass. Denne lampen lyser på glasplata og lyset blir, etter transmisjon eller refleksjon (avheng av kva modus skanneren er i), detektert av ein CCD-matriseskanner (CCD: charge-coupled device). Ein CCD-skanner inneheld som regel tre linjesensorar med grønt, blått og raudt filter, derav namnet RGB-skanning.

Det er vist at plassering av filmen og kva som ligg rundt denne på skanneren har ein del å seie for skannerresultatet [18], [17]. Det vart difor brukt ei svart ramme som dekkja heile skanneren med unntak av ein 16x16 cm stor opning. I denne opninga vart filmen plassert. På denne måten vart alle filmene vart plassert i same posisjon på skanneren.

For å redusera støy vart kvar film skanna fem gonger. Dei to fyrste skanna vart sletta, fordi skanneren brukar ei tid på å bli varm. Dei tre siste skanna vart brukt vidare i analysen av filmene.

3.3 Bildebehandling

Sidan filmen har størst absorpsjon ved 636 nm (sjå kap 3.2) vil den raude kanalen i skanneren gje størst respons, og data vart difor henta ut frå den. Fyrst vart filmene bakgrunnskorrigert. Dette må gjerast på grunn av eigenskapane til både skanner og film. Etter at bakgrunnskorrigeringa er gjort kan filmene kalibrerast og samanliknast med dosefordelinga i den tilhøyrande doseplanen frå MasterPlan.

3.3.1 Bakgrunnskorrigering

I programmet Bakgrunnskorrigering [17] er det teke omsyn til korrigeringar både for kva veg du skannar filmen (landskapformat eller portrettformat) og posisjonen til filmen på skanneren.

Fyrst vart tre bilete henta ut frå raudkanalen av dei skanna filmene, desse tre vart det teke eit gjennomsnittsbilete av før resultatet vart bakgrunnskorrigert ved å trekka frå ei avviksmatrise. I dette programmet er det lagt inn avviksmatriser for skanning både i landskap- og i portrettretning.

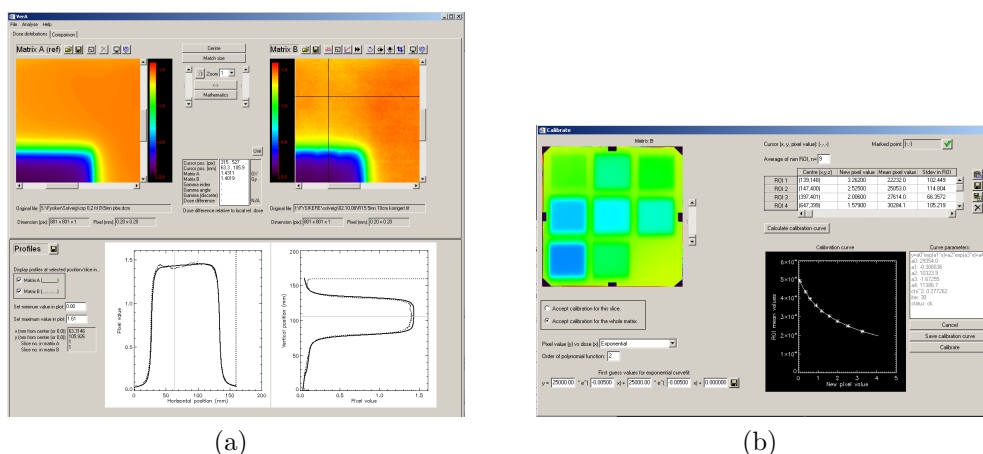
3.3.2 VerA

Programvara VerA [19] vart brukt til utlesing av data, etablering av kalibreringskurver og samanlikning av doseplanberekningar og filmmålingar.

I følge ISP [20] må filmene brukast til målingar og kalibrering vera frå same lotnummer. Allereie utrekna dosar (tabell 2) som tilsvarende dei ulike områdene på kalibreringsfilmen var utsett for vart tilordna pikselverdien på filmen i desse områda. Ei kalibreringskurve vart så laga på bakgrunn av desse verdiane.

Eit eksempel på korleis programvindauga i VerA kan sjå ut er vist i figur 9.

3.4 Filmmåling av framprovosert “tongue and groove”

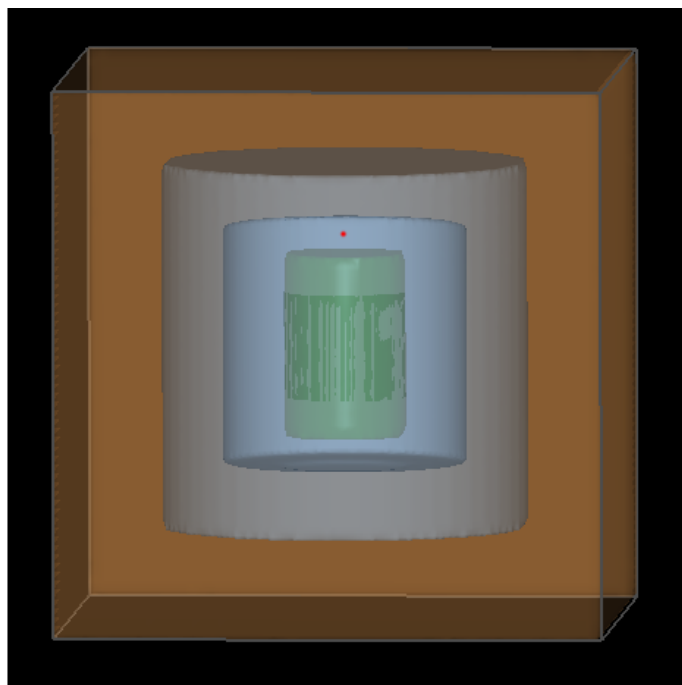


Figur 9: Programvindaug for filmsamanlikningsprogrammet VerA [1]. (a) Vindaug for doseprofil samanlikning. Øverst til venstre ser ein eit utsnitt av doseplanmatrisa og øverst til høgre eit utsnitt frå den skanna og filtrerte filmen. Nederst ser ein doseprofilane i horisontal og vertikale retning henta ut langs høvesvis den horisontale og vertikale linja i utsnittet av den skanna filmen. (b) Funksjonsvindaug for å lage kalibreringskurve. Til venstre viser filmen som det skal lagast kurve for. Pikselverdiane vert tilordna doseverdier i frå tabell 2. Ruta i filmen som har fått høgast dose (mørkeblå rute), vert tilordna den høgaste doseverdien osv. Dette vert gjort ved å merke av det midterste punktet i rutene og deretter skrive doseverdien i tabellen til høgre. Etterpå vert det laga ei kalibreringskurve som vert brukt for å kalibrere dei andre filmene i serien.

3.4 Filmmåling av framprovosert “tongue and groove”

I fordjupningsprosjektet skrive hausten 2008 [1], vart det undersøkt kor bra PBE-algoritmen i MasterPlan klarer å optimalisere planar for målvolum der det vert framprovosert “tongue and groove”-effektar. Det vart ikkje tid til å bestråle film i samsvar med desse planane, dette vart difor gjort som ein start på denne oppgåva.

I MasterPlan vart det laga eit målvolum forma som ein hol sylinder med ein diameter på 8 cm, inne i holrommet i sylindere vart det plassert eit sylindereforma risikoorgan med ein diameter på 2 cm. Isosenteret vart lagt mellom toppen av risikoorganet og toppen av holrommet i målvolumet (sjå figur 10). På denne måten vil ein få mange feltskøyter i isosenteret, og dermed òg “tongue and groove”-effektar.



Figur 10: *Sylinderforma målvolum med risikoorgan. Skissa er henta frå MasterPlan. Den blå hole sylindere er PTV. Sylindere har ein diameter på 8 cm og holrommet har ein diameter på 6 cm. Sylindere er 8 cm lang medan holrommet er 6 cm. Inne i holrommet ligg ein grøn sylindere med diameter 2 cm og lengde 4 cm. Denne sylindere er OAR. Den raude prikken mellom toppen av OAR og toppen av holrommet av PTV viser kvar isosenteret vart lagt.*

Frå før var det laga og optimalisert planar i MasterPlan, der ein såg korleis omfanget av desse “tongue and groove”-effektane varierte med kollimatorvinkelen [1]. No vart det bestrålt filmar, i eit vassekvivalent fantom, i samsvar med planane for kollimatorsystemet vridd 0, 5 og 90 grader i forhold til figur 4.

Optimaliseringskrava til planane i MasterPlan er vist i tabell 3.

Tabell 3: *Krav til optimaliseringa av sylinderforma målvolum i MasterPlan*

Volum	min/max/uniform	Dose (Gy)	Vekt
PTV	uniform	2	3000
OAR	max	0,5	constraint

I dette forsøket vart det brukt filmar frå to ulike produksjonsseriar. Det vart bestrålt berre ein kalibreringsfilm, men ein film i frå kvar av dei to seriane vart

bestrålt med 2 MU på eit 10x10-felt (sjå kapittel 3.2.1). Dermed kunne ein finne ein faktor for kvar av produksjonsseriane for å multiplisere dosenivået med.

Dosenivået før oppjustering for 10x10-feltet vart funne til å vere høvesvis 1,88656 Gy og 1,89205 Gy for dei to produksjonsseriane. Dette gjev multiplikasjonsfaktorane 1,044 og 1,041 (1,88656 Gy og 1,89205 Gy må multipliserast med høvesvis 1,044 og 1,041 for å kome opp på nivået tilsvarande 1,97 Gy).

3.5 Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

For å sjå korleis det å endre vinkelen på kollimatorsystemet påverkar IMRT-optimaliseringsprosessen, vart planar for 11 “øyre-nase-hals”-pasientar replanlagt og forsøkt optimalisert med kollimatorsystemet vridd 0, 5, 45 og 90 grader. Det vart òg gjort ei optimalisering der MasterPlan hadde moglegheit til å nytte kollimatorsystemet i både 0 og 90 grader i same planen. For dei 11 pasientplanane vart det laga tre ulike sett med optimaliseringskrav, desse krava er vist i tabell 5 - 7. Kravsett 1 (tabell 5) likna mest på krava i dei opphavlege planane, men to sett til med ulik vektning av krava vart laga for å sjå om dette hadde nokon innverknad på kor gode planane vart med dei ulike vinklane på kollimatorsystemet.

I “Plan optimizer”-modulen i MasterPlan er det oppgjeve ein såkalla “IMRT-verdi” som tilsvarar minimumsverdien til kostnadsfunksjonen i likning 3. Denne verdien vart samanlikna for dei ulike kollimatorvinklane for å sjå kva vinkel som gav den beste planen. For å kunne samanlikne verdiane, uavhengig av pasientplan og optimaliseringskrav, vart desse vurdert relativt til planen med kollimatorsystemet i 0 grader for den aktuelle pasienten og det aktuelle kravsettet.

For alle kravsetta vart det gjeve MasterPlan moglegheit til å gjennomføre 70 av totalt 100 iterasjonar før nøyaktig dose vart berekna. Alle planane vart berekna med fem felt med gantryvinklar på høvesvis 0, 50, 100, 260 og 310 grader.

Tabell 4: Øyre-nase-hals-pasientar. IMRT5 er ikkje brukt fordi i den gamle planen for denne pasienten var det lagt på bolus. Sidan dette ikkje var tilfelle for dei andre pasientane vart denne pasienten droppa slik at mest mogleg skulle vera likt mellom pasientane.

Pasienter
IMRT1
IMRT2
IMRT3
IMRT4
IMRT6
IMRT7
IMRT8
IMRT9
IMRT10
IMRT11
IMRT12

Som ein kan sjå i tabell 5 - 7 er krava til dosen like for dei tre kravsetta, men krava er vekta ulikt. Kravsett 2 og 3 (tabell 6 og 7) har høgare vekting av minimumsdosekravet til PTV og lågare vekting av minimumskrava til normalvev og ytterkontur enn kravsett 1 (tabell 5). I kravsett 2 (tabell 6) er i tillegg vektinga av krava til parotis lågare enn for dei to andre kravsetta.

Tabell 5: Kravsett 1. Dosekrav sett for optimaliseringa av dosefordelinga til målvolum, risikoorgan og normalvev. Vektinga er eit mål på kor stor vekt det einskilde kravet skal tilleggjast i optimaliseringa; dess høgare tal dess meir vekt. Ved å setje “constraint” tvingar ein MasterPlan til å sørge for at dette kravet vert gjennomført.

Volum	min/max/uniform	Dose (Gy)	volum	Vekting
CTV 0-50 Gy	min	47,5	-	1000
PTV 0-50 Gy	min	45	-	3000
PTV 0-50 Gy	uniform	50	-	1000
Ytterkontur + 1cm	max	55	-	3000
Spinalkanal	max	40	-	constraint
Parotis ve + hø	max	11	60 %	300
Parotis ve + hø	max	25	42 %	300
Parotis ve + hø	max	40	23 %	300
Normalvev	max	55	-	constraint
Normalvev	max	35	15 %	30

3.5 Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Tabell 6: *Kravsett 2. Dosekrav sett for optimaliseringa av dosefordelinga til målvolum, risikoorgan og normalvev. Vektinga er eit mål på kor stor vekt det einskilde kravet skal tilleggjast i optimaliseringa; dess høgare tal dess meir vekt. Ved å setje “constraint” tvingar ein MasterPlan til å sørge for at dette kravet vert gjennomført.*

Volum	min/max/uniform	Dose (Gy)	volum	Vekting
CTV 0-50 Gy	min	47,5	-	1000
PTV 0-50 Gy	min	45	-	constraint
PTV 0-50 Gy	uniform	50	-	1000
Ytterkontur + 1cm	max	55	-	1000
Spinalkanal	max	40	-	constraint
Parotis ve + hø	max	11	60 %	300
Parotis ve + hø	max	25	42 %	300
Parotis ve + hø	max	40	23 %	300
Normalvev	max	55	-	1000
Normalvev	max	35	15 %	10

For pasient IMRT12 med kravsett 2, vart tal på iterasjonar i optimaliseringa før nøyaktig dose skal bereknast sett til å vere 60 for kollimatorsystemet i 0 grader og 50 for kollimatorsystemet i 90 grader. Dette vart gjort fordi optimaliseringsprosessen i MasterPlan ikkje klarte å gjere 70 iterasjonar utan at nøyaktig dose vart berekna.

Tabell 7: *Kravsett 3. Dosekrav sett for optimaliseringa av dosefordelinga til målvolum, risikoorgan og normalvev. Vektinga er eit mål på kor stor vekt det einskilde kravet skal tilleggjast i optimaliseringa; dess høgare tal dess meir vekt. Ved å setje “constraint” tvingar ein MasterPlan til å sørge for at dette kravet vert gjennomført.*

Volum	min/max/uniform	Dose (Gy)	volum	Vekting
CTV 0-50 Gy	min	47,5	-	1000
PTV 0-50 Gy	min	45	-	constraint
PTV 0-50 Gy	uniform	50	-	1000
Ytterkontur + 1cm	max	55	-	1000
Spinalkanal	max	40	-	1000
Parotis ve + hø	max	11	60 %	100
Parotis ve + hø	max	25	42 %	100
Parotis ve + hø	max	40	23 %	100
Normalvev	max	55	-	1000
Normalvev	max	35	15 %	10

3.6 Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

For å sjå korleis talet på felt og kva gantryvinklar desse felte vert gjevne frå påverkar IMRT-optimaliseringsresultatet vart dei 11 pasientplanane i tabell 4, med kravsett 1 og 2 (sjå tabell 5 og 6), forsøkt optimalisert med felt og gantryvinklar som i tabell 8. Kollimatorsystemet var vridd 5 grader i alle tilfella. Som for optimalisering med ulike kollimatorvinklar vart IMRT-verdien som er oppgjeven i “Plan optimizer”-modulen i MasterPlan brukt som mål på kor god optimaliseringa var. I dette tilfellet vart verdiane sett relativt til verdien for 5 felt med gantryvinklar på 0, 50, 100, 260 og 310 grader for kvar av pasientane og kravsetta.

I MasterPlan er det mogleg å køyre ei gantryoptimalisering før ein køyrer den vanlege IMRT-optimaliseringa. Ein angjev då kor mange feltretningar ein vil ha og programmet skal då kunne finne dei optimale gantryvinklane. På grunn av mistanke om at MasterPlan gjev ulikt resultat i gantryoptimaliseringa etter kva vinklar ein startar med, vart det forsøkt å optimalisere med to ulike sett med startvinklar.

Tabell 8: *Tal på felt og gantryvinklar som pasientplanane vart forsøkt optimalisert ved. Optimaliseringane vart gjort for kravsett 1 og 2 (tabell 5 og 6) med kollimatorsystemet i 5 grader.*

Tal på felt	Gantryvinklar
5	0 50 100 260 310
5	0 72 144 216 288
5	gantryoptimalisering med startvinklar 0 50 100 260 310
5	gantryoptimalisering med startvinklar 0 72 144 216 288
7	0 51,43 102,86 154,29 205,72 257,15 308,57
9	0 40 80 120 160 200 240 280 310

3.7 Optimalisering med ulikt tal på segment

I “Plan optimizer”-modulen er det mogleg å angje ei maksgrense på kor mange segment felte kan delast opp i totalt. For å undersøkje kor mykje talet på segment har å seie for optimaliseringsresultatet vart dei 11 pasientplanane, med optimaliseringsskrav 1 (tabell 5), optimalisert med ei maksgrense for segment på 30, 50, 70 og 150 segment.

Både planar med 9 og 5 felt gjevne med jamne gantryvinklar rundt pasienten vart forsøkt optimalisert. For begge tilfella er planen med 70 segment nytta som referanse, og IMRT-verdiane for dei andre planane er gjort relative til denne.

3.8 Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

I “Plan optimizer”-modulen i MasterPlan er det mogleg å angje minstekrav på MU som vert gjeve per segment og eit krav på minste opne feltstorleik. Det vart forsøkt optimalisert ved minimum 2, 4 og 8 MU og ein minste feltstorleik på 2, 4 og 8 cm², slik at ein tilsaman fekk 9 ulike samansetningar av MU og feltstorleik. I alle forsøka vart det optimalisert med kravsett 1 i tabell 5, og med 5 felt jamt fordelt rundt pasienten. Planen med 2 MU og 4 cm² vart nytta som referanse for dei andre IMRT-verdiane.

Grunnen til at ein ville undersøkje dei ulike kombinasjonane og ikkje berre nytte krav på minimum 2 MU og 2 cm², er at det tidlegare har vist seg at MasterPlan ikkje gjer optimale val når programmet får for stort spelerom (sjå kapittel 5.3 og 5.4).

3.9 Statistisk analyse av planane

For å vurdere kva parametrar som gav best optimalisering av planane, i kapittel 3.5 - 3.8, vart statistikkprogrammet SPSS² brukt til å utføre Tukey-HSD-testen på datasetta for å sjekke om gjennomsnittet av IMRT-verdiane var signifikant forskjellige. Tukey-HSD er ein One-way ANOVA-test som kan nyttast ved gjentekne målingar, det vil seie når dei same objekta (i dette tilfellet pasientane) er med i dei ulike målingane.

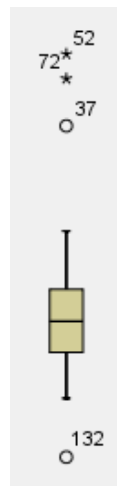
Tukey HSD er ein intervallkontrolltest som brukar Students intervallkontroll for parvis samanlikning mellom planane. Den eksperimentvise feilprosenten vert sett lik feilprosenten til totalen av alle parvise samanlikningar. Testen krev at alle datasetta i samanlikninga er normalfordelt, men er nokså robust med omsyn til dette kravet [21]. Resultatet vert vist i ein tabell med eit eller fleire subsett, der datasett som ikkje er signifikant forskjellige står oppført i same subsett.

Shapiro-Wilk-testen testar hypotesen H_0 om at dataa er normalfordelt. Signifikansnivået i testen vart sett til å vera 0,05, og p-verdiar mindre enn dette gjorde at hypotesen vart forkasta. Sidan Tukey-testen er nokså robust med hensyn til normalfordeling [21], vart datasetta godteke som normalfordelte så lenge Shapiro-Wilk-testen ikkje kunne forkasta hypotesen om at dette var tilfellet.

Testar som krev normalfordeling (parametriske testar) er ofte sterkare og betre enn testar som ikkje krev dette (ikkje-parametriske testar) [22]. Difor var det av interesse å ha normalfordelte data, slik at parametriske testar kunne brukast. For

²www.SPSS.com

tilfella der datapunkta ikkje var normalfordelte vart det sett på eit boksplott av fordelinga og datapunkt som skilde seg kraftig ut frå dei andre vart stegvis fjerna (ein og ein “outlier” blei fjerna inntil normalfordeling vart oppnådd). I boksplotta i SPSS (sjå figur 11) er punkt som ligg mellom 1,5 og 3 gonger bokslengda over eller under den tilhøyrande boksen definert som “outliers” (markert med \circ i figur 11). Dersom punkta ligg over 3 bokslengder frå den tilhøyrande boksen er punktet definert som ein ekstrem “outliers” (markert med $*$ i figur 11). Om slike punkt skal fjernast eller ikkje er diskutert både i litteraturen og blandt forskarar og statistikarar [23]. I denne oppgåva vert berre ekstreme “outliers” og “outliers” minst to bokslengder unna boksen fjerna for å oppnå normalfordeling, og ein reknar difor med at dette ikkje får store konsekvensar.



Figur 11: Døme på boksplott frå SPSS. Boksen er dei midterste 50 % av datapunkta. Den horisontale linja midt i boksen representerer medianen til datasettet. \circ representerer “outliers” mellom 1,5 og 3 bokslengder frå boksen. $*$ representerer “outliers” over 3 bokslengder frå boksen. Dersom det er “outliers” i plottet er dei vertikale linjene 1,5 gonger bokslengda. Dersom ikkje slike “outliers” er tilstades i plottet markerer ende-punktet på dei vertikale linjene minste og største datapunkt.

3.10 Optimalisering av planar med inkludert boost

Ved øyre-nase-hals-kreft er det vanleg å gje ein mindre del av målvolumet høgare dose enn resten av volumet (sjå kapittel 2.7). Ved IMRT-optimalisering kan dette gjerast på to ulike måtar. Den eine måten er å fyrst optimalisere ein plan der heile målvolumet vert gjeve ein viss dose (t.d. 50 Gy), og deretter optimalisere ein ny plan, der eit mindre boostvolum i målvolumet vert gjeve ein høgare dose (t.d. 68 Gy). Denne metoden krev altså planlegging og behandling av to planer. Den andre

måten er å integrere optimaliseringa av boostvolumet i den fyrste planen, slik at kun ein plan vert optimalisert og behandla i samsvar med. På denne måten vil alle dosebidraga til normalvevet og risikoorgana takast med i optimaliseringsprosessen. Ved å berre nytte ein plan, vil ein kunne spare tid og resursar både med omsyn til planlegging og behandling av pasienten. Eit forsøk med å integrere boostplanen i den opphavlege planen er blitt gjort for 9 av pasientplanane i tabell 4. Pasientane IMRT3 og IMRT6 vart ikkje teke med i undersøkjinga fordi dei ikkje hadde innteikna noko boostvolum i den opphavlege planen.

Det vart laga og optimalisert planar både der boosten vart integrert og der boosten vart gjeven i tillegg til plan utan boost. I tabell 9 er ein oversikt over tal på fraksjonar gjevne for dei ulike planane.

Tabell 9: *Tal på fraksjonar gjeve til plan utan boost, boostplan og totalplan.*

Plan	Tal på fraksjonar
Plan utan boost (0-50 Gy)	25
Boost-tillegg (50-68 Gy)	9
Totalplan (0-68 Gy)	34

Krava som vart sett for totalplanane (planane med integrert boost) er vist i tabell 10. For planane med tilleggsboost vart dei same krava brukt, i tillegg vart ein plan utan boost sett som “førehandsbehandla” plan i “plan-optimizer”-funksjonen i MasterPlan for planane med tilleggsboost. Det vil seie at det vert teke omsyn til dosebidraget frå denne planen i den vidare optimaliseringa. For alle pasientane vart planane optimalisert med kravsett 1 (tabell 5), 5 felt jamt fordelt rundt pasienten og kollimatorsystemet i 5 grader brukt som “førehandsbehandla” plan for planane med tilleggsboost.

Tabell 10: *Optimaliseringskrav til totalplan og boostplan. “CTV-/PTV-elektiv” er målvolument som skal ha 50 Gy. Her er boostvolumet som ligg innanfor volumet utelatt når det er sett optimaliseringskrav til målvolument. “PTV gl.sin” er eit målvolument som kun var tilstades i pasient IMRT8. Dette er eit målvolument som skal ha 50 Gy, men som ikkje inneheld eit boostvolum.*

Volum	min/max/uniform	Dose (Gy)	volum (%)	Vekt
CTV-elektiv	min	47,5	-	1000
CTV-elektiv	max	54,6	25	300
PTV-elektiv	min	47,5	-	3000
PTV-elektiv	max	54	34	300
PTV-elektiv	max	56	16	300
PTV gl.sin (IMRT8)	min	47,5	-	3000
PTV gl.sin (IMRT8)	max	51	40	300
PTV gl.sin (IMRT8)	max	51,50	20	300
CTV-boost	min	64,6	-	1000
PTV-boost	min	64,6	-	constraint
PTV-boost	uniform	68	-	1000
Ytterkontur + 1cm	max	71,4	-	constraint
Spinalkanal	max	48	-	constraint
Parotis ve + hø	max	11	tabell 11	300
Parotis ve + hø	max	25	tabell 11	300
Parotis ve + hø	max	40	tabell 11	300
Normalvev	max	71,4	-	constraint
Normalvev	max	50	10 %	30

Optimaliseringskrava i tilleggspanen, med utgangspunkt i planen utan boost, kan ikkje ha dose-/volumkrav som ligg lågare enn dosevolumkurvene til den resulterande dosefordelinga frå planen utan boost. Difor vart volumkrava til høgre og venstre parotis funne ut i frå nivået til dosefordelinga for parotis i den førehandsbehandla planen. Krava vart sett på volumprosentane i dosevolumhistogrammet for høvesvis 11, 25 og 40 Gy, for høgre og venstre parotis etter optimaliseringa av den førehandsbehandla planen. Desse krava vart nytta både for plan med integrert boost og plan med tilleggsboost. Volumkrava til parotis i dei ulike pasient-planane er vist i tabell 11.

For å sjå om det var mogleg å spare ein større del av parotis dersom ein sette lågare maksimumskrav til desse voluma i planen med integrert boost, vart to planar med ulike krav til parotis samanlikna. Den eine planen hadde parotiskrav som i tabell 11, medan den andre planen hadde parotiskrav lik krava i den førehandsbehandla planen (tabell 5).

3.10 Optimalisering av planar med inkludert boost

Tabell 11: Volumkrav til høgre og venstre parotis for plan med inkludert boost og plan med boost gjeven i tillegg. IMRT3 og IMRT6 er utelatt, då desse ikkje hadde innnteikna boostvolum i dei opphævelege planane. Krava vart vekta som angjeve for parotis i tabell 10

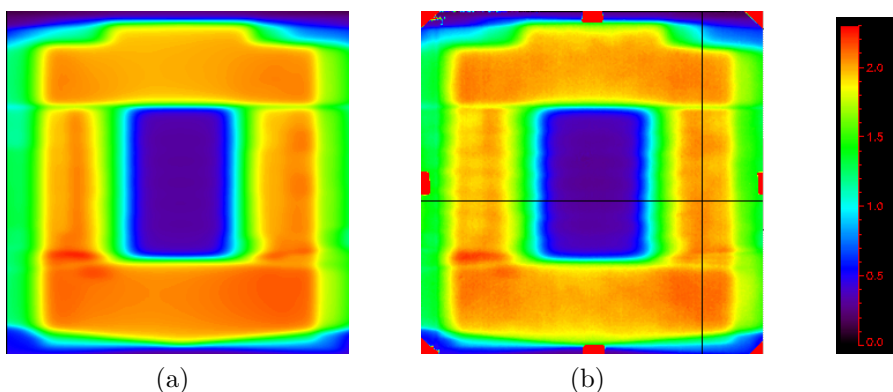
Pasient	Dosekrav	Volumkrav høgre parotis	Volumkrav venstre parotis
IMRT1	11 Gy	65 %	65 %
	25 Gy	26 %	41 %
	40 Gy	7 %	17 %
IMRT2	11 Gy	78 %	77 %
	25 Gy	45 %	59 %
	40 Gy	19 %	40 %
IMRT4	11 Gy	68 %	72 %
	25 Gy	48 %	42 %
	40 Gy	29 %	25 %
IMRT7	11 Gy	71 %	75 %
	25 Gy	58 %	58 %
	40 Gy	44 %	41 %
IMRT8	11 Gy	65 %	67 %
	25 Gy	48 %	44 %
	40 Gy	28 %	30 %
IMRT9	11 Gy	67 %	73 %
	25 Gy	49 %	60 %
	40 Gy	31 %	46 %
IMRT10	11 Gy	65%	62%
	25 Gy	49%	45%
	40 Gy	29%	21%
IMRT11	11 Gy	64%	64%
	25 Gy	27%	42%
	40 Gy	6%	17%
IMRT12	11 Gy	69%	71%
	25 Gy	47%	51%
	40 Gy	27%	31%

4 Resultat

4.1 Filmmåling av framprovosert “tongue and groove”

I tidlegare arbeid [1] er det funne at “enhanced”-algoritmen i MasterPlan modellerar “tongue and groove”-effektar. Det var av difor av interesse å sjå kor bra dosefordelinga frå IMRT-planar optimalisert og berekna av PBE-algoritmen i MasterPlan, stemmer overeins med dosefordelinga frå film bestrålt i samsvar med planen i tilfelle der “tongue and groove”-effekten vil vere eit problem. Eit vassekvivalent fantom med film i vart bestrålt i samsvar med plan optimalisert i MasterPlan, med målvolum og risikoorgan beskrive i figur 10 i kapittel 3.4.

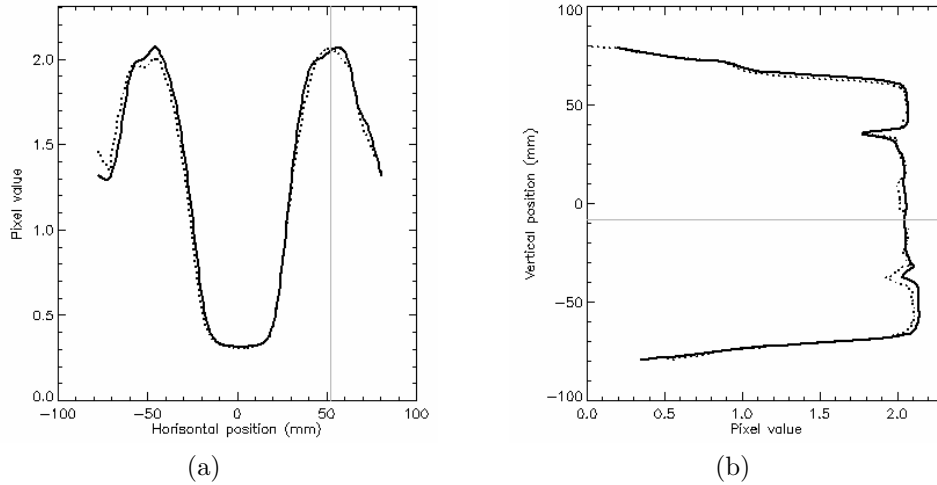
Figur 12 viser dosefordelinga henta ut frå eit sagittalsnitt i doseplan berekna i MasterPlan og frå film bestrålt i samsvar med planen i tilsvarende snitt. Ein kan sjå at dosen er mykje lågare enn 2 Gy i transversalsnittet gjennom isosenteret både for MasterPlan og filmmålinga. Dette er tydelege teiken på “tongue and groove”-effektar.



Figur 12: *Sagittalsnitt av plan frå MasterPlan og film bestrålt i samsvar med plan med kollimatorsystemet i 0 grader. Målvolumet er sylinderforma som i figur 10. (a) Sagittalsnitt henta frå MasterPlan. (b) Sagittalsnitt frå film bestrålt i samsvar med plan.*

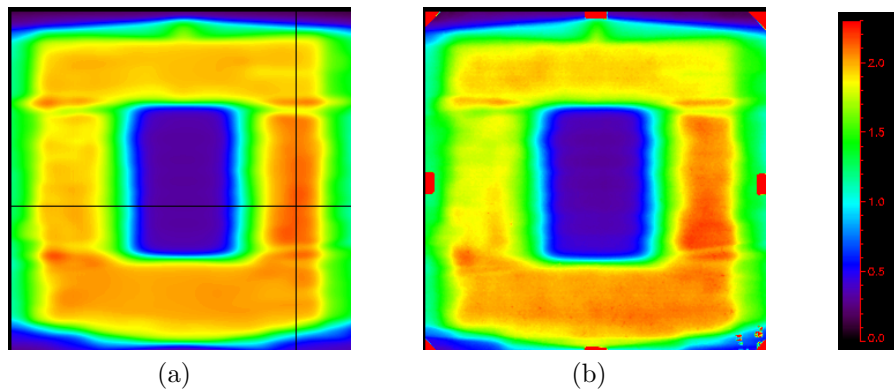
Ved å samanlikna figur 12a og 12b ser ein at dosefordelinga frå MasterPlan og filmmålinga stemmer ganske bra overeins. Dette støttar òg figur 13 opp om, som viser at doseprofilane frå MasterPlan og film overlappar kvarandre. Det ser ut til at profilane stemmer best overeins nær transversalsnittet gjennom isosenteret, og at det er eit lite avvik lenger borte frå dette.

4.1 Filmmåling av framprovosert “tongue and groove”

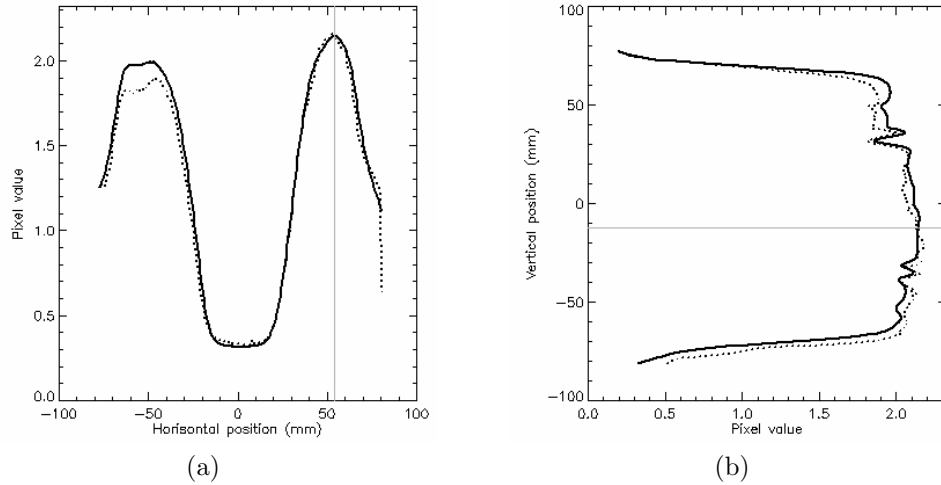


Figur 13: Doseprofil for sagittalsnittet av plan med kollimatorsystemet i 0 grader (sjå figur 12). Heiltrekt profil er henta frå planen berekna av MasterPlan og stipla profil er henta frå filmmålinga. Profilane er henta høvesvis langs den horisontale og den vertikale linja, teikna inn i figur 12b. (a) Doseprofil i horisontal retning. (b) Doseprofil i vertikal retning.

Figur 14 viser at dosefallet i isosnittet er mindre tydeleg for planen der kollimatoren står i 5 grader enn for kollimatoren i 0 grader som i figur 12. Det betyr at “tongue and groove”-effektane i mindre grad er tilstades her. Dosefordelingane frå MasterPlan og filmmålinga ser ut til å stemme dårlegare overeins enn det tilfellet var då kollimatoren stod i 0 grader, dette gjeld særleg venstre side av dosefordelinga. Det ser òg ut til å vera større forskjell i doseprofilane i figur 15 enn i figur 13.

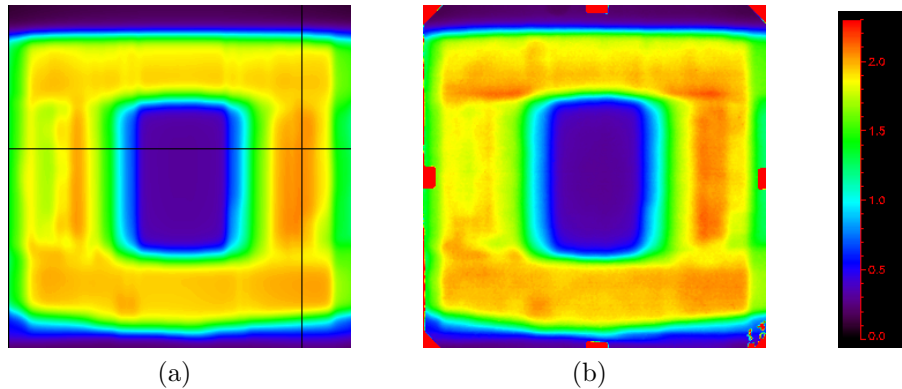


Figur 14: Sagittalsnitt av plan frå MasterPlan og film bestrålt i samsvar med plan med kollimatorsystemet i 5 grader. (a) Sagittalsnitt henta frå MasterPlan. (b) Film bestrålt i samsvar med plan.

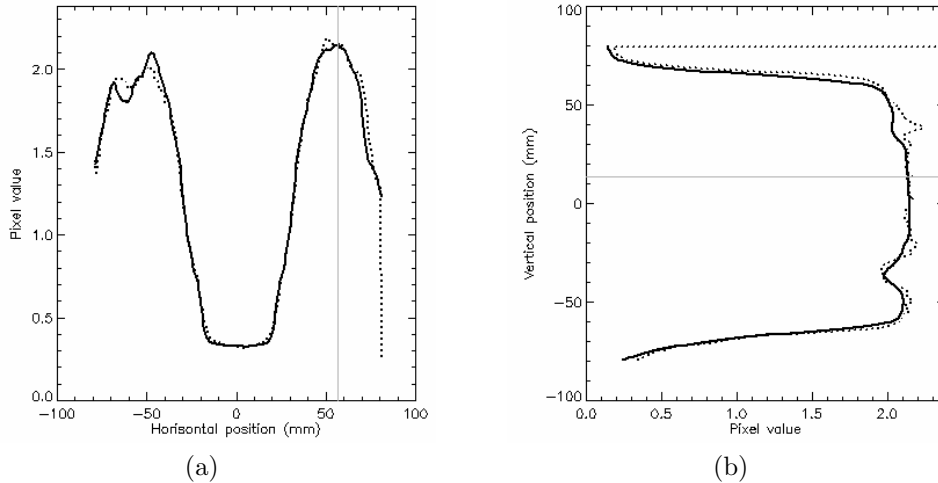


Figur 15: Doseprofil for sagitalsnittet av plan med kollimatorsystemet i 5 grader (sjå figur 14). Heiltrekt profil er henta frå planen berekna av MasterPlan og stipla profil er henta frå filmmålinga. Profilane er henta høvesvis langs den horisontale og den vertikale linja, teikna inn i figur 14a. (a) Doseprofil i horisontal retning. (b) Doseprofil i vertikal retning.

I figur 16 ser ein at “tongue and groove”-effektane i isosnittet er heilt borte for kollimatorsystemet i 90 grader. Dosefordelingane henta frå MasterPlan og filmmålinga er meir like enn det tilfellet var for kollimatorsystemet i 5 grader (sjå figur 14).



Figur 16: Sagitalsnitt av plan frå MasterPlan og film bestrålt i samsvar med plan med kollimatorsystemet i 90 grader. (a) Sagitalsnitt henta frå MasterPlan. (b) Film bestrålt i samsvar med plan.

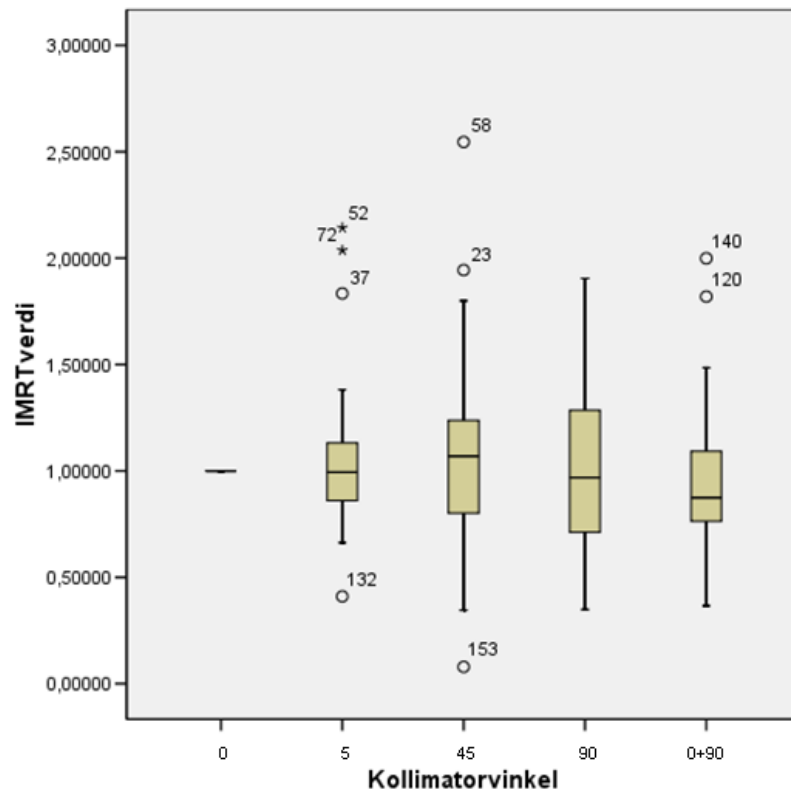


Figur 17: Doseprofil for sagittalsnittet av plan med kollimatorsystemet i 90 grader (sjå figur 16). Heiltrekt profil er henta frå planen berekna av MasterPlan og stipla profil er henta frå filmmålinga. Profilane er henta høvesvis langs den horisontale og den vertikale linja teikna inn i figur 16a. (a) Doseprofil i horisontal retning. (b) Doseprofil i vertikal retning.

Generelt ser MasterPlan, med “enhanced”-algoritmen ut til å gje ei bra beskriving av røyndommen ved IMRT-optimalisering. Dersom det ikkje ein ikkje ser “tongue and groove”-effektar i dosefordelinga i MasterPlan vil ein heller ikkje vente å få dette ved bestråling i samsvar med same plan.

4.2 Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Sidan det var funne forskjell i optimaliseringane gjort ved ulike kollimatorvinklar i kapittel 4.1 var det av interesse å sjå korleis ulike kollimatorvinklar påverkar IMRT-optimaliseringa, og om ein særskild vinkel på kollimatorsystemet var signifikant betre enn andre. 11 pasientplanar vart difor replanlagt med kravsett 1, 2 og 3 (sjå tabell 5 - 7 i kapittel 3.5) og med ulike vinklar på kollimatorsystemet (sjå kapittel 3.5). Planane med kollimatorsystemet i 0 grader er nytta som referanse for alle pasientane og kravsetta, og dei andre IMRT-verdian er gjort relative til desse.



Figur 18: Boksplott av IMRT-verdiane til planane med ulike kollimatorvinklar. Den horisontale stripa inni kvar boks representerer medianen til det aktuelle datasettet. Punkt merka med \circ er “outliers” som ligg mellom 1,5 og 3 bokslengder over eller under boksen. Punkt merka med $*$ er ekstreme “outliers” som ligg meir enn 3 bokslengder over eller under boksen.

I figur 18 ser ein korleis medianen til minimumsverdien av kostnadsfunksjonen i optimaliseringsprosessen varierer med vinkelen til kollimatorsystemet. Den lågaste medianen til optimaliseringane oppnår ein ved å nytta kollimatorsystemet i både 0 og 90 grader.

4.2 Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Tabell 12: *Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRTverdiane for dei ulike kollimatorvinklane. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at nullhypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.*)

Kollimatorvinkel	Signifikansverdi
5	0,000675
45	0,220672
90	0,101652
0+90	0,061367

Tabell 12 viser utfallet av normalfordelingstesten. Datasettet for kollimatorsystemet i 5 grader er ikkje normalfordelt (signifikansnivå på 0,00067). Ut i frå boksplottet i figur 18 vart to ekstreme “outliers”, punkta 52 og 72 merka med stjerne (IMRT4 med kravsett 2 og IMRT6 med kravsett 3), for kollimatorsystemet i 5 grader fjerna.

Sapiro-Wilk-testen vart teke om att på datasetta etter at dei to punkta var fjerna, resultat i tabell 13. Etter fjerning av “outliers” er òg datasettet med kollimatorsystemet i 5 grader normalfordelt.

Tabell 13: *Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for dei ulike kollimatorvinklane. Planane IMRT4, kravsett 2, og IMRT6, kravsett 3, for kollimatorsystemet i 5 grader (punkt 52 og 72 i figur 18), er fjerna. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at nullhypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.*

Kollimatorvinkel	Signifikansverdi
5	0,148586
45	0,220672
90	0,101652
0+90	0,061367

Tukey-testen vart teke på dei normalfordelte datasetta for å sjekke om det var ein signifikant forskjell i gjennomsnittsverdiane til dei ulike kollimatorvinklane (tabell 14).

Tabell 14: Testresultat for Tukey-testen, $\alpha=0,05$. Gjennomsnitt i same subsett er ikkje signifikant forskjellige.

	Kollimatorvinkel	N	Subset for alpha = 0,05 1
Tukey HSD(a,b)	0+90	33	0,938052875
	5	31	0,987968698
	0	33	1,000000000
	90	33	1,062452818
	45	33	1,062792912
	Sig.		0,617609093

Resultatet av Tukey-testen viser at det ikkje er nokon signifikante forskjellar mellom gjennomsnittsverdiane til dei ulike kollimatorvinklane (alle verdiane er i same subsett).

5 grader har den nest lågaste gjennomsnittsverdien etter fjerninga av datapunkta (sjå tabell 14), 0 + 90 grader har lågare gjennomsnittsverdi men er meir tidkrevjande. Gjennomsnittsverdien til 0 grader er nær den til 5 grader, men i dette tilfellet er det fare for tongue and groove (sjå kapittel 4.1). Kollimatorvinkelen vart difor satt til 5 grader i dei påfølgjande forsøka.

4.3 Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

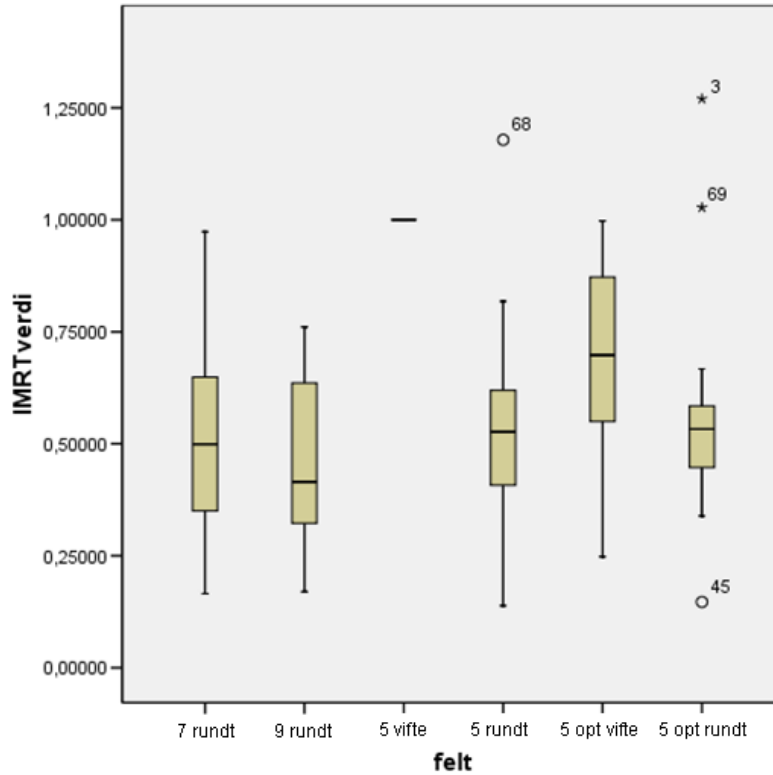
I MasterPlan er det mogleg å sette tal på felt og kva retningar desse skal kome frå. Det var difor av interesse å sjå kva dette har å seie for resultatet ved IMRT-optimalisering. Dei 11 pasientplanane i tabell 4 vart difor replanlagt med kravsett 1 og 2 (tabell 5 og 6) og tal på felt og gantryvinklar som i tabell 8. Vinklelen på kollimatorsystemet vart satt til 5 grader for alle planane. Optimaliseringane der 5 felt er gjeve i ein vifteformasjon framføre pasienten vart nytta som referanseverdi for IMRT-verdiane, og dei andre verdiane er gjort relative til desse.

I diagrammet i figur 19 kan ein sjå at talet på felt, samt kva retning desse vert gjevne frå, spelar inn på kor bra ein kjem i mål med IMRT-optimaliseringa. Planen med 9 felt jamt fordelt rundt pasienten har den lågaste medianen av den relative IMRT-verdien. IMRT-verdien ser ut til å synke med aukande tal på feltretningar.

Dei to tilfella av gantryoptimaliserte felt, gjev ikkje likt optimaliseringsresultat (figur 19). I tabell 30 i vedlegg B ser ein at ulike startvinklar gjev ulike sluttvinklar for optimaliseringa. Mange av optimaliseringane har nådd maks tal på iterasjonar (100) og er difor vorte stoppa, men heller ikkje for pasientar og optimaliseringskrav

4.3 Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

der optimaliseringa har nytta færre enn 100 iterasjonar er det oppnådd like sluttvinklar.



Figur 19: BoksploTT av IMRT-verdiane til planane med ulikt tal på felt og ulike gantryvinklar. Den horisontale stripa inni kvar boks representerer medianen til det aktuelle datasettet. Punkt merka med o er “outliers” som ligg mellom 1,5 og 3 bokslengder over eller under boksen. Punkt merka med * er ekstreme “outliers” som ligg meir enn 3 bokslengder over eller under boksen.

Tabell 15: Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulikt tal på felt og ulike gantryvinklar. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.

Felt	Signifikansverdi
7 rundt	0,448666
9 rundt	0,143794
5 rundt	0,318986
5 gantry optimalisert (start vifte)	0,431904
5 gantry optimalisert (start rundt)	0,000417

Resultata i tabell 15 viser at datapunkta for planane med 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar jamt fordelt rundt pasienten ikkje er normalfordelte. Ved å sjå på boksplottet (figur 19) vart datapunkta 3, 45 og 69 (IMRT1 med kravsett 1, IMRT4 med kravsett 2 og IMRT7 med kravsett 2) i plottet fjerna for gantryoptimaliserte felt med startvinklar jamt fordelt rundt pasienten.

Resultata frå Shapiro-Wilk-testen i tabell 16 viser at etter fjerna av desse datapunkta er datasettet, med 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar jamt fordelt rundt pasienten, normalfordelt.

Tabell 16: *Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulikt tal på felt og ulike gantryvinklar. Datapunkta 3, 45 og 69 i figur 19, for 5 gantryoptimaliserte felt med jamne startvinklar rundt pasienten, er fjerna. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.*

felt	Signifikansverdi
7 rundt	0,448666
9 rundt	0,143793
5 rundt	0,318986
5 gantry optimalisert (start vifte)	0,431904
5 gantry optimalisert (start rundt)	0,874993

Tabell 17: *Testresultat for Tukey-testen med $\alpha=0,05$. Datasett i same subsett er ikkje signifikant forskjellige.*

Felt	N	Subset for alpha = 0,05		
		1	2	3
Tukey HSD(a,b) 9 rundt	22	0,4646643		
5 gantryopt. (start rundt)	19	0,5136871		
7 rundt	22	0,5257481		
5 rundt	22	0,5430814	0,5430814	
5 gantryopt. (start vifte)	22	0,6856698		
5 vifte	22			1,0000000
Sig.		0,673	0,082	1,000

Tukey-testen delar datasetta inn i tre subsett (sjå tabell 17), der datasetta innanfor eit subsett ikkje er signifikant forskjellige. I subsett 1 i tabell 17 finn ein datasetta med 9 felt rundt, 5 gantryoptimaliserte felt med jamne startvinklar, 7 felt rundt og 5 felt rundt. Dette betyr at gjennomsnittet av IMRT-verdien til desse datasetta ikkje

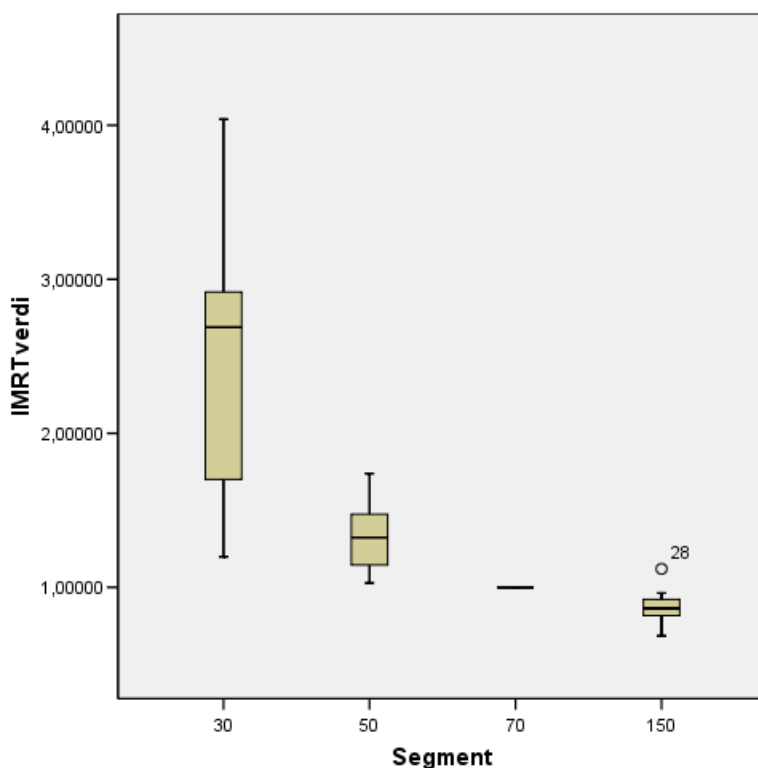
er signifikant forskjellige. I subsett 2 i tabellen er datasetta 5 felt rundt og 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar i vifteformasjon. Det vil seie at IMRT-verdien til 5 felt rundt ikkje er signifikant forskjellig frå verdien til 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar i vifteformasjon, og at IMRT-verdiane til 9 felt rundt, 7 felt rundt og 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar er signifikant forskjellig frå verdien til 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar i vifteformasjon framføre pasienten. Gjennomsnittet av IMRT-verdien for 5 felt gjevne i vifteform framføre pasienten er det einaste datasettet i subsett 3, og er altså signifikant forskjellig frå alle dei andre gjennomsnitta.

Sidan planen med 9 felt rundt har det lågaste gjennomsnittet av IMRT-verdien, vart denne brukt i det neste forsøktet der ulikt tal på segment vart undersøkt. I tillegg vart òg planen med 5 felt brukt vidare, då denne gav låg gjennomsittsverdi og samstundes som det går raskare å både å planlegge og behandle med færre felt.

4.4 Optimalisering med ulikt tal på segment

Det var av interesse å sjå kor mykje talet på segment har å seie for optimaliseringssprosessen. Dei 11 pasientplanane vart difor replanlagt med kravsett 1 (tabell 5) og med maks 30, 50, 70 og 150 segment. Det vart forsøkt optimalisert med kollimator-systemet i 5 grader, både med 5 felt jamt fordelt rundt pasienten og med 9 felt jamt fordelt rundt, sjå kapittel 3.7. For begge tilfella vart planen med 70 segment nytta som referanseplan, og IMRT-verdiane for dei andre planane gjort relative til denne.

4.4.1 5 felt jamt rundt pasienten



Figur 20: Boksplott av IMRT-verdiane til planane med 5 felt jamt rundt pasienten og med ulikt tal på segment . Den horisontale linja i kvar boks representerer medianen til dei respektive datasetta. Punkt merka med \circ er “outliers” som ligg mellom 1,5 og 3 bokslengder over eller under boksen.

Ein ser i figur 20 at medianen til IMRT-verdien går ned når talet på segment aukar. Størst nedgang får ein dersom ein går frå 30 til 50 segment, og nedgangen flatar ut dersom ein brukar endå fleire segment.

Tabell 18: Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulikt tal segment for planar med 5 felt jamt rundt pasienten. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen om at datapunkta er normalfordelte vert forkasta.

Segment	Signifikansverdi
30	0,422559
50	0,796630
150	0,642291

4.4 Optimalisering med ulikt tal på segment

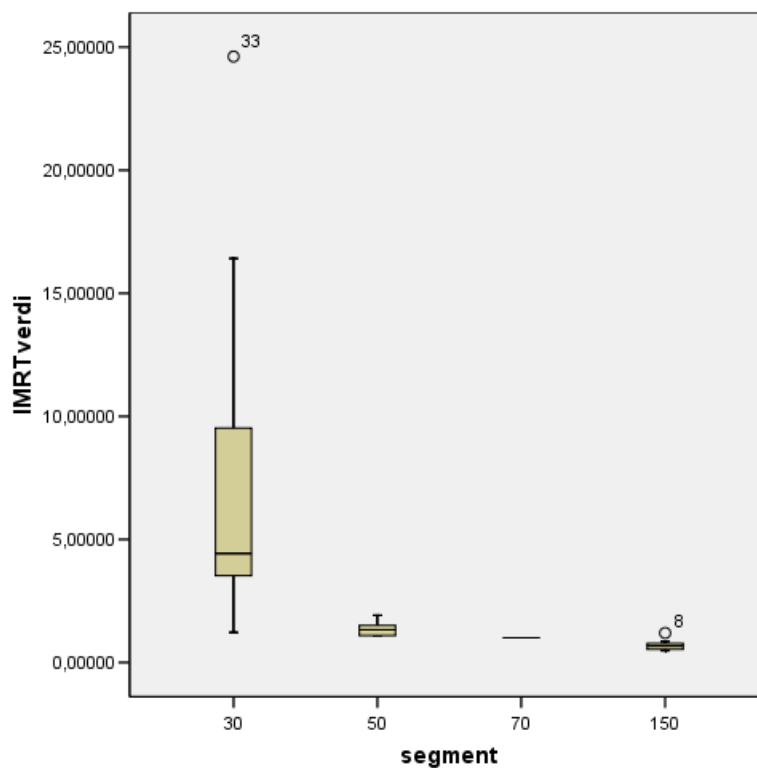
I tabell 18 ser ein at alle datasetta (30, 50 og 150 segment) har ein signifikansverdi over 0,05 og er dermed normalfordelt. Det er altså ikkje noko problem å utføre Tukey-testen på datasetta.

Tabell 19: *Testresultat for Tukey-testen med $\alpha=0,05$. Datasett i same subsett er ikkje signifikant forskjellige.*

	Segment	N	Subset for alpha = 0,05	
			1	2
Tukey HSD(a)	150	11	0,8641044	
	70	11	1,0000000	
	50	11	1,3274141	
	30	11		2,4632101
	Sig.		0,131	1,000

Resultatet for Tukey-testen i tabell 19 viser at berre gjennomsnittet av IMRT-verdien for 30 segment er signifikant forskjellig frå dei andre gjennomsnitta. I figur 27, i vedlegg C, ser ein at alle pasientplanane vert betre med optimalisering med 70 segment enn med 50 segment, og at alle unntatt ein plan vert betre ved å gå frå 70 til 150 segment. Det er difor grunn til å tru at det iallefall er ein signifikant forskjell mellom 50 og 70 segment, som ikkje kjem fram i denne testen.

4.4.2 9 felt jamt rundt pasienten



Figur 21: Boksplott av IMRT-verdiane til planane med 9 felt jamt rundt pasienten og med ulikt tal på segment. Den horisontale linja i kvar boks representerer medianen. Punkt merka med \circ er “outliers” som ligg mellom 1,5 og 3 bokslengder over eller under boksen.

I figur 21 ser ein at medianen til IMRT-verdien går nedover med aukande tal på segment. Den største nedgangen får ein dersom ein aukar frå 30 til 50 segment.

Tabell 20: Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulikt tal segment for planar med 9 felt jamt rundt pasienten. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.

Segment	Signifikansverdi
30	0,013022
50	0,161394
150	0,073608

4.4 Optimalisering med ulikt tal på segment

Shapiro-Wilk-testen (tabell 20) viser at datasettet med 30 segment ikkje er normalfordelt. I figur 21 ser ein at punktet merka 33 (planen IMRT10 med 30 segment) har ein mykje høgare verdi enn dei andre planane med 30 segment, dette punktet vart difor fjerna.

Tabell 21: *Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulikt tal segment for planar med 9 felt jamt fordelt rundt pasienten. Datapunktet til IMRT10 for 30 segment (punkt 33 i figur 21) er fjerna. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.*

segment	Signifikansverdi
30	0,078592
50	0,161394
150	0,073608

I tabell 21 ser ein at etter fjerninga av punkt 33 i figur 21 har datasettet med 30 segment eit signifikansnivåa over 0,05 og ein kan dermed behalde null-hypotesen om at datapunkta er normalfordelt.

Tabell 22: *Testresultat for Tukey-testen med $\alpha=0,05$. Datasett i same subsett er ikkje signifikant forskjellige.*

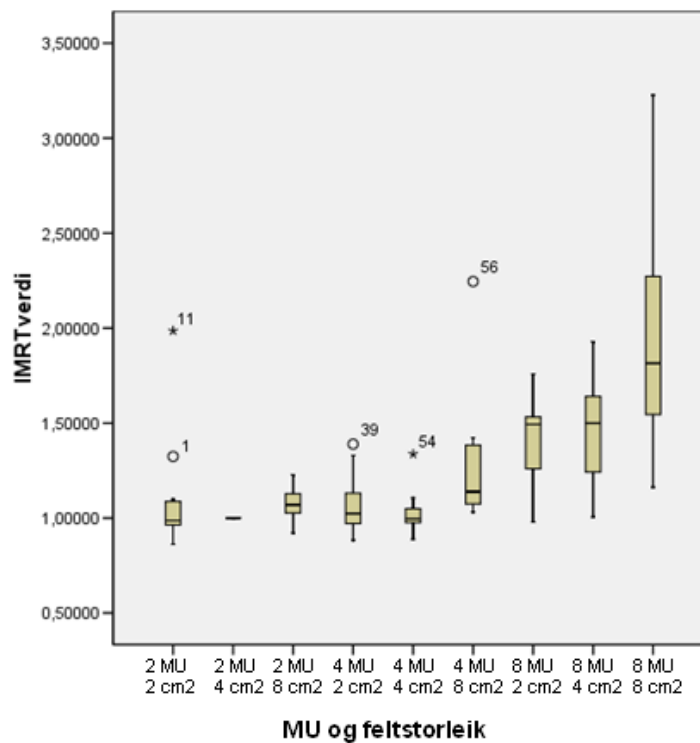
	segment	N	Subset for alpha = 0,05	
			1	2
Tukey HSD(a,b)	150	11	0,696376	
	70	11	1,000000	
	50	11	1,341771	
	30	10		5,996723
	Sig.			0,906989

I tabell 22 ser ein at i følge Tukey-testen er gjennomsnittet til IMRT-verdien til planane med 30 segment er signifikant forskjellig frå gjennomsnittet til dei andre planane.

Som tilfellet var for optimalisering med 5 felt jamt fordelt rundt pasienten, kan ein sjå i figur 29 (vedlegg C) at alle planane har oppnådd ein lågare IMRT-verdi for 70 segment enn for 50 segment og at alle planane unntatt ein har oppnådd ein lågare verdi for 150 segment enn for 70 segment. Planen med 5 felt jamt rundt pasienten og 70 segment vart difor brukt i undersøkinga av optimalisering med ulik MU og feltstorleik.

4.5 Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

I “plan-optimizer”-modulen i MasterPlan er det mogleg å setje verdiar for parametrane minimum MU per segment og minimum open feltstorleik. Det var difor av interesse å sjå kva innverknad dette har på optimaliseringsprosessen. Dei 11 pasientplanane (i tabell 4) vart forsøkt optimalisert med kravsett 1 (tabell 5), med minimum 2, 4 og 8 MU og minimum open felt på 2, 4 og 8 cm², som forklart i kapittel 3.8. Optimaliseringane vart gjort med 5 felt jamt fordelt rundt pasienten, med kollimatorsystemet i 5 grader og med maks 70 segment. Planen med 2 MU og 4 cm² er nytta som referanseplan, og IMRT-verdiane til dei andre planane er gjort relative til denne.



Figur 22: Boksplott av IMRT-verdiane til planane med ulik minimum feltstorleik og MU per segment. Medianen til kvar dataserie er markert med ei horisontal linje i kvar boks. Punkt merka med o er “outliers” som ligg mellom 1,5 og 3 bokslengder over eller under boksen. Punkt merka med * er ekstreme “outliers” som ligg meir enn 3 bokslengder over eller under boksen.

Ein ser av figur 22 at medianen av IMRT-verdiane for dei tre planane med 2 MU og to av planane med 4 MU er nokså like.

4.5 Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

Tabell 23: Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulike minimumsverdier for MU og feltstorleik. Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen om at datapunkta er normalfordelte vert forkasta.

MU og feltstorleik	Signifikansverdi
2 MU 2 cm ²	0,000240
2 MU 8 cm ²	0,746017
4 MU 2 cm ²	0,133409
4 MU 4 cm ²	0,016878
4 MU 8 cm ²	0,000373
8 MU 2 cm ²	0,165236
8 MU 4 cm ²	0,972318
8 MU 8 cm ²	0,509283

I tabell 23 ser ein at datasetta for 2 MU og 2 cm², 4 MU og 4 cm² og 4 MU og 8 cm² ikkje er normalfordelte. figur 22 viser at desse tre datasetta har kvar sin stor “outlier” (punkta 11, 54 og 56 i figuren). Desse datapunkta vart fjerna og i tabell 24 ser ein korleis fjerninga av desse datapunkta påverka normalfordelinga.

Tabell 24: Utfall av normalfordelingstesten Shapiro-Wilk utført på IMRT-verdiane for ulikt tal MU og feltstorleik. Planane IMRT 12 med 2 MU og 2 cm², IMRT11 med 4 MU 4 cm² og IMRT1 med 4 MU og 8 cm² er fjerna (punkt 11, 54 og 56 i figur 22). Eit signifikansnivå mindre enn 0,05 angjev at null-hypotesen, om at datapunkta er normalfordelte, vert forkasta.

MU og feltstorleik	Signifikansverdi
2 MU 2 cm ²	0,148560
2 MU 8 cm ²	0,746017
4 MU 2 cm ²	0,133409
4 MU 4 cm ²	0,957442
4 MU 8 cm ²	0,025672
8 MU 2 cm ²	0,165236
8 MU 4 cm ²	0,972318
8 MU 8 cm ²	0,509283

Resultatet av Shapiro-Wilk-testen viser at alle datasetta med unntak av 4 MU og 8 cm² er normalfordelt etter fjerninga av dei tre datapunkta. Utfrå figur 30 i vedlegg D ser ein at dersom ein fjernar punktet IMRT1, i datasettet 4 MU 4 cm², er fordelinga nokså symmetrisk. Det vert difor antake at fordelinga kan behandlast som om den er normalfordelt sidan Tukey-testen er robust med omsyn til normalfordeling [21].

Tabell 25: Testresultat for Tukey-testen. Datasett i same subsett er ikkje signifikant forskjellige.

	MUfelt	N	Subset for alpha = 0,05			
			1	2	3	4
Tukey HSD(a,b)	4 MU 4 cm ²	10	0,9955299			
	2 MU 4 cm ²	11	1,0000000			
	2 MU 2 cm ²	10	1,0181872			
	4 MU 2 cm ²	11	1,0705358	1,0705358		
	2 MU 8 cm ²	11	1,0738651	1,0738651		
	4 MU 8 cm ²	10	1,1820459	1,1820459	1,1820459	
	8 MU 2 cm ²	11		1,4019634	1,4019634	
	8 MU 4 cm ²	11			1,4580975	
	8 MU 8 cm ²	11				1,9620888
	Sig.		0,749	0,079	0,244	1,000

I tabell 25 finn ein alle datasetta med 2 og 4 MU i subsett 1. Dette viser at gjennomsnitta av IMRT-verdiane til desse planane ikkje er signifikant forskjellige. Subsett 2 inneheld datasetta med 4 MU og 2 cm², 2 MU og 8 cm², 4 MU og 8 cm² og 8 MU og 2 cm². Det vil seie at gjennomsnittsverdiane til desse datasetta ikkje er signifikant forskjellige, og at gjennomsnitta til datasetta med 4 MU og 4 cm², 2 MU og 4 cm² og 2 MU og 2 cm² er signifikant forskjellige frå gjennomsnittet til 8 MU og 2 cm². Sidan 4 MU og 8 cm² og 8 MU og 2 cm² er med i subsett 3, og 4 MU og 2 cm² og 2 MU og 8 cm² ikkje er det, betyr dette at dei to fyrste datasetta er signifikant forskjellige frå 8 MU og 4 cm² og at dei to neste datasetta ikkje er det. I subsett 4 finn ein berre datasettet med 8 MU og 8 cm², det betyr at gjennomsnittet av IMRT-verdien til dette datasettet er signifikant forskjellig frå alle dei andre gjennomsnitta.

4.6 Optimalisering av planar med inkludert boost

Det var av interesse å samanlikna SIB (samstundes integrert boost) og boostplan gjeven i tillegg til plan utan boost, for å avdekkje eventuelle forskjellar i sparing av risikoorgan og dekning av målvolum. Det var òg av interesse å sjå om det var mogleg å spare meir av parotis ved å gje strengare krav i planane med integrert boost. Difor vart det utført to ulike forsøk: Eit der planar med tilleggsboost vart samalikna med planar med integrert boost, og eit der to planar med integrert boost, men ulike krav til parotis vart samanlikna.

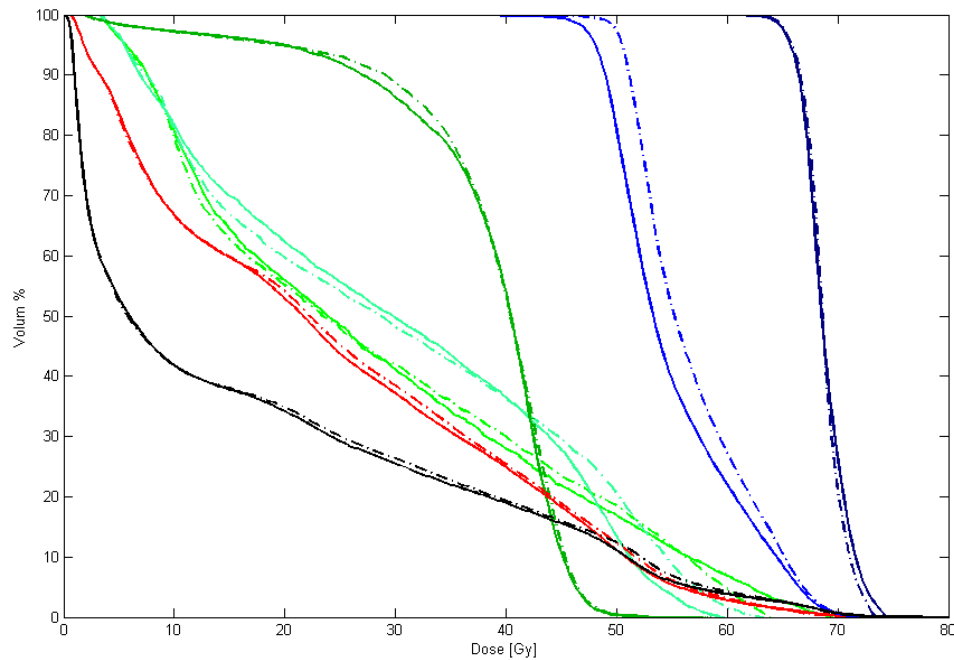
9 av pasientplanane i tabell 4 vart replanlagt som beskrive i kapittel 3.10 (IMRT3 og IMRT6 vart kutta ut, då desse ikkje hadde boostvolum innteikna i den opphavlege

planen). Optimaliseringskrava til planen utan boost er vist i tabell 5 i kapittel 3.5, og optimaliseringskrava til planane med tilleggsboost og integrert boost er vist i tabell 10 i kapittel 3.10.

For samanlikninga mellom ulike krav til parotis for planar med inkludert boost vart det optimalisert ein plan med krav til parotis som i planen utan boost (tabell 5) og ein plan med krav til parotis lik krava i tabell 11. Resten av krava var like for dei to planane og er vist i tabell 10.

4.6.1 Samanlikning av planar med samstundes integrert boost og boost gjeve som tilleggsplan

Figur 23 viser dosevolumhistogrammet for gjennomsnittet av pasientane for planar med samstundes integrert boost og planar med boost gjeven som tilleggsplan. Ein ser at dosevolumkurva til PTV-elektiv ligg lengre til høgre for planen med tilleggsboost enn for planen med integrert boost. Ein litt større del av spinalkanalene får dosar mellom 25 og 35 Gy for tilleggsplanen. Høgre parotis har ein høgare maksdose for planen med integrert boost, medan venstre parotis har høgast maksdose for planen med tilleggsboost. For lågare dosar varierer det kva plan som gjev høgast dose til eit visst volum av både høgre og venstre parotis. Figuren viser liten forskjell mellom kurvene til normalvev, bestrålt volum og PTV-boost, men dosefordelinga til PTV-boost er meir uniform for planen med tilleggsboost.



Figur 23: Gjennomsnittet av dosevolumhistogramma alle pasientane planlagt med integrert boost (heile kurver) og boost gjeve som tilleggsplan (stipla kurver), (diagramma for kvar enkelt pasient er i vedlegg E). Begge planane har same optimaliseringskrav til målvolum og risikoorgan. Mørkeblå kurver representerer PTV-boost, blå kurver er PTV-elektiv, mørkegrøne kurver er spinalkanal, blågrøne kurver er venstre parotis, lysegrøne kurver er høgre parotis, raude kurver representerer normalvevet og svarte kurver er bestrålt volum.

Tabell 26: Gjennomsnitt og standardavvik for dosar til karakteristiske volum for replanlagte pasientplanar med samstundes integrert boost (SIB) og planar med boost gjeve i tillegg (TB). Krava til optimaliseringa er gjevne i tabell 10.

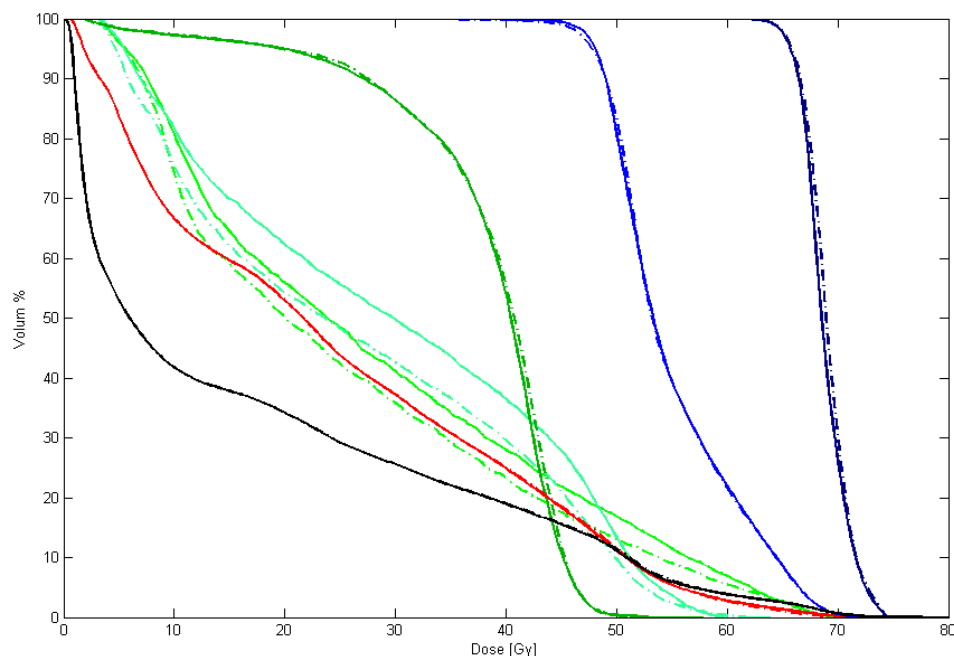
Volum	Dose	SIB	TB
normalvev	middeldose [Gy]	24,18 ± 6,95	24,63 ± 6,73
ptv-e	D98 [Gy]	46,90 ± 0,77	49,93 ± 0,97
	middeldose [Gy]	55,16 ± 0,97	56,85 ± 1,23
	volum over 60 Gy [%]	22,74 ± 5,65	27,82 ± 6,54
	parotis v	middeldose [Gy]	29,49 ± 5,08
parotis h	middeldose [Gy]	27,62 ± 7,09	27,76 ± 6,44
spinalkanal	maksdose [Gy]	48,76 ± 1,82	47,66 ± 1,27
	boost	D98 [Gy]	65,20 ± 0,61
	std.avvik [Gy]	1,70 ± 0,65	1,68 ± 0,77
external	2 % - dosen [Gy]	64,96 ± 4,21	65,35 ± 3,47
	maksdose [Gy]	75,50 ± 3,60	74,44 ± 3,87
	2 cm ³ -dosen [Gy]	73,34 ± 2,93	72,86 ± 3,27

Tabell 26 viser ein oversikt over gjennomsnitt og standardavvik for dosar til voluma i pasientplanane. Ein oversikt over dosane til kvar enkelt pasient finn ein i tabell 34 i vedlegg E.

Det kjem fram av tabell 26 at gjennomsnittet av SIB-planane (samstundes integrert boost) både har lågare middeldose til normalvevet, PTV-elektiv og høgre og venstre parotis. Desse planane har òg gjennomsnittleg den beste dekkninga av PTV-boost (D98-dose, dose til 98 % av volumet, nærast 68 Gy). For PTV-elektiv har SIB-planane lågast dekningsgrad, D98-dosen er her i gjennomsnitt 46,90 Gy. Men dette er ikkje så langt unna dosekravet om minimum 47,5 Gy. For TB-planane (tilleggsboost) er gjennomsnittet av D98-dosen til PTV-elektiv 49,93 Gy, noko som er svært nære det idèelle målet om uniform dose på 50 Gy. Men for desse planane vil ein større del av volumet få dosar over 60 Gy, dette kjem òg fram i figur 23 der dosevolumkurva for PTV-elektiv ligg til lengst til høgre for TB-planen.

4.6.2 Samanlikning av planar med samstundes integrert boost med ulike krav til parotis

Figur 24 viser dosevolumhistogramma for gjennomsnittet av alle pasientane planlagt med integrert boost, med to ulike krav til parotis. Krava til dei andre voluma er gjevne i tabell 10 for begge planane. Figuren viser at kurva til både høgre og venstre parotis ligg lågare for planane med krav til parotis som i planen utan boost. Det er berre liten forskjell mellom stipla og heiltrekt kurve for dei andre voluma.



Figur 24: Gjennomsnittet av dosevolumhistogramma for alle pasientane planlagt med integrert boost, (diagramma for kvar enkelt pasient er i vedlegg E). Begge planane har same optimaliseringskrav til målvolum, spinalkanal og normalvev, men ulike krav til parotis. Stipla kurve representerer plan med krav til parotis som i planen utan boost (sjå kravsett1 i tabell 5). Heiltrekt kurve representerer plan med krav til parotis satt ut frå den resulterande dosefordelinga til planen utan boost (sjå tabell 11). Mørkeblå kurver representerer PTV-boost, blå kurver er PTV-elektiv, mørkegrøne kurver er spinalkanalen, blågrøne kurver er venstre parotis, lysegrøne kurver er høgre parotis, raude kurver representerer normalvevet og svarte kurver er bestrålt volum.

I tabell 27 kan ein sjå ein oversikt over gjennomsnittet og standardavviket for dosane til voluma for pasientane planlagt med inkludert boost, både med krav til parotis som i planen utan boost (SIB50) og med nye krav basert på den resulterande dosen til parotis for planen utan boost (SIB). Ein oversikt over dosane til voluma for kvar einskild pasien finn ein i tabell 35 i vedlegg E. Tabell 27 viser at gjennomsnittet av D98-dosen (dosen til 98 % av volumet) til PTV-elektiv er litt lågare for SIB50-planane, det vil seie at desse planane gjev litt dårlegare dekningsgrad enn SIB-planane. Middeldosen til parotis er i gjennomsnitt lågast for SIB50-planen. I gjennomsnitt gjev SIB-planane ein litt betre dekning av PTV-boost og har òg eit litt lågare standardavvik i dosefordelinga til dette volumet, i forhold til SIB50-planane. Gjennomsnitta av maksdosen til det bestrålte volumet er svært lik for dei to planane

4.6 Optimalisering av planar med inkludert boost

(75,50 Gy og 75,42 Gy).

Tabell 27: Gjennomsnitt og standardavvik for doser til karakteristiske volum for re-planlagte pasientplanar med samstundes integrert boost (SIB), med krav til parotis som i plan utan boost (SIB50) og krav til parotis satt ut i frå dosen til parotis i planen utan boost (SIB).

Volum	Dose	SIB	SIB50
PTV-e	D98 [Gy]	46,90 ± 0,77	46,36 ± 1,40
parotis v	middeldose [Gy]	29,49 ± 5,08	25,56 ± 4,00
parotis h	middeldose [Gy]	27,62 ± 7,09	24,38 ± 5,10
boost	D98 [Gy]	65,20 ± 0,61	65,07 ± 0,49
	std.avvik [Gy]	1,70 ± 0,65	1,82 ± 0,62
external	2% - dosen [Gy]	64,96 ± 4,21	64,92 ± 4,01
	2cm3-dosen [Gy]	73,34 ± 2,93	73,55 ± 2,77
	maks dose [Gy]	75,50 ± 3,60	75,42 ± 3,56

5 Diskusjon

5.1 Filmmåling av framprovosert “tongue and groove”

I figur 12 ser ein at dosefordelinga i målvolumet er nokså uniform og lik 2 Gy både for plan berekna i MasterPlan og for film som er bestrålt med omsyn til same planen, når kollimatorsystemet står i 0 grader. I isosenteret ser ein at ein har eit transversalsnitt med ein del lågare dose (rundt 1,7 - 1,8 Gy). Denne lokale nedgangen i dosen kjem av at ein i dette snittet får mange feltskøytar på grunn av forma på målvolumet. Dermed vil det oppstå “tongue and groove”-effektar, forklart i kap 2.6.

Det er òg antydning til ei stripe med låg dose på motsett side av holrommet i målvolumet. Dette kjem òg av fleire feltskøytar på same staden. Men stripa er mindre tydeleg her på grunn av divergensen til feltet. Ved isosenteret er stråleretninga i feltet parallell med endeflata av OAR, medan strålene på motsett side av målvolumet dannar ein viss vinkel med endeflata. Dermed vil “tongue and groove”-effektane vere mindre tydelege her.

Dosefordelinga er nokså lik i MasterPlan og filmmålinga. Ein finn att dei same områda med både høgare og lågare dosar enn 2 Gy både i planen frå MasterPlan og i filmmålinga. Dersom ein ser på doseprofilen i figur 13 ser ein at profilane frå MasterPlan og filmmålinga er svært like. Kurvene passar best overeins nær transversalsnittet gjennom isosenteret, medan ein får eit lite avvik når ein kjem eit stykke bort frå dette. Dosefallet er like stort for dei to kurvene i transversalsnittet gjennom isosenteret, noko som betyr at for IMRT gjev “enhanced”-algoritmen ei bra beskriving av “tongue and groove”-effektane. Det var frykta at dosenivået ville verta mykje for lågt på filmen dersom ein bestrålte denne i samsvar med ein IMRT-plan frå MasterPlan. Grunnen til dette var at det tidlegare er funne at MasterPlan bereknar eit for høgt dosenivå i skøyten mellom to felt [1]. Men det ser ut til at IMRT-planlegging, med “enhanced”-algoritmen, der ein altså får mange skøytar mellom fleire felt, gjev eit betre samsvar for dosenivået mellom filmmåling og MasterPlan. Dette kan koma av at alle skøytane ikkje kjem på nøyaktig same plass og at feilen i dosenivået dermed vert mindre dominerande. Dosenivået i stripa med låg dose på motsett side av målvolumet i forhold til isosenteret, er lågare for filmen enn for fordelinga frå MasterPlan. Det ser ut til at dosenivået generelt er litt lågare for filmen på denne sida av målvolumet. Det er tydeleg at MasterPlan gjev ei mest korrekt beskriving av røyndommen i og nær isosenteret, og at avvika vert større dersom ein er eit stykke frå isosenteret.

I figur 14 ser ein at dosefordelinga i MasterPlan og for filmmåling ikkje stemmer like bra overeins når kollimatorsystemet står i 5 grader som for 0 grader. Ut frå dosefordelingane i figuren ser det ut til at dosenivået er for høgt i planen frå MasterPlan i forhold til for filmmålinga. Doseprofilane i figur 15 viser òg at samsvaret mellom

dosefordelinga i plan og filmmåling er dårlegare for kollimatorsystemet i 5 grader enn for kollimatorsystemet i 0 grader (sjå figur 13). Nært transversalsnittet gjennom isosenteret ser det ut til at nivået på dosefordelinga frå MasterPlan er litt for høg i forhold til filmmålinga, medan eit stykke frå dette ser det omvende ut til å vere tilfelle.

Ein kan sjå ei stripe med lågare dose rundt isosenteret for kollimatorsystemet i 5 grader òg. Men denne er meir utsmurt og ikkje like tydelig som for 0 grader. Dette kjem av at skøytane av felta vil vere meir fordelt i transversalsnitta rundt isosenteret og dermed blir det ikkje berre eitt snitt med mykje lågare dose, men heller fleire snitt med litt lågare dose.

Stripa med låg dose på motsett side av målvolumet, i forhold til isosenteret, er omtrent borte for kollimatorsystemet i 5 grader. Dette kjem nok òg av at feltskøytane no er fordelt over fleire snitt.

Sjølv om ikkje dosenivået stemmer like bra overeins mellom MasterPlan og filmmåling for kollimatorsystemet i 5 grader, er dei same variasjonane til stades og ein kan ein finne att dei same områda med høge og låge dosar i begge dosefordelingane. Generelt ser det ut til at dosenivået i fordelinga frå MasterPlan er litt høgare enn for filmmålinga, men at dei same variasjonane er til stades.

For kollimatorsystemet i 90 grader, ser ein i figur 16 at “tongue and groove”-effektane har forsvunne heilt i transversalsnittet rundt isosenteret. No er kollimatorsystemet vridt slik at MLC-blada ligg parallelt med aksa til sylindren. Dermed får ein ikkje MLC-flanke mot MLC-flanke i skøytane rundt isosenteret, og ein vert difor kvitt “tongue and groove”-effektane.

Med unntak av dei to områda med høg dose i den øverste horisontale delen av målvolumet, i filmmålinga, er dosefordelingane frå MasterPlan og filmmåling svært like. Desse to områda kjem kanskje av at ein her får ein del feltskøytar mellom MLC-tuppar, og at det dermed vert ei lita overdosering i samband med skøyten. Generelt vil denne typen skøytar med felt frå ulike gantryvinklar aldri verta heilt perfekt då isosenteret vil kunne flytte seg 1-2 mm for dei ulike gantryvinklane. Desse avvika er ikkje teke omsyn til i doseplansystemet og feildosering i skøytar på grunn av dette vil ikkje kome fram i berekninga.

For pasientplanar, som vil vera mindre ekstreme med omsyn til “tongue and groove”-effektar, vil 90 grader på kollimatoren kunne gjere det vanskeleg å få ein bratt dosegradient mellom spinalkanalane og målvolumet dersom desse ligg tett på kvarandre. MLC-blada, som då vil ligge parallelt med spinalkanalane, er 1 cm tjukke. Dette vil kunne føre til at MasterPlan må velge om den skal bruke eit gjeve tal X på MLC-blad for å spare spinalkanalane heilt, men då òg dekke litt av målvolumet slik at dekningsgrada av dette vert dårleg, eller om han skal bruke X-1 MLC-blad for å auke dekningsgrada av målvolumet, men då gjere sparinga av spinalkanalane dårlegare.

Det vart funne at PBE-algoritmen i MasterPlan gjev ei god beskriving av røyndommen, og at dersom ein ikkje finn “tongue and groove”-effektar i dosefordelinga i MasterPlan vil ein heller ikkje forvente å få dette ved bestråling i samsvar med planen.

5.2 Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Optimalisering med kollimatorsystemet i både 0 og 90 grader, gav det lågaste gjennomsnittet av IMRT-verdien (sjå figur 18 og tabell 14). Men behandling med kollimatorsystemet i to ulike vinklar vil vere tidkrevjande. Slik systemet fungerer i dag vil nemleg segment med ulike kollimatorvinklar betraktast som ulike felt og må dermed lastast opp og bekreftast i systemet, noko som vil ta tid. Ein får difor dobbelt så mange felt som dersom ein berre har ein kollimatorvinkel, sjølv om talet på segment vert det same. Kollimatorsystemet i 0 grader har ein gjennomsnittsverdi ikkje langt frå den til 5 grader. Men her er det funne tidlegare [1] (og i kap 4.1) at det er fare for underdosering som følge av “tongue and groove”-effektar.

På grunn av “tongue and groove”-effektar ved kollimatorsystemet i 0 grader, og tidkrevjande behandling ved 0 og 90 grader, vart planen med kollimatorsystemet i 5 grader brukt i dei vidare undersøkingane.

I følgje resultatet frå Tukey-testen (tabell 14) er det ingen signifikant forskjell på gjennomsnittet av dei relative IMRT-verdiane for dei ulike kollimatorvinklane. Ein plan med kollimatorsystemet i 5 grader kan difor ikkje seiast å vere dårlegare enn dei andre planane. I tillegg har planen med kollimatoren i 5 grader jamnare dosefordeling, då denne ikkje har særleg mykje “tongue and groove”-effektar.

I boksplottet i figur 18 ser ein at datasettet med kollimatorsystemet i 5 grader inneheld to punkt (3 og 69) som vert rekna for å vere ekstreme “outliers”. Det vil seie at dei ligg minst 3 bokslengder over eller under boksen i plottet. Sidan desse punkta skil seg kraftig frå resten vart desse fjerna og datasettet vart då normalfordelt (sjå tabell 13).

5.3 Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

Diagrammet i figur 19 viser at vinkloptimaliseringa i MasterPlan ikkje er uavhengig av kva gantryvinklar som er gjevne som utgangspunkt for optimaliseringa. Vinkloptimaliseringa har gjeve ulike “optimale” gantryvinklar etter kva vinklar som var sett når optimaliseringa byrja (sjå tabell 30 i vedlegg B). Dette gjer at optimaliseringa ikkje vert like god når det vert køyrd vanlig optimalisering seinare. Kvifor ulike vinklar blir bestemt som “optimale” for optimaliseringa etter kva vinkelen er oppgjeven som i utgangspunktet er vanskeleg å seie. Kan hende ville optimaliseringa vorte lik dersom MasterPlan fekk ta fleire iterasjonar i optimaliseringsprosessen. Men som ein

kan sjå i tabell 30 i vedlegg B vart det, for nokre av planane, ikkje gjort så mange iterasjonar som det var tillete. Det er difor heller sanssynleg at forskjellane kjem av at MasterPlan ikkje klarer å handtere ei stor mengd med val.

Tabell 15 viser at alle datasetta med unntak av 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar jamt fordelt rundt pasienten er normalfordelt. Ved å plotta alle datapunkta i eit boksplott basert på felt (figur 19), vart det funne at dette datasettet har to ekstreme “outliers” og ein vanleg “outlier”. Desse tre datapunkta (tilsvarer dei to høgaste og den lågaste søyla for 5 gantryoptimaliserte felt med start rundt i figur 26 i vedlegg D) vart fjerna (eitt om gongen), slik at fordelinga vart normalfordelt (sjå resultatet i tabell 16).

Resultatet av Tukey-testen i tabell 17 viser at gjennomsnittsverdien til 5 felt i vifteformasjon framføre pasienten er signifikant forskjellig frå alle dei andre gjennomsnittsverdiane. 5 gantryoptimaliserte felt med startvinklar i vifteformasjon er signifikant forskjellig frå alle utanom 5 felt rundt. 5, 7 og 9 felt rundt samt 5 gantryoptimaliserte felt med jamne startvinklar er ikkje signifikant forskjellige i følgje testen. Basert på denne testen kan ein difor ikkje seie at den eine av desse fire siste planane vil vere betre enn dei andre. Sidan planen med 9 felt jamt fordelt rundt pasienten gjev det lågaste gjennomsnittet av IMRT-verdien i optimaliseringa, vart denne brukt vidare. At denne planen gav den lågaste verdien var venta då fleire felt gjev større moglegheit til å vekte ulike feltretningar ulikt og dermed betre kunne spare normalvev og risikoorgan og samstundes gje høgare dose til målvolumet. 5 felt gjeve med jamne vinklar rundt pasienten vart òg brukt vidare, då det går fortare både å lage planar og behandle med færre felt.

For å unngå høge dosar i nakkeregionen har det vore vanleg gje 5 felt i vifteformasjon framføre pasienten, i staden for 5 felt jamt fordelt rundt pasienten. I denne testen er det ikkje sett noko spesifikt krav til dosen i nakken, med unntak av kravet som er sett til normalvevet, og kostnadsfunksjonen til optimaliseringa tek difor ikkje omsyn til dette. 5 felt i vifteformasjon har dei klart høgaste minimumsverdiane, og denne er òg signifikant forskjellig frå alle dei andre gjennomsnittsverdiane i følgje Tukey-testen, men verdiane ville kanskje vore meir like dei andre om ein hadde lagt til eit krav som gjekk på dosen i nakken.

5.4 Optimalisering med ulikt tal på segment

5.4.1 5 felt jamt rundt pasienten

Av figur 20 ser ein at IMRT-verdien går ned med aukande tal på segment. Den største nedgangen ser ein frå 30 til 50 segment, medan ein får ein relativt mindre nedgang ved å auke frå 70 til 150 segment. Det ser altså ut til at talet på segment har mest å seie dersom ein brukar få segment (under 70) og ikkje så mykje å seie dersom ein

brukar mange segment (over 70). Det viser seg dessutan at MasterPlan ikkje nyttar seg av moglegheita for å bruke 150 segment. Når maks tal på segment var sett til 150, vart det i gjennomsnitt nytta 89 segment (Sjå tabell 31 i vedlegg C).

I følgje resultatet frå Shapiro-Wilk-testen (tabell 18), er alle datasetta normalfordelt, og alle datapunkta kunne difor beholdast.

Resultatet frå Tukey-testen viser at gjennomsnittsverdien for 30 segment er signifikant forskjellig frå dei andre gjennomsnittsverdiane, medan verdiane for 50, 70 og 150 segment ikkje er signifikant forskjellige. Dersom ein ser på figur 27 i vedlegg C ser ein at optimaliseringa av alle pasientplanane som vart undersøkt vart betre ved å gå frå 50 til 70 segment. Dette gjev ein indikasjon på at 70 segment vil vere betre enn 50 segment, sjølv om gjennomsnitta ikkje er signifikant forskjellige i følge testane. Figuren viser òg at for alle utanom ein plan vert optimaliseringa betre dersom ein aukar maksimumstalet på segment frå 70 til 150. Kvifor denne eine planen (IMRT8) har høgare IMRT-verdi dersom maksimumkravet til talet på segment er 150 enn dersom det er 70, er vanskeleg å seie. Sidan det ikkje er noko minimumskrav på segmenttalet burde MasterPlan kunne oppnå like låg eller lågare IMRT-verdi dersom 150 var maksimumstalet i forhold til 70. I tabell 31 i vedlegg C ser ein at MasterPlan vel å bruke 81 segment når det er anledning til å bruke 150 segment for IMRT8. Ein ser òg at maks tal på iterasjonar ikkje er nådd, men at MasterPlan har stoppa etter 78 iterasjonar. I tilfellet der MasterPlan har moglegheit til å nytte 70 segment, vert 62 segment nytta og MasterPlan kjem i mål med 100 iterasjonar. Det kan altså tyde på at dette er nok eit tilfelle der MasterPlan “går seg vill” under optimaliseringa og ikkje klarer å nytte seg av valgmoglegheitane på best mogleg måte.

5.4.2 9 felt jamt rundt pasienten

Sidan resultatet av Shapiro-Wilk-testen viser at datasettet med 30 segment ikkje er normalfordelt, vart boksplottet undersøkt (figur 21). Her ser ein at for 30 segment er det ein “outlier” (punkt 33 i plottet) som ligg eit stykke unna resten av datapunkta (IMRT10 i figur 28 i vedlegg C), dette punktet vart difor fjerna. Etter fjerna av IMRT10, 30 segment, vart dette datasettet òg normalfordelt (sjå tabell 21).

Tukey-testen (tabell 22) viser at gjennomsnittsverdien til 30 segment er signifikant forskjellig frå dei andre gjennomsnitta, og at det ikkje er nokon signifikant forskjell mellom dei tre andre planane. Dersom ein ser på figur 28 i vedlegg C, ser ein at punktet som ein fjerna har ein mykje høgare verdi enn dei andre punkta, og dette punktet ville difor ikkje hatt nokon innverknad på om datasettet med 30 segment vart funnen til å vera signifikant forskjellig frå dei andre eller ikkje. Dersom ein ser på figur 29 i vedlegg C ser ein at alle pasientplanane vert betre for 70 segment enn for 50 segment. Dei fleste pasientplanane vert betre ved optimalisering med 150 segment i forhold til 70 segment. Dette gjeld ikkje for IRMT2 som har ein høgare IMRT-verdi

for 150 segment enn for både 50 og 70 segment. Som for planen IMRT8 for 5 felt rundt, verkar dette rart. Ein skulle tru at ein kunne oppnå minst like gode planar dersom ein hadde eit høgare maksimalt tal på segment. Det er difor naturleg å tru at dette òg er eit tilfelle av at MasterPlan får for store valgmoglegheiter og dermed “går seg bort” i optimaliseringa (slik tilfellet var for gantryoptimaliseringa i kapittel 5.3).

Dess fleire segment som vert nytta dess lengre tid tek både planlegginga og behandlinga. Sidan det ikkje er noko signifikant forskjell på 70 og 150 segment, og ein kan sjå at alle planane vert betre ved 70 enn ved 50 segment (figur 27 og figur 29 i vedlegg C), vart 70 segment nytta i undersøkingane med omsyn til MU per segment og feltstorleik.

5.5 Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

Figur 22 viser eit markert skilje mellom medianen til IMRT-verdiane til dei 5 datasetta med lågast MU og feltstorleik (2 MU og 4 MU med 2 cm² og 4 cm²) og dei 4 med høgast (8 MU og 4 MU med 8 cm²).

Shapiro-Wilk-testen (tabell 23) viser at datasetta med 2 MU og 2 cm², 4 MU og 4 cm² og 4 MU og 8 cm² har ein signifikansverdi lågare enn 0,05 og er dermed ikkje normalfordelt. Det vart difor plotta eit boksplott for å sjå om nokre av datasetta hadde “outliers” som kunne fjernast (sjå figur 22). Plottet viser at datasetta med 2 MU og 2 cm² og 4 MU og 4 cm² har kvar sin ekstrem “outlier” (IMRT12 og IMRT11, markert med * i figuren, sjå òg figur 30 i vedlegg 3.8). Desse, samt ein vanleg “outlier” for 4 MU og 8 cm² (IMRT1, markert med o i figuren), vart fjerna.

Tabell 24 viser resultatet av Shapiro-Wilk-testen etter at tre “outliers” (punkta 11, 54 og 56 i figur 22) var fjerna. Ein kan sjå at datasetta med 2 MU og 2 cm² samt 4 MU 4 cm² no er normalfordelt, medan 4 MU 8 cm² fortsett ikkje er det. Ved å sjå på fordelinga til datapunkta med 4 MU og 8 cm² (figur 30 i vedlegg 3.8) etter at IMRT1-punktet var fjerna, ser ein at fordelinga er relativt symetrisk. Det vart difor anteke at dette datasettet var normalfordelt nok til å kunne takast med i samanlikninga med Tukey-testen, sidan denne er nokså robust med omsyn til normalfordeling [21].

Tukey-testen viser ikkje ein signifikant forskjell mellom gjennomsnitta til datasetta med 2 og 4 MU (sjå tabell 25). Dette var som venta ut i frå dei svært like verdiane i figur 22, samt fordelinga til dei relative IMRT-verdiane i figur 30 (vedlegg D). Sidan dei relative IMRT-verdiane for fleire av gruppene varierar innanfor same område over og under 1, vil det vere vanskeleg å seie at datasetta har ulike fordelingar.

Ved å studere figur 30 i vedlegg D ser ein at det er stor forskjell mellom dei ulike pasientplanane på kva MU-tal og feltstorleik som gjev den mest optimale planen. Tukey-testen viser at det ikkje er nokon signifikant forskjell i gjennomsnittsverdien til

4 MU 2 cm², 2 MU 8 cm², 4 MU 8 cm² og 8 MU og 2 cm². Sidan 4 MU 4 cm², 2 MU 2 cm² og 2 MU 4 cm² derimot er signifikant forskjellig frå 8 MU 2 cm², kan det tyda på at det er desse datasetta som gjev best optimalisering. Det kan difor vera grunn til å tru at det er best å bruke eit av desse tilfella i IMRT-optimalisering av pasientplaner.

5.6 Optimalisering av planar med inkludert boost

5.6.1 Samanlikning av planar med inkludert boost og planar med tillegg-boost

I figur 23 ser ein at dosevolumkurva til planen med tilleggsboost, for PTV-elektiv, ligg eit stykke lengre til høgre for kurva til planen med samstundes integrert boost. Dette tydar på at målvolumet får høgare dose i tilfellet der boosten vert gjeven i tillegg. Dette er som venta, då målvolumet utan boost allereie er optimalisert til å få 50 Gy før boosten vert gjeven. Dersom ein deretter lagar ein boostplan vil òg målvolumet rundt boostvolumet få ein viss mengde stråling og dermed vert høgare dose avsett. Når ein integrerer boosten i den opprinnelege planen, vil ein kunne optimalisere med omsyn til alle dosebidraga frå starten av, difor kan ein oppnå lågare dose i det meste av målvolumet rundt boosten. I figuren ser det ut til at maksdosen for målvolumet rundt boostvolumet er lik for dei to planane. Dette kjem sansynlegvis av det ikkje vil vere mogleg å få planen til å stemme perfekt rundt kantane på boostvolumet, og at dei delane av det elektive målvolumet som ligg nærast boostvolumet dermed vil få høge dosar.

Både figur 23 og tabell 26 viser at dekningsgrada av PTV-elektiv er lågare for planen med inkludert boost enn for planen med tilleggsboost. Kravet til minimum dose for PTV-elektiv er sett til å vere 47,5 Gy (tabell 10), det vil seie at 100 % av volumet ideelt sett skal ha over 47,5 Gy. Tabell 26 viser D98-dosen (dosen til 98 % av volumet) til PTV-elektiv for gjennomsnittet av pasientplanane. Ein ser at snittet ligg på 46,90 Gy, noko som ikkje er så langt unna minimumskravet.

Middeldosen til PTV-elektiv er lågast, og dermed nærast målsettinga på 50 Gy, for planen med inkludert boost. I denne planen er òg delen av PTV som får over 60 Gy lågast (sjå tabell 26). Det kan altså verke som ein tener meir enn ein taper med omsyn til PTV-elektiv, ved å optimalisere med samstundes integrert boost.

I figur 23 ser det ut til at gjennomsnittet av dosevolumkurvene til spinalkanalen ligg nokså likt for dei to planane, men ein større del av volumet til spinalkanalen får mellom 25 og 35 Gy for planen med tilleggsboost. Tabell 26 viser at maksdosen til spinalkanalen gjennomsnittleg er høgast for planen med inkludert boost. Maksimumskravet til spinalkanalen er sett til å vera 48 Gy (sjå tabell 10). For planane med tilleggsboost er gjennomsnittet av maksdosen til spinalkanalen 47,66 Gy, som

er under kravet satt til optimaliseringa. For planane med integrert boost overstig gjennomsnittet makskravet (48,76 Gy). I tabell 34 i vedlegg E ser ein at kun ein av pasientane har fått ein maksdose til spinalkanalen på over 50 Gy, og for denne pasienten gjeld det for begge planane. I figur 31 - 39 i vedlegg E ser ein at det berre er for pasient IMRT2 at planen med integrert boost gjev tydeleg dårlegare optimalisering av spinalkanalen, og at for fleire av dei andre pasientane ser det ut til at ein større del av spinalkanalen vert spart ved denne planen.

Gjennomsnittet av dosevolumkurvene for både høgre og venstre parotis ser ut til å ligge nokså jamt for dei to planane. For låge dosar (under 30 - 40 Gy) ser ein at kurva til planen med tilleggsboost ligg lågast medan det omvende er tilfellet for høgare dosar. Venstre parotis har i gjennomsnitt ein høgare maksdose for planen med tilleggsboost, medan for høgre parotis er det omvende tilfellet. Dersom ein ser på middeldosen til parotis, i tabell 26, ser ein at gjennomsnittet til både høgre og venstre parotis er lågast for planane med integrert boost. Men gjennomsnittet av gjennomsnittsdosane til parotis gjev eit litt dårleg bilete av røyndommen sidan ulike krav er nytta for parotis for dei ulike pasientane. I tabell 34 i vedlegg E, ser ein at 9 parotis har fått høgare middeldose av planen med inkludert boost og dei andre 9 har fått lågare dose. Det kan difor vera vanskeleg å avgjere om ein sparar noko med omsyn til parotis eller ikkje, ved integrert boost.

Tabell 26 viser at gjennomsnittet av standardavviket i dosefordelinga til PTV-boost så vidt er lågast for planen med tilleggsboost. Dersom ein ser på gjennomsnittet av dosevolumkurva til PTV-boost i figur 23 ser det ut til at dosefordelinga er litt meir uniform og lik 68 Gy for planen med tilleggsboost. Men det ser ikkje ut til å vere mykje forskjell.

Gjennomsnittskurva for normalvevet ser nokså lik ut for dei to planane (figur 23), men tabell 26 viser at gjennomsnittet av middeldosen til normalvevet er lågast for planen med integrert boost.

Det ser altså ut til at ein får ein meir konform dosefordeling til PTV-elektiv og betre sparing av normalvevet ved samstundes integrert boost. I tillegg ser det ut til at parotis vert spart i om lag 50 % av tilfella og at det meste av spinalkanalen får lågare dose, sjølv om maksdosen til spinalkanalen aukar litt. Det ser ikkje ut til å vere stor forskjell i konformiteten til dosefordelinga til PTV-boost mellom dei to planane. Alt dette stemmer difor greit overeins med tidlegare studier der det er funne at ein ved integrert boost oppnår ei meir konform dosefordeling både med omsyn til målvolum-dekning og sparing av risikoorgan [12], [13], [14].

5.6.2 Samanlikning av planar med inkludert boost og ulike krav til parotis

Figur 24 viser at for dei fleste voluma er gjennomsnittet til dei to planane med ulike krav til parotis svært like. Men ein ser ein tydeleg forskjell for dosevolumkurvene til høgre og venstre parotis, mellom dei to planane. Kurvene ligg ein god del lågare for planen med krav til parotis som i planen utan boost (tabell 5), enn for planen med nye krav (tabell 11). Ut frå tabell 35 (vedlegg E) ser ein at høgre parotis har høgare middelvendi for to av pasientane (IMRT1 og IMRT11) for planen med opphavlege krav, men for alle dei andre er middelvendien lågast for denne planen. Dette tydar på at ein ikkje taper noko med omsyn til parotis ved å inkludere ein boost i planen, og at optimaliseringa med omsyn til desse vert like bra sjølv om ein del av målvolumet skal ha høgare dose. Ved å bruke dosen til parotis i dosefordelinga til planen utan boost, til å sette optimaliseringskrav til parotis, vil dei opphavlege krava som regel allereie vere overstige og det er difor sett ei begrensing for kor god optimaliseringa av parotis kan verta. Ved å sette krava like som krava i planen utan boost “oppfordrar” ein MasterPlan til å “spare” parotis meir under optimaliseringa. Ein ser i tabell 27 at middeldosen til både høgre og venstre parotis har klart lågare gjennomsnittsverdiar for planen med krav til parotis som i planen utan boost (SIB50) enn for planen med nye krav (SIB). Grunnen til at dosevolumkurva til høgre parotis for to av pasientane i tabell 35 (vedlegg E) ligg høgare for planen med opphavlege krav til parotis kan vere at dei nye krava til høgre parotis er svært låge (sjå tabell 11), då dosen til høgre parotis var låg i følge den resulterande dosefordelinga til planen utan boost.

Tabell 35, i vedlegg E, viser at D98-dosen til PTV-elektiv er lågast for planen med krav til parotis lik krava i planen utan boost, for dei fleste pasientane. Dette kan ein òg sjå ut av figurane i vedlegg E. D98-dosen er dosen som 98 % av volumet får, og fortel kor god dekning PTV får av planen. Men D98-dosen til dei fleste planane ligg nær minstekravet til dosen i optimaliseringa (47,5 Gy i tabell 10).

Ein får òg eit høgare standardavvik i dosefordelinga til PTV-boost, for dei fleste pasientane, for planen med opphavlege krav til parotis. Men dersom ein ser på gjennomsnittet i tabell 27 eller gjennomsnittet av dosevolumhistogramma i figur 24, ser det ikkje ut til at det er stor forskjell for verken PTV-elektiv eller PTV-boost.

Det ser difor ut til at det kan svare seg å bruke strenge krav til parotis i planar med inkludert boost, då det er mykje å tene på parotis og lite å tape på dekninga av målvolumet. Dette vil samstundes gjere planen med integrert boost endå betre enn planen med tilleggsboost, då ein i planen med tilleggsboost må setje krava høgare (eller likt) som dosefordelinga i planen utan boost. For planen med integrert boost kan dei låge krava til parotis takast omsyn til i frå starten av optimaliseringa, med tanke på at noko av målvolumet skal få høgare dosar.

6 Konklusjon

Det er vist at PBE i MasterPlan beskriver dosefordelinga, inkludert “tongue and groove”-effektar, ved IMRT-optimalisering svært bra. “Tongue and groove”-effekten verker å vere av størst betydning dersom kollimatorsystemet står i 0 grader.

Det vart ikkje funne signifikante forskjellar mellom optimaliseringsresultata ved ulike kollimatorvinklar. Kollimatorsystemet i 5 grader kan likevel anbefalast, då dette reduserar “tongue and groove”-effektar betydeleg.

Planar optimalisert med 5, 7 eller 9 felt, jamt fordelt rundt pasienten, gjev ikkje signifikant forskjellige IMRT-verdiar.

Resultatet av optimaliseringa av gantryvinklar i “plan-optimizer”-modulen i MasterPlan er avhengig av initialvinklane.

Tukey-HSD-testen viste ei signifikant betring ved å gå frå 30 til 50 segment, men ingen viste signifikante forskjellar i optimaliseringa ved å auke til 70 eller 150 segment. Eit maksimumskrav på 70 segment kan likevel anbefalast, då dette gav eit betre resultat enn 50 segment for alle dei planlagde pasientane.

Det er ingen signifikant forskjell mellom IMRT-optimaliseringane med 2 MU og 2 cm², 2 MU og 4 cm² og 4 MU og 4 cm².

Samstundes integrert boost gjev moglegheit for betre sparing av risikoorgan og meir konform dose til målvolumet rundt boostvolumet. Høgdosevolumet i målvolumet rundt boostvolumet vart òg noko redusert utan at dette gjekk utover dekninga av boostvolumet.

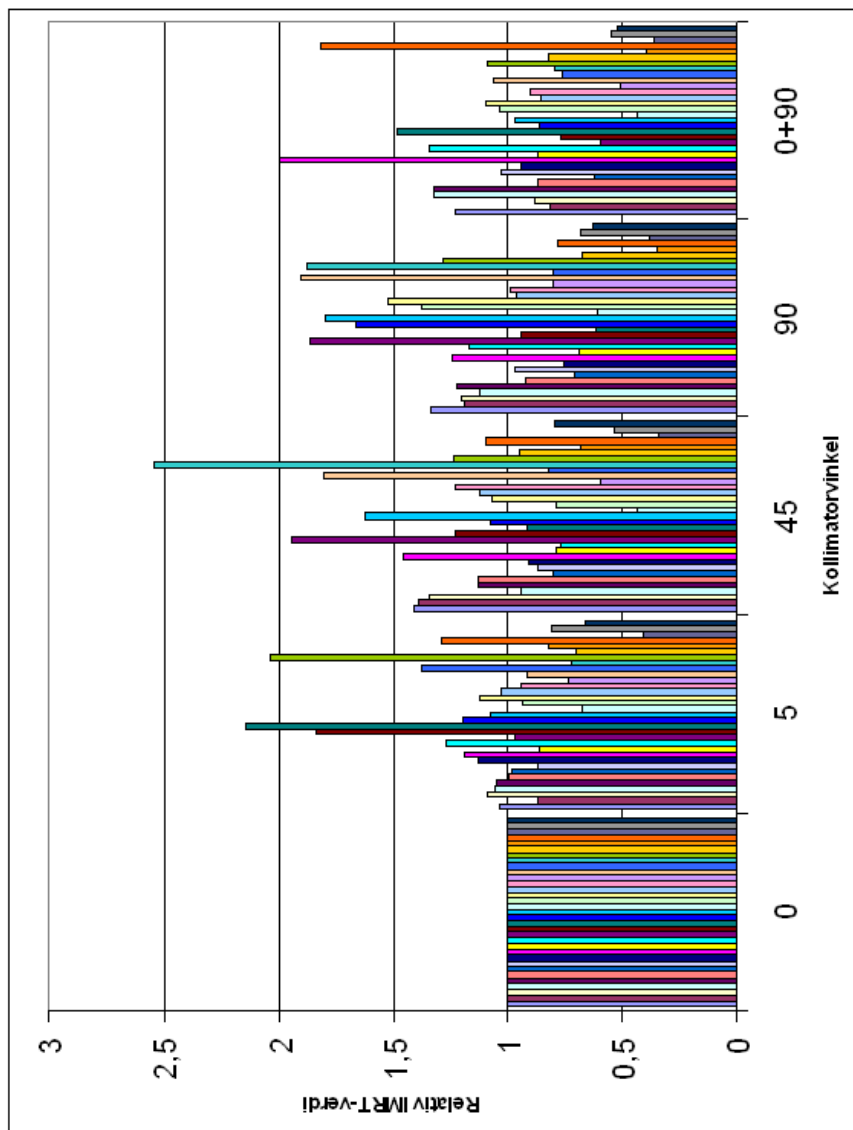
Referansar

- [1] Solveig Haukås. Test av doseplanalgoritme ved bruk av gafchromfilm. Prosjektrapport TFY4500, Norges teknisk-naturvitenskaplige universitet (NTNU), 2008.
- [2] Kreftregisteret. Cancer in Norway 2007. <http://www.kreftregisteret.no/no/Registrene/Kreftstatistikk/>. Lasta ned 05.06.2009.
- [3] Philip Mayles, Alan Nahum, and Jean-Claude Rosenwald. *Handbook of Radiotherapy Physics - theory and practice*. Taylor & Francis, 2007.
- [4] Faiz M Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 3 edition, 2003.
- [5] Elekta. Digital linear accelerator technical training guide, MLC physics 4513 370 2089 006, 2004.
- [6] Universität Heidelberg. <http://www.ma.uni-heidelberg.de/inst/radonk/engl/englimrt/mlc1.jpg>. Lasta ned 13.06.09.
- [7] Nils Andræ. Commissioning and validation of small subfields in step-and-shoot IMRT. Master's thesis, Universitet i Stockholm, 2008.
- [8] Anders Ahnesjö. A pencil beam model for photon dose calculation. *Medical physics*, 19:263–273, 1992.
- [9] Maria M. Aspradakis, Rachel H. Morrison, Neil D. Richmond, and Alasdair Steele. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Physics in medicine and biology*, 48:2873–93, 2003.
- [10] International Speciality Products. Gafchromic ®EBT, self-developing film for radiotherapy dosimetry, 2005.
- [11] DAHANCA. Retningslinier for strålebehandling af hoved-hals cancer (cavum oris pharynx larynx), 2004.
- [12] Nesirin Dogan, Stephanie King, Bahman Emami, Najeeb Mohideen, Nena Mirkovic, Leonid B. Leybovich, and Anil Sethi. Assessment of different IMRT boost delivery methods on target coverage and normal tissue sparing. *International journal of radiation oncology, biology, physics*, 57:1480–91, 2003.

- [13] Antonella Fogliata, Alessandra Bolsi, Luca Cozzi, and Jacques Bernier. Comparative dosimetric evaluation of the simultaneous integrated boost with photon intensity modulation in head and neck cancer patients. *Radiotherapy and Oncology*, 69:267–75, 2003.
- [14] Radhe Mohan, Qiuwen Wu, Matthew Manning, and Rupert Schmidt-Ullrich. Radiobiological considerations in the design of fractionation strategies for intensity-modulated radiation therapy of head and neck cancers. *International journal of radiation oncology, biology, physics*, 46:619–30, 2000.
- [15] Kean F. Ho, Jack F. Fowler, Andrew J. Sykes, Beng K. Yap, Lip W. Lee, and Nick J. Slevin. IMRT dose fractionation for head and neck cancer: Variation in current approaches will make standardisation difficult. *Acta Oncologica*, 48:431–439, 2009.
- [16] Olivia Amanda García-Garduño, Miguel Ángel Celis, José Manuel Lárraga-Gutiérrez, Sergio Moreno-Jiménez, Arnulfo Martínez-Dávalos, and Rodríguez-Villafuerte Mercedes. Radiation transmission, leakage and beam penumbra measurements of a micromultileaf collimator using gafchromic ebt film. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 9:2802, 2008.
- [17] Sigrun Saur and Jomar Frengen. Gafchromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Medical physics*, 35:3094–101, 2008.
- [18] Elisabeth Urstad Aasland. Klinisk og dosimetrisk evaluering av doseplanalgoritmene collapsed cone og pencil beam for bestråling av lungetumorer. Master's thesis, Norges teknisk-naturvitenskaplige universitet (NTNU), 2006.
- [19] E Wasbø, Y Kvinnsland, LB Husing, and J Frengen. Vera: A software tool for dose verification and evaluation. *Radiotherapy and Oncology*, 73:S183, 2005. poster 418.
- [20] International Speciality Products. A protocol for IMRT QA using gafchromic EBT film, 2005.
- [21] George E. P. Box, William G. Hunter, and J. Stuart Hunter. *Statistics for Experimenters; An Introduction to Design, Data Analysis, and Model Building*. John Wiley & Sons, 1978.
- [22] NIST/SEMATECH. *e-Handbook of Statistical Methods*. <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>, 2006. Lasta ned 20.05.09.

- [23] John M Orr, Paul R Sackett, and Dubois; Cathy L Z. Outlier detection and treatment in i/o psychology: A survey of researcher beliefs and an empirical illustration. *Personnel Psychology*, 44:473–86, 1991.

A Optimalisering med ulike kollimatorvinklar



Figur 25: Relative IMRT-verdiar til planar med kollimatorsystemet i 0, 5, 45, 90 og 0+90 grader. Planane med kollimatorsystemet i 0 grader er nytta som referanse, og dei andre IMRT-verdiane er gjort relative til desse.

A. Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Tabell 28: Oversikt over relativ IMRT-verdi og tal på iterasjonar for pasientplanar med ulike kravsett (tabell 5 - 7) og kollimatorvinklar. Maks iterasjonar er sett til 100.

Pasientplan	Kravsett	Kollimatorvinkel	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT1	1	0	1,000000	100
	1	5	1,035208	100
	1	45	1,408264	100
	1	90	1,334609	100
	1	0+90	1,235051	100
	2	0	1,000000	46
	2	5	1,272852	70
	2	45	0,770934	36
	2	90	1,168964	42
	2	0+90	1,337656	74
	2	0	1,000000	60
	3	5	0,735596	66
	3	45	0,598655	100
	3	90	0,807032	100
3	0+90	0,511152	100	
IMRT2	1	0	1,000000	100
	1	5	0,867393	100
	1	45	1,390886	100
	1	90	1,186796	100
	1	0+90	0,816299	100
	2	0	1,000000	91
	2	5	0,967151	76
	2	45	1,943826	76
	2	90	1,865634	82
	2	0+90	0,596463	87
	3	0	1,000000	100
	3	5	0,914676	94
	3	45	1,799460	89
	3	90	1,904625	100
3	0+90	1,064722	97	
IMRT3	1	0	1,000000	100
	1	5	1,086090	100
	1	45	1,337034	100
	1	90	1,205109	100
	1	0+90	0,886184	100
	2	0	1,000000	99

A. Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Pasientplan	Kravsett	Kollimatorvinkel	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT3	2	5	1,833918	100
	2	45	1,232335	83
	2	90	0,947301	90
	2	0+90	0,768940	82
	3	0	1,000000	100
	3	5	1,381748	100
	3	45	0,821134	91
	3	90	0,803021	87
	3	0+90	0,762920	87
IMRT4	1	0	1,000000	100
	1	5	1,059802	100
	1	45	0,941646	75
	1	90	1,121543	100
	1	0+90	1,320264	100
	2	0	1,000000	36
	2	5	1	31
	2	45	0,915032	31
	2	90	0,612342	25
	2	0+90	1,484897	26
	3	0	1,000000	43
	3	5	0,719000	53
	3	45	2,546143	46
	3	90	1,876785	38
	3	0+90	0,794229	31
IMRT6	1	0	1,000000	100
	1	5	1,045895	100
	1	45	1,133436	100
	1	90	1,219519	100
	1	0+90	1,320590	100
	2	0	1,000000	84
	2	5	1,193220	23
	2	45	1,077380	45
	2	90	1,665136	85
	2	0+90	0,861795	71
	3	0	1,000000	84
	3	5	0,333333333	44
	3	45	1,237467	90
	3	90	1,285298	100
	3	0+90	1,091928	100

A. Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Pasientplan	Kravsett	Kollimatorvinkel	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT7	1	0	1,000000	100
	1	5	0,994254	100
	1	45	1,129522	100
	1	90	0,923082	100
	1	0+90	0,874012	100
	2	0	1,000000	82
	2	5	1,074245	83
	2	45	1,622033	100
	2	90	1,796229	43
	2	0+90	0,967954	100
	3	0	1,000000	69
	3	5	0,704419	81
	3	45	0,948703	50
	3	90	0,676621	84
3	0+90	0,819421	59	
IMRT8	1	0	1,000000	100
	1	5	0,983928	100
	1	45	0,804693	100
	1	90	0,711494	100
	1	0+90	0,624708	100
	2	0	1,000000	83
	2	5	0,676755	41
	2	45	0,433364	89
	2	90	0,609447	49
	2	0+90	0,441482	59
	3	0	1,000000	100
	3	5	0,822866	63
	3	45	0,680852	45
	3	90	0,348684	53
3	0+90	0,391432	46	
IMRT9	1	0	1,000000	100
	1	5	0,869398	100
	1	45	0,871862	100
	1	90	0,968394	97
	1	0+90	1,027988	100
	2	0	1,000000	53
	2	5	0,935549	65
	2	45	0,789188	53
	2	90	1,377916	71

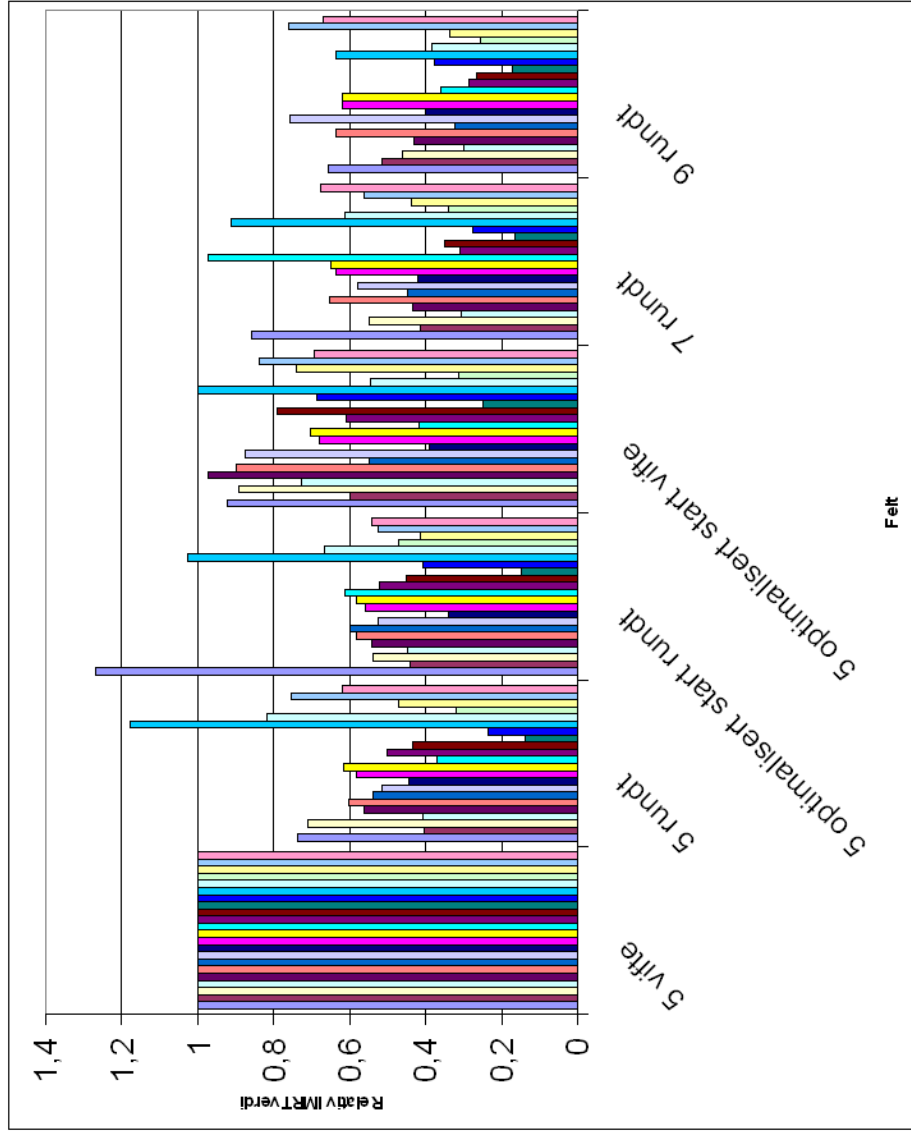
A. Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Pasientplan	Kravsett	Kollimatorvinkel	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT9	2	0+90	1,033414	52
	3	0	1,000000	64
	3	5	1,289765	65
	3	45	1,095316	71
	3	90	0,780892	63
	3	0+90	1,819168	83
IMRT10	1	0	1,000000	100
	1	5	1,131040	65
	1	45	0,904717	100
	1	90	0,752920	100
	1	0+90	0,948351	100
	2	0	1,000000	48
	2	5	1,122657	50
	2	45	1,069036	33
	2	90	1,526805	56
	2	0+90	1,096728	59
	3	0	1,000000	62
	3	5	0,410167	40
	3	45	0,345073	46
	3	90	0,384737	100
	3	0+90	0,365917	100
IMRT11	1	0	1,000000	93
	1	5	1,187123	100
	1	45	1,459715	67
	1	90	1,246619	100
	1	0+90	1,998917	100
	2	0	1,000000	48
	2	5	1,029732	38
	2	45	1,117564	39
	2	90	0,960680	38
	2	0+90	0,855219	46
	3	0	1,000000	75
	3	5	0,812363	100
	3	45	0,532573	100
	3	90	0,680272	55
	3	0+90	0,550134	46
IMRT12	1	0	1,000000	100
	1	5	0,861042	100
	1	45	0,078867	100

A. Optimalisering med ulike kollimatorvinklar

Pasientplan	Kravsett	Kollimatorvinkel	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT12	1	90	0,694341	100
	1	0+90	0,864328	100
	2	0	1,000000	70
	2	5	0,946180	78
	2	45	1,234437	81
	2	90	0,989884	59
	2	0+90	0,901690	82
	3	0	1,000000	93
	3	5	0,662997	85
	3	45	0,801018	100
	3	90	0,628212	68
	3	0+90	0,521791	64

B Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar



Figur 26: Relative IMRT-verdier for planar med ulikt tal felt og gantryvinklar. IMRT-verdiane er gjort relative til "5 felt i vifte framføre pasienten".

B. Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

Tabell 29: Oversikt over tal på iterasjonar og relativ IMRT-verdi for pasientplanar med ulike krav, tal på felt og feltretningar. Maks iterasjonar er sett til 100.

Pasientplan	Kravsett	Felt	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT1	1	5 vifte	1,000000	100
	1	5 rundt	0,735571	100
	1	5 gantry opt, start rundt	1,270003	100
	1	5 gantry opt, start vifte	0,923032	99
	1	7 rundt	0,856780	100
	1	9 rundt	0,658060	100
	2	5 vifte	1,000000	70
	2	5 rundt	0,370424	70
	2	5 gantry opt, start rundt	0,612456	59
	2	5 gantry opt, start vifte	0,418825	39
	2	7 rundt	0,973379	87
	2	9 rundt	0,360037	75
	IMRT2	1	5 vifte	1,000000
1		5 rundt	0,403675	100
1		5 gantry opt, start rundt	0,441175	100
1		5 gantry opt, start vifte	0,601645	100
1		7 rundt	0,416810	100
1		9 rundt	0,515480	100
2		5 vifte	1,000000	76
2		5 rundt	0,501670	80
2		5 gantry opt, start rundt	0,521583	89
2		5 gantry opt, start vifte	0,608600	85
2		7 rundt	0,310331	86
2		9 rundt	0,286720	86
IMRT3		1	5 vifte	1,000000
	1	5 rundt	0,708611	100
	1	5 gantry opt, start rundt	0,538521	100
	1	5 gantry opt, start vifte	0,890838	100
	1	7 rundt	0,549926	100
	1	9 rundt	0,462311	100
	2	5 vifte	1,000000	100
	2	5 rundt	0,432083	77
	2	5 gantry opt, start rundt	0,448417	80
	2	5 gantry opt, start vifte	0,792418	79
	2	7 rundt	0,350233	88
	2	9 rundt	0,265965	84

B. Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

Pasientplan	Kravsett	Felt	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar	
IMRT4	1	5 vifte	1,000000	100	
	1	5 rundt	0,407321	100	
	1	5 gantry opt, start rundt	0,447145	100	
	1	5 gantry opt, start vifte	0,724557	97	
	1	7 rundt	0,307336	100	
	1	9 rundt	0,299760	100	
	2	5 vifte	1,000000	31	
	2	5 rundt	0,138259	54	
	2	5 gantry opt, start rundt	0,146988	43	
	2	5 gantry opt, start vifte	0,247887	47	
	2	7 rundt	0,165452	34	
	2	9 rundt	0,169723	67	
	IMRT6	1	5 vifte	1,000000	100
		1	5 rundt	0,560501	88
1		5 gantry opt, start rundt	0,542004	100	
1		5 gantry opt, start vifte	0,974147	100	
1		7 rundt	0,436066	100	
1		9 rundt	0,428840	100	
2		5 vifte	1,000000	23	
2		5 rundt	0,235278	42	
2		5 gantry opt, start rundt	0,406341	21	
2		5 gantry opt, start vifte	0,685748	27	
2		7 rundt	0,275880	63	
2		9 rundt	0,377213	78	
IMRT7		1	5 vifte	1,000000	100
		1	5 rundt	0,603661	100
	1	5 gantry opt, start rundt	0,580405	100	
	1	5 gantry opt, start vifte	0,898849	100	
	1	7 rundt	0,651440	100	
	1	9 rundt	0,635502	100	
	2	5 vifte	1,000000	83	
	2	5 rundt	1,178367	61	
	2	5 gantry opt, start rundt	1,027319	75	
	2	5 gantry opt, start vifte	0,997481	84	
	2	7 rundt	0,909790	90	
	2	9 rundt	0,636672	100	

B. Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

Pasientplan	Kravsett	Felt	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT8	1	5 vifte	1,000000	100
	1	5 rundt	0,537427	100
	1	5 gantry opt, start rundt	0,598888	100
	1	5 gantry opt, start vifte	0,549570	100
	1	7 rundt	0,447725	100
	1	9 rundt	0,322698	100
	2	5 vifte	1,000000	37
	2	5 rundt	0,817792	53
	2	5 gantry opt, start rundt	0,667111	46
	2	5 gantry opt, start vifte	0,542307	52
	2	7 rundt	0,612189	46
	2	9 rundt	0,384543	34
	IMRT9	1	5 vifte	1,000000
1		5 rundt	0,515462	100
1		5 gantry opt, start rundt	0,522288	100
1		5 gantry opt, start vifte	0,872162	100
1		7 rundt	0,576851	100
1		9 rundt	0,756108	100
2		5 vifte	1,000000	65
2		5 rundt	0,317366	51
2		5 gantry opt, start rundt	0,470020	34
2		5 gantry opt, start vifte	0,312511	68
2		7 rundt	0,340155	74
2		9 rundt	0,257282	75
IMRT10		1	5 vifte	1,000000
	1	5 rundt	0,442771	100
	1	5 gantry opt, start rundt	0,338917	100
	1	5 gantry opt, start vifte	0,389352	100
	1	7 rundt	0,422268	100
	1	9 rundt	0,400815	100
	2	5 vifte	1,000000	50
	2	5 rundt	0,468728	70
	2	5 gantry opt, start rundt	0,413405	39
	2	5 gantry opt, start vifte	0,739778	37
	2	7 rundt	0,437338	78
	2	9 rundt	0,336717	13

B. Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

Pasientplan	Kravsett	Felt	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar	
IMRT11	1	5 vifte	1,000000	100	
	1	5 rundt	0,583390	100	
	1	5 gantry opt, start rundt	0,559140	100	
	1	5 gantry opt, start vifte	0,680895	100	
	1	7 rundt	0,636526	100	
	1	9 rundt	0,619962	100	
	2	5 vifte	1,000000	38	
	2	5 rundt	0,754038	73	
	2	5 gantry opt, start rundt	0,527672	44	
	2	5 gantry opt, start vifte	0,838158	34	
	2	7 rundt	0,564466	90	
	2	9 rundt	0,760442	85	
	IMRT12	1	5 vifte	1,000000	100
		1	5 rundt	0,616009	100
1		5 gantry opt, start rundt	0,584165	100	
1		5 gantry opt, start vifte	0,702834	100	
1		7 rundt	0,648778	100	
1		9 rundt	0,619621	100	
2		5 vifte	1,000000	78	
2		5 rundt	0,619388	77	
2		5 gantry opt, start rundt	0,540401	63	
2		5 gantry opt, start vifte	0,693142	87	
2		7 rundt	0,676739	83	
2		9 rundt	0,668144	85	

B. Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

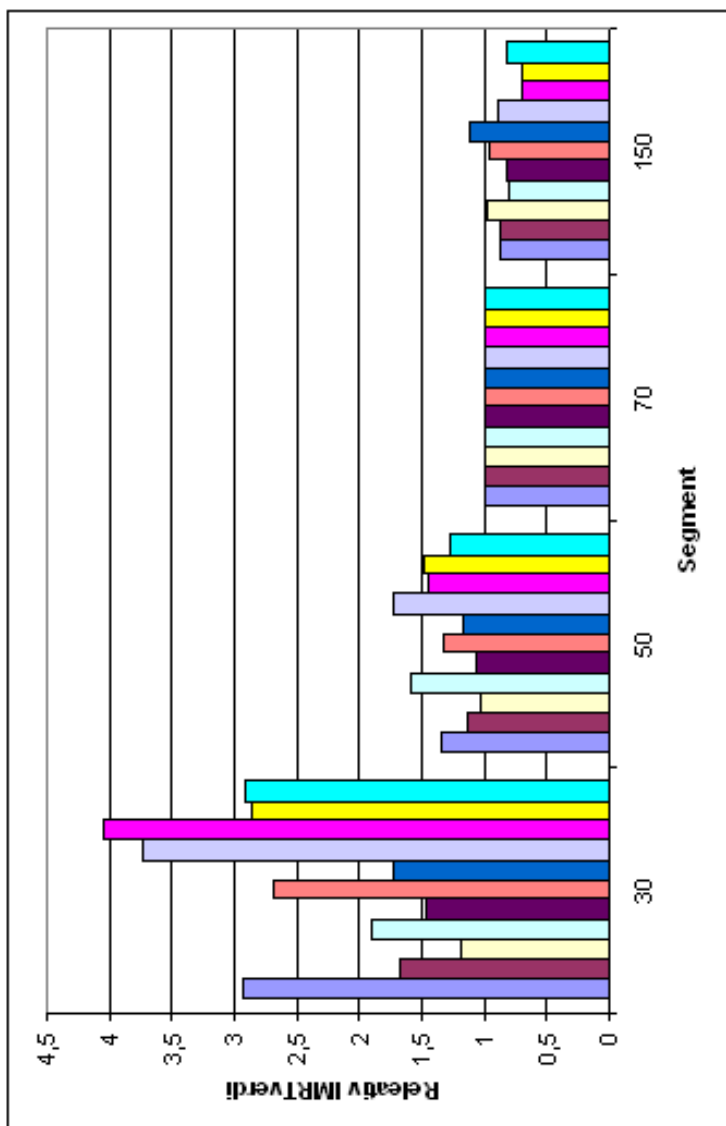
Tabell 30: Startvinklar og sluttvinklar for gantryoptimaliseringa i “plan-optimizer”-modulen i MasterPlan. Talet på iterasjonar for optimaliseringa av vinklane er òg oppgjeven, denne var satt til maks 100.

Pasient	Kravsett	Startvinklar						Sluttvinklar					iterasjonar
IMRT1	1	0	72	144	216	288	0	60	146	218	305	100	
	1	0	50	100	260	310	0	39	131	249	323	100	
	2	0	72	144	216	288	356	57	140	222	310	62	
	2	0	50	100	260	310	357	28	137	246	322	72	
IMRT2	1	0	72	144	216	288	5	48	141	208	311	100	
	1	0	50	100	260	310	12	34	142	272	296	100	
	2	0	72	144	216	288	5	52	136	217	353	99	
	2	0	50	100	260	310	35	358	148	276	298	90	
IMRT3	1	0	72	144	216	288	1	95	135	216	303	100	
	1	0	50	100	260	310	358	63	85	289	306	100	
	2	0	72	144	216	288	0	95	129	218	303	100	
	2	0	50	100	260	310	2	64	91	279	299	82	
IMRT4	1	0	72	144	216	288	6	71	143	219	287	100	
	1	0	50	100	260	310	4	34	94	272	315	100	
	2	0	72	144	216	288	359	76	141	227	283	79	
	2	0	50	100	260	310	0	269	317	39	97	69	
IMRT6	1	0	72	144	216	288	0	74	145	213	291	100	
	1	0	50	100	260	310	1	55	85	273	307	100	
	2	0	72	144	216	288	1	71	144	212	289	100	
	2	0	50	100	260	310	2	56	83	273	308	100	
IMRT7	1	0	72	144	216	288	0	83	130	223	297	100	
	1	0	50	100	260	310	2	56	114	258	308	100	
	2	0	72	144	216	288	353	89	127	229	300	100	
	2	0	50	100	260	310	244	56	120	248	302	87	
IMRT8	1	0	72	144	216	288	354	63	149	203	314	100	
	1	0	50	100	260	310	5	44	124	266	329	100	
	2	0	72	144	216	288	6	68	139	199	346	85	
	2	0	50	100	260	310	358	44	128	266	326	84	
IMRT9	1	0	72	144	216	288	1	51	139	212	293	100	
	1	0	50	100	260	310	2	39	123	266	321	100	
	2	0	72	144	216	288	359	52	137	214	295	87	
	2	0	50	100	260	310	4	40	116	265	218	88	

B. Optimalisering med varierende tal på felt og gantryvinklar

Pasient	Kravsett	Startvinklar					Sluttvinklar					iterasjonar
IMRT10	1	0	72	144	216	288	2	71	139	220	296	100
	1	0	50	100	260	310	2	47	115	250	310	100
	2	0	72	144	216	288	3	70	137	225	295	85
	2	0	50	100	260	310	5	47	113	245	311	84
IMRT11	1	0	72	144	216	288	0	64	145	220	305	100
	1	0	50	100	260	310	0	39	127	249	320	100
	2	0	72	144	216	288	0	62	142	221	301	86
	2	0	50	100	260	310	358	36	133	247	321	100
IMRT12	1	0	72	144	216	288	3	55	145	204	310	100
	1	0	50	100	260	310	3	33	121	240	352	100
	2	0	72	144	216	288	9	55	144	156	355	88
	2	0	50	100	260	310	8	351	125	235	120	89

C Optimalisering med ulikt tal på segment



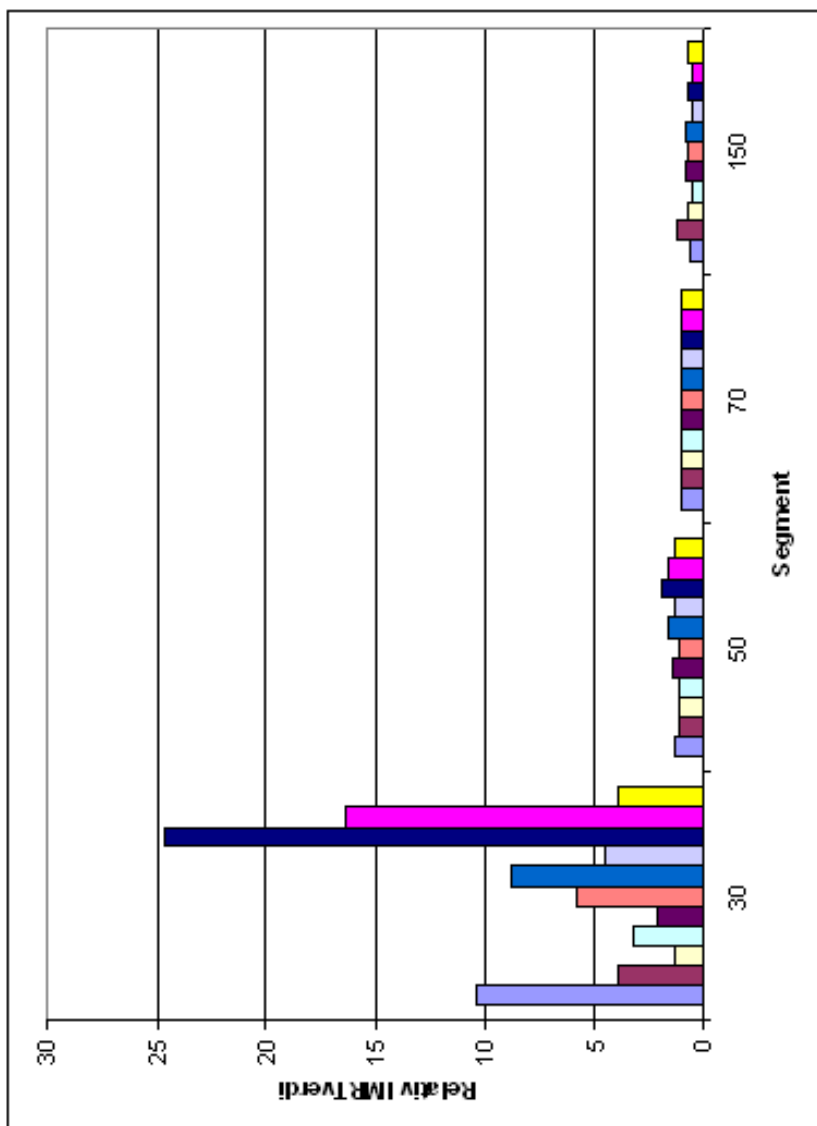
Figur 27: Relative IMRT-verdier for planar med ulikt tal segment for 5 felt med jamne gantryvinklar rundt pasienten. IMRT-verdiane er gjort relative til planane med 70 segment.

Tabell 31: Oversikt over tal på tillete og brukte segment, tal på iterasjonar i optimaliseringsprosessen og relativ IMRT-verdi for pasientplanar med 5 felt jamt fordelt rundt pasienten. Maks iterasjonar er sett til 100.

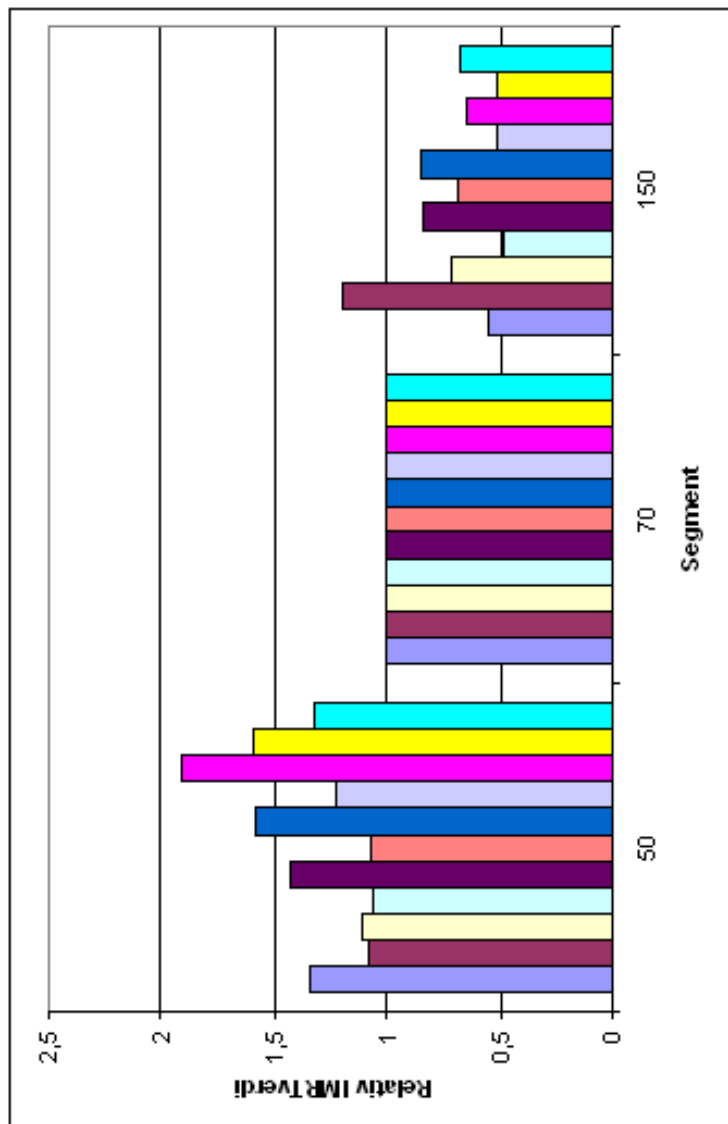
Pasientplan	Segm. tillate	Segm. brukt	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT1	30	30	2,928892	80
	50	48	1,335633	100
	70	66	1,000000	100
	150	94	0,867505	100
IMRT2	30	29	1,682612	100
	50	50	1,130356	100
	70	62	1,000000	100
	150	82	0,863000	100
IMRT3	30	30	1,198425	100
	50	50	1,028424	100
	70	62	1,000000	100
	150	75	0,963708	100
IMRT4	30	30	1,892169	100
	50	49	1,587603	100
	70	66	1,000000	100
	150	86	0,809592	100
IMRT6	30	29	1,466871	100
	50	48	1,073551	100
	70	59	1,000000	88
	150	71	0,827882	100
IMRT7	30	30	2,688946	100
	50	46	1,323325	100
	70	68	1,000000	100
	150	95	0,951787	100
IMRT8	30	30	1,717808	100
	50	48	1,159776	100
	70	62	1,000000	100
	150	81	1,119957	78
IMRT9	30	30	3,729511	100
	50	47	1,738554	77
	70	65	1,000000	100
	150	100	0,890494	100

C. Optimalisering med ulikt tal på segment

Pasientplan	Segm. tillate	Segm. brukt	Relativ IMRT-verdi	Iterasjonar
IMRT10	30	27	4,039347	100
	50	47	1,461523	100
	70	66	1,000000	100
	150	94	0,684784	100
IMRT11	30	28	2,845918	64
	50	50	1,488502	62
	70	67	1,000000	100
	150	100	0,703683	100
IMRT12	30	29	2,904813	100
	50	50	1,274308	100
	70	64	1,000000	100
	150	110	0,822757	100



Figur 28: Relative IMRT-verdier for planar med ulikt segmenttal for 9 felt med jamne gantryvinklar rundt pasienten. IMRT-verdiane er gjort relative til planane med 70 segment.



Figur 29: Relative IMRT-verdier for planar med ulikt tal på segment for 9 felt med jamne gantryvinklar rundt pasienten. IMRT-verdiane er gjort relative til planane med 70 segment. Verdiane for 30 segment er teke bort slik at forskjellane mellom 50, 70 og 150 vert tydelegare.

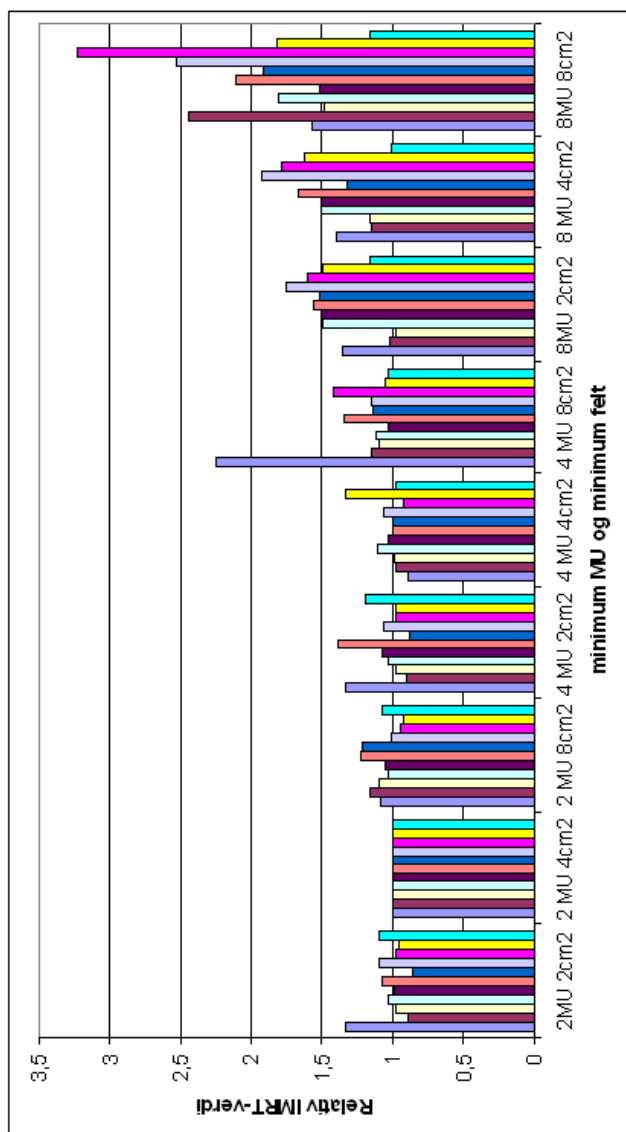
Tabell 32: Oversikt over tal på tillete og brukte tal på segment, tal på iterasjonar i optimaliseringsprosessen og relativ IMRT-verdi for pasientplanar med 9 felt jamt fordelt rundt pasienten. Maks iterasjonar er sett til 100.

Pasientplan	Segm. tillate	Segm. brukt	Relativ IMRTverdi	Iterasjonar
IMRT1	30	27	10,324609	100
	50	48	1,347208	100
	70	66	1,000000	100
	150	106	0,555249	100
IMRT2	30	30	3,844545	100
	50	49	1,079995	100
	70	67	1,000000	100
	150	122	1,198559	65
IMRT3	30	30	1,224788	100
	50	49	1,111184	100
	70	63	1,000000	100
	150	125	0,716123	100
IMRT4	30	26	3,205947	100
	50	47	1,068462	100
	70	66	1,000000	100
	150	98	0,478479	100
IMRT6	30	28	2,137268	100
	50	44	1,434007	100
	70	63	1,000000	100
	150	110	0,837648	100
IMRT7	30	29	5,779377	86
	50	49	1,071173	100
	70	62	1,000000	100
	150	117	0,682242	100
IMRT8	30	30	8,730513	54
	50	48	1,587675	90
	70	67	1,000000	100
	150	105	0,848038	100
IMRT9	30	29	4,425558	100
	50	49	1,218784	100
	70	68	1,000000	100
	150	111	0,509104	100

C. Optimalisering med ulikt tal på segment

Pasientplan	Segm. tillate	Segm. brukt	relativ IMRTverdi	iterasjonar
IMRT10	30	28	24,620511	100
	50	48	1,917551	100
	70	68	1,000000	100
	150	117	0,650513	100
IMRT11	30	24	16,413129	100
	50	48	1,596073	83
	70	65	1,000000	100
	150	115	0,511600	100
IMRT12	30	28	3,881494	100
	50	42	1,327365	100
	70	69	1,000000	100
	150	126	0,672584	100

D Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik



Figur 30: Relative IMRT-verdier for planar med ulikt tal på felt og gantryvinkel. IMRT-eriane er gjort relative til "5 felt i vifte framføre pasienten".

D. Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

Tabell 33: Oversikt over relativ IMRT-verdi og tal på iterasjonar for pasientplanar med ulike minimumskrav til tal på MU og feltstorleik. Maks iterasjonar er sett til 100.

Tal på MU og feltstorleik	Pasientplan	IMRT-verdi	Iterasjonar
2 MU 2 cm ²	IMRT1	1,324279	100
	IMRT2	0,890018	100
	IMRT3	0,974956	100
	IMRT4	1,036997	100
	IMRT6	0,987047	100
	IMRT7	1,075474	100
	IMRT8	0,862014	100
	IMRT9	1,098512	100
	IMRT10	0,981503	100
	IMRT11	0,951070	100
	IMRT12	1,986167	100
	2 MU 4 cm ²	IMRT1	1,000000
IMRT2		1,000000	100
IMRT3		1,000000	100
IMRT4		1,000000	100
IMRT6		1,000000	88
IMRT7		1,000000	100
IMRT8		1,000000	100
IMRT9		1,000000	100
IMRT10		1,000000	100
IMRT11		1,000000	100
IMRT12		1,000000	100
2 MU 8 cm ²		IMRT1	1,081801
	IMRT2	1,165276	100
	IMRT3	1,091038	100
	IMRT4	1,040191	100
	IMRT6	1,052130	100
	IMRT7	1,227155	100
	IMRT8	1,207627	100
	IMRT9	1,012092	100
	IMRT10	0,944986	100
	IMRT11	0,920905	100
	IMRT12	1,069315	100
	4 MU 2 cm ²	IMRT1	1,329719
IMRT2		0,897860	100

D. Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

Tal på MU og feltstorleik	Pasientplan	IMRT-verdi	Iterasjonar	
4 MU 2 cm ²	IMRT3	0,973101	100	
	IMRT4	1,023770	100	
	IMRT6	1,074725	81	
	IMRT7	1,389066	64	
	IMRT8	0,883671	100	
	IMRT9	1,066941	100	
	IMRT10	0,981681	100	
	IMRT11	0,968684	100	
	IMRT12	1,186676	100	
	4 MU 4 cm ²	IMRT1	0,888013	100
		IMRT2	0,969847	100
		IMRT3	0,988026	100
IMRT4		1,105789	100	
IMRT6		1,035727	100	
IMRT7		1,001088	100	
IMRT8		0,995828	100	
IMRT9		1,062655	100	
IMRT10		0,926037	100	
IMRT11		1,336903	100	
IMRT12		0,982290	100	
4 MU 8 cm ²		IMRT1	2,245638	58
	IMRT2	1,151459	100	
	IMRT3	1,096917	100	
	IMRT4	1,122398	100	
	IMRT6	1,031314	100	
	IMRT7	1,343315	100	
	IMRT8	1,138889	100	
	IMRT9	1,422088	100	
	IMRT10	1,422088	100	
	IMRT11	1,051756	100	
	IMRT12	1,040236	100	
	8 MU 2 cm ²	IMRT1	1,354285	100
IMRT2		1,017361	97	
IMRT3		0,978487	100	
IMRT4		1,491620	100	
IMRT6		1,496102	100	
IMRT7		1,550345	100	
IMRT8		1,515388	68	

D. Optimalisering med ulikt tal på MU og feltstorleik

Tal på MU og feltstorleik	Pasientplan	IMRT-verdi	Iterasjonar
8 MU 2 cm ²	IMRT9	1,758079	100
	IMRT10	1,602740	100
	IMRT11	1,493193	92
	IMRT12	1,163997	100
8 MU 4 cm ²	IMRT1	1,401700	100
	IMRT2	1,154416	100
	IMRT3	1,166967	100
	IMRT4	1,499936	100
	IMRT6	1,506626	85
	IMRT7	1,659494	100
	IMRT8	1,317129	100
	IMRT9	1,928128	100
	IMRT10	1,779239	100
	IMRT11	1,620104	100
	IMRT12	1,005333	100
	8 MU 8 cm ²	IMRT1	1,571350
IMRT2		2,434412	100
IMRT3		1,483179	100
IMRT4		1,813124	100
IMRT6		1,517940	100
IMRT7		2,110654	100
IMRT8		1,920789	78
IMRT9		2,528811	100
IMRT10		3,226849	100
IMRT11		1,814345	74
IMRT12		1,161525	100

E Optimalisering av planar med inkludert boost

Tabell 34: Oversikt over karakteristiske volum og doser for replanlagte pasientplanar med samstundes integrert boost (SIB) og planar med boost gjeve i tillegg (TB). Krava til optimaliseringa er gjevne i tabell 10.

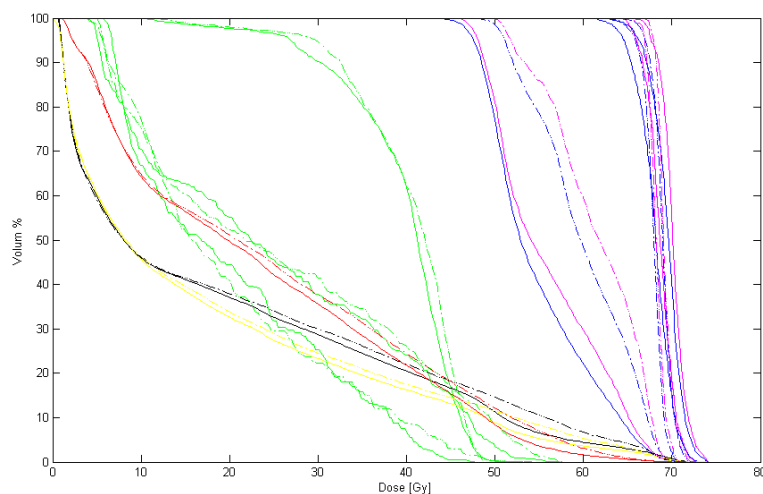
Volum	Dose	IMRT1		IMRT2		IMRT4	
		SIB	TB	SIB	TB	SIB	TB
normalvev	middeldose [Gy]	23,39	24,16	23,38	23,48	21,31	22,38
PTV-e	D98 [Gy]	46,34	50,64	47,02	48,23	48,01	49,94
	middeldose [Gy]	55,38	57,19	54,57	55,88	56,27	57,26
	volum over 60 Gy [%]	26,34	28,79	19,30	22,99	30,46	35,99
parotis v	middeldose [Gy]	24,27	24,03	35,54	33,23	27,04	26,79
parotis h	middeldose [Gy]	17,65	18,62	27,48	24,95	28,73	29,79
spinalkanal	maksdose [Gy]	49,16	48,15	48,79	46,21	46,80	47,91
boost	D98 [Gy]	64,67	64,82	65,58	65,85	65,07	65,08
	td.avvik [Gy]	1,88	1,50	0,93	0,88	1,79	1,53
external	2 % -dosen [Gy]	67,36	67,38	65,40	65,48	64,49	65,33
	maksdose [Gy]	74,14	72,19	73,82	71,11	74,22	72,67
	2 cm ³ -dosen [Gy]	72,85	71,32	71,15	69,86	72,15	71,40
Volum	Dose	IMRT7		IMRT8		IMRT9	
		SIB	TB	SIB	TB	SIB	TB
normalvev	middeldose [Gy]	24,26	25,40	38,95	38,31	21,47	21,92
PTV-e	D98 [Gy]	47,09	50,13	45,51	50,19	47,53	49,45
	middeldose [Gy]	53,69	56,58	55,58	57,73	54,65	55,31
	volum over 60 Gy [%]	16,05	23,10	24,58	30,46	15,77	18,96
parotis v	middeldose [Gy]	35,34	33,92	28,88	31,57	36,73	36,35
parotis h	middeldose [Gy]	41,10	39,76	29,39	30,12	30,53	28,48
spinalkanal	maksdose [Gy]	48,71	45,92	52,90	50,19	48,05	48,10
boost	D98 [Gy]	64,77	65,17	65,81	64,19	65,88	65,40
	std.avvik [Gy]	2,03	2,36	2,76	3,17	0,93	0,97
external	2 % -dosen [Gy]	63,20	64,74	71,26	70,57	62,31	62,65
	maksdose [Gy]	74,64	76,30	80,85	82,77	73,67	72,65
	2 cm ³ -dosen [Gy]	73,12	74,88	78,09	79,68	72,03	71,02
Volum	Dose	IMRT10		IMRT11		IMRT12	
		SIB	TB	SIB	TB	SIB	TB
normalvev	middeldose [Gy]	12,78	12,88	23,35	23,81	28,75	29,29

E. Optimalisering av planar med inkludert boost

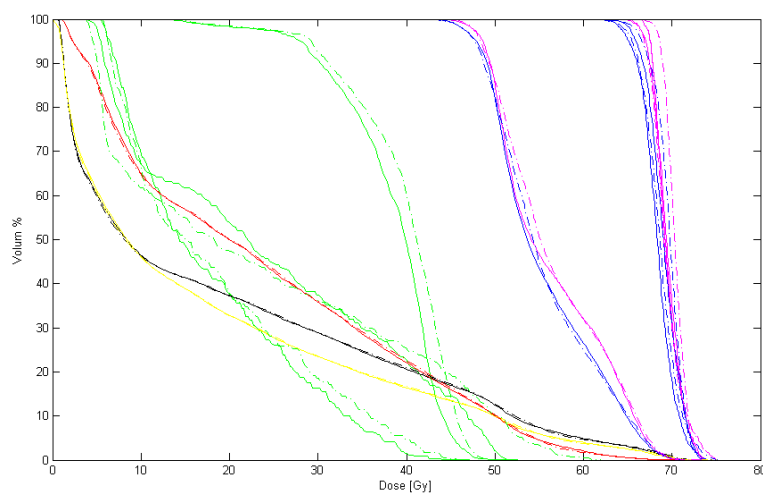
		IMRT10		IMRT11		IMRT12	
PTV-e	D98 [Gy]	47,50	49,59	46,22	49,46	46,93	51,77
	middeldose [Gy]	54,03	55,17	55,81	57,56	56,45	58,93
	volum over 60 Gy [%]	17,28	21,14	27,01	32,21	27,85	36,74
Volum	Dose	SIB	TB	SIB	TB	SIB	TB
parotis v	middeldose [Gy]	23,68	24,06	25,66	24,19	28,29	33,46
parotis h	middeldose [Gy]	28,65	29,65	17,26	18,86	27,76	29,65
spinalkanal	maksdose [Gy]	46,60	46,94	48,93	47,32	48,93	48,24
boost	D98 [Gy]	65,20	65,81	65,75	65,39	64,12	64,59
	std.avvik [Gy]	0,94	0,85	1,84	1,85	2,23	2,05
external	2 % -dosen [Gy]	56,49	58,16	68,71	67,54	65,40	66,34
	maksdose [Gy]	70,13	70,39	76,62	74,65	81,38	77,27
	2 cm ³ -dosen [Gy]	69,03	69,30	73,89	73,11	77,71	75,17

Tabell 35: Oversikt over karakteristiske volum og doser for replanlagte pasientplanar med samstundes integrert boost (SIB), med opprinnelege krav til parotis (SIB50) og krav til parotis satt ut i frå dosen til parotis i den opprinnelege planen opp til 50 Gy (SIB).

Volum	Dose	IMRT1		IMRT2		IMRT4	
		SIB	SIB50	SIB	SIB50	SIB	SIB50
PTV-e	D98 [Gy]	46,34	46,24	47,02	45,42	48,01	48,44
parotis v	middeldose [Gy]	24,27	23,55	35,54	27,60	27,04	24,87
parotis h	middeldose [Gy]	17,65	18,10	27,48	20,59	28,73	26,02
boost	D98 [Gy]	64,67	65,05	65,58	65,74	65,07	64,72
	std.avvik [Gy]	1,88	1,83	0,93	1,40	1,79	1,76
external	2 % - dosen [Gy]	67,36	67,94	65,40	65,61	64,49	64,29
	2 cm ³ -dosen [Gy]	72,85	73,49	71,15	71,62	72,15	71,60
	maks dose [Gy]	74,14	75,18	73,82	72,91	74,22	73,33
Volum	Dose	IMRT7		IMRT8		IMRT9	
		SIB	SIB50	SIB	SIB50	SIB	SIB50
PTV-e	D98 [Gy]	47,09	46,55	45,51	43,64	47,53	46,65
parotis v	middeldose [Gy]	35,34	30,27	28,88	25,52	36,73	31,36
parotis h	middeldose [Gy]	41,10	34,86	29,39	26,63	30,53	26,44
boost	D98 [Gy]	64,77	64,63	65,81	64,24	65,88	65,05
	std.avvik [Gy]	2,03	2,09	2,76	2,95	0,93	0,97
external	2 % - dosen [Gy]	63,20	63,52	71,26	69,41	62,31	61,74
	2 cm ³ -dosen [Gy]	73,12	73,45	78,09	78,30	72,03	72,11
	maks dose [Gy]	74,64	74,85	80,85	80,64	73,67	73,76
Volum	Dose	IMRT10		IMRT11		IMRT12	
		SIB	SIB50	SIB	SIB50	SIB	SIB50
PTV-e	D98 [Gy]	47,50	47,26	46,22	47,53	46,93	45,53
parotis v	middeldose [Gy]	23,68	17,71	25,66	24,71	28,29	24,41
parotis h	middeldose [Gy]	28,65	22,10	17,26	19,25	27,76	25,47
boost	D98 [Gy]	65,20	65,33	65,75	65,68	64,12	65,18
	std.avvik [Gy]	0,94	1,10	1,84	1,95	2,23	2,35
external	2 % - dosen [Gy]	56,49	56,60	68,71	68,80	65,40	66,36
	2 cm ³ -dosen [Gy]	69,03	69,83	73,89	74,09	77,71	77,43
	maks dose [Gy]	70,13	71,16	76,62	75,02	81,38	81,92

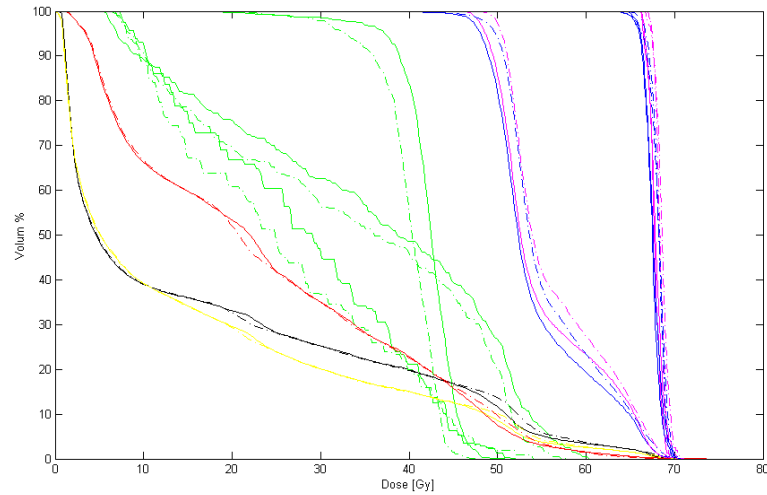


(a)

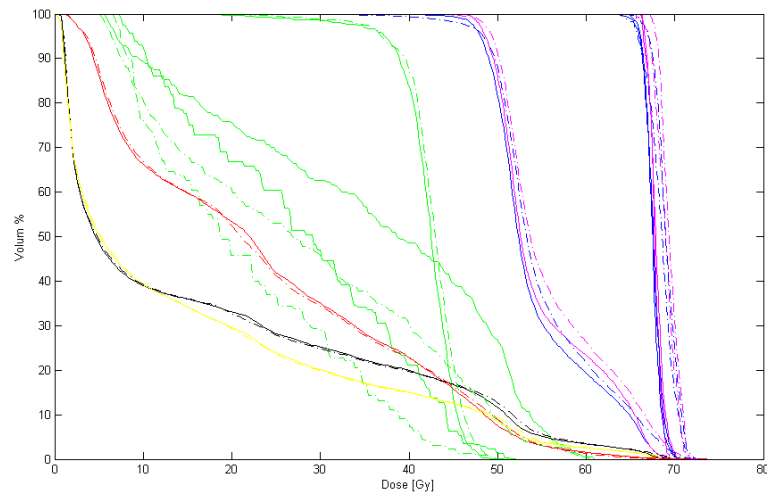


(b)

Figur 31: Dosevolumhistogram for pasient IMRT1. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grøne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolümet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekte). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

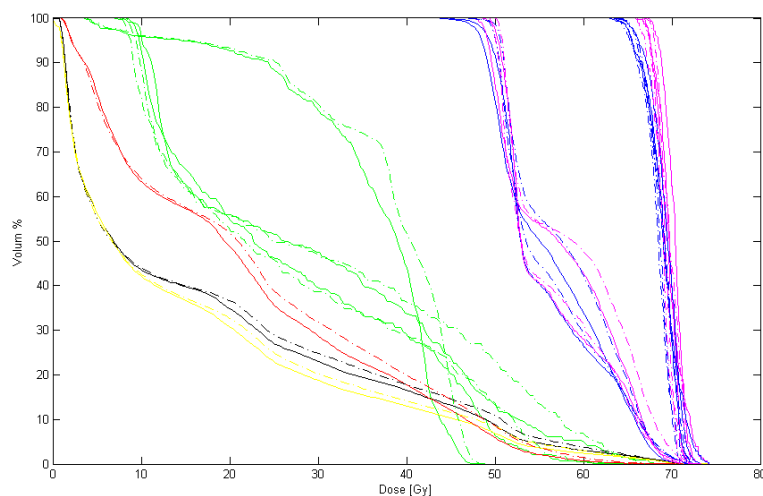


(a)

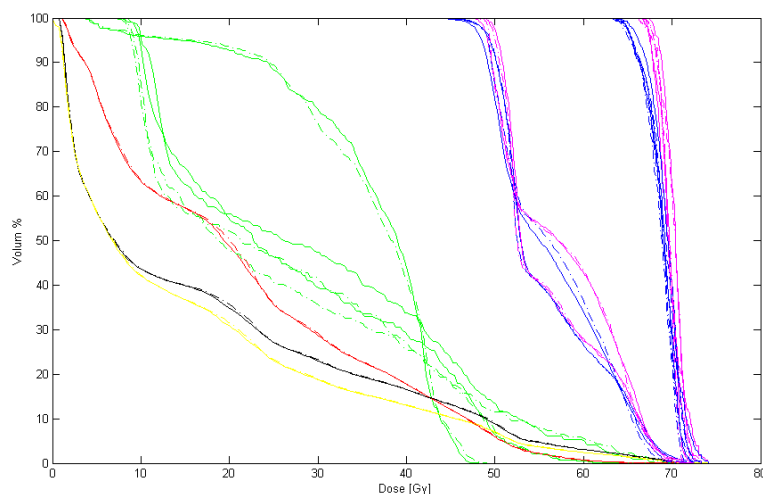


(b)

Figur 32: Dosevolumhistogram for pasient IMRT2. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grønne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolumet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

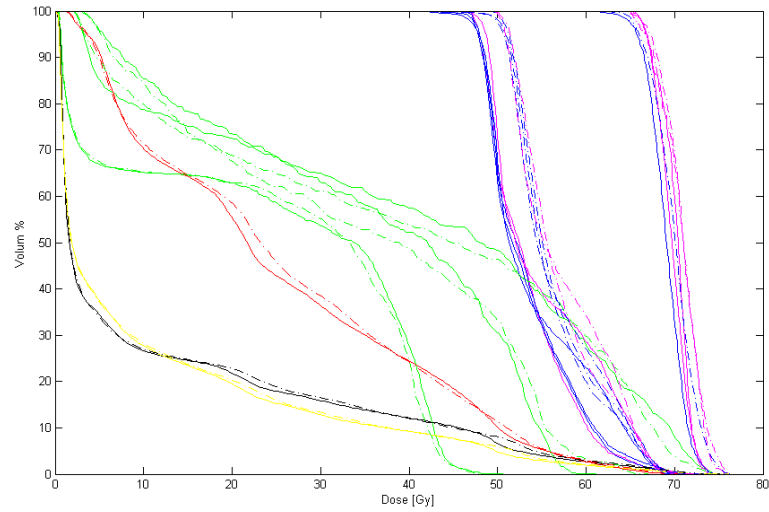


(a)

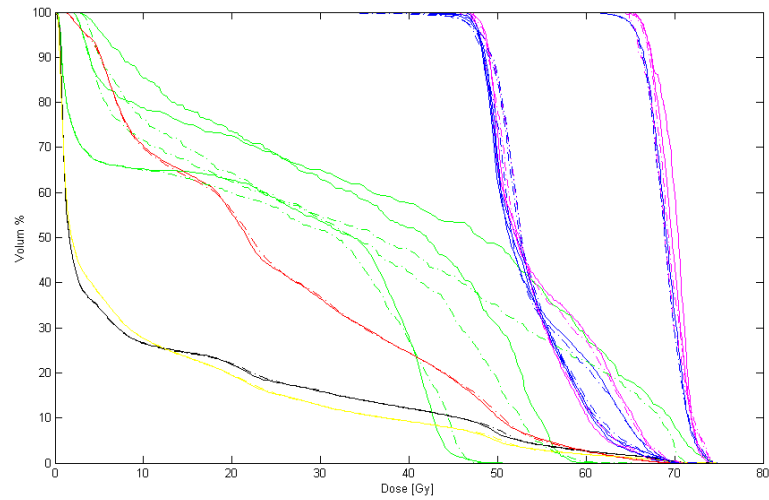


(b)

Figur 33: Dosevolumhistogram for pasient IMRT4. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grønne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolumet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

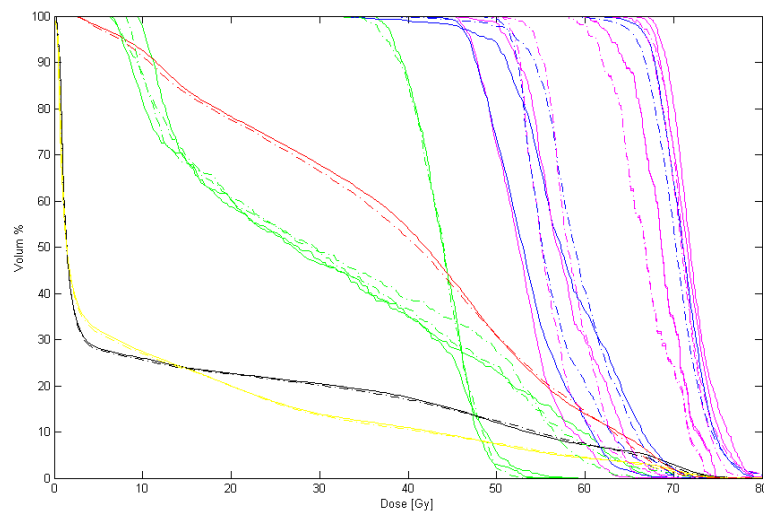


(a)

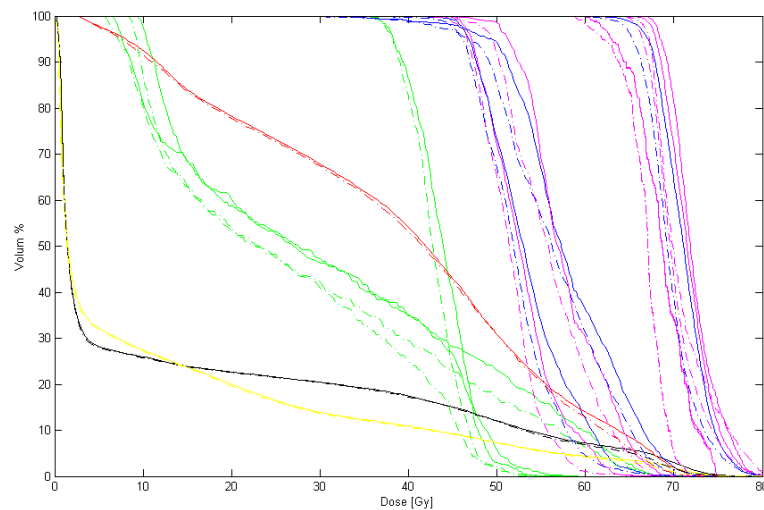


(b)

Figur 34: Dosevolumhistogram for pasient IMRT7. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grøne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolumet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

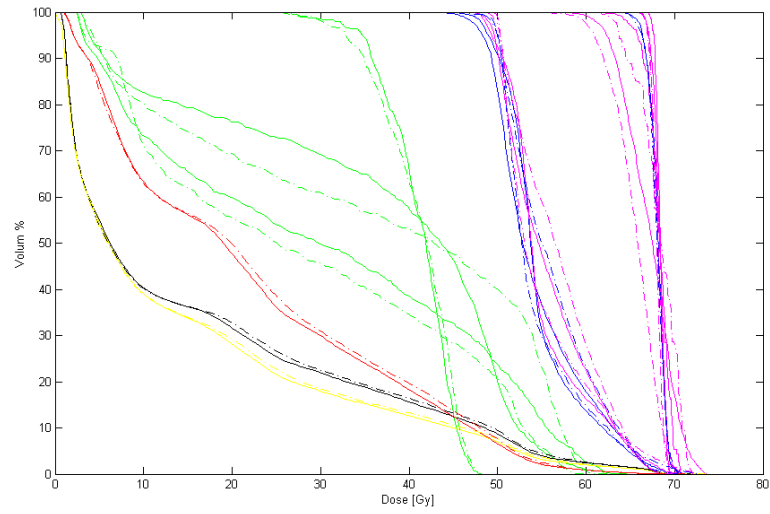


(a)

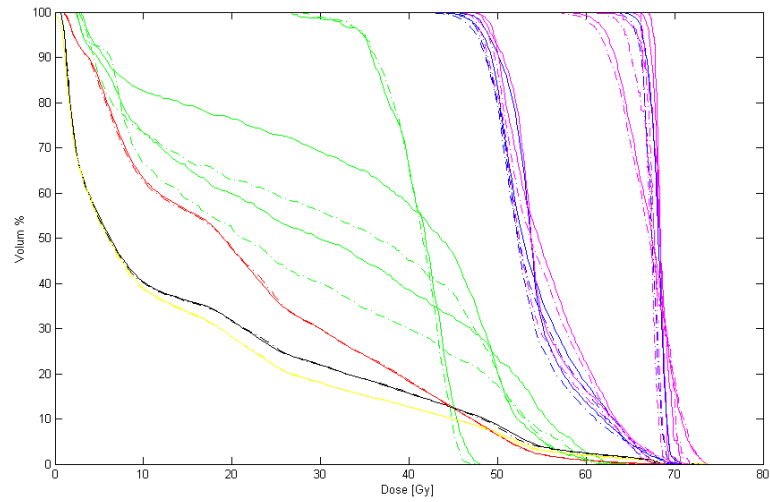


(b)

Figur 35: Dosevolumhistogram for pasient IMRT8. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grønne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolümet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

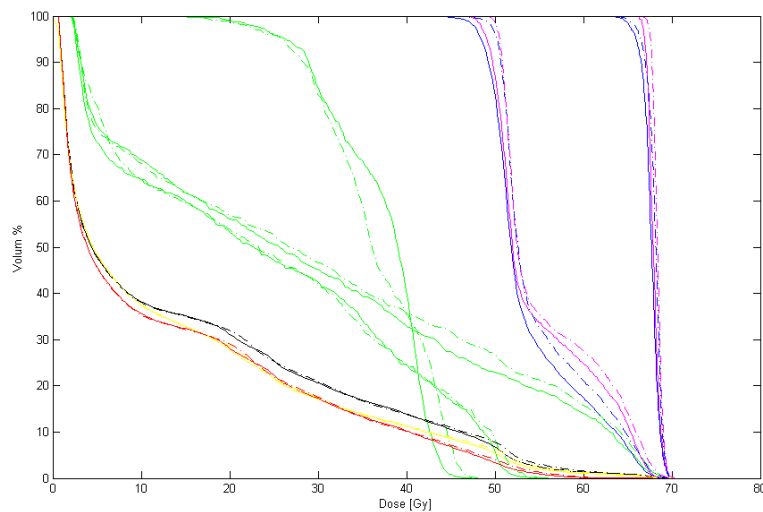


(a)

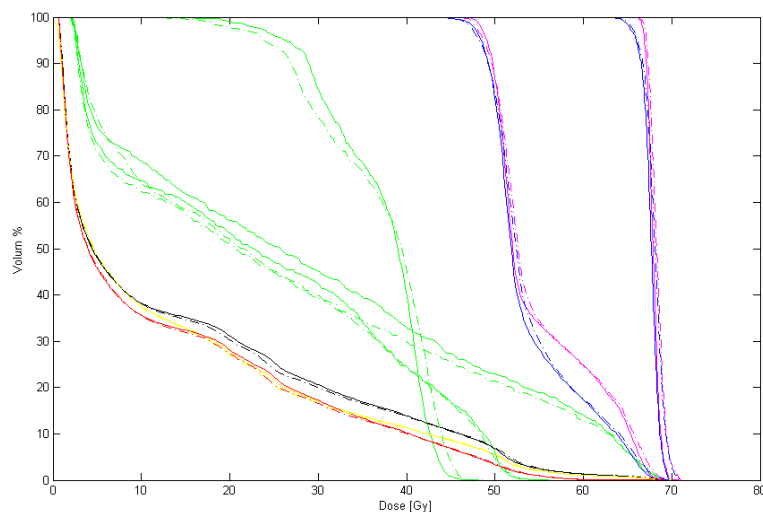


(b)

Figur 36: Dosevolumhistogram for pasient IMRT9. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grøne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolumet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

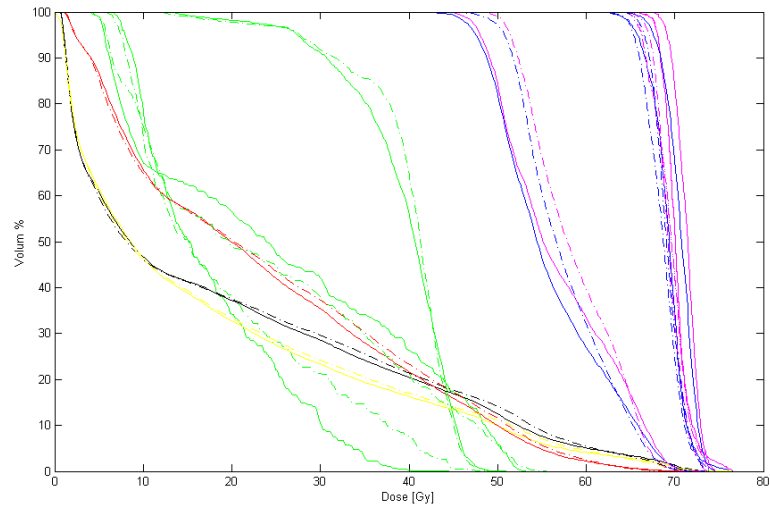


(a)

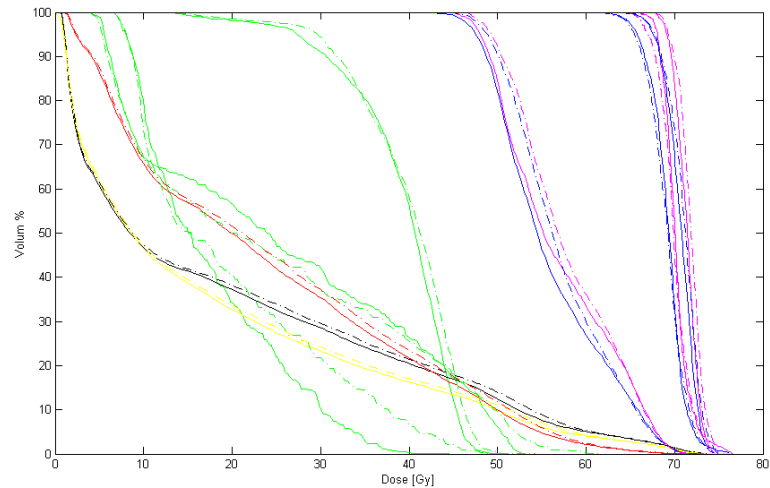


(b)

Figur 37: Dosevolumhistogram for pasient IMRT10. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grønne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolümet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.

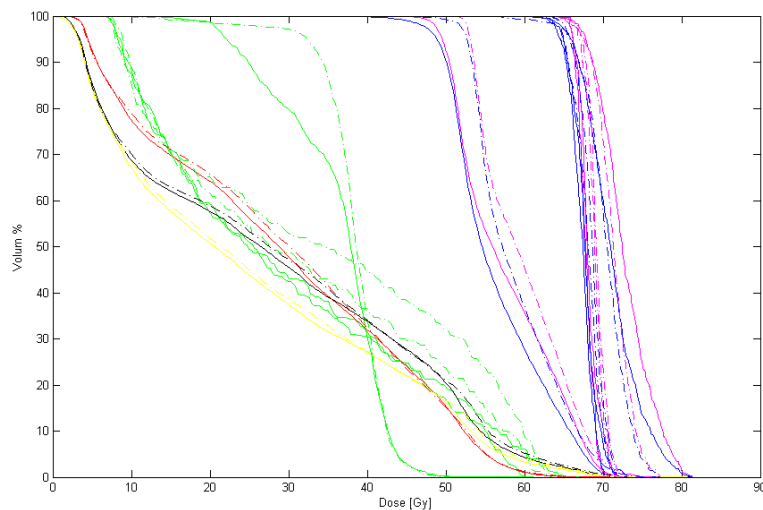


(a)

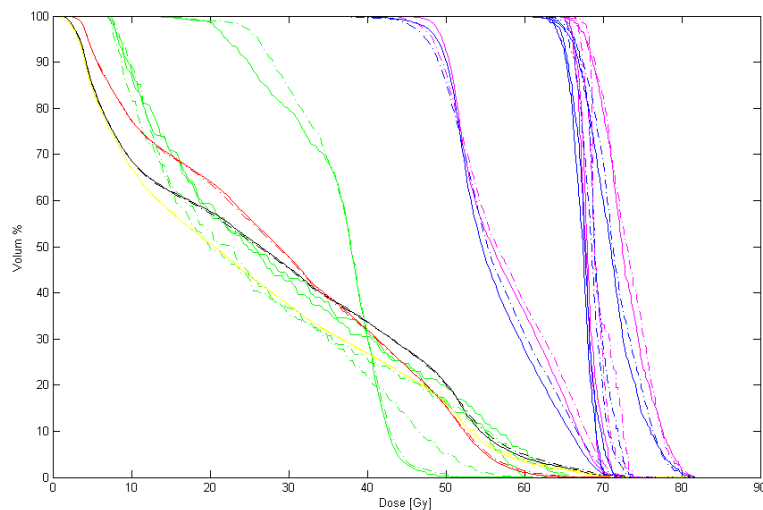


(b)

Figur 38: Dosevolumhistogram for pasient IMRT11. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grønne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolumet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.



(a)



(b)

Figur 39: Dosevolumhistogram for pasient IMRT12. Rosa kurver representerer CTV, blå kurver er PTV, grønne kurver er spinalkanalen og parotis, raud kurve representerer normalvevet, svart kurve er bestrålt volum og gul kurve er det bestrålte volumet + 1 cm rundt og inn til ytterkanten av målvolümet. (a) DVH for plan basert på førehandsbehandling (stipla) og for plan med inkludert boost (heiltrekt). (b) DVH for planar med inkludert boost, med to ulike krav til parotis. Heiltrekte kurver er frå plan med krav sett ut i frå dosen i opphavleg plan, stipla kurver er frå plan med parotiskrav som i opphavleg plan.