

## Volum og doser i ekstern stråleterapi

Definisjoner og anbefalinger



**Referanse:**

Levernes S. Volum og doser i ekstern stråleterapi - Definisjoner og anbefalinger. StrålevernRapport 2012:9. Østerås: Statens strålevern, 2012.

**Emneord:**

Stråleterapi. Definisjoner. Volum. Doser. Dokumentasjon. Rapportering.

**Resymé:**

Rapporten inneholder definisjoner for volum- og doserparametere i ekstern stråleterapi. Videre inneholder den anbefalinger for bruk, dokumentasjon og minimum rapportering ved strålebehandling av den enkelte pasient.

---

**Reference:**

Levernes S. Volumes and doses for external radiotherapy - Definitions and recommendations. StrålevernRapport 2012:9. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2012. Language: Norwegian.

**Key words:**

Radiotherapy. Definitions. Volumes. Doses. Documentation. Reporting.

**Abstract:**

The report contains definitions of volume and dose parameters for external radiotherapy. In addition the report contains recommendations for use, documentation and minimum reporting for radiotherapy of the Individual patient.

---

Prosjektleder: Sverre Levernes  
Godkjent:



Gunnar Saxebøl, avdelingsdirektør, Avdeling strålevern og sikkerhet

---

56 sider.  
Utgitt 2012-11-01.  
Opplag: 200  
Form, omslag: 07 Oslo  
Trykk: 07, Oslo

**Bestilles fra:**

Statens strålevern, Postboks 55, No-1332 Østerås, Norge.  
Telefon 67 16 25 00, faks 67 14 74 07.  
E-post: nrpa@nrpa.no  
www.nrpa.no  
Forsidefoto: Statens strålevern

ISSN 0804-4910  
ISSN 1891-5205 (online)

# Volum og doser i ekstern stråleterapi

## Definisjoner og anbefalinger

Redigert av  
Sverre Levernes

**Statens strålevern**  
Norwegian Radiation  
Protection Authority  
Østerås, 2012

# Forord

Strålevernets arbeid med kvalitetssikring i stråleterapi (KVIST) ble forankret i NOU1997:20 "Omsorg og kunnskap: Norsk kreftplan" og Helse og omsorgsdepartementets "Nasjonale strategi for kreftområdet" (2006 – 2009). KVIST er nå et løpende kvalitetssikringsprogram nedfelt i Strålevernets strategiske plan (2009 – 2011) og den årlige tildelingen over statsbudsjettet. Arbeidet organiseres av KVIST-gruppen, som består av onkologer, medisinske fysikere og stråleterapeuter som alle er deltidsansatt på strålevernet og deltidsansatt på en stråleterapiavdeling. KVIST har utnevnt en nasjonal referansegruppe som foreslår arbeidsgrupper som tar for seg aktuelle problemstillinger i stråleterapi. Alt KVIST-arbeid er basert på geografisk og flerfaglig representasjon. Målet er å identifisere kliniske, tekniske og administrative problemstillinger som kan løses på et nasjonalt plan. KVIST-gruppen fungerer som koordinator og sekretariat for arbeidet.

En helt sentral oppgave i KVIST arbeidet har vært å få til enhetlige og entydige definisjoner av volum og doser, med og anbefalinger for bruk av disse ved rekvirering, dokumentasjon og rapportering av stråleterapi. En arbeidsgruppe ble nedsatt kom ut med en anbefaling i 2003 (StrålevernRapport2003:12)(ref.1). Hensikten var å samle stråleterapimiljøet i Norge om felles bruk av definisjoner og begrep og å sikre et minimumsnivå på dokumentasjon og rapportering. Det hadde tidligere vært ulike "skoler" som brukte ulike parametere og definisjoner av disse, noe som kunne skape misforståelser og vanskeliggjorde sammenligning av behandlingsopplegg.

StrålevernRapport 2003:12 var basert på internasjonale anbefalinger fra blant annet ICRU (International Commission on Radiation Units & Measurements), som var relatert til behandlingsmetoder og apparatur som ble anvendt på 90-tallet. Siden den gangen har det vært en rivende utvikling av behandlingsoppleggene. KVIST nedsatte en arbeidsgruppe som skulle revidere anbefalingen fra 2003 allerede etter et par år, mens ICRU startet arbeidet med revisjon av de internasjonale anbefalingene året etter. Det har vært kontakt mellom ICRU og KVIST, og man fant ut at det mest fornuftige var å vente med ny norsk anbefaling til ICRU hadde konkludert. ICRUs arbeid viste seg å ta lengre tid enn planlagt, og først i 2010 publiserte de sin anbefaling (ICRU 83, ref.2). Utsettelsen har forsinket arbeidet med den norske anbefalingen for volum-dose spesifikasjoner og annet KVIST-arbeid relatert til volum og doser, herunder utarbeiding av faglige anbefalinger for strålebehandling av ulike diagnoser og anbefaling for rekvirering av strålebehandling. Imidlertid er "Mal for faglige anbefalinger for stråleterapi" nylig publisert (StrålevernRapport2010:4, ref.3) basert på en foreløpig utgave av ICRU 83, da man ikke regnet med vesentlige prinsipielle endringer i ferdig versjon.

En ny arbeidsgruppe for revidering av StrålevernRapport 2003:12 ble endelig opprettet 2010 da det ble klart at ICRU ville komme med sin endelige anbefaling. Mandatet for arbeidet ble imidlertid definert allerede i 2006:

*Utarbeide omforente nasjonale anbefalinger og spesifikasjoner for målvolum og doser innen stråleterapi. Dette vil være en revisjon av StrålevernRapport 2003:12 om dette emnet der det tas hensyn til ny kunnskap, nye typer utstyr og nye planleggings- og behandlingsteknikker basert på disse.*

*I tillegg til selve anbefalingene skal gruppen:*

- *Holde kontakt med ICRU-gruppen som arbeider med revisjon av ICRUs anbefalinger om samme emne slik at norske anbefalinger kan utarbeides i forståelse med ICRUs arbeid.*

- 
- *Holde kontakt med det arbeidet som gjøres i KVIST-regi for utarbeiding av mal for faglige anbefalinger og selve anbefalingene for stråleterapi slik at denne anbefalingen kan innbakes i de faglige anbefalingene på et tidlig tidspunkt.*

Det første punktet anses som oppfylt ved at KVIST v/Sverre Levernes har holdt kontakt med leder av ICRUs revisjonsgruppe (Vincent Gregoire) til ICRU 83 ble ferdigstilt. Det andre punktet er også oppfylt ved at alle i KVIST-gruppen har vært delaktige i utarbeidelse av mal for faglige anbefalinger for stråleterapi. Arbeidsgruppen har hatt 2 arbeidsgruppemøter og ellers utvekslet forslag og kommentarer via epost. Arbeidsgruppen for utarbeidelse av denne rapporten har bestått av:

- Karsten Eilertsen, Radiumhospitalet, Oslo universitetssykehus HF
- Jomar Frengen, St. Olav hospital HF
- Dag Clement Johannessen, Ullevål, Oslo universitetssykehus HF
- Ludvig Paul Muren, Aarhus universitetshospital, Aarhus, Danmark
- Lillann Sondresen, Ullevål, Oslo universitetssykehus HF
- Erik Wist, Ullevål, Oslo universitetssykehus HF
- Gunilla Frykholm, St Olavs hospital HF / Karolinska universitetssjukehuset / KVIST
- Sverre Levernes, KVIST / Radiumhospitalet, Oslo universitetssykehus HF

Anbefalingen vil være et hjelpemiddel til å utvikle både andre nasjonale faglige anbefalinger og lokale prosedyrer og metodebøker. Dette er et felt i rivende utvikling med begrenset erfaring for en del av anbefalingene, dette tilsier at det kan være nødvendig med tillegg eller revisjon om ikke for lang tid. KVIST-gruppen vil derfor ha en løpende vurdering av når/om dette er nødvendig.

Status for rapporten:

Rapporten er utarbeidet av arbeidsgruppen og etter høringsrunde til aktuelle instanser, å anse som faglig nasjonal anbefaling og vil bli brukt av Statens strålevern som rådgivende dokument ved utarbeiding av andre anbefalinger og i sin myndighetsutøvelse. Anbefalinger med utspring i KVIST-arbeidet blir publisert på Strålevernets nettsted <http://www.nrpa.no> og på den passordbeskyttede KVIST-portalen <http://kvist.nrpa.no>.

# Innhold

---

|   |           |
|---|-----------|
| <b>FORORD</b>   | <b>4</b>  |
| <b>SAMMENDRAG</b>   | <b>8</b>  |
| <b>1 INTRODUKSJON</b>   | <b>9</b>  |
| 1.1 Historisk utvikling   | 9         |
| 1.1.1 StrålevernRapport2003:12                                    | 9         |
| 1.2 ICRU 83   | 9         |
| 1.3 Hensikt med rapporten   | 10        |
| <b>2 GENERELLE BETRAKTNINGER OM PREISJONSNIVÅ</b>                 | <b>11</b> |
| 2.1 Geometrisk usikkerheter, marginer og presisjon                | 11        |
| 2.1.1 Geometrisk presisjon  | 11        |
| 2.1.2 Marginer  | 12        |
| 2.2 Dosimetrisk usikkerhet og presisjon                           | 12        |
| 2.2.1 Doseberegningssystemer                                      | 13        |
| 2.2.2 Matrisetetthet i doseplanleggingssystemet                   | 13        |
| 2.2.3 Planlegging av 3D konforme og IMRT behandlingsteknikker     | 13        |
| 2.3 Fra rekvirering til rapportering                              | 14        |
| 2.3.1 Ulike typer rekvirering og rapportering                     | 14        |
| 2.3.2 Ulike nivåer for rapportering                               | 15        |
| <b>3 VOLUMDEFINISJONER</b>  | <b>16</b> |
| 3.1 Tumorvolum GTV og klinisk målvolum CTV                        | 16        |
| 3.2 Marginer (IM, SM, TM) og marginrelaterte volumer (ITV og PTV) | 17        |
| 3.3 Risiko- og interessevolumer                                   | 20        |
| 3.3.1 Funksjonell oppbygging av organ                             | 20        |
| 3.4 Dosegenererte volum: TV/RVR                                   | 21        |
| <b>4 DOSER OG DOSERELATERTE PARAMETERE</b>                        | <b>22</b> |
| 4.1 Punktdoser, ICRU-punktdose                                    | 22        |
| 4.2 DVH-relaterte doser ( $D_v$ )                                 | 22        |
| 4.3 Middelerverdi og standardavvik                                | 24        |
| 4.4 DVH-relaterte volum (VD)                                      | 25        |

---

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 4.5      | Spesielle parametere for beskrivelse av dosefordeling                                | 25        |
| <b>5</b> | <b>ANBEFALINGER FOR RAPPORTERING</b>   | <b>26</b> |
| 5.1      | Volumer  | 26        |
| 5.1.1    | Nomenklatur  | 26        |
| 5.1.2    | Dokumentasjon av volum   | 26        |
| 5.1.3    | Forhold til kliniske anbefalinger  | 26        |
| 5.2      | Doser  | 27        |
| 5.2.1    | Minimum rapportering nivå 1  | 27        |
| 5.2.2    | Minimum rapportering nivå 2  | 27        |
| 5.2.3    | Minimum rapportering nivå 3  | 28        |
| <b>6</b> | <b>REFERANSER</b>  | <b>29</b> |
|          |  | <b>30</b> |
|          | <b>VEDLEGG TIL STRÅLEVERNRRAPPORT 2012:9 VOLUMER OG DOSER I EKSTERN STRÅLETERAPI</b> | <b>30</b> |
|          | <b>A1 SPESIELLE INDEKSER OG PARAMETERE</b>   | <b>31</b> |
|          | <b>A1.1 HOMOGENITETS- OG KONFORMITETTSINDEKSER</b>                                   | <b>32</b> |
|          | <b>A1.2 STRÅLEBIOLOGISKE PARAMETERE</b>  | <b>33</b> |
|          | <b>A2 KLINISKE EKSEMPLER</b>   | <b>36</b> |
|          | <b>A2.1 EKSEMPEL PÅ BEHANDLINGSPLAN - BRYSTBESTRÅLING</b>                            | <b>36</b> |
|          | <b>A2.2 EKSEMPEL PÅ BEHANDLINGSPLAN - PROSTATABESTRÅLING</b>                         | <b>40</b> |
|          | <b>A2.3 EKSEMPEL PÅ BEHANDLINGSPLAN - LUNGEBESTRÅLING</b>                            | <b>44</b> |
|          | <b>A2.4 EKSEMPEL PÅ BEHANDLINGSPLAN - HODE/HALS BESTRÅLING</b>                       | <b>48</b> |

---

## Sammendrag

Presis og enhetlig dokumentasjon og rapportering av pasientbehandling er svært viktig både for utarbeiding av behandlingsprotokoller, dokumentasjon av den enkeltes behandling og for å kunne analysere pasientmaterialer i etterkant. For stråleterapi gjelder det både definisjon og bruk av volumer og tilhørende doser. På 1990-tallet ble det utgitt flere internasjonale anbefalinger om dette, og det førte til at en norsk anbefaling, StrålevernRapport 2003:12 "Volum og doser ved strålebehandling. Definisjoner, retningslinjer for bruk, dokumentasjon og rapportering" ble utarbeidet av en arbeidsgruppe utgått fra KVIST (KValitetssikring I STRåleterapi) ved Statens strålevern.

Da det er en rivende utvikling innen stråleterapi, kom det i 2010 ut en ny anbefaling fra ICRU (International Commission for Radiation Units and Measurements): "ICRU Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)". Ut fra denne har en ny arbeidsgruppe utgått fra KVIST utarbeidet denne anbefalingen. Anbefalingen følger stort sett den fra ICRU, men er gjort vesentlig kortere og mer presis om de enkelte definisjoner og anbefalinger. I tillegg er det tatt med et appendiks med kliniske eksempler til å belyse anbefalingen og indekser for analyse av doseplaner. Det presiseres at appendiks ikke er en del av selve anbefalingen, og anbefalingen kan leses helt uavhengig av dette. Det er også laget en liten tosidert kortversjon av de viktigste punktene i anbefalingen til bruk i det daglige arbeidet.

Anbefalingen er utarbeidet for bruk av fagpersonell innen stråleterapi: leger, medisinske fysikere og stråleterapeuter. Den vil være et viktig grunnlagsdokument for rekvirering, voluminntegning og planlegging av strålebehandlingen, og for dokumentasjon og rapportering av selve behandlingen. Volumbegrepene er stort sett de samme som tidligere, men med noe justerte definisjoner tilpasset klinisk praksis. For doser er det derimot innført helt nye parametere basert på volumdoser utfra DVH (dose-volum histogram). Anbefalingen for dokumentasjon og rapportering vil derfor være vesentlig annerledes enn den i StrålevernRapport 2003:12.

Fagmiljøet har i lengre tid etterspurt en oppdatert anbefaling tilpasset dagen stråleterapi, og det er å håpe at denne anbefalingen kan fylle dette behovet. Den raske utviklingen av stråleterapi ser ut til å fortsette. Dette gjelder både kunnskap om behandlingseffekter og nye behandlingsteknikker. Det kan derfor være nødvendig å komme med hyppigere revisjoner eller tillegg til anbefalingen enn det som har vært tilfelle til nå.



# 1 Introduksjon

Bruk av enhetlige og entydige definisjoner er viktig for å sikre god kvalitet på dokumentasjon og rapportering. Utarbeiding av slike definisjoner kan være vanskelig og tidkrevende, og de vil alltid være avhengig av "state-of-the-art" for fagfeltet. Anbefalinger vil derfor lett bli liggende et hakk bak utviklingen, men det er viktig å se når nye definisjoner og anbefalinger bør lages.

## 1.1 Historisk utvikling

De første anbefalinger om volum og doser for stråleterapi kom på 1970-tallet. Før den tid hadde man brukt begreper svært ulikt, noe som skapte misforståelser og vanskeliggjorde sammenligning av resultater. Den første norske anbefalingen for å sikre kvalitet på behandlingsdokumentasjonen kom i 1976. To år senere kom ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) med sin første anbefaling, ICRU 29 (ref.4). Dette førte til en viss standardisering, men svært mange klinikker fulgte fortsatt sin gamle praksis selv om den ikke stemte med anbefalingen. På slutten av 1980-tallet ble bildeserier fra CT-skannere tatt i bruk til å lokalisere svulster og definere målvolum for stråleterapi. De gamle anbefalingene var ikke laget for dette, og i 1993 kom ICRU med nye anbefalinger, ICRU 50 (ref.5). Denne var et langt skritt framover for å få til enhetlige definisjoner og mer robuste anbefalinger. Den førte også til at svært mange klinikker gikk over til å følge denne anbefalingen. I Norden var det mange i fagmiljøet som mente at anbefalingen ikke gikk langt nok, blant annet med utgangspunkt i en nordisk undersøkelse fra 1992 som viste at det var flere områder som måtte klargjøres mer for å hindre misforståelser og sikre kvalitet. Dette medførte at en nordisk gruppe under NACP (Nordic Association for Clinical Physics) laget en egen anbefaling (ref.6). ICRU ga da ut et supplement i 1999 til sin tidligere anbefaling, ICRU 62 (ref.7) som tok med mye fra den nordiske anbefalingen.

### 1.1.1 StrålevernRapport2003:12

Noe av det første den nydannede KVIST-gruppen ved Strålevernet gjorde i 2001 var å nedsette en arbeidsgruppe som skulle lage en norsk anbefaling basert på de ulike internasjonale anbefalingene og norske forhold. Over tid hadde det utviklet seg ulike norske tradisjoner basert på ulike "skoler". Noe av hensikten med denne anbefalingen (ref.1) var derfor å prøve å samkjøre de ulike tradisjonene, den ble derfor i stor grad et kompromiss mellom ulike retninger.

## 1.2 ICRU 83

De siste ti årene har det vært en rivende utvikling innen stråleterapi. Mye av denne utviklingen har vært drevet fram av teknisk utvikling innen bildediagnostikk (CT, MRI, PET), doseplanlegging (bildebruk, beregningsalgoritmer, 3D-planlegging og optimalisering) og behandlingsapparater (MLC, EPID, Cone Beam, pustestyring). Sammen med bedre strålebiologiske modeller og kliniske data, har dette medført svært rask utvikling av nye behandlingsopplegg som krever andre typer definisjoner og parametere. En ny anbefaling fra ICRU har derfor vært svært etterlengtet. Mens tidligere anbefalinger fra ICRU i stor grad har basert seg på doser til punkt, har ICRU 83 (ref.2) basert seg hovedsakelig på dose til volum, særlig parametere som kan finnes ut fra DVH (dose-volum histogram). Ved overgang fra to-dimensjonal (2D) planlegging til volumbasert (3D) planlegging har DVH blitt et svært viktig verktøy. Dessuten er volumbaserte doseverdier mer representative og mindre følsomme for tilfeldige variasjoner enn hva punktbaserte verdier er.

ICRU 83 tar spesielt for seg IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy) og andre komplekse behandlingsteknikker, men gjelder selvsagt også enklere og mer tradisjonelle behandlingsteknikker som 3D konform strålebehandling (3D-CRT). Anbefalingen er i stor grad laget konsistent med

---

tidligere anbefalinger, som fortsatt gjelder for enklere behandlingsteknikker særlig brukt ved palliativ behandling. Større krav til presisjon og mer avanserte behandlingsteknikker har medført behov for nye og forbedrede definisjoner og anbefalinger.

### **1.3 Hensikt med rapporten**

StrålevernRapport2003:12 (ref.1), var basert på anbefalinger som allerede var flere år gamle, det ble derfor tidlig klart at den måtte revideres. Det var også ønske om å basere ny anbefaling på mer framtidsrettede anbefalinger som ikke var så knyttet opp mot de gamle tradisjonene. I arbeidet med andre anbefalinger, som rekvirering og faglige kliniske anbefalinger for stråleterapi, har det vært et stort behov for en ny anbefaling om volum og doser. Denne nye anbefalingen vil i størst mulig grad basere seg på ICRU 83 (ref.2), men vil være en kortere og mer presis rapport tilpasset norske forhold. På den måten er det å håpe at den lettere vil bli lest og brukt som et arbeidsredskap både for klinisk praksis og utvikling av andre anbefalinger og prosedyrer. Anbefalingen vil også være grunnlag for Strålevernets veiledning og myndighetsutøvelse på området.

Denne anbefalingen dekker bare ekstern stråleterapi. Den forrige anbefalingen (ref.1) dekket også interstitiell stråleterapi, men det er utelatt her da det anses mer hensiktsmessig å behandle brachyterapi i egne rapporter.

Rapporten har primært til hensikt å gi mere presise retningslinjer for dokumentasjon av ekstern stråleterapi, herunder IMRT (kap.2.2.3). Det naturlige vil være å lage en anbefaling som dekker hele skalaen av intensjonsnivåer og behandlingsteknikker for å få en enhetlig anbefaling. Denne anbefalingen vil derfor ta med aktuelle deler av tidligere anbefalinger for å få et komplett sett anbefalinger for ekstern stråleterapi. Bakerst i rapporten er det tatt med vedlegg som kan være til hjelp for å forstå anbefalingene, men disse er bare eksempler og ikke en del av selve anbefalingen.

---

## 2 Generelle betraktninger om presisjonsnivå

Aktiv bruk av ulike bildemodaliteter muliggjør øket presisjon av stråleterapien. Dette gjelder mange områder som bestemmelse av tumorutbredelse, posisjon av anatomiske strukturer og mulighet til bedre beregning av doser ut fra pasientanatomy. Samtidig som dette har øket presisjonsnivået og individualisert strålebehandlingen betraktelig har det også avdekket mange områder hvor det fortsatt er vesentlige usikkerheter.

Grovt sett er det tre hovedgrupper av usikkerheter. Disse er vist nedenfor sammen med viktige faktorer som inngår i hver av gruppene. Denne listen er ikke komplett, men viser typiske faktorer i hver gruppe.

- Kliniske usikkerheter er bl.a. knyttet til:
  - Diagnostikk
  - Målvolumsdefinisjon
  - andre faktorer som karakteriserer selve sykdommen
- Geometriske usikkerheter er bl.a. knyttet til:
  - bevegelser
  - pasientoppfølging og fikseringsutstyr
  - teknisk stabilitet til utstyr
- Dosimetriske usikkerheter er bl.a. knyttet til:
  - dosekalibrering for behandlingsapparat
  - planleggingssystem og beregningsalgoritmer

Det finnes en rekke verktøy for å redusere disse usikkerhetene. Disse er av svært forskjellig art avhengig av om det dreier seg om kliniske, geometriske eller dosimetriske usikkerheter. Det er ikke mulig å gi en oversikt over alle disse faktorene i denne rapporten. For nærmere informasjon henvises til lærebøker og artikler, samt ICRU's rapport.

### 2.1 Geometrisk usikkerheter, marginer og presisjon

Da planlegging og behandling ikke er samtidige prosesser er det viktig å ha metoder for å sikre at gitt behandling i størst mulig grad stemmer overens med det som er planlagt.

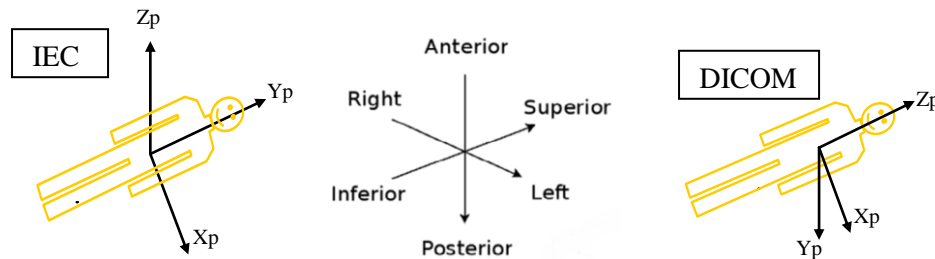
#### 2.1.1 Geometrisk presisjon

Den geometriske presisjonen ved gjennomføring av ekstern strålebehandling påvirkes i hovedsak av to faktorer; 1) hvor presist og nøyaktig behandlingsmaskinens isosenter plasseres i behandlingsplanens omdreiningspunkt (ved isosentrisk stråleterapi), samt 2) hvor presist og nøyaktig pasientens leie gjenskapes på behandlingsbordet sammenliknet med det referanseleiet pasienten hadde under planlegging av behandlingen. Disse er uavhengige av hverandre, og ved feltinnstilling må man ha metoder som gjør at usikkerheten blir minst mulig. Usikkerheter i tilknytning til punkt 1 kan reduseres ved bruk av implanterte markører og/eller anatomiavbildning, mens av usikkerheter relatert til pasientleie (punkt 2) kan reduseres ved bruk av ekstern fiksering og lasermarkører. Indre bevegelser kan til dels reduseres med teknikker som gating/tracking eller pasientsamarbeid (holde pusten). StrålevernRapport 2010:3 (ref.8) tar for seg kontroll av behandlingsapparat.

For å kunne relatere pasienten og behandlingsplanen til behandlingsmaskinens koordinatsystem benyttes i hovedsak:

- Eksterne referansepunkter på pasient/fikseringsutstyr i form av påtegninger/tatoveringer (på hud eller fikseringsutstyr) og/eller palperbare punkter
- Interne referansepunkter i form av interne markører eller anatomiske strukturer/landemerker synlige på planleggingsbilder (for eksempel for kontroll av feltkontrollbilder)

Bemerk: Det benyttes ofte to ulike koordinatsystemer i denne sammenheng. Dette kan skape forvirring ved bruk av koordinater. Dette er beskrevet i IEC-dokument (ref.9), men kort gjengitt i Figur 2.1.



Figur 2.1 Forskjell på pasientkoordinatsystem definert av IEC- og DICOM- standardene.

### 2.1.2 Marginer

Marginer må brukes for å sikre at målvolumet får rekvirert dose gjennom hele behandlingsforløpet, og følgende hovedgrupper må inkluderes i vurderingene:

- usikkerhet i bestemmelse av tumorutbredelse (inntegningsusikkerhet, anatomisk kunnskap)
- usikkerhet/variasjon i tumorstørrelse, form og posisjon over tid
- usikkerhet/variasjon i pasientoppfølging
- usikkerhet/variasjon i innstilling av behandlingsapparat

De to første punktene regnes som interne usikkerheter/variasjoner som blir påvirket av anatomisk lokalisering, bildemodalitet, prosedyrer (f.eks. blærefylling,) og pasientspesifikke forskjeller. Disse vil gi opphav til systematiske avvik. De to siste punktene regnes som eksterne usikkerheter/variasjoner som blir påvirket av blant annet pasientoppfølging, fiksering og mekaniske usikkerheter i utstyr. Disse vil gi opphav til tilfeldige avvik ved enkeltfraksjoner eller systematiske avvik hvis variasjonen går over flere/alle fraksjoner. Definisjon av ulike marginbegrep vil bli gjort i tilknytning til tilhørende volumbegrep senere i dokumentet (kap.3.2).

## 2.2 Dosimetrisk usikkerhet og presisjon

Godt samsvar mellom planlagt og gitt dose forutsetter at behandlingsapparatet er riktig kalibrert og at planleggingssystemet beregner dosefordelinger med tilstrekkelig nøyaktighet. Kontroller for behandlingsapparatet er dekket av StrålevernRapport2010:3 (ref.8) og vil ikke bli tatt opp i denne anbefalingen.

---

### 2.2.1 Doseberegningssystemer

Beregning av doser og monitorverdier kan gjøres manuelt, men gjøres i dag hovedsakelig med et elektronisk doseplanleggingssystem. Beregningsmetode og beregningssystem må sikre at presisjonen i de beregnede doser ligger innenfor akseptable grenser. Dette krever at strålingsfysikalske egenskaper til behandlingsapparatet kan gjenskapes med tilstrekkelig nøyaktighet og at dose i pasient kan beregnes med tilstrekkelig nøyaktighet for aktuelle strålefelter og feltkonfigurasjoner.

Da doseplanleggingssystemene er i stadig utvikling er det viktig å kunne dokumentere både hvilken versjon av systemet og beregningsalgoritme som er brukt.

Det er tre hovedtyper av beregningsalgoritmer:

- a. Konvensjonelle Pencil Beam (PB) algoritmer
- b. Superposisjonsalgoritmer som Collapsed Cone (CC) og Anisotropic Analytic Algorithm (AAA)
- c. Monte Carlo (MC) algoritmer

Gruppe a algoritmer har vært dominerende for fotonstråling inntil for noen år siden, men bør ikke brukes for bestråling gjennom svært inhomogent vev som lunger. For fotoner gir gruppe b algoritmer tilstrekkelig beregningsnøyaktighet i de fleste\* praktiske situasjoner. Gruppe c bør brukes for elektronstråling.

*\* CC og MC algoritmene gir dose til medium, mens de andre gir dose til vann. Det er særlig i lunger og bein de vil være forskjellige, men den kliniske relevansen av beregning av dette er noe uavklart. Selv om elektrontetthet varierer betydelig vil det være et vannlikt miljø inne i cellene. Ved optimalisering av dosefordelingen bør man derfor være oppmerksom på dette ved setting og vurdering av optimaliseringskrav.*

### 2.2.2 Matrisetetthet i doseplanleggingssystemet

Både tetthetsvariasjoner og dosefordeling representeres med matriser. For 3D anatomi og doser fås da et volum oppdelt i kuber (vokslar) i alle tre retningene. I et 2D-snitt blir vokslene til pikslar.

#### **Tetthetsmatrise**

For tetthetsvariasjoner finnes verdiene normalt ut fra CT-bilder. Dimensjonene av matrisen bestemmes av doseplanleggingssystemet. Oppløsningen av denne er avhengig av pikselstørrelsen og snittykkelsen.

#### **Dosematrise**

Avstand mellom punkter i dosematrisen vil delvis være avhengig av tilsvarende for tetthetsmatrisen, men det trenger ikke være noe en-til-en forhold mellom disse. Oppløsning av dosematrisen kan ofte spesifiseres manuelt innenfor visse grenser, men dess mindre vokslar dess lengre beregningstid. Dose til en voksel vil i praksis bety dosen midt i vokselen, og dosen mellom vokslenes midtpunkter er da i prinsippet udefinert. Det vanlige er å interpolere lineært mellom disse midtpunktdosene, men nærmeste midtpunktdose kan også brukes.

### 2.2.3 Planlegging av 3D konforme og IMRT behandlingsteknikker

Dosefordelingen bør i størst mulig grad tilpasses den enkelte pasient og det målvolumet som skal bestråles. Det finnes mange teknikker for å optimalisere dosefordelingen, og stadig nye avanserte metoder kommer til. Noe av de mest avanserte teknikkene i dag går under fellesnavnet IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy), og dette inkluderer teknikker som SIB (Simultaneously

---

Integrated Boost) og VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy). Det som skiller IMRT fra tradisjonell 3D konform behandling er:

- Bruk av invers planlegging for å finne den optimale dosefordelingen herunder
  - Bruk av matematiske objektiv-funksjoner som beskriver avstanden mellom en beregnet dosefordeling og et sett med på forhånd gitte dose-volum krav (kan også være andre krav).
  - Bruk av dataprogrammer som gjennom en stegvis prosess forsøker å minimere denne avstanden slik at man til sist ender opp med en dosefordeling som oppfyller alle dose-volum kravene.
- Modulering av strålingsintensiteten ved hjelp av MLC
  - Optimeringsprosessen genererer, som funksjon av gantryvinkelen, en 2-dimensjonal fordeling av foton-fluensen. Denne fordelingen skapes på behandlingsmaskinen ved å sammenstille en serie av MLC-formede strålefelt. Sekvensen av felt kan avleveres på ulike måter: MLC-bladene beveges kontinuerlig med stråling på (sliding window eller DMLC-teknikk), MLC-bladene flyttes til ulike posisjoner der strålingen slås på (step and shoot, statisk, eller segmentert MLC-teknikk). Ved å kombinere effekten av å levere slike sekvenser fra flere gantryvinkler, skapes den endelige dosefordelingen.
  - Alternativt kan gantry roteres i kombinasjon med bruk av en DMLC-teknikk (VMAT).

Ved tradisjonell planlegging gjøres en manuell optimalisering. For IMRT må derimot dose-volum kravene uttrykkes eksplisitt, og det vil gå fram av dokumentasjonen i hvor stor grad disse er blitt oppfylt. Ved bruk av mange stråleretninger, som ved IMRT, brukes normalt ikke direkte motgående felt, og stråleretningene kan være jevnt fordelt rundt pasienten (f.eks. 5, 7, 9,.... stråleretninger). Strålekvaliteter over 10 MV er da sjelden nødvendig og vil resultere i øket foto-nøytron produksjon og penumbraen vil øke p.g.a. øket rekkevidde for spredte elektroner (ref.2). Presisjonen i både definisjonen av målvolumet og i innstillingen av pasienten ved behandling, er vanligvis mer kritisk ved IMRT sammenliknet med tradisjonell stråleterapi. Dette fordi det ved IMRT ofte skapes svært bratte dosegradienter utenfor målvolumet (dvs. mindre slingringsmonn). Det er også vanlig å måtte definere langt flere risikoorganer enn hva som ellers er påkrevd for å ha bedre styring med optimeringsprosessen.

## 2.3 Fra rekvirering til rapportering

Denne anbefalingen vil i første rekke ta for seg hva som minimum bør rapporteres, et minste basis rapportsett. På den annen side er det en logisk sammenheng fra rekvisisjon til rapportering, det er naturlig at det som rekvireres må stå i sammenheng med utført behandling og rapportering av denne.

### 2.3.1 Ulike typer rekvirering og rapportering

Rekvirering av stråleterapi er beskrevet i StrålevernRapport2009:12 (ref.10). Det er to typer rekvisisjon:

- Planleggingsrekvisisjonen (Planning Aims) er slik rekvisisjonen framkommer ved oppstart av planlegging av stråleterapi.
- Behandlingsrekvisisjonen er slik rekvisisjonen framkommer med behandlingsparametere og doseplandata etter avsluttet planleggingsarbeid.

---

Gjennom hele behandlingsprosessen vil det registreres en rekke parametere om behandling som er gitt. For planleggingsprosessen er det viktig å klargjøre noen begreper. Det bør skilles på dosering og normering:

- Dosering er dosen med fraksjoneringsmønster som rekvireres til et behandlingsvolum.
- Normering er å tilordne en rekvirert dose til en egenskap (f.eks. mediandose, middeldose, punktdose) ved dosefordelingen i behandlingsvolumet.

All nødvendig informasjon i doseplanen må lagres som dokumentasjon for senere gjenfinning og rekonstruksjon av behandlingen. Denne dokumentasjonen vil normalt bare finnes i databasen til doseplanleggingsystemet og/eller verifikasjonssystemet og vil være langt mer omfattende enn det som anbefales å bli rapportert til andre system. Det er imidlertid viktig at relevante parametere rapporteres videre til rekvirerende lege, journal og andre pasientadministrative system og kvalitetssystem. Det vil variere fra sykehus til sykehus hva som er praktisk mulig av rapportering, og ICRU 83 sier ikke noe om dette (se også kap.5).

Denne anbefalingen vil i første rekke ta for seg et minste basis rapportsett på ulike intensjonsnivåer (kap.2.3.2), men vil også beskrive parametere som ønskes rapportert i tillegg. Dette vil kunne sikre enhetlig rapportering.

### *2.3.2 Ulike nivåer for rapportering*

Avhengig av behandlingsintensjon har ICRU definert tre nivåer for rekvirering og rapportering.

**Nivå 1.** Minimumsstandard for rekvirering og rapportering beregnet for enkle palliative behandlinger med begrenset dosenivå. Dosering til punkt kan fortsatt brukes på dette nivået, men det anbefales å gå over til volumdoser som for nivå 2.

**Nivå 2.** Dette er standardnivået for behandling og vil være det nivået som brukes for all behandling som ikke faller inn under nivå 1 eller 3. All rapportering på dette nivået bør være volumbasert.

**Nivå 3.** Dette nivået er for spesielle studier og utvikling av nye teknikker og/eller metoder som krever mer dokumentasjon enn normalt for standardopplegg.

All informasjon som anbefales rapportert på et lavere nivå må også være med på aktuelt nivå (2 eller 3).

---

## 3 Volumdefinisjoner

Det er viktig å bruke entydige definisjoner for ulike volumbegrep for å sikre rett forståelse av hva som skal behandles og hva som er behandlet. Normalt tenker man "innenfra", det vil si hva som er tumor, og så legger man på de ulike marginene for å komme fram til ulike planleggingsvolum og endelig feltplan med dosefordeling. Denne tenkningen har ligget til grunn for alle anbefalingene siden starten av 1990-tallet da CT-skannere ble tatt i bruk til voluminntegning.

### 3.1 Tumorumfang GTV og klinisk målvolym CTV

Ut fra tumorutbredelse er det to typer volum som kan defineres:

#### Gross Tumor Volume, GTV

*GTV er den palperbare eller synlige / demonstrerbare utstrekning av malign vekst.*

Dette kan være:

- primærtumor
- regionale lymfeknuter
- fjernmetastaser
- lokalt residiv

Selv om GTV refererer til maligne tumorer, kan terminologien også brukes for ikke-maligne lesjoner som skal behandles. Dersom det ikke er demonstrerbar tumor bør ikke GTV-begrepet brukes, det gjelder f.eks. ved bruk av hjelpevolum for automatisk generering av CTV (se nedenfor). I mange tilfelle kan et organ eller anatomisk begrep være bedre.

Dersom det foreligger flere GTV'er er det viktig å benytte en entydig indeksering, f. eks. dose, tidspunkt, metode eller anatomisk indeks. Det frarådes å bruke numerisk indeksering da det lett kan bli uklart i hva som er 1, 2 osv. Dersom spesifikk teknikk brukes for å definere GTV, f.eks. MR (GTV(MR)) eller PET-CT (GTV(PET)), bør dette også angis.

I en del tilfelle er det multifokale GTV'er innen et organ (f.eks. prostata). Da kan det være mer praktisk å tegne hele organet enn hver av disse. Dette er ikke helt i tråd med definisjonen av GTV, og det kan være mer klargjørende å benevne det med organnavn i stedet eller regne det som CTV (se nedenfor).

#### Clinical Target Volume, CTV

*CTV er et volum som inneholder GTV og/eller områder med en viss sannsynlighet for subklinisk malign sykdom relevant for behandling.*

Begrepet subklinisk malign sykdom inkluderer mikroskopisk tumorutbredelse rundt GTV, mulig regional infiltrasjon til lymfeknuter og potensiell innvekst i nærliggende organ.

Det er ingen generell enighet om hvor denne sannsynlighetsgrensen skal gå, men den ligger typisk på 5-10 %. Dette bør klargjøres i faglige anbefalinger for aktuell diagnose, der anatomiske lokalisasjoner og spredningsveier angis, inkludert naturlige begrensninger og gjerne dokumenterte risikovurderinger for spredning til f.eks. spesifikke lymfeknutestasjoner. Inntegningen av CTV baseres hovedsakelig på klinisk erfaring, og denne bør nedfelles i anbefalinger for aktuell diagnose.

CTV er det anatomiske volum man ønsker å gi en spesifisert dose. Defineres CTV ut fra ulike bildemodaliteter anbefales det å angi brukt bildemodalitet.



---

Per definisjon skal hvert GTV ha et CTV, men samme CTV kan dekke flere GTVer. Når flere CTVer brukes, anbefales det en utvetydig terminologi tilsvarende den for GTV. Etter kirurgi med komplett reseksjon vil CTV ikke inneholde et GTV.

For lymfeknuter kan det være usikkerhet om de skal benevnes med GTV eller CTV. Det naturlige er å la lymfeknuter med påvist malignitet være GTV, mens lymfeknuter i risikoområdet betegnes som CTV.

For godartede sykdommer vil ikke GTV har et CTV rundt seg da det ikke er fare for tumorspredning til regionale lymfeknuter.

### **Boostvolum**

Boostvolum er et delvolum for høydose og defineres vanligvis med utgangspunkt i opprinnelig GTV med begrunnede marginer og indeksering. Andre definisjoner kan være aktuelle f.eks. ved resttumor etter behandling eller volum relatert til funksjonelle undersøkelser (PET eller MR).

## **3.2 Marginer (IM, SM, TM) og marginrelaterte volumer (ITV og PTV)**

For å sikre rekvirert dose til CTV ved feltoppsett må det i tillegg til tumorutbredelse også tas med marginer for ulike usikkerheter og variasjoner (kap.2.1.2). ICRU 83 definerer ikke disse veldig klart, men dette er gjort i en tidligere ICRU-rapport (ref.7). De mest vanlige vil bli omtalt nedenfor. Grunnlaget for beregning av marginene er ofte populasjonsbaserte data der man ser på variasjoner over pasientforløpene (se også omtale under Total Margin nedenfor). Ut fra slik statistikk er det vanlig å inkludere 1,5 eller 2 standardavvik i marginen (det siste dekker 95 % av variasjonene, se *Figur 4.2*). Vær oppmerksom på at dette er et utgangspunkt, med avbildning underveis i de enkelte pasientforløpene kan man avdekke vesentlige avvik fra dette i hele eller deler av målvolumet. Det bør derfor finnes rutiner for hvordan disse individuelle variasjonene skal håndteres.

### **Internal Margin, IM**

IM er en intern margin som legges på aktuelt volum for å ta hensyn til anatomiske endringer og/eller bevegelser fra planlegging til siste fraksjon av behandling. Her må også tas med usikkerhet i selve inntegningen av volumet den skal legges på, dette kan skyldes ulike bildemodaliteter, vurdering og kunnskap m.m. Den legges normalt på CTV for å definere ITV (se nedenfor).

Endringer og bevegelser kan skyldes fysiologiske egenskaper som pusting, peristaltikk, fyllingsgrad og at CTV/OAR (kap.3.3) endrer seg over tid. Det må også tas hensyn til usikkerhet på grunn av snittykkelse. Marginen vil som oftest være uavhengig av behandlingsteknikk, men vil til en viss grad påvirkes av matcherutiner, bruk av fiksering eller IGRT og pustekontroll.

### **Internal Target Volume, ITV**

*ITV er et volum som genereres ut fra CTV med tillegg av intern margin som tar hensyn til usikkerhet og variasjon i størrelse, form og posisjon på CTV i pasienten. I tillegg inngår variasjon i ulike legers inntegning av målvolum.*

ITV er et geometrisk volum i pasient som med stor sannsynlighet vil omslutte CTV i pasienten under behandling. ITV er nyttig for kliniske situasjoner der usikkerhet i CTV-posisjonen er stor i forhold til innstillingsusikkerheter og/eller de er uavhengige. Et typisk eksempel er lungesvulster som kan ha store variasjoner av posisjon i kranio-kaudal retning.

---

## Setup Margin, SM

SM er en innstillingsmargin som legges på aktuelt volum for å ta hensyn til antatte pasientbevegelser og usikkerhet i pasientoppfølging og feltinnstilling ved hver behandling.

Slike bevegelser og usikkerheter kan skyldes interfraksjonelle bevegelser (posisjonering), intrafraksjonelle bevegelser (under behandling), planlegging, behandlingsteknikk, menneskelige faktorer og egenskaper eller dårlig justering av utstyr.

## Total Margin, TM.

TM er en totalmargin som legges på aktuelt volum for å ta hensyn til alle usikkerheter og variasjoner av pasient og utstyr og er følgelig en kombinasjon av IM og SM. Den legges normalt på CTV for å definere PTV (se nedenfor) eller OAR for å definere PRV (kap.3.3).

Normalt kan ikke IM og SM summeres lineært, men hvis det antas at de er uavhengige av hverandre kan man rent matematisk sette:

$$TM = \sqrt{IM^2 + SM^2}$$

De ulike enkeltdelene som inngår i IM og SM inneholder både systematiske og tilfeldige feil, og disse vil kunne ha ulik effekt på dosefordeling. ICRU 83 angir derfor at man bør være varsom med å summere marginer. Systematiske feil gir et skift i dosefordelingen, mens tilfeldige feil gir en utsmøring av dosen. Å kreve en totalmargin som tar 100 % hensyn til alle usikkerheter og bevegelser vil kreve en uforholdsmessig stor margin.

Det er i dag derfor mer vanlig å basere totalmarginen på studier av systematiske og tilfeldige usikkerheter. Da kan man bruke populasjonsdata og utlede formler for en effektiv totalmargin basert på en viss sannsynlighet for at CTV ligger innenfor PTV. Tabell 4.4 side 50 i ICRU 83 (ref.2) inneholder en oversikt over foreslåtte formler.

## Planning Target Volume, PTV

*PTV er et geometrisk volum som skal sikre at rekvirert dose med akseptabel sannsynlighet blir gitt til alle deler av CTV når det tas hensyn til geometriske usikkerheter som er inkludert i totalmarginen, TM.*

PTV er et geometrisk volum definert ut fra behandlingsapparatets koordinatsystem og derfor uavhengig av pasientens anatomi. Generering av PTV ut fra CTV vil være avhengig av pasientfiksering og prosedyrer for gjennomføring av behandling. I noen kliniske situasjoner vil PTV gå ut mot hud eller på utsiden av pasient, dette vil gi urepresentative beregnede doseverdier i disse områdene. I andre tilfeller vil PTV overlape risikoorgan og/eller marginer rundt disse (kap.3.3). Ved slik overlapp må det bestemmes prioriteringsregler ved optimalisering.

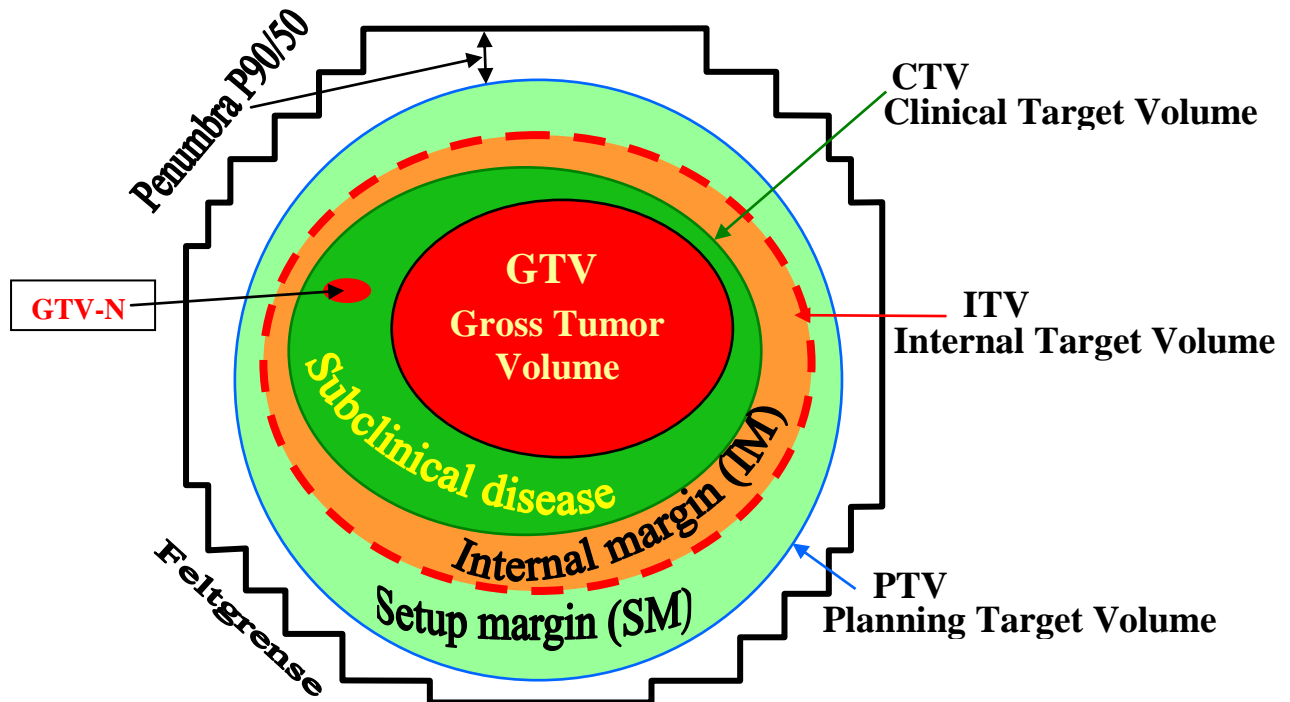
For korrekt rapportering av doser anbefales det ikke at inntegning av det primære PTV justeres på grunn av dette. Det bør heller tegnes inn delvolum av PTV for bruk ved analyse av doser og optimalisering. Ulike dosenivå kan også angis til disse delvolumene ved optimalisering. Den delen av PTV som brukes for normering til rekvirert dose kalles ofte doseringsvolum (se neste side).

Ved oppsetting av strålefelt er det ofte praktisk å bruke en 2D-projeksjon av PTV i stråleretning (BEV, Beams Eye View). En skjematisk 2D-framstilling av hvordan de ulike volumene og marginene henger sammen er vist i Figur 3.1.

## Doseringsvolum

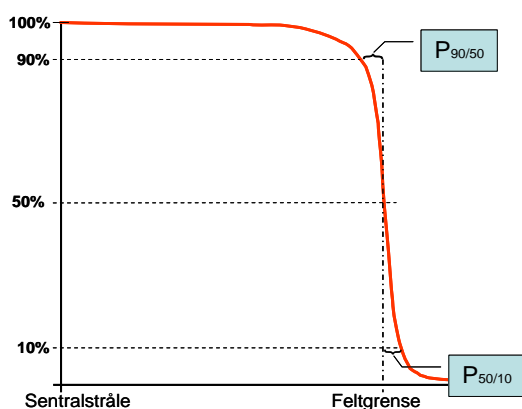
*Doseringsvolum er et hjelpevolum for å kunne bestemme dose til målvolument i de tilfeller der det ikke kan brukes noen av de ovenfor nevnte volumene.*

Eksempler på slike situasjoner er luftkaviteter i målvolument, proteser og tannfyllinger som gir artefakter, eller dosering ut fra dyp/tverrmål når pasientens anatomi ikke er skannet inn. Bruk av doseringsvolum baserer seg mer på skjønn og praktisk tenkning enn definisjon av målvolument ovenfor. (ICRU83 bruker ikke betegnelsen Doseringsvolum, men sier at i visse situasjoner kan det være aktuelt å bruke andre volum enn de definerte).



Figur 3.1 Skjematiske framstilling av volumer og marginer

## Penumbra



Rundt feltgrensen er det et område med stor dosevariasjon over et lite område. Feltgrensen er definert midt i penumbraområdet (halvskyggen) og måles i antall mm. Halvparten av penumrabredden (P<sub>90/50</sub>), se Figur 3.2 må derfor legges på PTV som margin for å bestemme feltgrensen (Figur 3.1). Vær oppmerksom på at i noen sammenhenger brukes P<sub>80/20</sub> som penumrabredde.

Figur 3.2 Skjematiske fremstilling av penumbra på tverrskann.

---

### 3.3 Risiko- og interessevolumer

Disse volumene defineres ut fra samme tankegang som for målvolum, dvs. man starter innenfra med å definere organet og legger på marginer for å ta hensyn til variasjoner og usikkerheter.

#### Organ at Risk, OAR

*Dette er risikoorgan eller andre normalstrukturer som kan medføre betydelig bivirkninger, slik at de vil påvirke planlegging og/eller rekvirering.* (OAR er analogt til CTV).

Aktuelle risikoorgan og hvordan disse skal defineres (f.eks. hele organ, vegg, kun CT-snitt med målvolum, 1-2 cm utenfor feltgrenser etc.) bør angis i kliniske anbefalinger for aktuelle diagnoser.

#### Planning Organ at Risk Volume, PRV

*PRV er risikoorgan med total margin (TM) for både interne variasjoner og innstillingsvariasjoner.* (PRV er geometrisk volum analogt til PTV).

Begrepet er hovedsakelig aktuelt for de risikoorgan med seriell struktur som medulla spinalis (kan da tegne hele spinalkanalen som PRV). Det anbefales at man ikke reduserer marginer selv om PRV da vil overlape PTV. Isteden bør det opprettes delvolum og brukes prioriteringsregler ved doseplanlegging. Dose bør i alle tilfelle rapporteres til det fulle volumet.

#### Interesseorgan, interessevolum

*Dette er organ / volum der en ønsker å registrere doser med tanke på bivirkninger, men der dette ikke påvirker rekvirering og planlegging som for OAR og PRV.*

Eksempel på slikt organ er gonader og kontralateralt bryst, der man for yngre pasienter ønsker å kjenne dosenivået. Dette begrepet er ikke definert i ICRU 83, men er nyttig bl.a. til forskningsformål.

#### 3.3.1 Funksjonell oppbygging av organ

Fra et funksjonelt synspunkt kan organene ofte beskrives i de med seriell eller parallell struktur ut i fra en tenkt vevsarkitektur, men de fleste organ har en mer blandet struktur bestående av både serielle og parallelle komponenter. Lunger og lever har en typisk parallell struktur, medulla og øsofagus har en typisk seriell struktur, mens flere andre (f.eks. nyrer) har en blandingsstruktur.

Den funksjonelle strukturen har betydning for hvilke doseverdier som er mest interessante for organet. For serielle strukturer er det i første rekke maksimaldose som har betydning, mens det for parallelle strukturer vil være både middeldose og hvor stor del av volumet som får over en viss dose. Dette må gjenspeile seg i rapporteringen.

Den funksjonelle strukturen har også betydning for inntegning av volumet. For serielle strukturer er det viktig at alle områder innenfor primærstrålene kommer med for å kunne registrere maksimaldosen med sikkerhet. For parallelle organ må hele organet tegnes inn for å kunne beregne middeldose. Det er ønskelig å kunne sammenfatte pasientmateriale fra ulike sentrer, derfor bør man følge generelle anbefalinger for hva som skal tegnes inn for ulike organ der dette ikke er åpenbart, f.eks. rektum og hjerte. Det ligger utenfor denne anbefalingen å beskrive dette.

Det skal legges til at dette er en "skjematisk" beskrivelse av dose/volum-respons for ulike organer som ikke nødvendigvis er korrekt på et mer fundamentalt biologisk/fysiologisk nivå.

---

### **3.4 Dosegenererte volum: TV/RVR**

Dette er volum som er definert ut i fra dosenivå istedenfor anatomi. Følgelig brukes doseplanleggingssystem og beregnet dosefordeling til å bestemme disse volumene.

#### **Treated Volume, TV**

*TV er et volum innenfor en definert isodose som regnes som tilstrekkelig behandlingsdose ut fra behandlingsintensjon.*

Begrensninger i behandlingsteknikker gjør at dette volumet ofte vil bli forskjellig fra PTV. Det er viktig å bestemme størrelse, form og posisjon på TV i forhold til PTV bl.a. for å kunne evaluere lokale residiv innenfor og utenfor TV. Dette kan typisk være volumet innenfor en 90- eller 95 % isodose. Homogenitets- og konformitetsindekser (kap.A1.1) brukes ofte til slik vurdering.

#### **Remaining Volume at Risk, RVR**

*RVR består av hele det avbildete (skannede) volumet av pasienten, unntatt inntegnede CTV og OAR.*

Dose til RVR kan være nyttig til å bestemme risiko for seneffekter som sekundærcancer.

RVR skiller seg fra det tidligere definerte (ref.5 og ref.7) Irradiated Volume, IV, som besto av hele det bestrålte volumet. Da doser til CTV og OAR vurderes separat ut fra kriterier som gjelder for disse, er det mer hensiktsmessig å bruke RVR istedenfor IV for vurdering av andre seneffekter.

---

## 4 Doser og doserelaterte parametere

I takt med utvikling av bedre bildedannende medier og doseplanleggingssystemer har det vært en utvikling fra å bruke enkle punktdoser til mer å se på volumdoser, særlig ved hjelp av DVH. Da både punktdoser og volumdoser er i bruk vil begge deler bli beskrevet her.

### 4.1 Punktdoser, ICRU-punktdose

**Minimum dose,  $D_{\min}$**

*Denne er laveste dose til et punkt (voksel) innenfor et angitt volum.*

Den tilsvarer  $D_{100\%}$  for aktuelt volum på et kumulativt DVH (Figur 4.1).

**Maximum dose,  $D_{\max}$**

*Denne er høyeste dose til et punkt (voksel) innenfor et angitt volum.*

Den tilsvarer  $D_{0\%}$  for et aktuelt volum på et DVH (Figur 4.1).

**ICRU Reference Dose,  $D_{\text{ICRU}}$**

Dette er dosen til et ICRU Reference Point (ref.5) som er definert som følger:

- Dosen må være klinisk relevant
- Punktet må være lett å bestemme på en klar og utvetydig måte
- Punktet må velges slik at dosen kan bestemmes nøyaktig
- Punktet må være i et område hvor det ikke er stor dosegradient

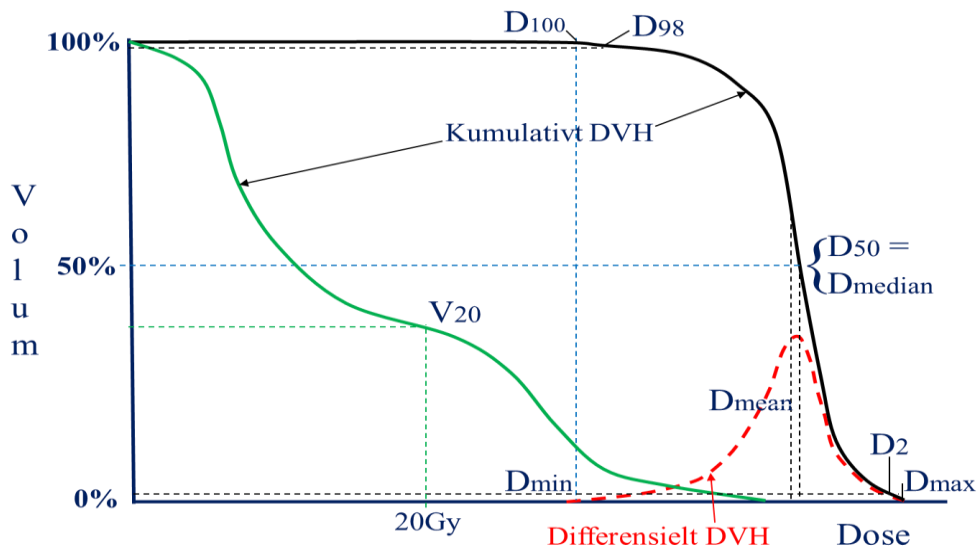
Dette kan oppnås dersom punktet er lokalisert:

- Nær senter eller i sentral del av PTV
- Hvis mulig ved krysning av feltakser

Med nyere volumbaserte behandlingsteknikker er ikke disse kriteriene så relevante lenger, og denne doseangivelsen egner seg derfor ikke for dagens behandlingsteknikker.

### 4.2 DVH-relaterte doser ( $D_v$ )

Da punktdoser ofte er mindre klinisk relevante og er svært følsomme for variasjon i f.eks. pasientbevegelser, voluminntegning og beregningsmatrise, er det ønskelig å erstatte dem med mer robuste og klinisk relevante volumdoser. DVH egner seg godt for å bestemme slike verdier og for å sette krav for automatisk optimalisering av dosefordeling for IMRT.



Figur 4.1 Skjematisk framstilling av kumulativt og differensielt dose-volum histogram (DVH).

**Near Minimum Dose, =  $D_{nmin}$  ( $D_{near-min}$ ) =  $D_{98}$**

*Dette er dosenivået som minst 98 % av aktuelt volum får.*

Følgelig vil det være opp til 2 % av volumet (Figur 4.1) som får en lavere dose. Denne verdien vil være mer robust enn  $D_{min}$  da den ikke er så følsom for variasjon i inntegning, pasientanatomi, pasientbevegelser og dosematrisens plassering og oppløsning.

**Near Maximum Dose, =  $D_{nmax}$  ( $D_{near-max}$ ) =  $D_2$**

*Dette er dosenivået som maksimum 2 % av aktuelt volum får.*

Følgelig vil det være høyst 2 % av volumet som får en høyere dose. Denne verdien vil normalt være mer klinisk relevant enn  $D_{max}$  og ikke så følsom for dosematrisens plassering og oppløsning. Minimumsstørrelse for klinisk relevant maksimumsdose i et volum er ikke lett å bestemme, men ICRU 83 har anbefalt å bruke  $D_2$  for rapportering (for svært små eller store volum bør også andre  $D_V$ -verdier vurderes, se f.eks. Klinisk maksimumsdose nedenfor og drøfting av linsedoser til slutt i kap.A2.4). For volum mindre enn et øye vil volumet av  $D_2$  kunne bli mindre enn en voksel i beregningsmatrisen, og det er bedre å bruke  $D_{max}$  eller et fast volum i  $cm^3$  isteden. Det siste er også aktuelt for medulla hvor variabel lengde kan tegnes inn.

**Median dose,  $D_{median} = D_{50}$**

*Mediandosen er den midterste verdien hvis alle doseverdiene i et volum sorteres etter størrelse. Dette tilsvarer  $D_{50}$  på DVH, det vil si like stort volum får lavere og høyere dose.*

Mediandosen tilsvarer best  $D_{ICRU}$  blant punktdosene og vil normalt være nær middeldosen, men ikke så følsom for små områder med svært høye eller lave doser. Den egner seg godt for rekvirering, normering og rapportering av måldose. Den kan også til en viss grad brukes til normering selv om PTV går på utsiden av pasient.

I analogi med dette kan man også definere og bruke andre volumdoser. Det er særlig for lave doseverdier det kan være aktuelt å bruke  $D_V$ -verdier som  $D_{95}$  og  $D_{90}$ . Suffikset refererer til %-verdi for volumet i DVH-diagram hvis ikke annet er angitt.

### Klinisk maksimumsdose, $D_{2CC}$ .

For maksimumsdosen til hele pasienten vil  $D_2$  som regel gi et for stort volum som klinisk relevant for maksimumsdose. Tidligere ICRU anbefalinger anbefalte et dosevolum med diameter 1,5 cm, det tilsvarer et volum på  $\approx 1,8 \text{ cm}^3$ . For klinisk maksimumsdose i pasient anbefales derfor å bruke  $D_{2CC}$ , dvs. minimumsdose til  $2 \text{ cm}^3$  volum i DVH som får størst dose. Det er litt større volum enn en kule med diameter 1,5 cm, men dette kan være fornuftig da maksimaldosene kan være fordelt på flere mindre volum.

For volum med store dosegradienter bør det presiseres at  $D_{2CC}$  er isodosen som omslutter det mest eksponerte volumet på  $2 \text{ cm}^3$ . Maksimumsdosen i en voksel kan være betydelig høyere.

### 4.3 Middelerdi og standardavvik

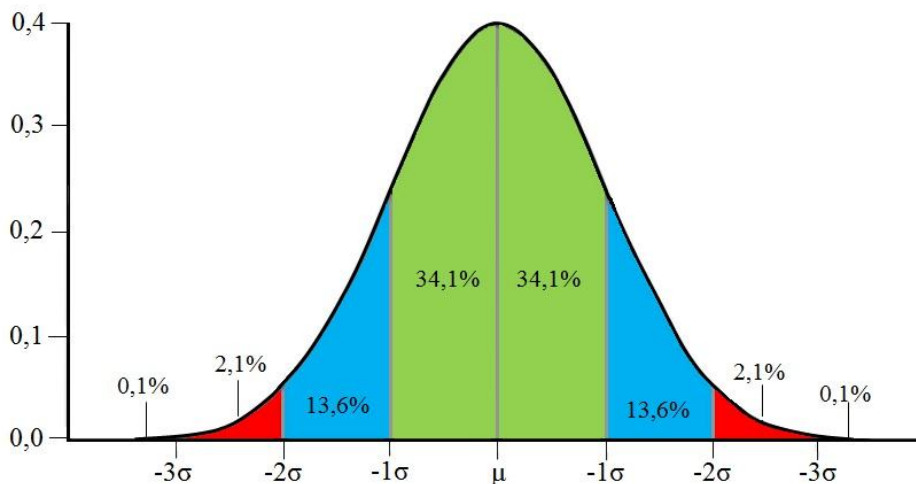
Differensielt DVH for målvolum har ofte en fordeling som er nær normalfordelingen (Gaussfordeling). For en slik dosefordeling vil middelerdi og standardavvik være en god beskrivelse. For risikoorgan vil derimot det differensielle DVH ofte ha en stor grad av skjevfordeling og standardavviket vil da ikke være så relevant.

#### Middeldose, $D_{\text{mean}}$

Dette er den aritmetiske middeldosen til et volum. Den vil normalt ligge i nærheten av mediandosen,  $D_{50}$ , og for en normalfordeling vil de være like. For risikoorgan som har hovedsakelig parallell struktur vil middeldosen være en god parameter, men normalt ikke mediandosen. Middeldose egner seg ikke for PTV som går ut i buildup-området eller utenfor pasienten (se også drøfting i kap.5.2.2, kap.A2.1, og kap.A2.3).

#### Standardavvik ( $\sigma$ ) for middeldose

Standardavviket er et mål for spredningen av verdier rundt middelerdien. For en normalfordelt dosevariasjon ligger 68 % av verdiene innenfor ett standardavvik og 95 % innenfor to standardavvik (Figur 4.2).



Figur 4.2 Normalfordeling (Gauss-fordeling) med angitte standardavvik ( $\sigma$ )



---

#### 4.4 DVH-relaterte volum ( $V_D$ )

For mange organ vil det ha klinisk betydning hvor stort volum som får over eller under en viss doseverdi. Dette gjelder særlig risikoorgan, hvor risikoen må vurderes opp mot hvor stor del av volumet som får over en viss dose.

Dette angis generelt med parameteren  $V_D$ , som angir hvor stor andel (%) av volumet som får over dosen  $D$ . F.eks. vil  $V_{25}$  angi hvor stor andel av volumet som får over 25 Gy. Det kan være aktuelt å angi flere  $V_D$  verdier for et volum, både for å angi toleransegrenser eller for å angi gitte doser.

Da DVH vanligvis vises i % på volumaksen og Gy på doseaksen er det disse enhetene som ICRU anbefaler å bruke for  $V_D$  og  $D_V$ . Det er også en del situasjoner der det kan være aktuelt å gjøre motsatt og bruke % for dose og  $\text{cm}^3$  for volum, f.eks. ved å angi at ikke mer enn  $2 \text{ cm}^3$  av målvolumet kan være over 107 % isodosen ( $D_{2CC}=107\%$  eller  $V_{107\%}=2 \text{ cm}^3$ ). Når man bruker dem motsatt som i dette eksemplet bør alltid enhet angis for suffikset.

#### 4.5 Spesielle parametere for beskrivelse av dosefordeling

For ytterligere å beskrive dosefordelinger brukes stadig mer ulike indekser, dette er særlig aktuelt for dokumentasjon på nivå 3. En god oversikt over homogenitets- og konformitetsindekser finnes i kap.A1.1.

Det er også stadig mer vanlig å bruke mer strålebiologiske parametere for å karakterisere behandlingsplanen. Disse bør brukes med varsomhet siden mye ved den underliggende strålebiologien ikke er kjent, men samtidig kan de være nyttige verktøy om man er klar over begrensningene. Noen av de mest brukte er listet opp i kap.A1.2.

---

## 5 Anbefalinger for rapportering

ICRU 83 beskriver hovedsakelig hva som bør rapporteres, men sier samtidig at det er naturlig å bruke de samme parametere for rekvirering og normering. Hvor det skal rapporteres sier ICRU 83 ikke noe om, og det er vanskelig å angi noe spesifikt for dette. Minimum må verdiene være tilgjengelige i doseplanleggingssystemet, men det er ønskelig at aktuelle verdier rapporteres til andre kliniske kvalitetssystem (se også kap.2.3.1, og kap.5.2.2).

### 5.1 Volumer

Hvilke volumer som skal brukes, bør angis i faglige anbefalinger eller lokale prosedyrer, dette vil kunne variere fra diagnose til diagnose. ICRU 83 angir at CTV og PTV alltid bør tegnes (i tråd med hva som anbefales for doser).

#### 5.1.1 Nomenklatur

Det er viktig at nomenklaturen er entydig og deskriptiv. Hva som trengs i de ulike situasjonene vil variere. Her er en del eksempler som kan være til hjelp for GTV (tilsvarende for CTV):

- GTV\_T, GTV\_N, GTV\_T+N, GTV\_M, GTV\_rT (for tumor, lymfeknuter, metastaser og residiv)
- GTV (MR), GTV (PET-CT): for angivelse av bildegrunnlag for inntegning

For CTV, ITV og PTV er det mange ganger mer naturlig å referere til dosenivå som er gitt (skal gis):

- CTV<sub>40Gy</sub>: volum som ønskes gitt 40 Gy
- CTV<sub>40-70Gy</sub>: volum som ønskes gitt tilleggsdose fra 40 til 70 Gy
- ITV<sub>50Gy</sub>, PTV<sub>70Gy</sub>: volum som ønskes gitt hhv. 50 eller 70 Gy

Det kan også være aktuelt å bruke anatomiske suffiks som CTVbryst og CTVbryst+lkn. Det er også internasjonalt kommet forslag på standardisering av nomenklaturen (ref.11) basert på ICRU 83, men det er usikkert om denne vil få allmenn tilslutning (bruker blant annet dose i cGy).

#### 5.1.2 Dokumentasjon av volum

Generelt er det vanskelig å gi anbefalinger om hvilke volum som skal tegnes for den enkelte pasient. Ifølge ICRU 83 skal alltid CTV og PTV være definert for nivå 2 og 3. Ved overlapp mellom PTV og PRV bør det også brukes delvolum og prioriteringsregler for doseoptimalisering.

Volumer og marginer som er brukt skal angis i behandlingsdokumentasjon for senere gjenfinning. Angivelsen bør være i samsvar med anbefalinger eller retningslinjer som finnes for vedkommende diagnose og behandlingsopplegg.

#### 5.1.3 Forhold til kliniske anbefalinger

Faglige anbefalinger bør i størst mulig grad følge dette dokumentet for å sikre enhetlig forståelse. Det er laget en Mal for faglige anbefalinger i stråleterapi, StrålevernRapport 2010:4 (ref.3) som hjelp til å implementere prinsippene fra dette dokumentet. Hva som minimum skal dokumenteres og rapporteres for den aktuelle diagnose bør stå i den faglige anbefalingen.

---

## 5.2 Doser

Her blir beskrevet hvilke dose- og dosevolum-parametere som skal inngå i minste basis rapportsett pluss anbefalinger om optimalisering, dosehomogenitet og normering.

### 5.2.1 Minimum rapportering nivå 1

På dette nivået kan dosering gjøres ut fra  $D_{ICRU}$ ,  $D_{mean}$  eller  $D_{50}$ . Ofte brukes tabeller til denne normeringen, og de kan være basert på dose til et punkt i dosefordelingen eller doseringsvolum når 3D pasientanatomi ikke er kjent.

Maksimaldose til pasient og minimumsdose til målvolum bør også angis, men disse må ofte estimeres da pasientens 3D geometri ikke er kjent. Verdiene vil derfor ikke være rene punktdoser som  $D_{max}/D_{min}$  eller volumdoser som  $D_2/D_{98}$ , men slike estimat kan være nyttig for senere evaluering av respons.

### 5.2.2 Minimum rapportering nivå 2

På nivå 2 finnes alltid både 3D pasientanatomi med voluminntegninger og 3D dosefordeling. Dokumentasjon av dette bør i første omgang lagres i doseplanleggingssystemet for senere gjenfinning og rekonstruksjon av hva som er gitt av behandling. Dernest bør sentrale parametere rapporteres til pasientjournal, verifikasjonssystem eller kliniske pasientregistre. Det er ønskelig at så mye som mulig rapporteres, men minimum bør følgende parametere rapporteres (ifølge ICRU 83):

- Rapporteringsdose:  $D_{50}^*$  til PTV (se også kommentarer nedenfor)
- Klinisk maksimumsdose til pasient:  $D_{2CC}$  (ikke angitt av ICRU 83)
- PTV:  $D_2$  og  $D_{98}$
- CTV:  $D_{98}$
- GTV/ITV: hvis disse er inntegnet skal tilsvarende verdier som for CTV/PTV rapporteres
- Standardavvik/konfidensintervall (kan være nivå 2 eller 3 ifølge ICRU 83), se kommentar neste side
- Risikovolum:
  - Seriell struktur:  $D_2$
  - Parallell struktur:  $D_{mean}$ ,  $V_D$  (ulike doseverdier  $D$  er aktuelle for ulike diagnoser)
  - Blandingsstruktur:  $D_2$ ,  $D_{mean}$ ,  $V_D$

*\*Da ikke alle doseplanleggingssystem i dag kan normere direkte til  $D_{50}$ , vil det som en overgangsordning anbefales å bruke normering til  $D_{mean}$ . ICRU 83 har ingen anbefaling om volum for normering, bare at det bør være til  $D_{50}$  (se drøfting nedenfor).*

ICRU 83 omhandler rekvirering/rapportering og omhandler i liten grad hvordan det bør normeres. Den angir at det vil være naturlig å bruke  $D_{50}$  siden den verdien er sterkt anbefalt for nivå 2 rapportering, men vil ikke anbefale dette generelt da IMRT-optimalisering kan gi en litt annen verdi. Det er også noen andre aspekt som også taler for ikke å normere til  $D_{50}$  i PTV:

- For PTV som går ut i luft er det meningsløst å normere til middeldose, men det kan fungere bra med mediandose (hvis ikke for stort luftvolum). Inntil doseplanleggingssystemene kan normere til mediandose, må derfor andre volum brukes. For bestråling av bryst eller thoraxvegg vil det være mest naturlig å bruke CTV. Se også eksempel i kap.A2.1.
- For svulster i lungen vil det være store bevegelser og tetthetsgradienter. Dosen i ytterkant av PTV vil da ofte være svært lav sammenlignet med sentralt i svulsten. Normering til

---

middeldose av PTV vil da være ganske følsom for disse lavdoseområdene, mens en mediandose ikke vil være det i så stor grad. Inntil mediandose kan brukes for normering bør derfor middeldose til CTV eller GTV brukes for normeringen. Dette vil gi en mer representativ normering da høydoseområdene i svulsten flytter seg med svulstens bevegelser. Selv etter overgang til å bruke mediandose for normering vil det være aktuelt å bruke CTV som normeringsvolum, se også eksempel i kap.A2.3.

Ut fra dette kan det være naturlig å optimalisere til PTV, eller til  $PTV_{DOS}$  (fratrasket luft, lungevev og overlapp med OAR) der det er aktuelt. I noen av eksemplene i ICRU 83 er det normert til  $D_{50}$  i PTV, mens det i andre havner ut med litt andre verdier p.g.a. automatisk optimalisering til  $V_D$ - og  $D_V$ -krav. Men det kan også være naturlig å velge CTV som standard normaliseringsvolum for å unngå unntak som nevnt ovenfor. Normering er derfor ikke et primært anliggende, men siden CTV er det anatomiske volumet som ønskes bestrålt, bør man tilstrebe nær  $D_{50}$  til dette. Det er også mer ryddig å bruke CTV enn delvolum som  $PTV_{DOS}$ . I doseplanleggingssystemene må det brukes ulike metoder for å dekke opp eventuelt resterende deler av PTV. For spesielle teknikker som stereotaksi vil det heller være  $D_{98}$  det rekvireres og normeres til.

For dosehomogenitet sier ICRU 83 at krav til konfidensintervallet bør være omtrent 85 %, noe som tilsvarer omtrent 1,5 standardavvik (se *Figur 4.2*). Dette konkretiseres med at i lavgradientsituasjoner (dosevariasjon  $<20\%/cm$ ) bør 85 % av målvolument være innenfor 5 %, mens i høygradientsituasjoner bør 85 % av dosen være innenfor 5 mm. Denne anbefalingen erstatter tidligere anbefaling fra ICRU om at dose til PTV bør ligge innenfor området 95-107 %. I praksis er det nok enklest å forholde seg til verdier for  $D_{98}$  og  $D_2$  pluss eventuelle  $V_D$ -verdier.

For svært små risikovolum (elle organ) vil  $D_2$  bli irrelevant da 2 % av volumet er mindre eller lik volumet av en voxel.  $D_2$ -verdien vil da ofte være i et område i kanten av volumet og beregnet ut fra en voxel som ligger utenfor volumet. Doseverdiene gjelder strengt tatt bare i sentrum av hver voxel, mens de i prinsippet er udefinerte mellom sentrene. Det samme problemet gjelder for medulla med lite tverrmål. Ulik inntegnet lengde av medulla vil dessuten kunne gi svært ulike volumer som  $D_2$  beregnes for. I alle disse tilfellene bør det derfor i tillegg til, eller istedenfor,  $D_2$  brukes en annen verdi, dette kan være  $D_{max}$  eller  $D_V$  for et fast lite volum som  $0,1\text{ cm}^3$ . Se også diskusjon til slutt i eksempel A2.4.

### **5.2.3 Minimum rapportering nivå 3**

Minimumsparametere på dette nivået vil være avhengig av studien. Ofte er det internasjonale studier som setter klare krav til hva som skal rapporteres. Ved etablering av nye studier bør følgende vurderes.

For målvolument:

- Angivelse av volumstørrelser
- Middelerdi med standardavvik
- Flere doseverdier på DVH-kurvene eller hele DVH-diagrammet
- Homogenitets- og konformitetsindekser (kap.A1.1)
- Strålebiologiske parametere (kap.A1.2)

For risikoorganer:

- Angivelse av volumstørrelser
- Flere  $D_V$ - eller  $V_D$ -verdier ut fra DVH-kurvene eller hele DVH-diagrammet
- Strålebiologiske parametere (kap.A1.2)

---

## 6 Referanser

1. Levernes S, Johannessen DC. Volum og doser ved strålebehandling: definisjoner, retningslinjer for bruk, dokumentasjon og rapportering: StrålevernRapport 2003:12. Østerås: Statens strålevern, 2003. <http://www.nrpa.no/dav/a1de986ad7.pdf> (19.10.2010).
2. ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83. Journal of the ICRU 2010; vol. 10(1).
3. Frykholm G et al. Mal for utarbeidelse av faglige anbefalinger for strålebehandling i Norge. StrålevernRapport 2010:4. Østerås: Statens strålevern, 2010. <http://www.nrpa.no/dav/4560894481.pdf> (19.10.2012).
4. ICRU. Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons. ICRU Report 29. Washington: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1978.
5. ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50. Washington: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
6. Aaltonen P, Brahme A, Lax I, Levernes S, et al. Specification of dose delivery in radiation therapy. Recommendations by the Nordic Association of Clinical Physics (NACP). Acta Oncologica 1997; 36(Suppl. 10): 1-32.
7. ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62. Washington: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
8. Bjerke H. Om kvalitetskontroll av linac: rapport fra en arbeidsgruppe under KVIST. StrålevernRapport 2010:3. Østerås: Statens strålevern, 2010. <http://www.nrpa.no/dav/aa5d7337cb.pdf> (19.10.2012).
9. IEC. Radiotherapy equipment: coordinates movements and scales. IEC International Standard 61217, Edition 1.1. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2002.
10. Heikkilä IE. Rekvirering av høyenergetisk stråleterapi: behandlingsintensjon og behandlingsplan. StrålevernRapport 2009:12. Østerås: Statens strålevern, 2009. <http://www.nrpa.no/dav/9a09d8f021.pdf> (19.10.2012).
11. Santanam L et al. Standardizing naming conventions in radiation Oncology. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics 2012; 83(4): 1344-1349
12. Feuvret L et al. Conformity index: a review. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics 2006; 64(2): 333-342.
13. Menhel J et al. Assessing the quality of conformal treatment planning: a new tool for quantitative comparison. Physics in Medicine and Biology 2006; 56(20): 5363-5375.

---

---

## **Vedlegg til StrålevernRapport 2012:9 Volumer og doser i ekstern stråleterapi**

Dette vedlegget inneholder

- Oversikt over spesielle indekser og parametere brukt til analyse av dosefordelinger
  - Homogenitets- og konformitetsindekser
  - Biologiske parametere
- Kliniske eksempler for stråleterapi av
  - bryst
  - prostata
  - lunge
  - hode/hals

**Bilder, tabeller og illustrasjoner i dette vedlegget er hentet med tillatelse fra Radiumhospitalet.**

## A1 Spesielle indekser og parametere

For evaluering av volum og doser er det en rekke indekser i bruk. Først vil en generell nomenklatur bli presentert, se også *Figur A1.1* nedenfor, da tilsvarende ofte blir brukt i litteraturen (ref.12 og ref.13).

Volumtyper:

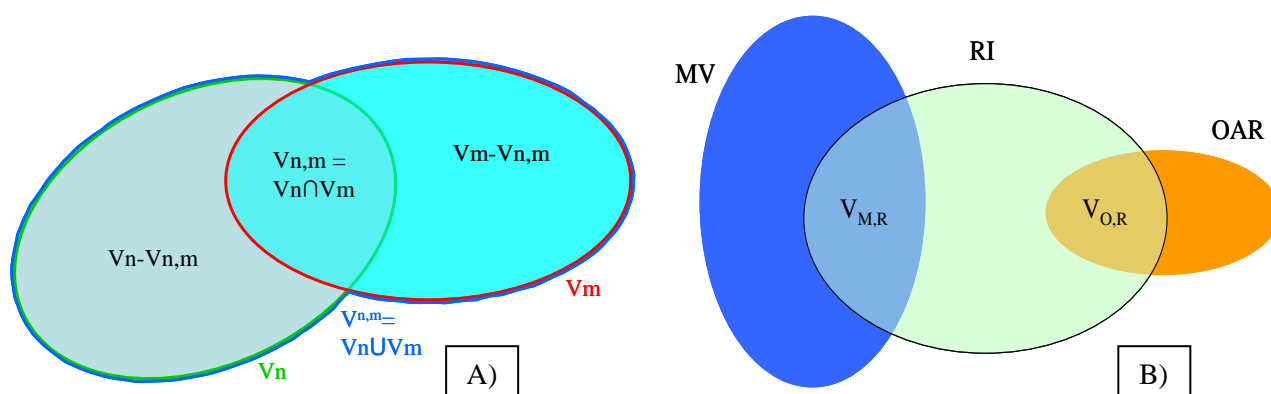
- MV – målvolum (kan være GTV, CTV, ITV, PTV (ICRU83 bruker PTV som hovedvolum))
- OAR - risikoorgan (Organ at Risk)
- RI – referanseisodose (gjelder normalt rekvirert dose,  $D_R$  eller Treated Volume, TV)

Volumer:

- $V_M$  – volumet av aktuelt MV
- $V_O$  – volumet av aktuell OAR
- $V_R$  – volumet av aktuell RI

Fellesvolum og unionsvolum:

- $V_{M,R}$  – fellesvolumet av Mv og RI
- $V_{O,R}$  – fellesvolumet av OAR og RI
- $V^{M,R}$  – unionen av VM og VR



*Figur A1.1* Nomenklatur for sammenheng mellom volum. A) viser generell sammenheng mellom to volum med union ( $V^{n,m}$ , blå linje) og fellesvolum ( $V_{n,m}$ , mørkt gråblått volum). B) viser mer spesifikk sammenheng mellom målvolum, risikovolum og volum innenfor referanseisodose med fellesvolumene  $V_{M,R}$  og  $V_{O,R}$ .

---

## A1.1 Homogenitets- og konformitetsindekser

### Homogeneity index, HI

$$HI = (D_{2\%} - D_{98\%}) / D_{50\%}$$

En lav verdi ( $\approx 0$ ) på HI indikerer en nesten homogen dosefordeling i volumet. Her er mediandosen brukt som normering, men doseres det til andre verdier kan de også brukes. I enkelte tilfeller kan også andre verdier brukes.

Vær oppmerksom på at i noen publikasjoner brukes bare  $D_{98}$  i telleren, da vil optimal verdi være nær 1. Brukes tilsvarende bare  $D_2$  i telleren kalles parameteren **Coverage Index, CO**.

### Conformity index, CI

$$CI = TV / PTV = V_{TV} / V_{PTV}$$

Denne kan brukes når det ene volumet helt omslutter det andre. En verdi nær 1 indikerer god konformitet.

### Jaccard index (Jaccard similarity coefficient), J

$$J = (PTV \cap TV) / (PTV \cup TV) = V_{PTV,TV} / V^{PTV,TV}$$

Dette er en generell utvidelse av konformitetsindeksen CI. DSC er fellesvolumet av PTV og TV dividert på unionen av PTV og TV. En verdi nær 1 indikerer god konformitet.

### Dice coefficient, DSC

$$DC = 2(PTV \cap TV) / (|PTV| + |TV|) = 2V_{PTV,TV} / (|PTV| + |TV|)$$

Denne koeffisienten kalles også i en del sammenhenger for Sørensen similarity index eller **Kappa index, KI**. En verdi nær 1 indikerer god konformitet.

### Target Coverage, TC

$$TC = (PTV \cap TV) / PTV = V_{PTV,TV} / V_{PTV}$$

Den angir hvor stor andel fellesvolumet av PTV og TV utgjør av PTV. En verdi nær 1 vil si god konformitet.

### Conformity number, CN

$$CN = TC \times (PTV \cap TV) / TV = (V_{PTV,TV} / V_{PTV}) \times (V_{PTV,TV} / V_{TV})$$

Denne ligner på DSC og TC, men har en annen følsomhet for fellesvolum og separate volum av PTV og TV. En verdi nær 1 indikerer god konformitet.



## Conformity index, COIN

$$COIN = CN \times \prod_{i=1}^n (1 - C_i) = (V_{PTV,TV} / V_{PTV}) \times (V_{PTV,TV} / V_{TV}) \times \prod_{i=1}^n (1 - V_{O,R} / V_O)$$

der n er antall OAR og  $C_i = (OAR_i)_{>D_{ref}} / OAR_i$ , der teller er del av risikoorgan som får minst referansedosen. Uten risikoorgan vil  $COIN=CN$ . En verdi nær 1 indikerer god konformitet.

Denne konformitetsindeksen brukes mye for brachyterapi, men kan også brukes for ekstern terapi.

## Critical organ scoring index, COSI

$$COSI = 1 - [V_{OAR>tol} / TC]$$

der  $V_{OAR>tol}$  er delvolumet av OAR som får mer enn en viss toleransegrense og TC er Target coverage definert som ovenfor. En verdi nær 1 indikerer god konformitet.

## A1.2 Strålebiologiske parametere

Det finnes ulike strålebiologiske modeller som kan legges til grunn for disse parametrene. Her vil bare bli tatt med noen av de mest vanlige uttrykkene for disse parametrene, og det henvises til lærebøker for mer utførlig beskrivelse.

### Surviving fraction (SF)

Ved å anta at klonogene celler følger den lineær-kvadratiske modellen kan SF skrives:

$$SF = e^{-n(\alpha + \beta d^2)}$$

der n er antall fraksjoner med dose d. Parameterne  $\alpha$  og  $\beta$  finnes ved tilpasning av den lineær-kvadratiske modellen til kliniske data. Denne ligningen for SF forutsetter uniform dosefordeling og cellefølsomhet.

### Tumor control probability (TCP)

Sannsynlighet for lokal tumorkontroll følger en sigmoid kurve fra ingen sykdomskontroll ved en viss lav dose til sikker lokal kontroll ved en høy dose. Ved å anta Poisson-fordeling kan sannsynligheten for at ingen klonogene celler skal overleve skrives:

$$TCP = e^{-N \cdot SF} = 1 / [1 + (d_{50\%} / D)^{\gamma_{50\%}}]$$

der N er antall klonogene celler,  $d_{50\%}$  er dosen hvor TCP er 50 %,  $\gamma_{50\%}$  er helningen ved 50 % tumorkontroll og D er absorbert dose.

For ulike doser og cellefølsomhet over tumor kan formelen skrives:

$$TCP = \prod_{i=1} e^{-n_i \cdot SF(D_i, d_i)}$$

der  $n_i$  er antall klonogene celler i delvolum  $i$ .

### Normal tissue complication probability (NTCP)

NTCP for organ med hovedsakelig seriell struktur er gitt ved:

$$NTCP = 1 - [1 - p(D)]^N$$

Der  $p(D)$  er sannsynligheten for skade på en funksjonell sub-enhet (SFU) med dosen  $D$  og  $N$  er antall FSU. Generell modellering av NTCP er vanskelig da det avhenger av mange variable som organ, dosefordeling i organ, type og grad av komplikasjon og komorbiditet.

### Probability of uncomplicated control (PUC eller $P_+$ )

Dette er en kombinasjon av TCP og NTCP for å kunne rangere doseplaner:

$$PUC = c \cdot (TCP - NTCP) + (1 - c) \cdot TCP \cdot (1 - NTCP) = P_B - P_{B \cap I}$$

der  $c$  er en korrelasjonsparameter,  $P_B = TCP$  og  $P_I = NTCP$ .

Når det ikke er noen korrelasjon mellom disse blir formelen:  $PUC = TCP \cdot (1 - NTCP) = P_B \cdot P_I$

Mens det ved full korrelasjon vil formelen bli:  $PUC = TCP - NTCP = P_B - P_I$ .

### Equivalent uniform dose (EUD)

EUD beskrev opprinnelig den homogene eller uniforme dosen som vil gi samme biologisk effekt som den aktuelle dosefordelingen (mekanistisk modell):

$$EUD = 2 \text{ Gy} \frac{\ln \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (SF_{2 \text{ Gy}})^{D_i/2 \text{ Gy}} \right]}{\ln(SF_{2 \text{ Gy}})}$$

der referansedosen er 2 Gy. Senere har begrepet blitt omdefinert til å være en generalisert middelverdi for både normalvevskomplikasjoner og målvolumer (fenomenologisk modell):

$$g EUD = \left( \sum v_i \cdot D_i^a \right)^{1/a}$$

der  $v_i$  er volumet av en dose-volum bin med absorbert dose  $D_i$  og eksponenten  $a$  er en komplikasjons/tumor-spesifikk parameter. Normalvev med hovedsakelig seriell struktur vil ha en høy positiv verdi på  $a$ , men mer parallelle strukturer vil ha verdi nær 1. For svulster er  $a$  negativ.

### Biological effective dose (BED)

BED beskriver en biologisk effekt ut fra det mye brukte  $\alpha/\beta$ -forholdet:

$$BED = nd \left[ 1 + d / (\alpha / \beta) \right] - K(T - T_{\text{delay}})$$

der  $n$ =antall fraksjoner,  $d$ =dose/fraksjon og  $\alpha/\beta$ =fraksjoneringsfaktor. Det siste leddet tas bare med hvis man vil korrigere for repopulasjon:  $T$ =total behandlingstid,  $T_{\text{delay}}$ =forsinkelsestid (fra start på behandling) før betydelig akselerert repopulasjon starter (f.eks. 28 dager), og  $K$ =biologisk dose/dag nødvendig for å kompensere for celleproliferasjon (=0 for sent responderende normalvev).

### Equivalent dose in 2Gy fractions

For sammenligning med standard fraksjoneringsmønster brukes ofte følgende formel for ekvivalent dose med fraksjonsdose 2 Gy:

$$EQD2 = nd \left[ (d + (\alpha / \beta)) / (2 \text{ Gy} + (\alpha / \beta)) \right]$$

---

### Tolerance dose ( $TD_v$ )

Dette er toleransedosen hvis bare en del av et volum blir bestrålt:

$$TD_v = TD_{v=1} \cdot v^{-s}$$

der  $TD_{v=1}$  er toleransedosen hvis hele organet blir bestrålt,  $v$  er fraksjonen av volumet som får aktuell dose og  $s$  er en vevsavhengig eksponent avhengig av vevsstrukturen. For volum med hovedsakelig parallell struktur vil eksponenten være nær 1, noe som indikerer at sannsynlighet for skade er proporsjonal med bestrålt volum. For volum med hovedsakelig seriell struktur vil eksponenten gå mot null, det vil si at sannsynlighet for skade er omtrent den samme om hele eller bare en liten del av volumet bestråles.

### Sensitivitet og spesifisitet

Dette er to statistiske begreper som bør ses sammen. Sensitivitet måler andel sanne positive som er korrekt identifisert, mens spesifisitet måler andel sanne negative som er korrekt identifisert:

$$\text{Sensitivitet} = \frac{\#sanne\ positive}{\#sanne\ positive + \#falske\ negative}$$

$$\text{Spesifisitet} = \frac{\#sanne\ negative}{\#sanne\ negative + \#falske\ positive}$$

I diagnostikk er en tests sensitivitet dens evne til korrekt å fastslå en diagnose, mens en tests spesifisitet måler testens evne til korrekt å fastslå de som ikke har diagnosen. Høy skåre på begge vil si at testen er god. I stråleterapi brukes begrepene blant annet for å vurdere automatisk konturering av volumer.

## A2 Kliniske eksempler

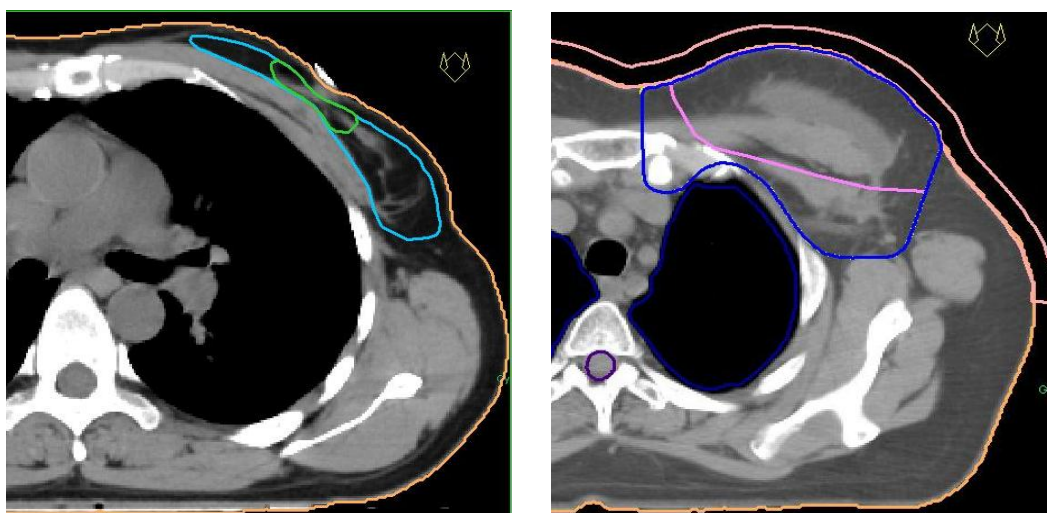
Dette kapitlet erstatter ikke faglige anbefaling for ulike diagnoser, dette er bare eksempler på hvordan dette dokumentet kan brukes for noen utvalgte diagnoser. Derimot bør faglige anbefalinger for de ulike diagnosene følge definisjoner og anbefalinger om nomenklatur og hva som minimum skal rapporteres slik disse er beskrevet tidligere i dette dokumentet. Det betyr at hvilke anatomiske strukturer som anbefales å være med i ulike volum, og størrelse på marginer som bør brukes må man gå til aktuell anbefaling for denne diagnose for å finne. Her vil bare disse definisjonene og anbefalingene for volum og doser bli satt inn i kliniske eksempler for å klargjøre bruken av dem. I disse kliniske eksemplene vil det hovedsakelig bli brukt generelle begreper og i svært liten grad bli brukt absoluttverdier på marginer og doser for å unngå at eksemplene blir oppfattet som anbefaling om slike verdier. Eksemplene anbefaler heller ikke noe om behandlingsteknikker da disse anbefalingene skal gjelde generelt for 3D konforme og IMRT teknikker.

### A2.1 Eksempel på behandlingsplan - brystbestråling

Inntegning av volum og doseberegning baseres normalt helt og holdent på CT-bilder. Ved skanningen kan det være lagt på markører som viser begrensning av bryst og eventuelt operasjonsarr (Figur A2.2A). For opererte pasienter vil det ikke være noe GTV-T, men for uopererte pasienter er det heller ikke vanlig å tegne GTV-T da alt brystvev regnes som CTV-T.

Det er to hovedtyper av behandling, enten bare bryst/thoraxvegg (CTV-T) eller også regionale lymfeknuter (CTV\_T+N). Valg mellom disse gjøres ut fra faglige anbefalinger, der det også må være beskrevet hvilke anatomiske områder som skal være med i CTV-N. CTV-N behandles normalt sammen med CTV-T, men CTV-T gis en tilleggsdose etterpå eller simultant. Disse volumene benevnes ofte CTVbryst+lkn og CTVbryst, og dette tilsvarer CTV\_T+N og CTV-T. En annen variant er å bruke doseangivelse, f.eks. CTV<sub>46Gy</sub> og CTV<sub>50Gy</sub>. Hver av disse benevningsmetodene har sine sterke og svake sider, men for de standardiserte behandlingsmetodene for brystkreft vil alle kunne fungere.

Et ekstra CTV boost-volum, CTVboost, kan tegnes inn for arrområdet (for opererte pasienter) (Figur A2.2A) eller rundt GTV-T (for unge pasienter) (Figur A2.3) hvis disse områdene skal gis en tilleggsdose.

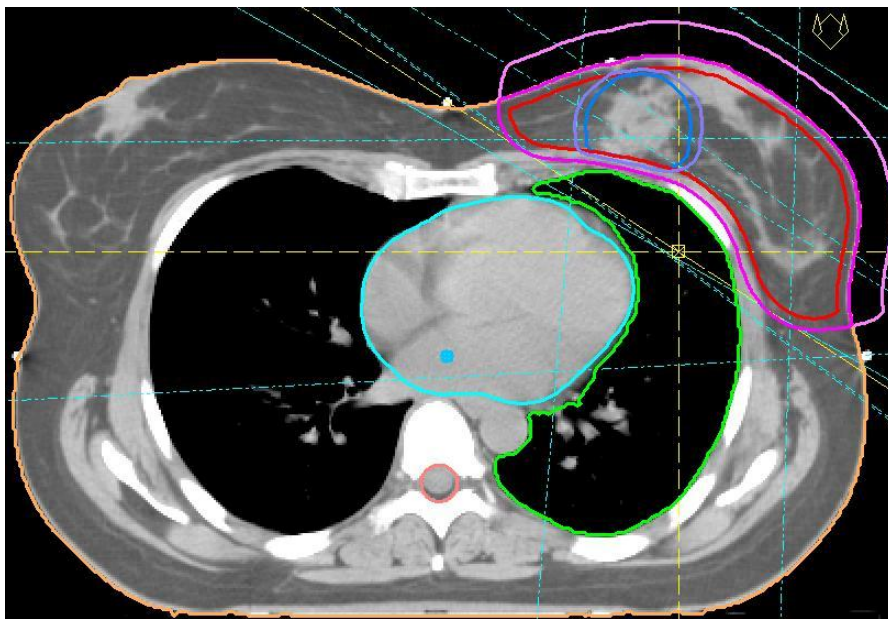


Figur A2.2 A) Operert brystvegg med blystreng over arr og inntegnet volum rundt arr som skal dekkes med bolus. B) Affeksjon ut mot hud. Både CTV-T+N og CTV-T (CTVbryst) er tegnet med 0 mm margin til hud, og det er lagt på bolus over for å sikre god dosedekning ut mot hud.

Normalt er ikke hud affisert og det brukes 5 mm margin fra hud til CTV, tilsvarende brukes det margin inn mot lungen. Ved affeksjon ut mot hud må CTV inkludere huden og bolus brukes for å sikre god dosedekning der (Figur A2.2B).

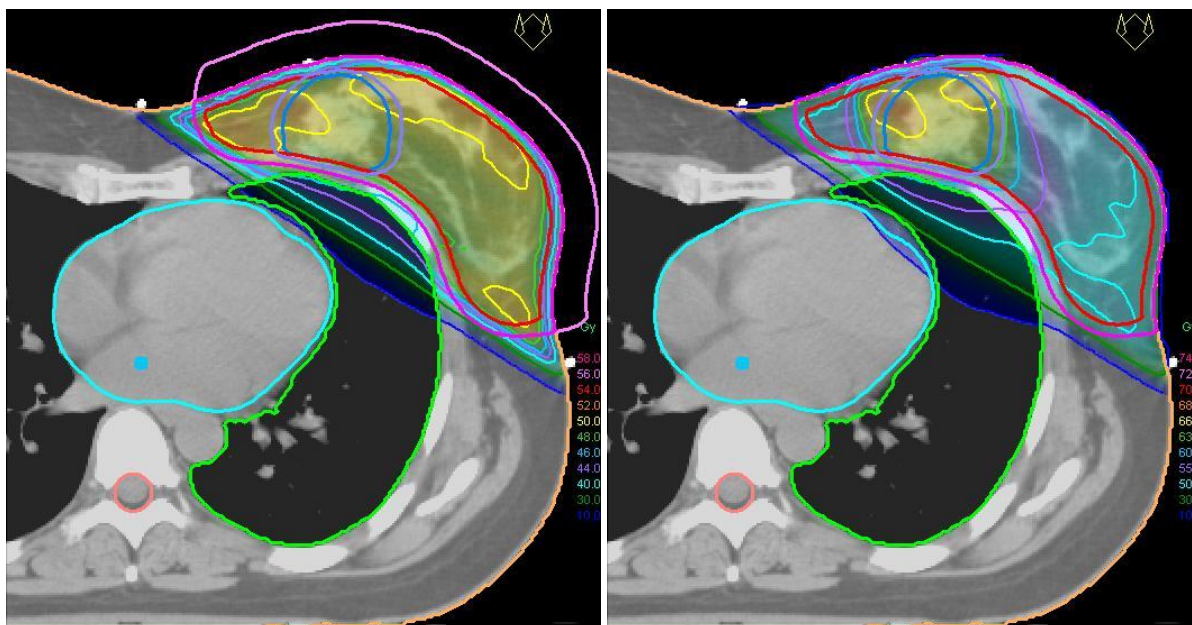
Det kan diskuteres om pustebevegelsen skal regnes som intern variasjon eller ekstern variasjon, den er antakelig en kombinasjon av disse. Da brystbevegelsen hovedsakelig følger hudbevegelsen, er det vanlig å regne dette som ekstern variasjon (innstillingsusikkerhet), og ITV kan da settes lik CTV.

Her vil bli vist i mer detalj et eksempel med venstresidig brystbestråling for 49 år gammel kvinne (Figur A2.3). Internt referansepunkt (blå kule) er bestemt ut fra referansemerker (blyhagl) på hud. CTVbryst og CTVboost er tegnet inn manuelt, mens tilhørende PTV er generert automatisk. Det er viktig å la PTVbryst gå godt ut i luft for å sikre at tangensialfeltene tar høyde for pustebevegelse, opphovning, serom og deformasjoner. Denne marginen kan gjøres vesentlig mindre ved pustestyring under behandling. For vurdering av doser er det også generert et hjelpe-PTV, PTVdosvol, som er del av PTVbryst innenfor ytterkontur. Tangensialfeltene er lagt noen mm utenfor PTV for å ta høyde for penumrabredden ( $P_{90-50}$ ). Da det er tenkt brukt boost med et elektronfelt normalt på huden inn mot CTVboost er det ikke nødvendig å bruke innstillingsmargin i stråleretning for generering av PTVboost.



Figur A2.3 Aksialsnitt av pasient med venstresidig brystkreft. GTV er ikke tegnet inn, derimot CTVbryst (rødt) og CTVboost (blått) rundt et tenkt GTV. Automatisk genererte volum er PTVbryst (lilla) og PTVboost (gråblått) med marginer til respektive CTV og et hjelpe-PTV (mørk lilla), som er begrenset til ytterkonturen. Av risikoorgan er hjerte (lyseblått), venstre lunge (grønn) og medulla (oransje) tegnet inn. Tangensialfeltene og iso-kontrollfelt er også vist, men ikke elektronfelt inn mot PTVboost.

Ved doseberegning bør det brukes en avansert beregningsalgoritme (f.eks. "Collapsed Cone" (CC) eller "Analytical Anisotropic Algorithm" (AAA)) som tar hensyn til variasjon i elektronlikevekt og sidespredning ved store tetthetsvariasjoner (som i overgang brystvegg/lunge og bryst/luft). Tidligere har det vært vanlig å bruke en "Pencil Beam" (PB) algoritme, men den gir en mindre nøyaktig dosefordeling i PTV og risikoorgan.



Figur A2.4 Samme pasient som i Figur A2.3. A) Dosefordeling for planlagt 50Gy til hovedplan. B) Dosefordeling for summert hovedplan og boostplan (16Gy). For boostplanen er det brukt elektronfelt rett inn mot CTVboost.

Ut fra tidligere anbefalinger skulle dosefordelingen normeres til middeldose i ITV, StrålevernRapport 2003:12 (ref.1), eller ICRUs referansepunkt, ICRU50 (ref.5). Den nye ICRU83 (ref.2) anbefaler isteden å bruke median dosen til PTV, men dette er ikke uproblematisk for tangensielle strålefelter mot bryst. For overgang til bruk av ICRU83 vil det derfor her bli drøftet forskjeller og foreslått løsninger med utgangspunkt i beregnede dosefordelinger (Figur A2.4). Dosestatistikk for hovedplan og med boost er vist i Tabell A2.1.

Tabell A2.1 Dosestatistikk for dosefordeling vist i Figur A2.4. Bare doseverdier som er relevante å dokumentere er vist.

| Doser i Gy  | Doseverdier for hovedplan normalisert til 50 Gy |      |      |      |         |       | Doseverdier for hoved+boostplan (50 Gy + 16 Gy) |      |      |      |         |       |
|-------------|---|------|------|------|---------|-------|---|------|------|------|---------|-------|
|             | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean |
| CTVbryst    | 44,8  | 47,4 | 52,2 | 53,6 | 50,0    | 50,1  | 45,1  | 48,9 | 66,4 | 68,0 | 51,5    | 53,4  |
| CTVboost    | 48,1  | 48,5 | 51,2 | 51,8 | 49,6    | 49,7  | 62,9  | 63,6 | 67,7 | 68,0 | 65,8    | 65,7  |
| PTVbryst    |   | 0,0  | 51,8 | 53,6 | 48,7    | 34,7  |   | 48,1 | 66,4 | 68,0 | 49,7    | 36,7  |
| PTVboost    | 44,3  | 48,1 | 51,4 | 51,8 | 49,8    | 49,7  | 59,8  | 62,6 | 67,7 | 68,0 | 65,6    | 65,5  |
| PTVdos      |   | 36,2 | 52,0 | 53,6 | 49,6    | 48,9  |   | 37,0 | 66,0 | 68,0 | 51,0    | 51,7  |
| OAR Hjerte  |   |      | 15,0 | 46,9 | 1,0     | 2,1   |   |      | 19,0 | 51,1 | 1,3     | 2,7   |
| OAR V.lunge |   |      | 45,2 | 49,0 | 1,1     | 6,5   |   |      | 52,2 | 62,1 | 1,8     | 7,8   |
| OAR Medulla |   |      | 0,5  | 0,5  | 0,4     | 0,4   |   |      | 0,5  | 0,5  | 0,5     | 0,4   |

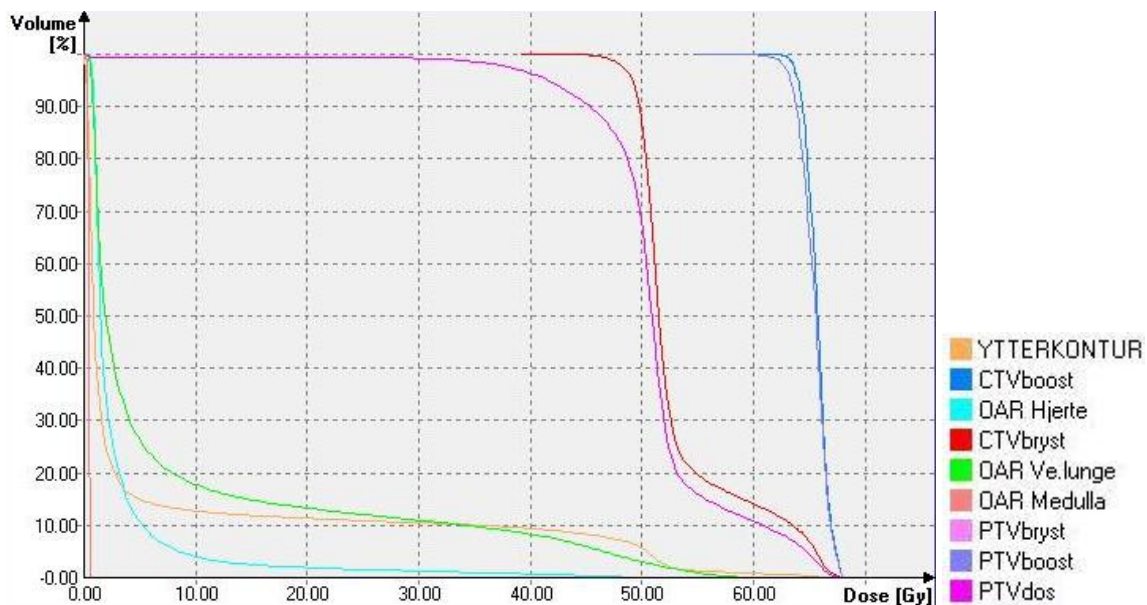
Hovedplanen er normert til  $D_{50}=50,0$  Gy til CTVbryst istedenfor til PTVbryst slik ICRU83 anbefaler. Grunnen er at siden PTVbryst går ut i luft (og dette luftvolumet kan variere betydelig mellom pasienter) er dette volumet uhensiktsmessig å bruke, noe vi ser av at  $D_{50}=48,7$  Gy til PTVbryst. For normering til Dmean til CTVbryst, som har vært vanlig til nå, er forskjellen liten (50,1 Gy mot 50,0 Gy). Derimot kan ikke  $D_{mean}=34,7$  Gy til PTVbryst brukes, derfor har det ikke vært aktuelt å vurdere normering til PTVbryst tidligere. I eksemplet er det også tatt med doseringsvolumet PTVdos med  $D_{50}=49,6$  Gy og  $D_{mean}=48,9$  Gy. Hvis man vil holde seg til at normeringen skal gjøres til  $D_{50}$  for PTV, kan det være dette delvolumet som bør brukes. Da dosefordelingen til CTVbryst i stor grad vil representere fordelingen innenfor PTVbryst, er det mer naturlig i dette tilfellet å normere til  $D_{50}$  for CTVbryst. Dette gir også små forskjeller i forhold til normering til Dmean som har vært mest vanlig tidligere. Dette er ikke helt i tråd med ICRU83, men naturlig å gjøre når PTV inneholder vesentlige luftvolum. For boostvolumet er det i eksemplet ovenfor normert til  $D_{50}=16$  Gy for PTVboost, dette gir

en totaldose på 65,6 Gy til PTVboost. Her er det omtrent likeverdig å bruke CTVboost (totaldose 65,8 Gy) og PTVboost for normering.

Når det gjelder minimums- og maksimumsdoser til volumene vil det være en tilvenningssak å bruke de nye anbefalte verdiene  $D_{98}$  og  $D_2$ . Ved store forskjeller på hhv  $D_{98}$  mot  $D_{\min}$  og  $D_2$  mot  $D_{\max}$  vil det være naturlig å rapportere begge verdier. For tangesialfelt mot brystet er det særlig  $D_{98}$  og  $D_{\min}$  som kan være vesentlig forskjellige, i dette eksemplet 45,1 Gy mot 48,9 Gy for totalplanen. Denne forskjellen er veldig følsom for inntegningsvariasjoner ut mot hud og inn mot lunge. For totalplan med boost vil  $D_{\max}$  være den samme for alle CTV og PTV (=68,0 Gy), mens  $D_2$  vil adskille seg noe fordi den verdien beregnes av ulike volumstørrelser.

Ipsilateral lunge vil alltid være risikoorgan som skal tegnes inn, og dosen til denne vurderes ved feltoppsett og optimalisering. Kontralateral lunge og hjerte er også naturlig å tegne inn selv om ikke strålefeltene treffer disse. Ved bestråling av regionale lymfeknuter bør de deler av medulla (OARmedulla) som ligger i samme område (snitt) tegnes inn. Det kan være aktuelt å tegne inn hele spinalkanalen (PRVmedulla) istedenfor OARmedulla nær behandlet område for å ta hensyn til interne variasjoner og innstillingsusikkerheter. Andre risikoorgan/interesseorgan som thyriodea, plexus, øsofagus, trachea og skulder kan også være aktuelt å tegne inn.

For aktuelt tilfelle er tre risikoorgan tegnet inn, og dosestatistikk for disse er vist i Tabell A2.1. Da bestråling av regionale lymfeknuter ikke er tatt med i eksemplet vil doser til medulla være av liten interesse. I denne planen vil totaldose til hoved- plus boostplan for hjerte og lunge bli vurdert.  $D_{\max}=51,1$  Gy til hjertet er høyt, men av  $D_2=19,0$  Gy går det fram at dette gjelder et svært lite volum.  $D_{\text{mean}}=2,7$  Gy og  $D_{50}=1,3$  Gy er lave verdier, men for mer analyse må DVH vurderes, se Figur A2.5. Ut fra dette DVH fås  $V_{25}=1,3$  % til hjertet, noe som er en lav verdi. For lunge er det vanlig å bruke middelveidi, i dette tilfellet er  $D_{\text{mean}}=7,8$  Gy for venstre lunge, som er en akseptabel verdi. Videre ses av DVH at for lungene er  $V_{20}=13,5$  % og  $V_{40}=8,5$  %.



Figur A2.5 DVH for hovedplan + boost for dosefordeling vist i Figur A2.4.

---

## A2.2 Eksempel på behandlingsplan - prostatabestråling

Inntegning av volum kan gjøres både på CT- og MR-bilder. MR-bildene gir spesielt god framstilling av bløtvev, mens CT-bildene gir elektrontetthet som er nødvendig for doseberegning og mer nøyaktig geometrisk informasjon. Fusjonering av bildesettene gir en bedre undersøkelse, men gir også utfordringer. Volumet av prostata vil ofte bli avbildet større på CT enn MR, dessuten kan ikke de to undersøkelsene gjøres på samme tidspunkt med dagens utstyr. Siden fyllingsgraden av blære og rektum er tidsavhengig vil både posisjon og volum for blære, rectum og prostata kunne variere mellom bildeopptakene. Tumorvev finnes ofte mikroskopisk multifokalt i prostata. Hvis betegnelsen GTV brukes må det referere til verifisert tumorvev. Hele prostata skulle da få betegnelsen CTV og eventuelt inneholde flere GTV.

For CTV kan det være nødvendig at anvendt planleggings-bildemodalitet angis, f.eks. CTV (MR), hvis det kan være tvil om hva som er brukt. Marginer som legges på CTV vil være avhengig av dette. Prostata kan defineres som CTV-T, avhengig av sykdomsbildet vil dessuten hele eller deler av sædblæreene (vesiculae seminalis) regnes med i CTV-T. Det er derfor viktig å angi hva som er med i et CTV-T, f.eks. CTVpros+ves eller CTVprost. Sædblæreene skal normalt ha lavere dose enn selve prostata, og ofte brukes betegnelsen CTVhoved og CTVboost for henholdsvis CTVpros+ves og CTVprost. Vanligvis vil det forstås hva man mener med disse betegnelse, men de angir ikke hva som inngår i volumene. Dette gjelder særlig hvis deler av sædblæreene skal være med i (boost)volumet sammen med prostata.

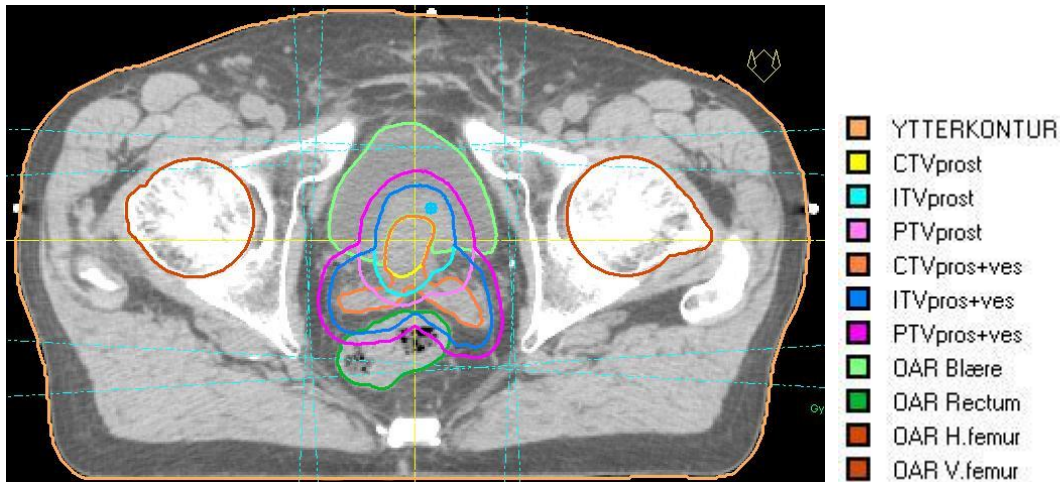
Bevegelsen av prostata i løpet av en fraksjon er som oftest liten, men den interfraksjonelle bevegelsen kan være betydelig. Med nyere avbildningsteknikker på behandlingsapparatet og bruk av ulike markører i prostata har IGRT (Image Guided Radiotherapy) bidratt til en reduksjon i anvendelse av ITV. Til tross for dette vil det alltid være en viss deformasjon og rotasjon av prostata som kan rettferdiggjøre en liten intern margin. Bevegelsen og følgelig marginene rundt prostata er mindre i lateral retning enn i anterior-posterior og kranio-kaudal retning. Dette har sammenheng med rektumfylling (fæcalia, luft) og noen grad blærefylling. En isotrop størrelse på marginer i alle retninger er derfor ikke aktuelt ved generering av PTV (og ITV).

I noen tilfeller har det vært brukt et ”superboost” volum der det har vært satt  $PTV=CTV$  for dette volumet for å få bedre kontroll på dosen til fremre rektumvegg, men dette er en uriktig måte å bruke begrepene på. Det er alltid en margin mellom CTV og PTV ved eksternt bestråling. I praksis medfører dette en liten underdosering i deler av prostata, man godtar med andre ord at randen av prostata ikke oppnår den rekvirerte dosen.

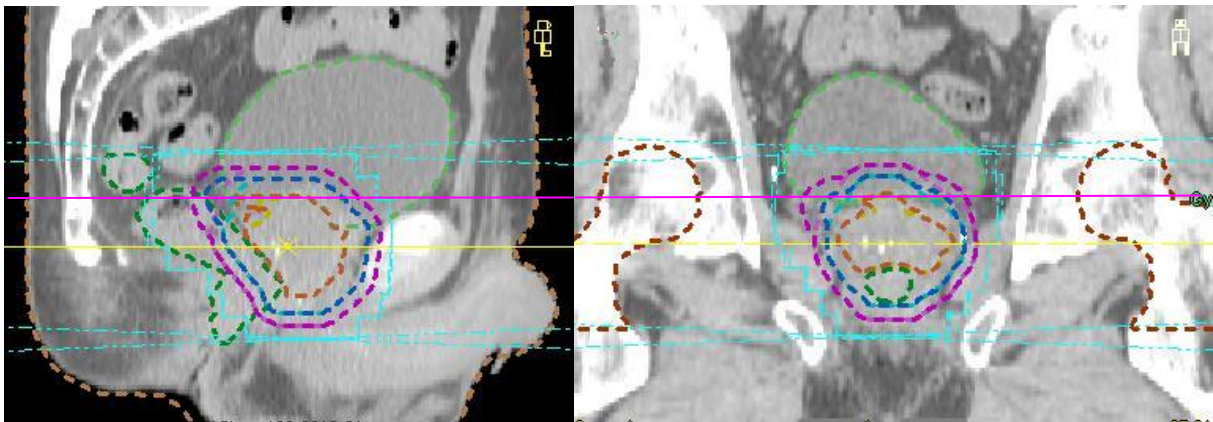
Da doser ifølge ICRU i det minste skal angis til CTV og PTV, vil det være naturlig å angi ønsket dose i volumnavnet, f.eks.  $PTV_{50Gy}$  eller  $PTV_{78Gy}$ . Da rekvirert dosenivå skal være til PTV er det iallfall naturlig å angi dosenivå som suffiks der. For eventuelt ITV vil det også være naturlig å bruke tilsvarende suffiks siden det er et geometrisk volum som PTV. For et anatomisk-medisinsk volum som CTV kan det viktigste være å angi anatomi, men for å se hvilke CTVer og PTVer som hører sammen, er det ofte naturlig å ta med dosenivå der også, f.eks. CTVprost 78 Gy eller  $CTV_{78Gy}$ .

Figur A2.6 viser et eksempel på voluminntegning for prostatapasient, og dette vil bli gått gjennom i mer detalj. Det viste snittet ligger helt i overkant av prostata slik at også sædblærer og urinblære kommer med, se sagittal- og koronalsnitt i Figur A2.7. Internt referansepunkt (blå kule) er bestemt ut fra blyhagl frontalt og begge sider lateralt. Her er tegnet inn CTVpros+ves og CTVpros, sistnevnte er identisk med prostata. Rundt begge disse er det generert et ITV og et PTV med adekvate marginer i tre dimensjoner, i det enkelte snitt vil derfor marginen kunne bli litt større enn den valgte i denne retningen.





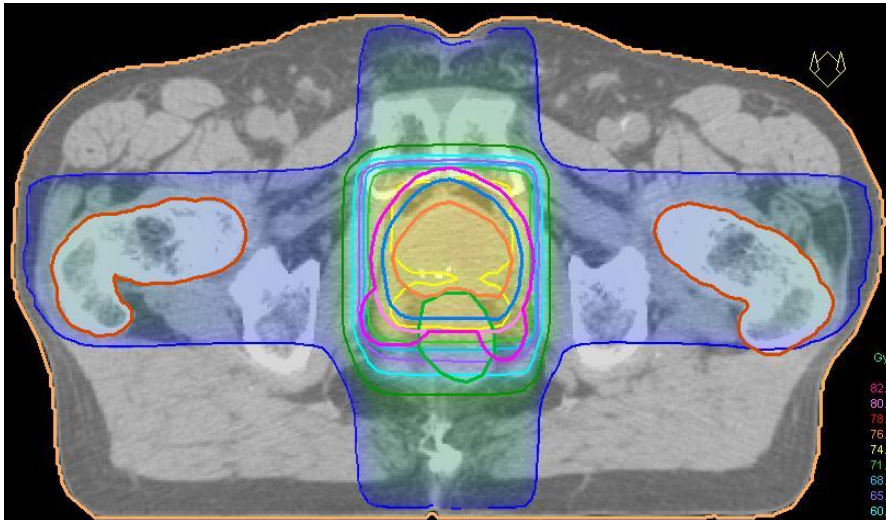
Figur A2.6 Aksialsnitt av pasient med inntegnete målvolum, risikoorganer og felt.



Figur A2.7 Snitt i sagittal og koronal retning for samme pasient som ovenfor i Figur A2.6. Aksialsnittet er avmerket med lilla linje. Gul linje viser sentralstrålen for feltene.

PTV vil normalt overlappe både rektum og blære, dette skaper utfordringer for optimalisering av dosefordelingen. Særlig ved bruk av automatisk optimalisering, som ved IMRT, er det nødvendig å dele opp PTV i delvolum for å kunne sette dosekrav og vektninger for disse. I dette eksemplet er det brukt manuell optimalisering, som er vanlig for dette feltoppsettet, og slike delvolum er derfor ikke tegnet inn.

Valg av beregningsalgoritme spiller mindre rolle da det normalt ikke er luftkaviteter med i beregningsområdet. Derimot kan det ha betydning hvor tynne snittene er for voluminntegning og feltoppsett og hvor tett det er med punkter i beregningsmatrisen for å få god doseoppløsning i områder med store dosegradienter i risikoorgan.



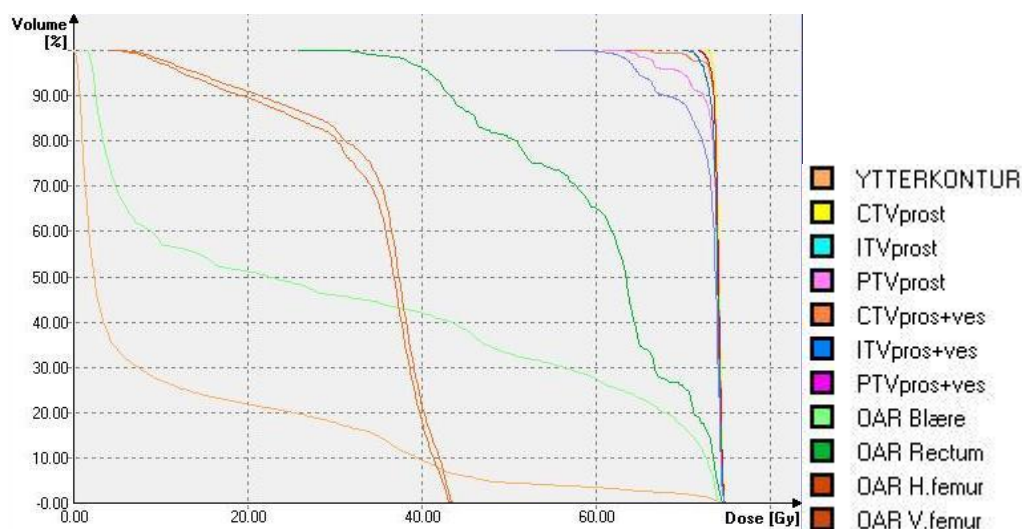
Figur A2.8 Dosefordeling for eksempel vist i Figur A2.6 og Figur A2.7 med rekvirert dose 50 Gy til PTVpros+ves pluss 24 Gy til PTVprost.

Resulterende dosefordeling er vist i Figur A2.8, der dosefordelingen er normert til  $D_{50}=50$  Gy til PTVpros+ves for hovedplanen og deretter til  $D_{50}=24$  Gy til PTVprost. Den summerte totaldosen til PTVprost blir ikke nøyaktig 74 Gy, da hovedplanen ikke er normert til dette volumet, men verdien vil ligge ganske nær (her 73,9 Gy ifølge Tabell A2.2). Med denne behandlingsteknikken (4 felts boksteknikk) vil dose til målvolum bli svært homogen, det vil derfor gi bare små variasjoner om det normaliseres til  $D_{50}$  eller  $D_{mean}$  for hhv CTV, ITV eller PTV. Dette gjelder både hovedplan og boostplan. Rapportering av  $D_2$  eller  $D_{max}$  vil også gi små forskjeller. For  $D_{98}$  og  $D_{min}$  er det derimot større forskjeller, og det kan være aktuelt å rapportere begge hvis forskjellen er stor. I det minste bør forskjellene vurderes under optimaliseringen.

Tabell A2.2 Dosestatistikk for eksempel vist i Figur A2.6 til Figur A2.8.

| Doser i Gy  | Doseverdier for hovedplan normalisert til 50 Gy |      |      |      |         |       | Doseverdier for hoved+boostplan (50 Gy + 24 Gy) |      |      |      |         |       |
|-------------|---|------|------|------|---------|-------|---|------|------|------|---------|-------|
|             | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean |
| CTVpros+ves | 49,2  | 49,6 | 50,6 | 50,9 | 50,1    | 50,1  | 69,2  | 72,9 | 74,7 | 74,8 | 74,2    | 74,2  |
| ITVpros+ves | 48,0  | 48,9 | 50,9 | 51,1 | 50,1    | 50,1  | 57,9  | 65,2 | 74,7 | 74,9 | 74,0    | 73,4  |
| PTVpros+ves | 45,3  | 47,5 | 50,9 | 51,3 | 50,0    | 49,9  | 52,3  | 60,2 | 74,6 | 74,9 | 73,7    | 72,3  |
| CTVprost    | 49,2  | 49,5 | 50,4 | 50,5 | 50,1    | 50,1  | 72,1  | 73,5 | 74,8 | 74,8 | 74,2    | 74,2  |
| ITVprost    | 48,0  | 48,7 | 50,4 | 50,6 | 50,0    | 50,0  | 71,3  | 72,3 | 74,7 | 74,9 | 74,1    | 74,0  |
| PTVprost    | 45,3  | 47,6 | 50,5 | 50,9 | 49,9    | 49,8  | 67,3  | 70,6 | 74,7 | 74,9 | 73,9    | 73,7  |
| OAR Rektum  |   |      | 51,0 | 51,3 | 49,5    | 45,4  |   |      | 74,5 | 74,8 | 65,4    | 62,6  |
| OAR Blære   |   |      | 49,9 | 50,3 | 10,9    | 20,6  |   |      | 73,9 | 74,5 | 14,7    | 29,0  |
| OAR H.femur |   |      | 28,9 | 29,2 | 25,6    | 23,7  |   |      | 42,9 | 43,3 | 37,8    | 35,1  |
| OAR V.femur |   |      | 28,8 | 29,1 | 25,4    | 23,4  |   |      | 42,6 | 43,1 | 37,4    | 34,2  |

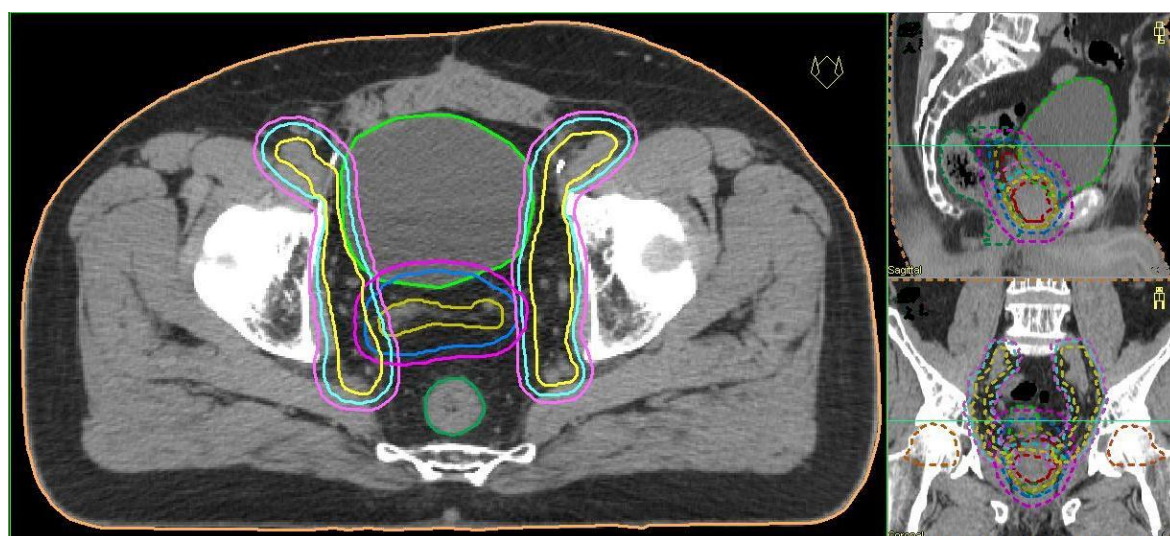
Doser til risikoorgan som blære og rektum kan være svært inhomogene siden de delvis kommer innenfor feltgrensen, og en maksimumsdose eller middeldose vil ikke være særlig informative for klinisk effekt. Doseverdiene  $D_{50}$  og  $D_{mean}$  til disse organene kan være aktuelle for vurdering og rapportering, men ikke alene. Det er også viktig å se på hvor stor del av disse volumene som får over en viss dose, f.eks.  $V_{50Gy}$  eller  $V_{70Gy}$  for rektum. For å finne disse  $V_D$ -verdiene må man normalt bruke tilhørende DVH (Figur A2.9) eller statistikkfunksjon for  $V_D$ -verdier. For rektum i dette eksemplet er  $V_{50Gy}=80,6\%$ ,  $V_{60}=68,2\%$  og  $V_{70Gy}=32,5\%$ . Det kan da diskuteres om dette er akseptabelt eller om planen bør endres før behandling. Slike grenseverdier for ulike organ bør finnes i skriftlige retningslinjer. Dose til hofteleddene må også vurderes, og sidefeltene vektet slik at  $D_2$  eller  $D_{max}$  der ikke blir for høye. Da dosevariasjonen over disse strukturene ofte er liten, kan i mange tilfelle også  $D_{50}$  eller  $D_{mean}$  brukes, men disse er mer følsomme for hvor mye beinstruktur som tegnes inn og om noe av dette ligger utenfor feltene.



Figur A2.9 DVH for prostatapatient behandlet med boksteknikk.

Hvis det brukes relative volumverdier for rektum, må man ha faste regler for hvor mye av rektum som skal tegnes inn, f.eks. 2 cm over/under PTV eller hele rektum fra anus til sigmoideum som ICRU83 foreslår. Vær oppmerksom på at hvis rektuminnholdet er med i inntegnet rektum vil  $V_D$  av et absoluttvolum variere mye med fyllingsgrad, mens  $V_D$  av et relativt volum ikke vil gjøre det i samme grad.

Skal regionale lymfeknuter tas med i bestrålingen, er det viktig først å være klar over hvilke lymfeknutebaner som skal tas med og deretter lokalisere lymfeknuter langs disse. CTV-N (alternativt CTVlkn) vil inkludere aktuelle lymfeknuter og bløtvev imellom. CTV-N vil ikke gå inn i benstrukturer, men kan overlape CTV-T. For generering av PTV-N (eventuelt også ITV-N) må man legge på en margin rundt lymfeknutene, PTV-N vil derfor normalt også dekke noe benvev, men ikke ITV-N (Figur A2.10). Marginer for ITV-N og PTV-N vil normalt være forskjellige fra dem rundt prostata og vesikler. Lymfeknutestasjoner har et annet bevegelsesmønster enn selve prostata. Det betyr at hvis man korrigerer for prostatas posisjon fra fraksjon til fraksjon, vil dette gjøre at det kan brukes mindre CTV-PTV margin for prostata, men større margin for lymfeknuteområder. Dette er et komplekst problem som er en utfordring for matchningsteknikken.



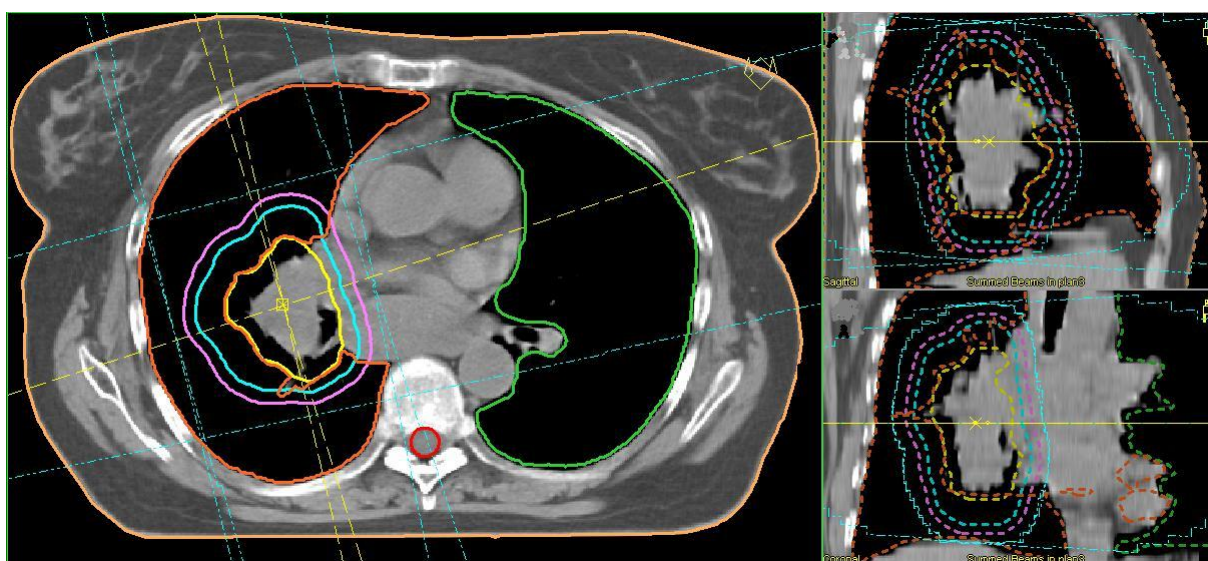
Figur A2.10 Inntegning av områder med lymfeknutestasjoner.

## A2.3 Eksempel på behandlingsplan - lungebestråling

Selv om lungesvulster trer klart fram på CT-bilder, kan de være vanskelig å avgrense og skille fra andre fortetninger i lunge som atelektase. For både GTV-T og CTV-T er det derfor ofte behov for annen informasjon enn bare CT-bilder for avgrensning av volumene. Dessuten vil pustebevegelser føre til tildels store interne bevegelser i lungene, særlig hvis svulsten ligger nær diafragma. Det er derfor ofte nødvendig å bruke store interne marginer i kranio-kaudal retning for generering av ITV-T og PTV-T. 4D CT kan brukes til å bestemme marginene til ITV (interfraksjonell variasjon kommer i tillegg).

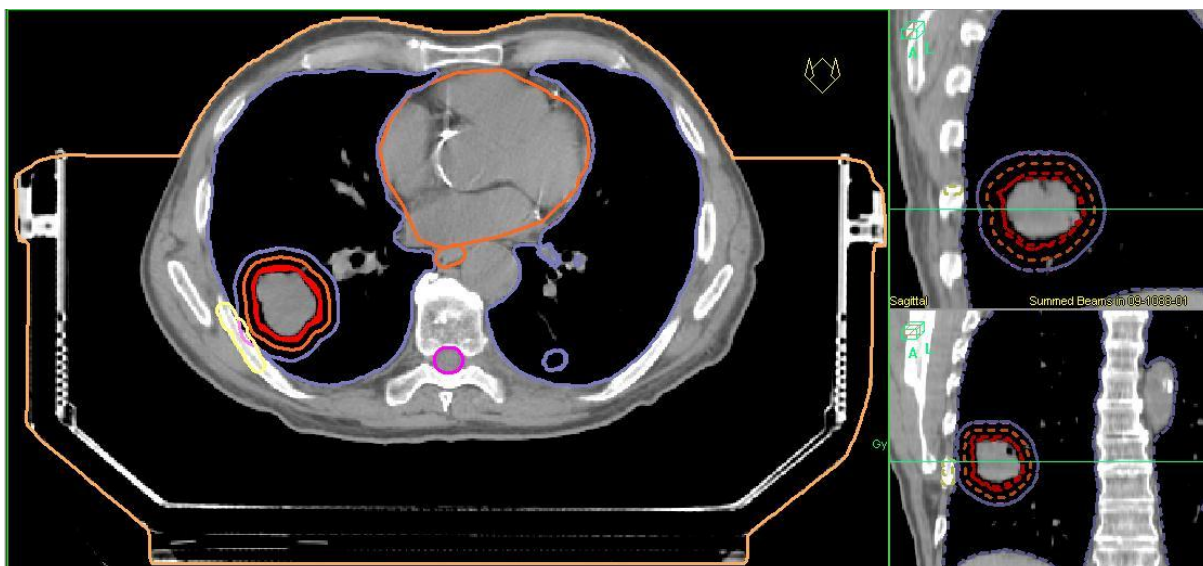
Har man tilgang på PET-CT vil disse bildene kunne være til stor hjelp i bestemmelse av GTV (både GTV-T og GTV-N). Vær da oppmerksom på at opptakstiden for PET-bilder er flere minutter slik at man der får med pustebevegelser. Ved inntegning av tumor på PET-bilder er det derfor ikke et rent GTV-T (PET) volum man får, men noe i retning av et ITV-T (PET) siden interne bevegelser kommer med. Dette er noe av svakheten ved nåværende begreper, ved bruk av PET får vi en intern margin automatisk lagt på GTV før inntegning av CTV. Dette har betydning for marginen som brukes for å generere ITV-T fra CTV-T.

I Figur A2.11 er vist pasient med inntegnet lungetumor på CT-bilde. GTV er ikke tegnet inn da det ikke er tatt PET-CT-skann. Lungesvulster kan ha betydelige bevegelser i kranio-kaudal retning, særlig hvis de ligger nær diafragma eller ikke er fiksert mot mediastinum eller thoraxvegg. På de små sagittal- og koronalbildene ses derfor generert stor margin fra CTV-T (gult) til ITV-T (blått) i kranio-kaudal retning. Det er også generert stor margin lateralt, mens intern margin medialt er liten da bevegelse inn mot mediastinum er begrenset. PTV-T (rosa) er lagt med isotrop margin til ITV-T da innstillingsmarginen regnes som omtrent lik i alle retninger.



Figur A2.11 Pasient med lungetumor. Det er inntegnet CTV (gult), ITV (blått), PTV (rosa) og lunger (brunt, grønt). For høyre lunge er CTV ekskludert fra inntegnet lungevolum.

For å kunne redusere marginer og få mindre bestrålte volum, er det tatt i bruk ulike teknikker. Ved hjelp av pustestyrting kan man avgrense bestrålingstiden til bare å gjelde visse deler av pustesyklusen (såkalt "gating"). Dette vil gjøre at man bruker bare CT-opptak fra tilsvarende del av syklusen for bestemmelse av volumer. Alternativt kan pasienten fikseres i en stereotaktisk ramme (se Figur A2.12) hvor pustebevegelser låses til et minimum med bukpresse. Da kan det brukes små marginer i alle retninger og kontinuerlig bestråling siden det er små forandringer over pustesyklusene. En tredje mulighet er å la strålefeltene følge pustebevegelser (såkalt "tumor tracking").



Figur A2.12 Pasient i stereotaktisk ramme ("Lax-låda").

Interne marginer som bør brukes, vil derfor være avhengig av mange faktorer, og det er viktig at disse blir analysert på forhånd. Mens bestemmelse av GTV-T kan være avhengig av avbildningsmodalitet, bør CTV-T i størst mulig grad være uavhengig av avbildningsmodaliteter, mens størrelsen på ITV-T og PTV-T vil i stor grad være avhengig av fikserings- og behandlingsteknikker.

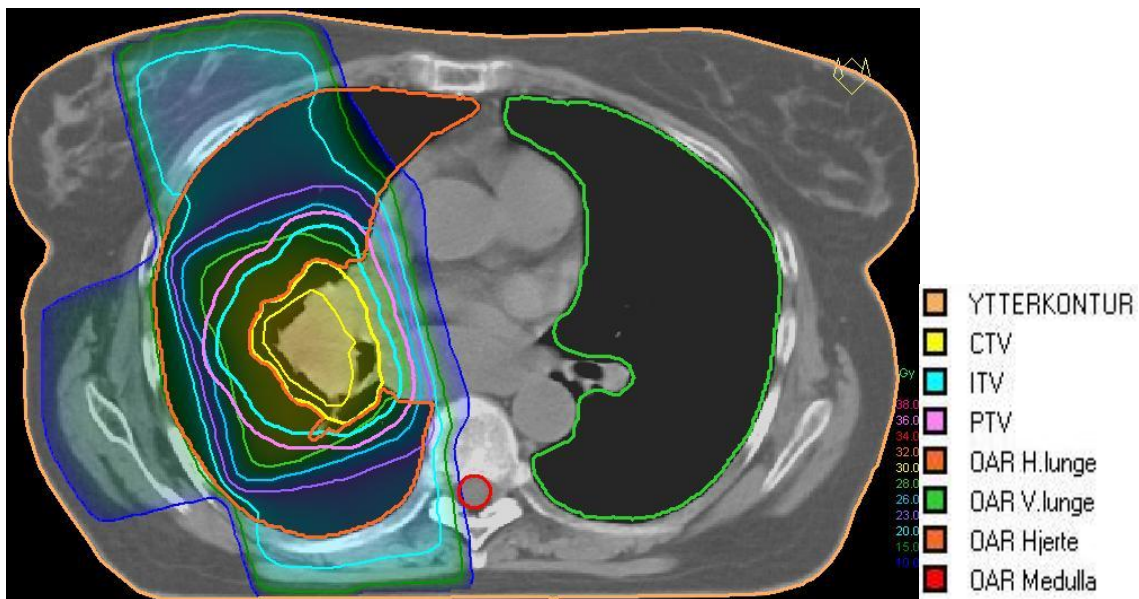
Anbefalingen i ICRU83 om at PTV skal brukes for rekvirering/normering/rapportering er problematisk ved bestråling av lungetumorer. ICRU83 er ikke helt kategorisk på dette punktet, den krever bare at doser alltid skal rapporteres til PTV. Lungetumorer er et eksempel på hvor rekvirering og normering bør være til et annet volum. Grunnen er at GTV vil ha tetthet nær vanlig bløtvev, mens tettheten nær randen av PTV vil være som normalt lungevev (unntatt for områder av PTV som går inn i mediastinum). Dosen i lungevevet vil stort sett være lavere enn i GTV. Dessuten beveger det anatomiske GTV seg innenfor det geometriske volumet PTV, slik at GTV vil "ta med seg" den høyere dosen til der det befinner seg. PTV er følgelig ikke et representativt mål for dose som gis til tumor. På den annen side kan GTV bli litt for lite volum til å være representativt. ITV vil ha noe av den samme svakheten som PTV, men i mindre grad. CTV er det kliniske volumet som ønskes bestrålt, og ICRU83 anbefaler også rapportering av doser til dette volumet. Dette volumet peker derfor seg ut for normering for strålebehandling av lungesvulster..

Tidligere anbefalinger har anbefalt å normere til middeldose, mens ICRU83 (og dette dokumentet) nå anbefaler bruk av mediandose ( $D_{50}$ ). Mediandosen er mindre følsom enn middeldose for små områder med svært lav/høy dose. Ved overgang til bruk av mediandose for normering, synes det derfor naturlig å bruke CTV som normeringsvolum. Det vil ikke være noen stor forskjell fra å bruke GTV eller ITV, men er mest i tråd med ICRU83 som sier at volumene CTV og PTV alltid skal brukes. Følgelig bør doser til både CTV og PTV rapporteres, men CTV brukes for normering. Uten spesiell fiksering eller bruk av gating/tracking vil den interne marginen være stor i kranio-kaudal retning (Figur A2.11), da kan det være aktuelt å rapportere doser til ITV også.

Et annet moment som spiller inn er bruk av beregningsalgoritme. Tidligere har Pencil Beam (PB) vært vanlig å bruke, men den gir generelt for høy dose i lungevev og for smalt penumbraområde. Mer avanserte beregningsalgoritmer, som Collapsed Cone (CC) og Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), har blitt tatt i bruk de senere årene. Disse gir mer korrekt beregning av doser i ulike vev, dette gjelder blant annet de lave dosene i randen av PTV. Det er derfor også viktig å dokumentere hvilken algoritme som har vært brukt for å kunne vurdere resulterende dosefordeling ut fra dette.

I eksemplet i Figur A2.11 er det i tillegg til voluminntegning også satt opp strålefelter med vinklene  $167^\circ$ ,  $252^\circ$  og  $343^\circ$ . Den resulterende dosefordelingen er vist i Figur A2.13. For ipsilateral lunge hvor

tumor ligger, må hensynet til tumordekning vurderes mot lungedose. Dosestatistikk og DVH for rekvirert mediandose til CTV på 30 Gy er vist i Tabell A2.3 og *Figur A2.14*. I dette eksemplet er mediandosen og middeldosen omtrent like for henholdsvis CTV, ITV og PTV, men dosenivået varierer mellom de tre volumene. Dosenivået for CTV-T vil være ganske representativt for GTV-T (ikke inntegnet), mens ITV-T og PTV-T har lavere midlere dosenivå fordi de har med mer av vev med normal lungetetthet. Dosenivået til disse to volumene vil dessuten være følsomme for hvor stor del normalvev i både lunge og mediastinum/thorax som er inkludert. Mediandose er generelt mer robust å bruke enn middeldose, selv om de ikke adskiller seg så mye i dette eksemplet, og mediandose til CTV er mindre følsom for tetthetsvariasjoner enn mediandose til PTV.



*Figur A2.13 Dosefordeling for feltplan vist i Figur A2.11.*

Ved bestråling av mediastinum og mediastinale lymfeknuter må de aktuelle volumene tegnes inn. Glandler med påvist tumor er GTV-N, mens bare forstørrede glandler er CTV-N (kan også inneholde tilhørende lymfebaner). Glandler i mediastinum beveger seg lite i forhold til tumor i lunge, marginer rundt disse trenger derfor ikke være store. PTVmediast må genereres for bestemmelse av feltstørrelse og eventuell normering. Det kan også være aktuelt å bruke et mer generisk doseringsvolum i mediastinum når det mangler informasjon om hvilke lymfeknuter som bør være med. Det som står ovenfor om tumorbevegelse i lunge og normering gjelder derfor ikke for mediastinum, her bør man bruke de mer generelle anbefalingene.

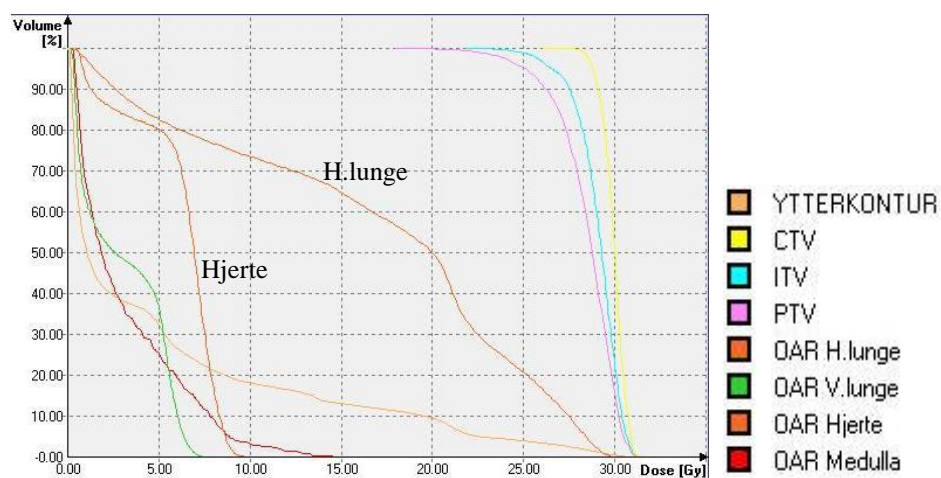
For doser til risikoorganer er i dette eksemplet, Tabell A2.3, tatt med fire volum.  $D_{\max}/D_2$  til medulla er 13,4/11,5 Gy. Begge verdier er lave, men ved overgang til å rapportere  $D_2$  istedenfor  $D_{\max}$  må man vurdere hva slags øvre grense som bør settes. Lungedosen er viktig å vurdere for høyre lunge der tumor ligger, derfor er høyre lunge tegnet inn med et volum som ekskluderer CTV-T. Dette lungevolumet, OARh.lunge, har  $D_{\max}/D_2 = 30,0/29,0$  Gy, omtrent som målvolumene, men det er ikke disse verdiene som er mest interessante for et parallelt organ som lunge. Med  $D_{\text{mean}}/D_{50} = 17,1/20,0$  Gy og  $V_{20} = 50,0$  % er dette en høy belastning som må påregnes når tumor ligger der.

Hjertet får bidrag fra ett av feltene med en ganske homogen dose rundt  $D_{\text{mean}}/D_{50} = 6,2/7,0$  Gy. Noen volumdoser,  $V_D$ , er ikke så interessante når dosenivået er så lavt, men ved et kurativt dosenivå ville både volumdoser og maksimumsdoser til hjertet være av interesse. Hjertet består av ulike funksjonelle deler som kan ha forskjellig strålefølsomhet, men noen god oversikt over dette finnes ikke. Det har derfor vært mest vanlig å betrakte hjertet på linje med organ som har parallell struktur der middeldose og  $V_D$ -verdier må angis. Med mer informasjon om strålefølsomhet til ulike deler av hjertet, kan det

tenkes man bør tegne inn disse separat, f.eks. koronararterier, perikard og hjerteklaffer. Da kan det også være aktuelt å angi  $D_{max}$  for deler av hjertet som for serielle strukturer.

Tabell A2.3 Dosestatistikk for dosefordelingen i Figur A2.13

| Doser i Gy  | Doseverdier for hovedplan normalisert til 30 Gy |      |      |      |         |       |
|-------------|---|------|------|------|---------|-------|
|             | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean |
| CTV         | 26,1  | 28,5 | 31,0 | 31,4 | 30,0    | 30,0  |
| ITV         | 22,9  | 25,6 | 30,9 | 31,4 | 29,3    | 29,2  |
| PTV         | 19,7  | 23,7 | 30,8 | 31,4 | 28,8    | 28,6  |
| OAR Medulla |   |      | 11,5 | 13,4 | 2,0     | 3,2   |
| OAR V.lunge |   |      | 6,7  | 7,6  | 2,7     | 3,1   |
| OAR H.lunge |   |      | 29,0 | 30,0 | 20,0    | 17,1  |
| OAR Hjerte  |   |      | 8,9  | 9,8  | 7,0     | 6,2   |

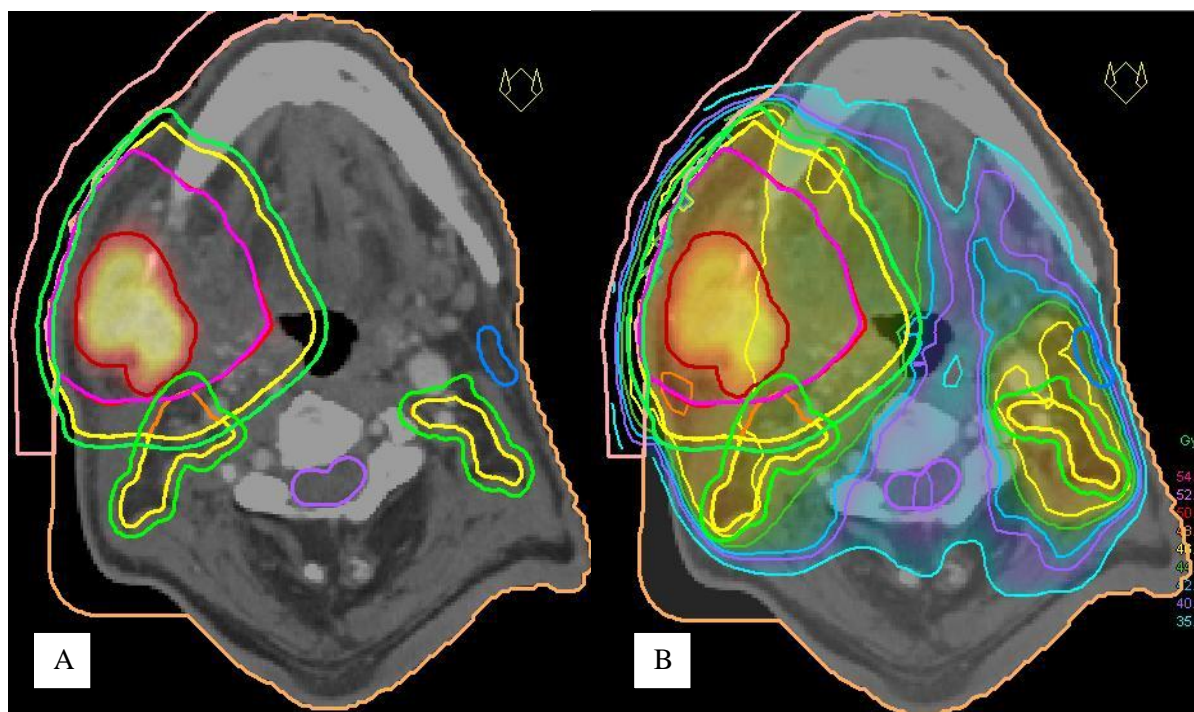


Figur A2.14 DVH for plan vist i Figur A2.13.

## A2.4 Eksempel på behandlingsplan - hode/hals bestråling

I hode/hals-regionen er de interne bevegelsene små, slik at ITV ofte kan settes lik CTV. Med god pasientfiksering vil også innstillingsmarginene bli små, slik at totalmarginen fra CTV til PTV er relativt liten. Bruk av PET-CT er til god hjelp for bestemmelse av tumorutbredelse. Da det stort sett er små interne bevegelser, vil det være et "rent" GTV man kan finne med PET. GTV(PET) trenger ikke være overensstemmende med GTV(CT) (Figur A2.15). Det blir da en klinisk vurdering hvilken dose som ønskes til de ulike GTV-ene.

Tannfyllinger kan ofte skape problem da de danner artefakter i CT-bildene. Ligger tumor i samme snitt er det en utfordring å bestemme GTV og CTV. For doseberegning vil det være problematisk hvis strålingen passerer artefaktene på vei til målvolumet. I mange tilfelle må det tegnes inn hjelpevolum der tetthet settes manuelt. I munnhulen er dette vanskelig da hulrom på CT-bildene kan skyldes både selve munnhulen og være en artefakt. Dessuten kan høye CT-verdier rundt fyllingene være både bein og artefakter eller en kombinasjon av disse.



Figur A2.15 Tumor påvist både på PET- og CT-bilder. A) viser inntegnede volum: GTV(PET): rød, GTV(CT): rosa, CTV<sub>46Gy</sub>: gul, PTV<sub>46Gy</sub>: grønn. Samme farger er brukt for elektive lymfeknuteområder på begge sider, mens PRVmedulla er fiolett og OARv.parotis blå. B) viser samme snitt men overlagret dosefordeling for IMRT-plan dosert til 46Gy.

I eksemplet vist i Figur A2.15 er GTV(CT) vesentlig større enn GTV(PET). Rundt GTV(CT) er det tegnet et CTV og PTV, og man bestemmer seg for å gi 46 Gy til dette volumet, PTV<sub>46Gy</sub>, dvs mediandosen til PTV skal være 46 Gy. Mot lymfeknuteområder med påviste positive lymfeknuter, både på høyre og venstre side, vil man også gi samme dose. Deretter ønskes det å gå opp til 70 Gy på et mindre volum, deler av denne bestrålingen gis ofte parallelt med hovedbestrålingen (konkomitant boost). Strålebehandlingen gis ofte med IMRT (evt. som SIB) for å minimalisere dose til medulla, hjernestamme og glandula parotis på venstre side.

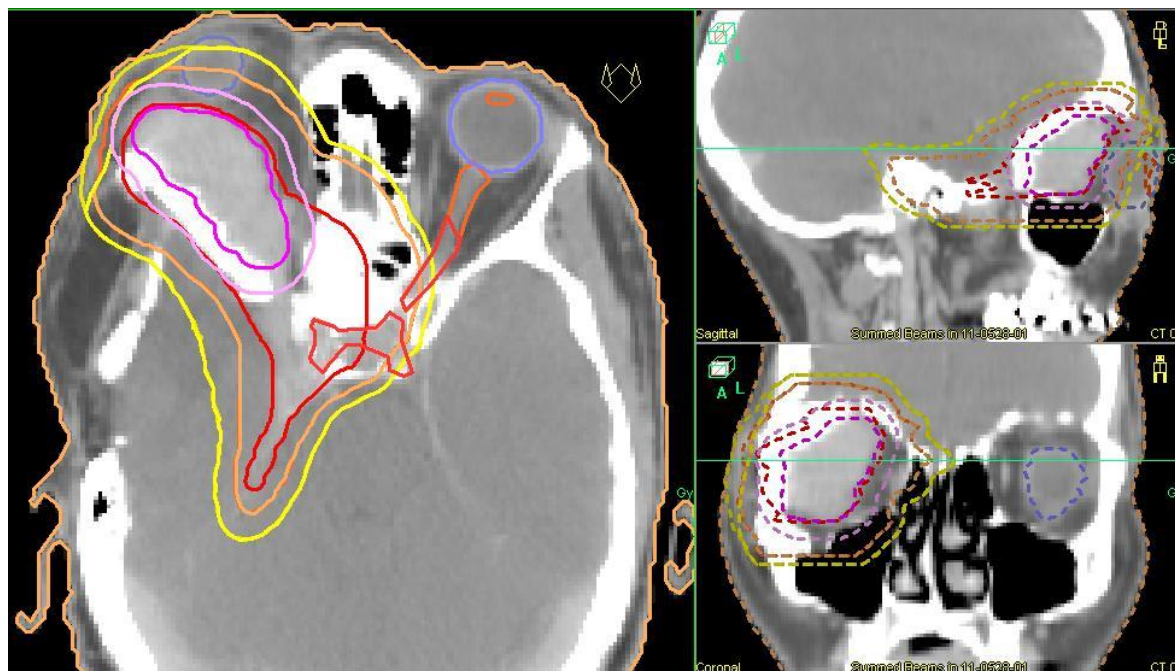


Tabell A2.4 Dosestatistikk for dosefordeling vist i Figur A2.15B.

| Doser i Gy       | Doseverdier for hovedplan normalisert til 46 Gy |      |      |      |         |       |
|------------------|---|------|------|------|---------|-------|
|                  | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean |
| GTV(PET)         | 43,8  | 44,1 | 47,8 | 48,0 | 45,7    | 45,8  |
| GTV(CT)          | 0,0   | 44,1 | 48,0 | 48,9 | 46,4    | 46,2  |
| CTV46Gy          | 0,0   | 44,1 | 48,0 | 48,9 | 46,1    | 46,0  |
| PTV46Gy          | 0,0   | 43,9 | 48,0 | 49,0 | 46,0    | 45,9  |
| OAR Medulla      |   |      | 41,7 | 42,8 | 32,1    | 31,2  |
| OAR Hjernestamme |   |      |      | 30,9 | 20,5    | 18,8  |
| OAR V.parotis    |   |      | 46,9 | 46,9 | 20,5    | 21,8  |

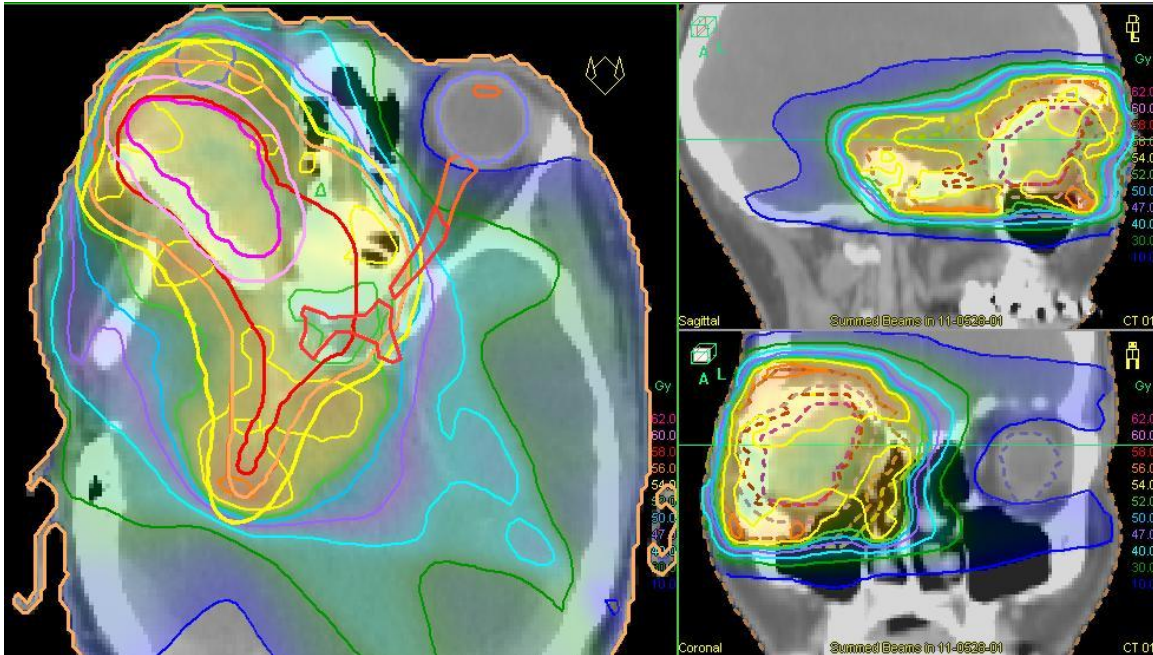
Dosefordelingen for hovedplanen er vist Figur A2.15B, mens dosestatistikk er vist i Tabell A2.4. Normering av dosefordelingen til middeldose eller mediandose vil gi svært liten forskjell uansett om normeringen gjøres til PTV, ITV eller CTV. Overgang til å bruke  $D_{\text{median}}$  til PTV for normering vil derfor ikke by på andre problem enn endrete rutiner for doseplanlegging.  $D_{\text{max}}/D_2$  til medulla og hjernestamme er så lave at det ikke burde være problem å gi den ønskete boost-dosen på 24 Gy. For venstre glandula parotis må det i tillegg til Dmean også vurderes ulike  $V_D$ -doser når det lages en boost-plan.

Svulster i hode/hals-regionen ligger ofte tett opp til ulike risikoorgan, noe som kan skape utfordringer ved optimalisering av doseplanen. PTV (og CTV, ITV) vil ofte kunne overlappes risikoorgan, slik at man bør lage delvolum og prioriteringsregler for vurdering av doser til disse volumene. Dette er særlig aktuelt ved bruk av automatisk optimalisering som brukes ved ulike IMRT-teknikker. Hvilke risikoorgan som skal tegnes inn avhenger av lokalisering av tumor. Nesten alltid vil medulla spinalis være risikoorgan, det kan da være aktuelt i tegne inn OARmedulla og/eller hele spinalkanalen som PRVmedulla. Andre risikoorgan som ofte må tas hensyn er parotis, øyne, synsnerver og chiasma. For øynene kan det være aktuelt å skille ut linser som delvolum, samt fremre og bakre halvdel av øyet.



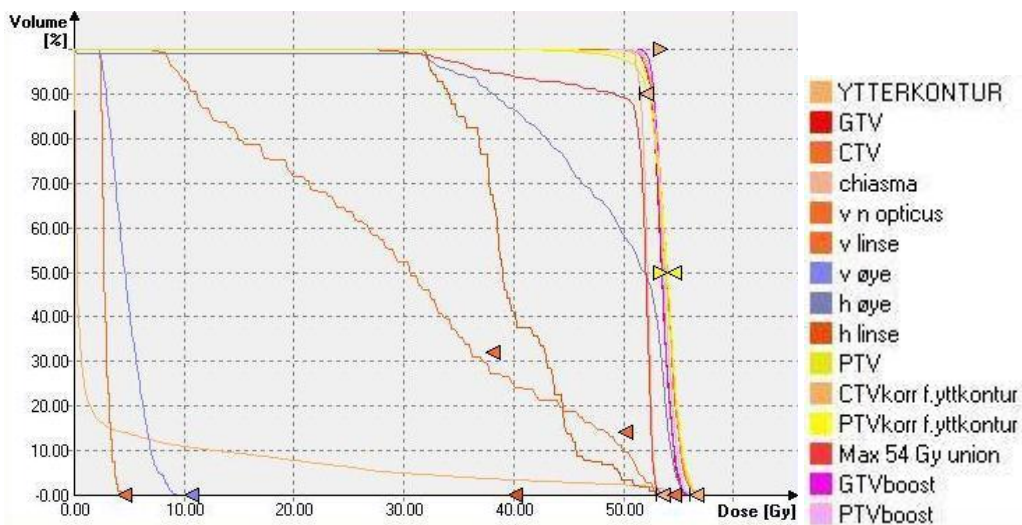
Figur A2.16 Tumor påvist på CT-bilder. Følgende volum er inntegnet: GTV: rød, CTV: oransje, PTV: gul, GTVboost (=CTVboost): rosa, PTVboost: lys rosa, øyne: blå, venstre linse og synsnerve: oransje, chiasma og mediale del av venstre synsnerve: mørk oransje.

I Figur A2.16 er det vist et eksempel på hvordan ulike avveininger påvirker inntegning av volum og delvolum. En stor tumor nær høyre øye og synsnerve gjør at disse organene ikke kan skjermes for høy dose. Derimot vil man prøve å bevare funksjonen til chiasma og venstre øye og synsnerve. Ved optimalisering av IMRT-planen er det derfor lagt strenge begrensninger på doser til disse organene. Hovedplanen skal doseres til 54 Gy, og det er laget en union av chiasma og mediale del av venstre synsnerve der krav til  $D_{max}$  på 54 Gy er vektet svært høyt. For område med stor tumortetthet er det tegnet inn et GTVboost (=CTVboost), PTVboost genereres derfor direkte ut fra GTVboost. Da PTV går helt ut mot hud, men tumor ikke går så langt ut, er det laget et hjelpevolum PTV<sub>dosvol</sub> som går 5mm på innsiden som kan brukes til normering.



Figur A2.17 Dosefordeling for eksempel vist i Figur A2.16

I Figur A2.17 er resulterende dosefordeling vist for hovedplan på 54 Gy (gul isodose). En rimelig homogen dose er oppnådd til hele målvolument samtidig som dosekrav til risikoorgan er oppfylt. Tilhørende DVH er vist i Figur A2.18 og dosestatistikk i Tabell A2.5. På DVH-diagrammet er også vist dosekravene som er brukt ved optimaliseringen (trekanter).



Figur A2.18 DVH for dosefordeling vist i Figur A2.1 med optimaliseringskrav (trekanter) for de ulike volumene til bruk ved generering av IMRT-plan. Volumet Max 54 Gy union gjelder OARchiasma og mediale del av OARv.n.opticus.

Tabell A2.5 Dosestatistikk for doseplan vist i Figur A2.1 med DVH vist i Figur A2.1. Volumet Union Max54Gy er union av OARchiasma og mediale del av OARv.n.opticus.

| Doser i Gy           | Doseverdier for hovedplan normalisert til 54 Gy |      |      |      |         |       |
|----------------------|---|------|------|------|---------|-------|
|                      | Dmin  | D98  | D2   | Dmax | Dmedian | Dmean |
| GTV                  | 49,0  | 51,7 | 55,2 | 56,1 | 53,5    | 53,5  |
| CTV                  | 48,8  | 51,7 | 56,0 | 58,0 | 54,0    | 54,0  |
| CTVkorrr f ytterkont | 48,8  | 51,8 | 56,1 | 58,0 | 54,0    | 54,0  |
| PTV                  | 0,0   | 49,6 | 56,2 | 58,6 | 54,0    | 53,9  |
| PTVkorrr f ytterkont | 44,7  | 50,9 | 56,3 | 58,6 | 54,0    | 54,0  |
| GTVboost             | 51,6  | 52,3 | 55,3 | 55,6 | 53,5    | 53,6  |
| PTVboost             |   | 52,0 | 55,5 |      |         |       |
| OAR V.øye            |   |      | 8,5  | 9,0  | 4,5     | 4,7   |
| OAR V.linse          |   |      | 4,0  | 3,7  | 2,7     | 2,7   |
| OAR V.n.opticus      |   |      | 52,6 | 50,7 | 29,8    | 27,8  |
| OAR Chiasma          |   |      | 53,0 | 53,2 | 52,2    | 52,2  |
| Union Max54Gy        |   |      | 53,0 | 53,2 | 52,1    | 51,7  |

Normering er gjort til PTVdosvol, dvs. PTV korrigert til 5mm innenfor ytterkontur, istedenfor PTV. Av Tabell A2.5 går det fram at det er så lite av PTV som går på utsiden av ytterkonturen at normeringen ville bli det samme uansett om man brukte PTV eller PTVdosvol. Dosen er så homogen at  $D_{\text{median}}$  til CTV og CTVdosvol også ville være det samme. Dmean til begge CTV og PTV blir da også ganske like, noe som antakelig ikke ville være tilfelle om mer av PTV hadde gått mer ut i luft.

For venstre øye og linse oppnås akseptable maksimaldoser, men legg merke til at  $D_2$  er litt større enn  $D_{\text{max}}$ . Dette skyldes hvordan doseplanleggingssystemet finner disse verdiene. For  $D_{\text{max}}$  ser systemet etter om senter av vokslene ligger innenfor volumet, mens for  $D_2$  ser det også etter deler av vokslar. For svært små volum kan dette gi slike underlige effekter. For å sikre at dosen til chiasma og synsnerven ikke overstiger 54 Gy er det laget et hjelpevolum, en union av chiasma og mediale del av synsnerven der det er satt som absolutt krav ved optimaliseringen at dosen er lavere enn denne verdien, noe optimaliseringsprogrammet har klart å overholde.











Statens strålevern  
Norwegian Radiation Protection Authority

**StrålevernRapport 2012:1**

Strategisk plan 2012–2014

**StrålevernRapport 2012:2**

Virksomhetsplan 2012

**StrålevernRapport 2012:3**

Polonium-210 and other radionuclides in terrestrial, freshwater and brackish environments

**StrålevernRapport 2012:4**

Potential consequences in Norway after a hypothetical accident at Leningrad nuclear power plant

**StrålevernRapport 2012:5**

Roller, ansvar, krisehåndtering og utfordringer i norsk atomberedskap

**StrålevernRapport 2012:6**

Radioaktive stoffer – tilførsler, konsentrasjoner og mulige effekter i Norskehavet

**StrålevernRapport 2012:7**

Stråleterapi i Norge – Generelle trender 2001–2012

**StrålevernRapport 2012:8**

Vurdering av jodtabletter som aktuelt tiltak i norsk atomberedskap

**StrålevernRapport 2012:9**

Volum og doser i ekstern stråleterapi