

Bestrahlungsplanung

Berechnung der Dosisverteilung perkutaner Photonenstrahlung

Aufgabe der physikalischen Therapieplanung:

Nach Vorgabe des therapeutischen Zielvolumens und der Risikoregionen Durchführung einer rechnerischen Simulation möglicher Bestrahlungsmethoden vor der Bestrahlung und deren Optimierung.

Voraussetzung:

Berechnung quantitativ korrekter Dosisverteilungen im Patienten

Grundlage der Therapieplanung

Berechnung von Einzelfeldern unter besonders einfachen Referenzbedingungen für die Feldgeometrie, die Phantombeschaffenheit und den Einfallswinkel der Strahlung auf die Oberfläche des Phantoms.

Basis: Messungen

1. Schritt

Korrekte Berechnung einfacher rechteckiger oder quadratischer Felder mit senkrechtem Strahleinfall im homogenen Phantom mit dosimetrischer Verifikation.

2. Schritt:

Modifikation der einfachen Felder durch strahlformende Elemente
(Keilfilter)

3. Schritt:

Berücksichtigung der Patientengeometrie (Konturen, Inhomogenitäten und die Kombination mehrerer Felder zu einem physikalischen Gesamtplan. Planungssystem muss auch die notwendige Dokumentation (Isodosen) mit unterlegten Patientendetails erstellen

Berechnung der Dosisverteilung

Ansätze:

Verschiedene Ansätze

Unterschiede in den Basisalgorithmen zur Berechnung

Je Physikalischer desto flexibler desto rechenintensiver

Verfahren:

- Monte-Carlo Methoden

- Matrixverfahren

- Näherungsverfahren mit speziellen Funktionen

- Separationsverfahren

Monte-Carlo Methoden

Methode:

- Verfolgung des Weges einzelner Photonen durch das absorbierende Medium
- Erster WW-Ort des primären Photons, Streuwinkel, Wege der gestreuten Photonen bis zur nächsten WW werden durch Zufallszahlen bestimmt.

Zufallszahlen werden in die physik. Formeln zur Berechnung der WW-Orte und der Absorption oder Streuung der Photonen eingesetzt.

Um die Rechnung mit guter Genauigkeit durchführen zu können sind die Schicksale von etwa 10^6 Photonen zu verfolgen.

Monte-Carlo Methoden

Strahlentherapie mit ultraharten Photonen:

Photoeffekt, Comptoneffekt, Paarbildung

Art und Ort der Wechselwirkung wird mit Zufallszahlen z aus dem Intervall $[0,1]$ bestimmt.

Relative Wahrscheinlichkeiten bei der gegebenen Photonenenergie E sind:

$p_{\text{photo}}, p_{\text{compton}}, p_{\text{paar}}$

Es gilt: $p_{\text{photo}} + p_{\text{compton}} + p_{\text{paar}} = 1$

$z < p_{\text{photo}}$ Photoeffekt

$p_{\text{photo}} < z < (p_{\text{compton}} + p_{\text{photo}})$ Comptoneffekt

Sonst Paarbildung

Monte-Carlo Methoden

Ermittlung des Ortes der ersten Wechselwirkung

$$I(x) = I_0 e^{-\mu E x} \text{ mit } I_0/I(x) = z$$

$$x = \ln(z)/\mu E$$

Mit dieser Gleichung auch Berechnung der weiteren WW-Orte.

Je nach WW-Art unterscheiden sich die Ansätze (Photoeffekt, Comptoneffekt, Paarbildung)

Matrixverfahren

Experimentelle Daten des Bestrahlungsgerätes werden in Form von mehrdimensionalen Matrizen dargestellt und in das Planungssystem eingegeben.

Keine analytischen Ausdrücke für den Verlauf der Dosis.

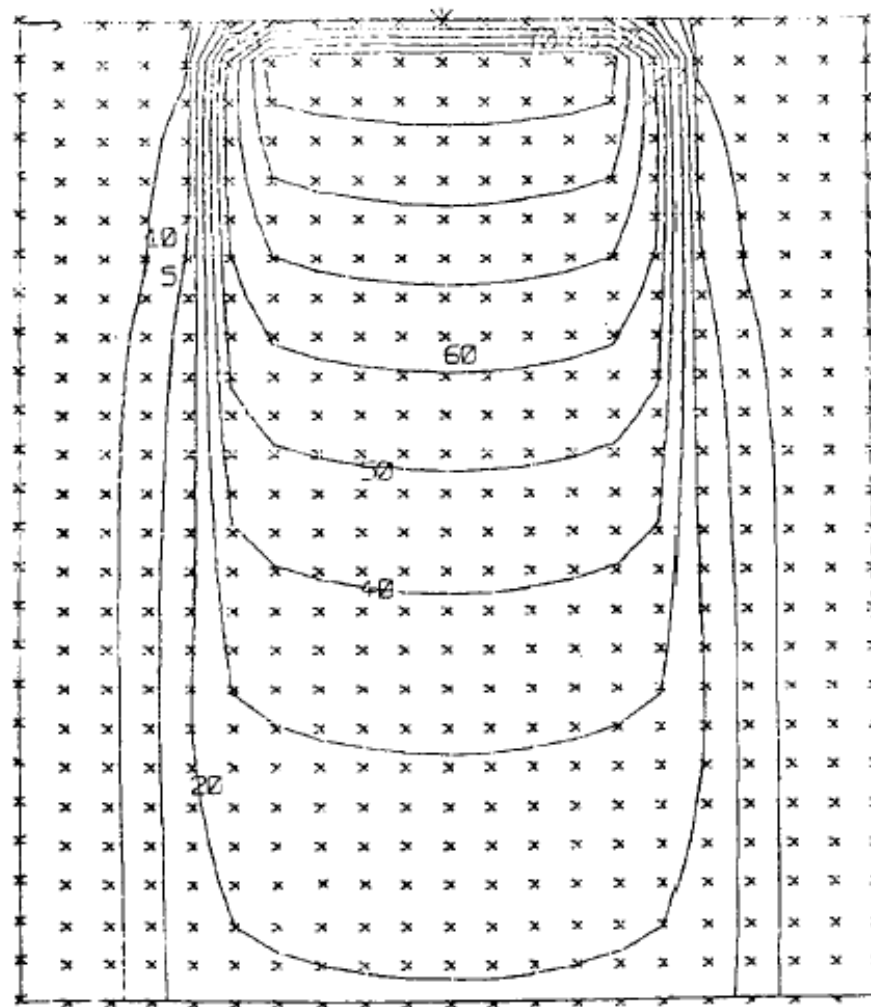
Je nach Genauigkeitsanforderungen zwischen 10^4 und 10^5 Einzeldaten (zweidimensionale Darstellung)

Verfahren ist unflexibel, nicht für Volumendosisberechnungen geeignet (individuelle Streuung nicht berücksichtigt)

Kurze Rechenzeiten

Nicht mehr in Verwendung

Matrixverfahren



Näherungsverfahren

Verwendung empirisch analytischer Ausdrücke zur Beschreibung der Dosisverteilung.

Beschreibung zweidimensionaler Dosisverteilungen durch:

1. Absolutdosisleistung
2. Tiefendosisverteilung
3. Querprofile

Unterschiede in den verwendeten Näherungsalgorithmen.

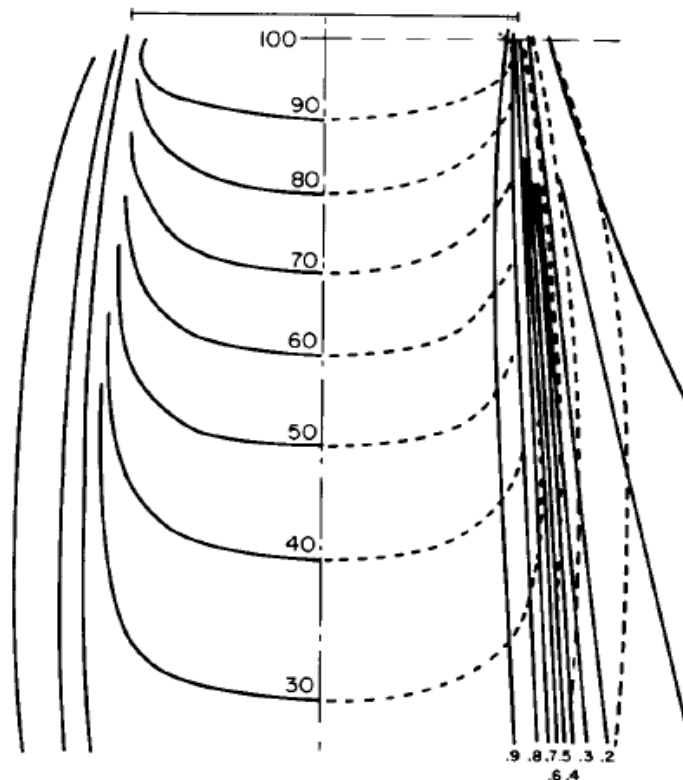
Viele Ansätze stark vereinfacht; Annahme der geradlinigen Ausbreitung von hochenergetischer Photonenstrahlung im Medium.

Näherungsverfahren

Dekrementlinienverfahren

Dekrementlinie:

Linien gleicher relativer, auf die Dosisleistung auf dem Zentralstrahl in gleicher Phantomtiefe bezogene Dosisleistung



Näherungsverfahren

Dekrementlinienverfahren

$$D(x,y,z) = D_0 \text{ TD}(z) \text{ QP}_z(x,y)$$

Separationsverfahren

Einflüsse auf das Photonenstrahlenbündel:

- Strahlergeometrie

- strahlformende Elemente des Strahlerkopfes

- Wechselwirkung im durchstrahlten Medium (Absorption, Streuung)

Ansatz:

- Trennung in

 - Primärstrahlenbündel (incl. Strahlerkopfeinflüsse)

 - Streustrahlungsbeiträge (Feldgrößen-, Tiefenabhängigkeit)

$$D(x,y,z) = D_{\text{primär}}(x,y,z) + D_{\text{streu}}(x,y,z)$$

Bestimmung d. primären Strahlprofile

Messung frei Luft

Bei hohen Photonenenergien (Bragg-Gray-Bedingungen!) Berechnung
aus Dosisprofilen aus Phantommessungen

Bestimmung d. Streustrahlungsanteile

Bestimmung aus zur Feldgröße Null extrapolierten experimentellen Gewebe-Luft-Verhältnissen in der jeweiligen Phantomtiefe

Differenz von Gewebe-Luft-Verhältnis bei endlicher Feldgröße und demjenigen bei verschwindender Feldgröße mit einer Gewebeschicht der Dicke z ist das

Streu-Luft-Verhältnis (SAR) bzw. das Streu-Maximumsverhältnis (SMR) bei Messungen unter Hohlraumbedingungen

$$\text{SAR}(z, \text{FG}) = \text{TAR}(z, \text{FG}) - \text{TAR}(z, \text{FG}=0)$$

$$\text{SMR}(z, \text{FG}) = \text{TMR}(z, \text{FG}) - \text{TMR}(z, \text{FG}=0)$$

Sektormethode

SAR bzw. SMR werden im Planungsprogramm meist in Form von Tabellen für kreisförmige Bestrahlungsfelder gespeichert.

Dosis auf dem Zentralstrahl eines kreisförmigen Feldes in der Tiefe z läßt sich wie folgt berechnen:

$$D(z,FG) = D_a(FG) [TAR(z,FG=0) + SAR(z,FG)]$$

Für nicht kreisrunde Felder erfolgt eine Zerlegung in Kreissektoren

Sektormethode

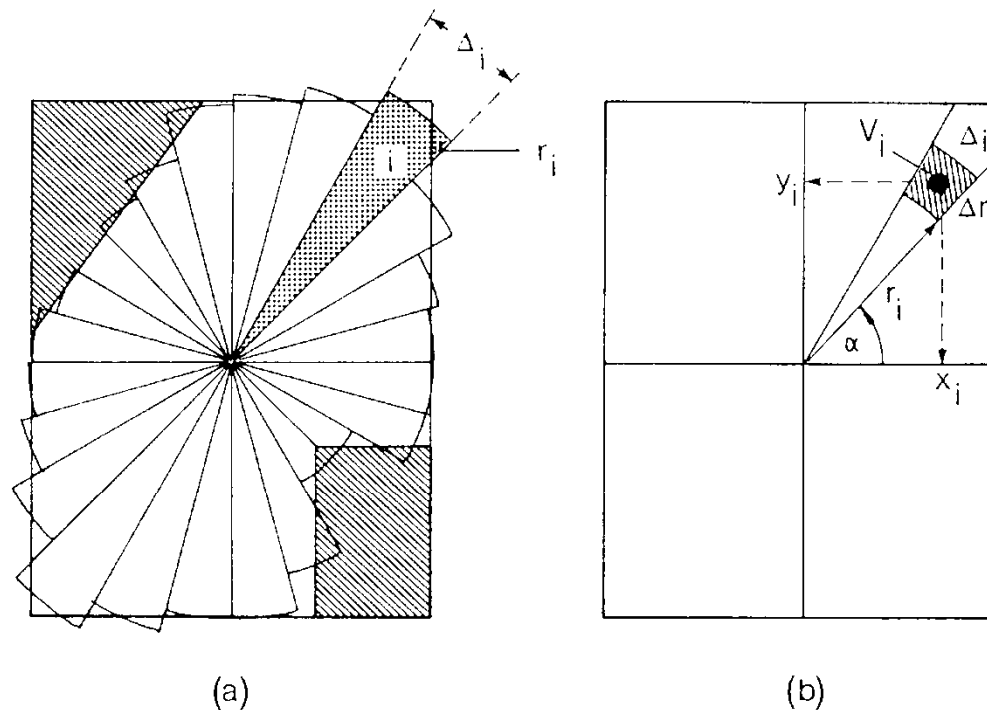


Fig. 4.32: (a): Zerlegung nicht kreisförmiger Felder nach der Sektormethode in Kreissektoren (Radius r_i , Winkel Δ_i) zur Berechnung der Streubeiträge auf dem Zentralstrahl. (b): Definition eines streuenden Volumenelementes durch kartesische Koordinaten (X,Y) oder durch Polarkoordinaten (r , α). Zur Berechnung des differentiellen Streubeitrag zur Dosis im Zentralstrahl oder beliebigen Punkten der Kalkulationsebene muß über alle Volumenelemente im Zielvolumen summiert werden.

Sektormethode

Als Streubeiträge werden die Beiträge der einzelnen Sektoren verwendet.

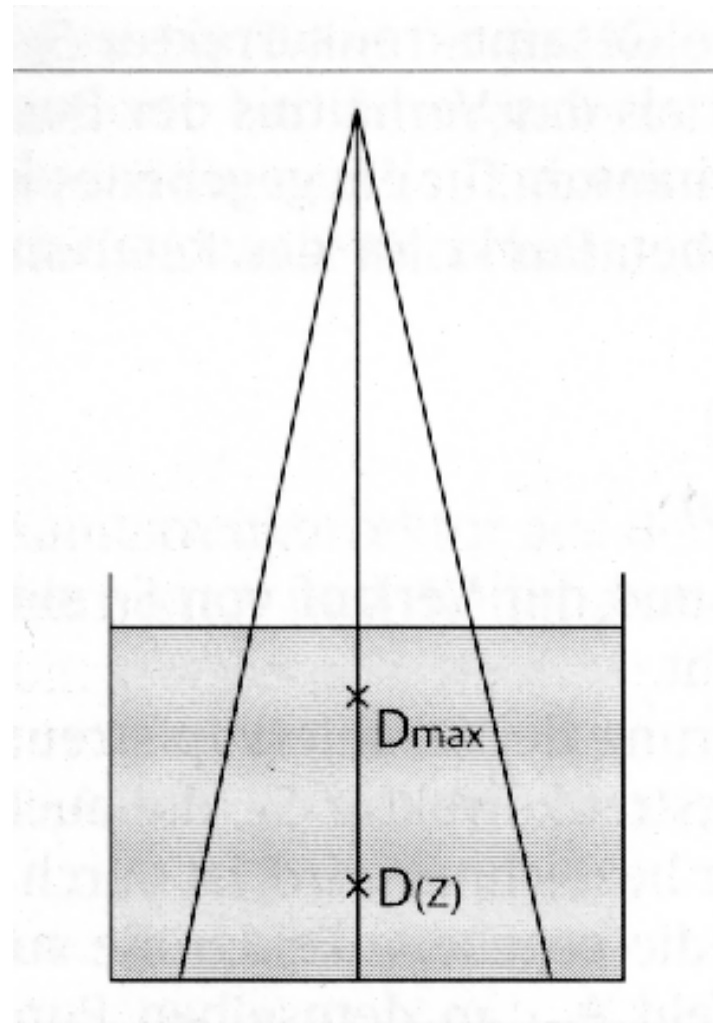
Streudosisbeiträge eines beliebig geformten Feldes in der Tiefe z erhält man mit der Sektormethode nach der Zerlegung des Feldes in n Kreissektoren mit

$$D_{\text{streu}}(z, \text{FG}) = D_a(z, \text{FG}) \sum \text{SAR}(z, r_i, \Delta_i) \Delta_i / 2\pi$$

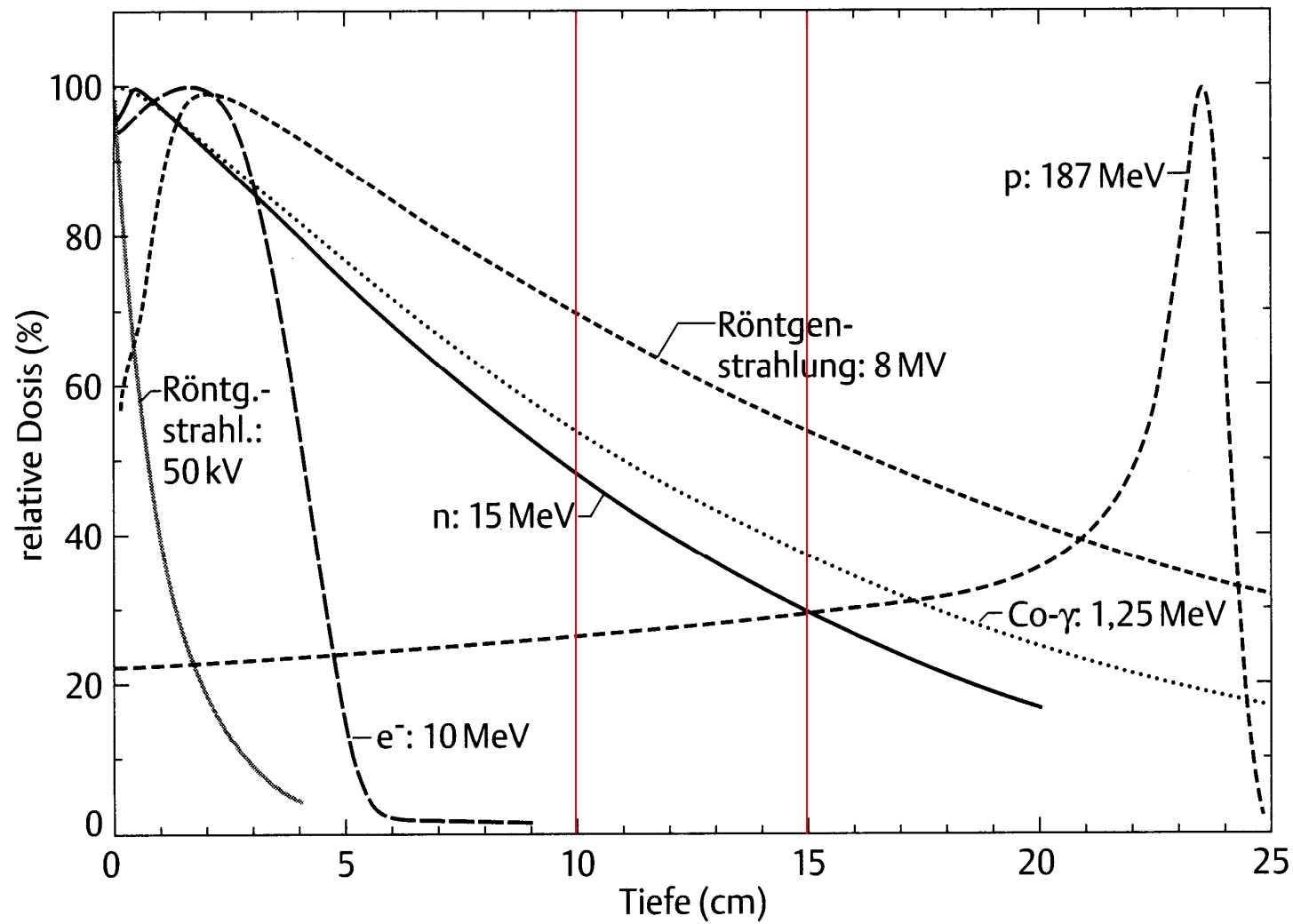
Für die Berechnung der Dosis außerhalb des Zentralstrahls erfolgt die Erweiterung durch eine modifizierende Querprofilsfunktion f

Basisdaten

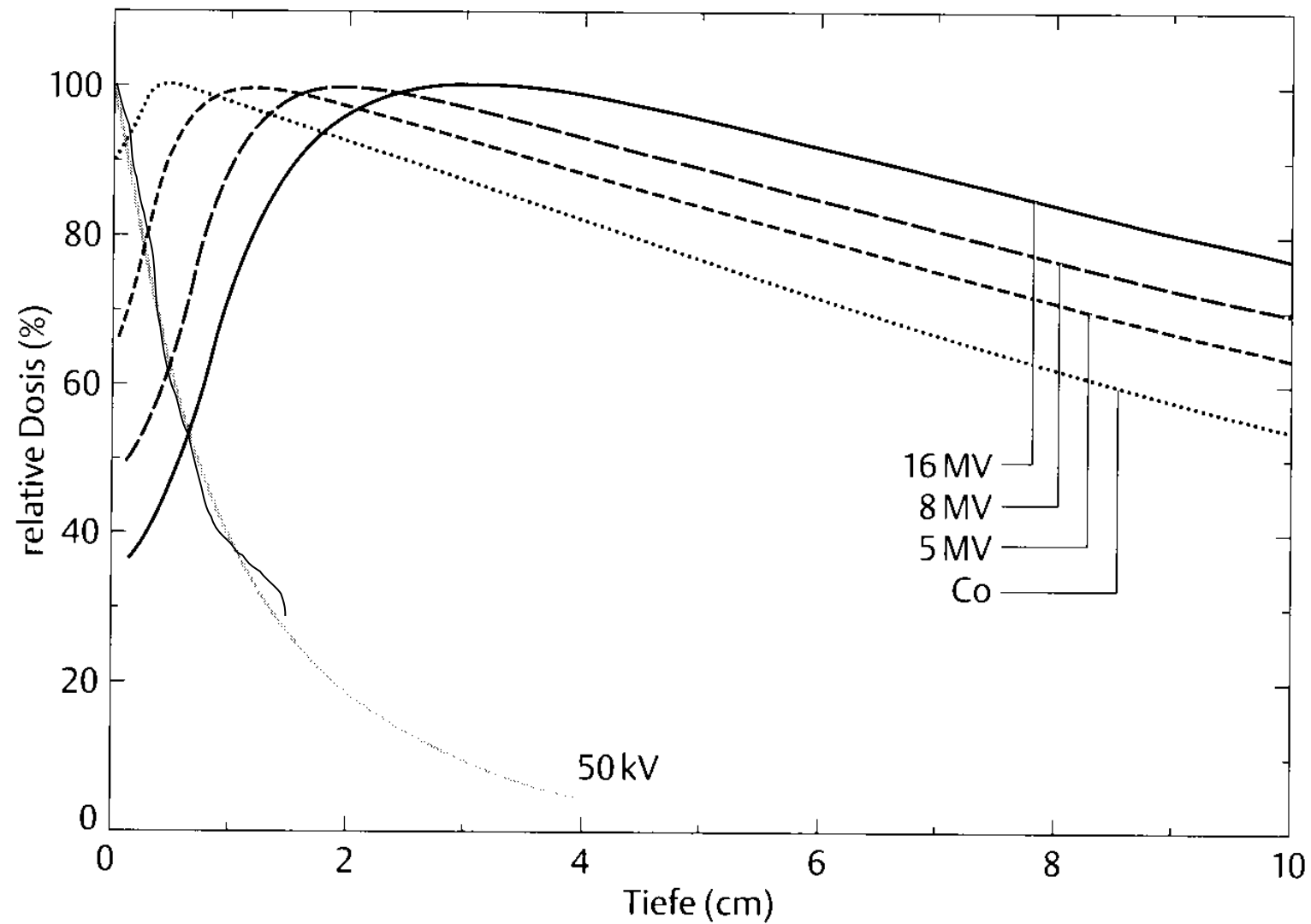
Tiefendosisverlauf



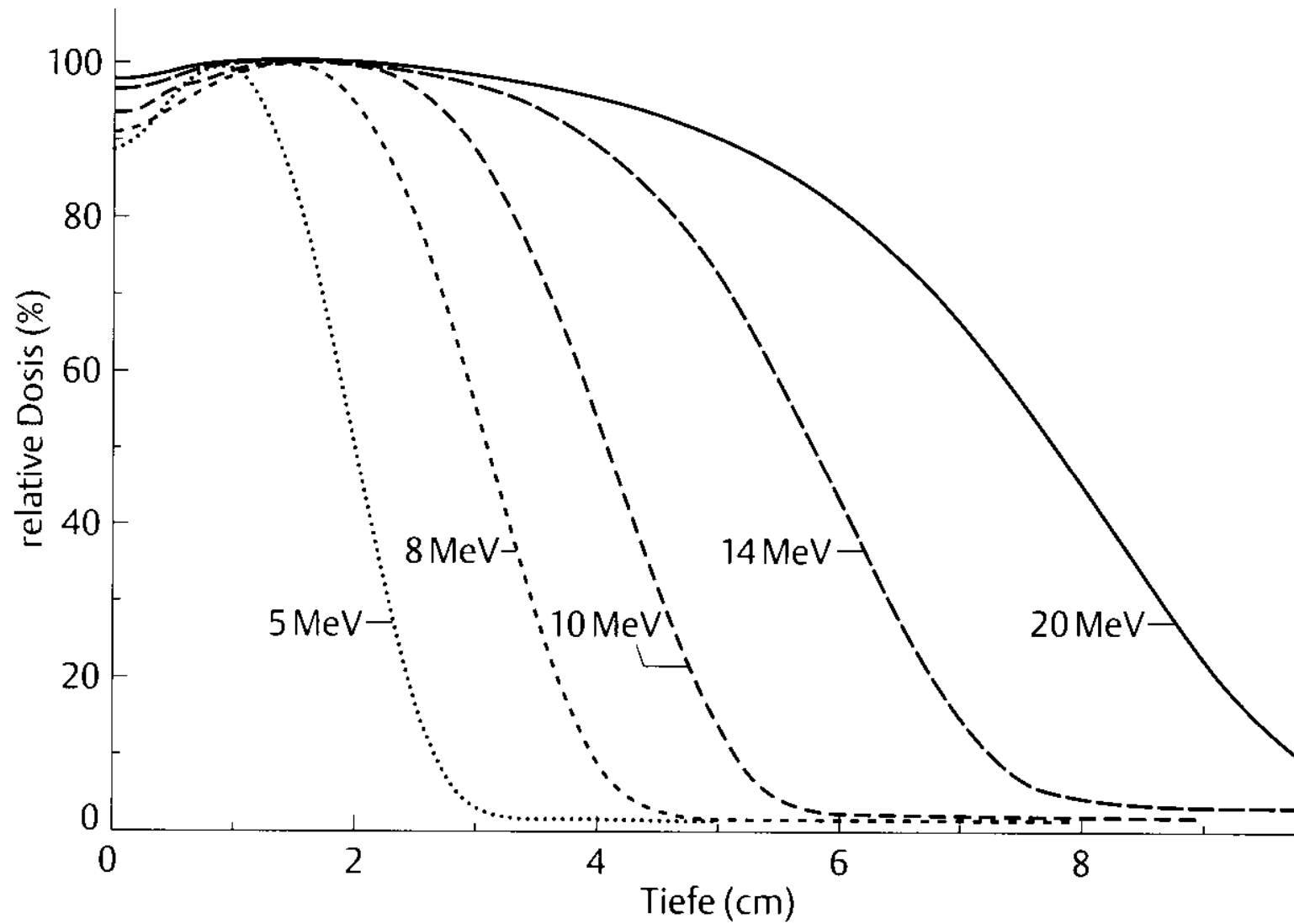
Tiefendosisverläufe



Tiefendosisverlauf Photonen



Tiefendosisverlauf Elektronen



Gewebe-Maximumsverhältnis

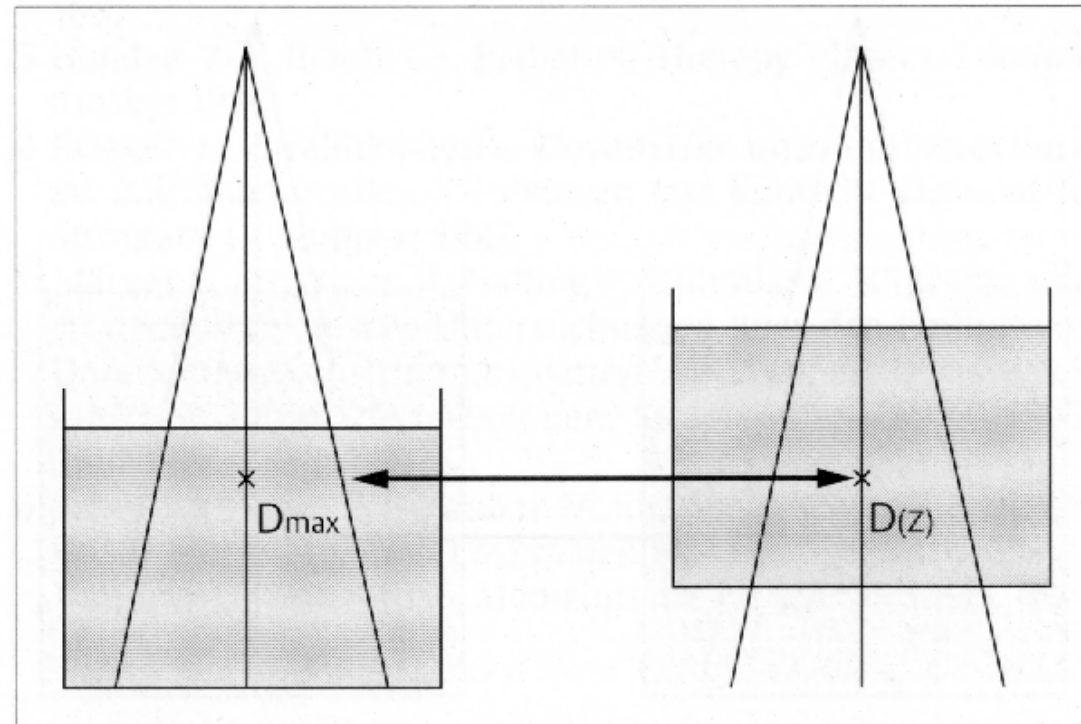


Abb. 6.21 Skizze zur Definition des Gewebe-Maximum-Verhältnis TMR in Gleichung 6.7. Beide Messungen erfolgen im gleichen Abstand von der Strahlenquelle und der gleichen Feldgröße am Meßort.

Gewebe-Luft-Verhältnis

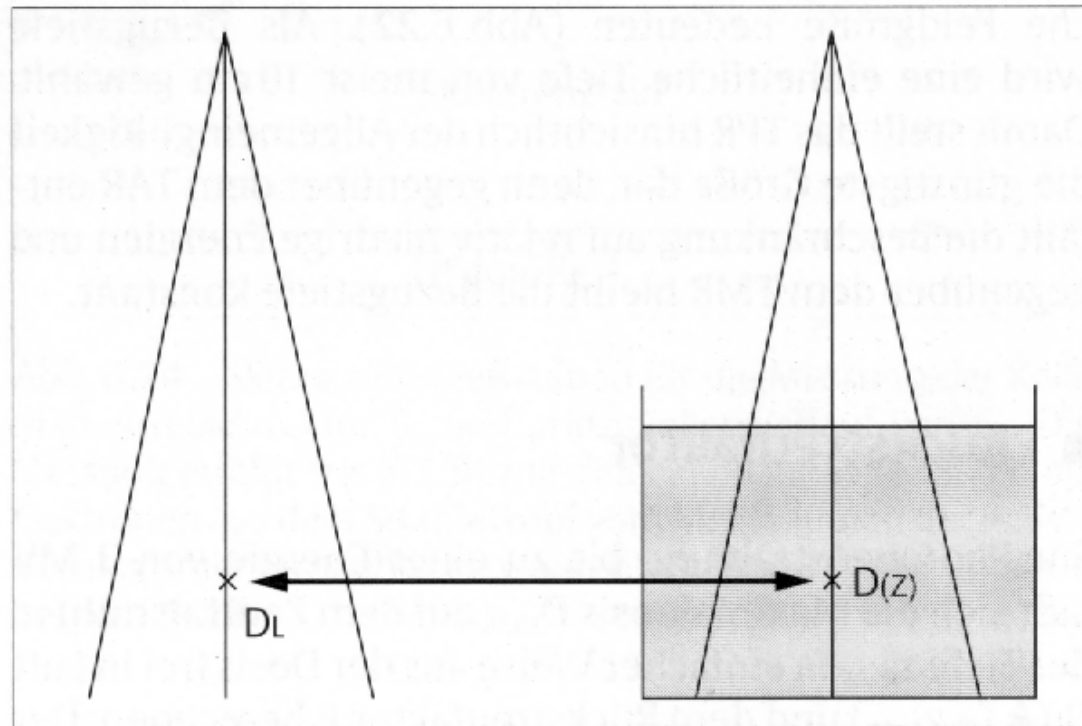
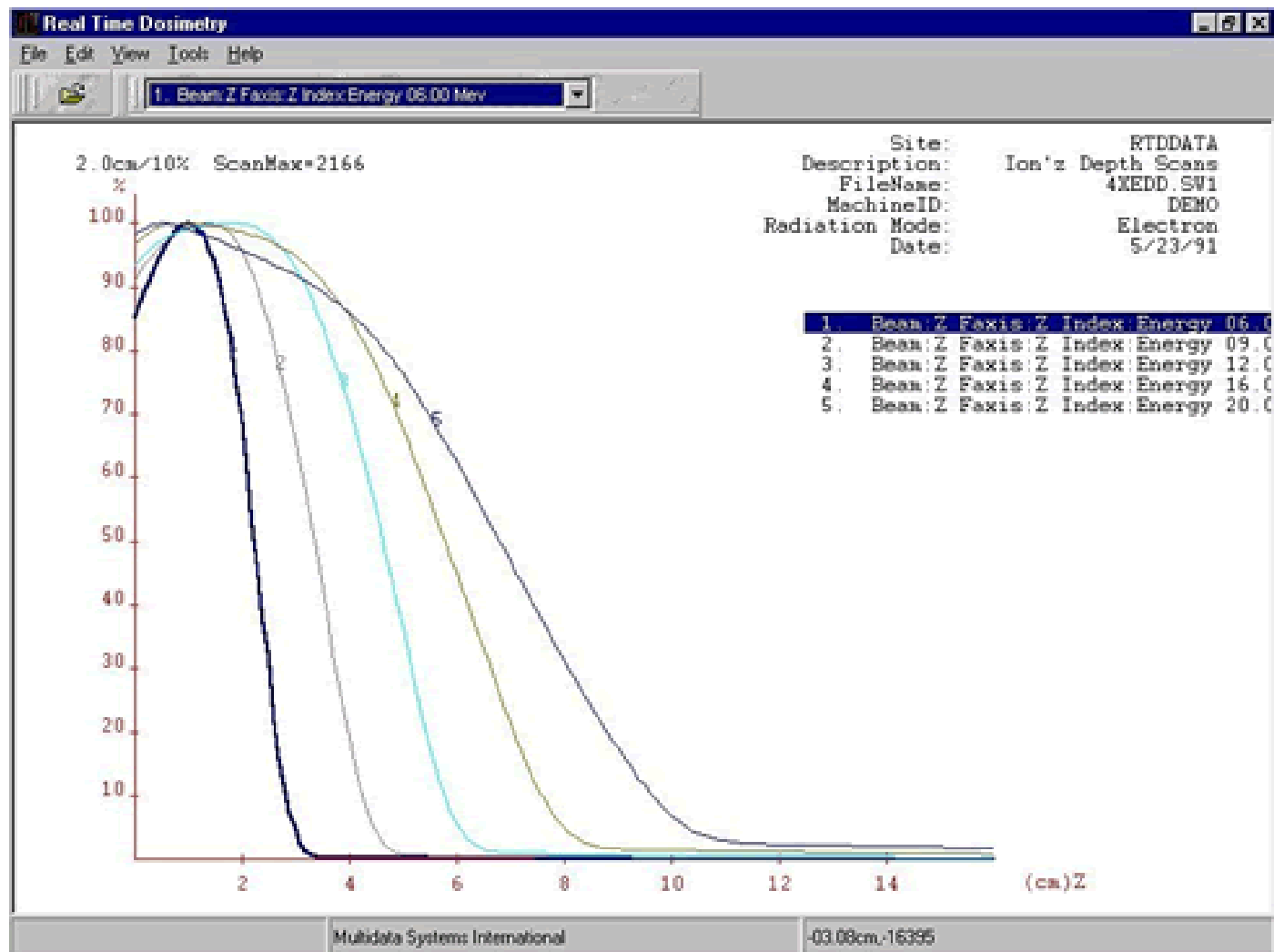
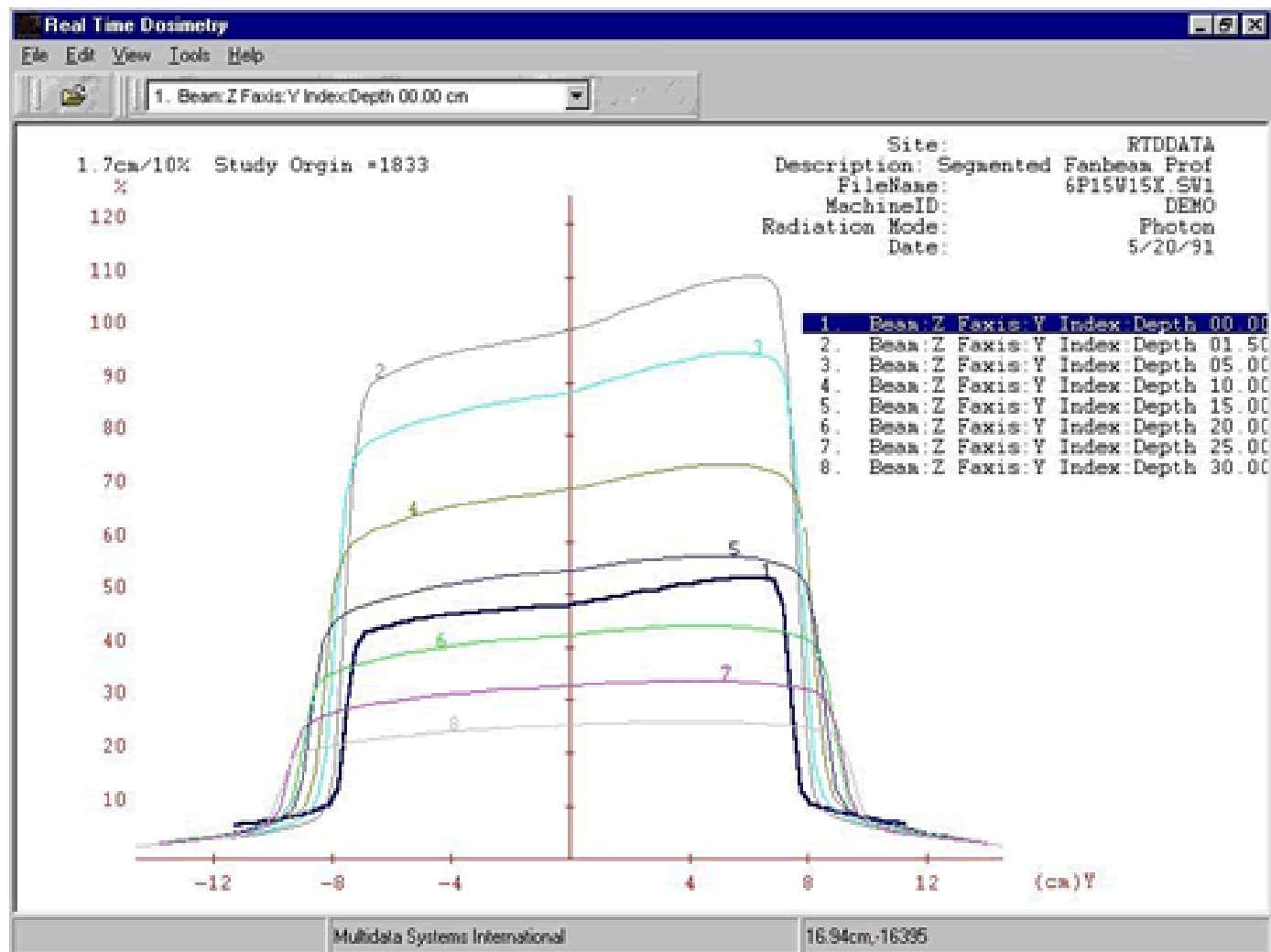


Abb. 6.20 Skizze zur Definition des Gewebe-Luft-Verhältnisses TAR in Gleichung 6.6. Beide Messungen müssen im gleichen Abstand von der Strahlenquelle und bei gleicher Feldgröße am Meßort vorgenommen werden.

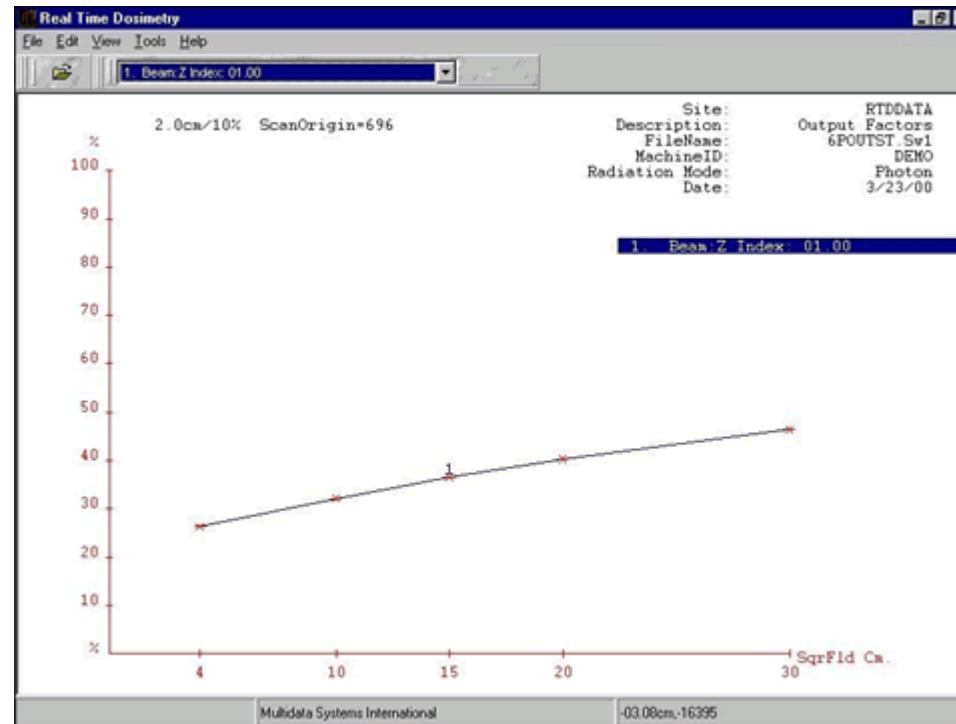
Basisdaten Tiefendosisverläufe



Basisdaten Querprofile (Keil)



Basisdaten - Outputfaktoren



Fraktionierung

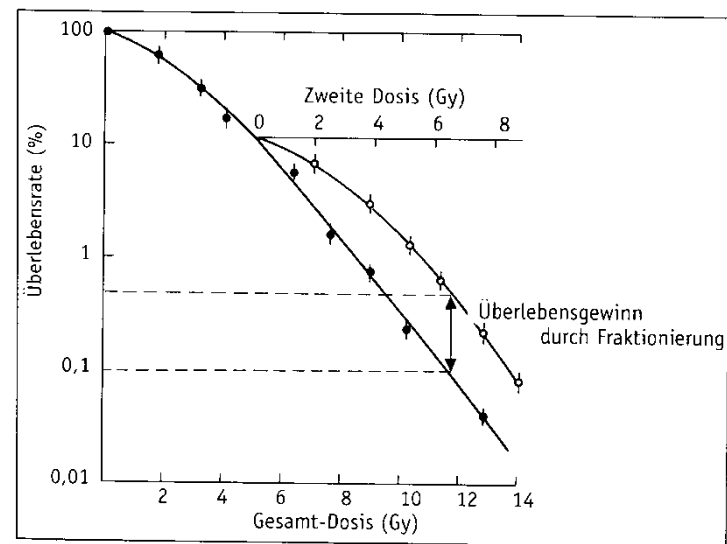


Abb. 4.8: Effekt der Fraktionierung einer Dosis auf das Zellüberleben

Überlebenskurven

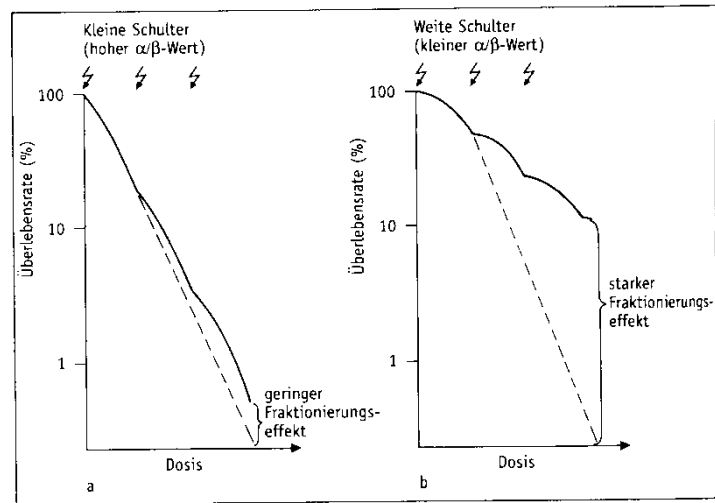
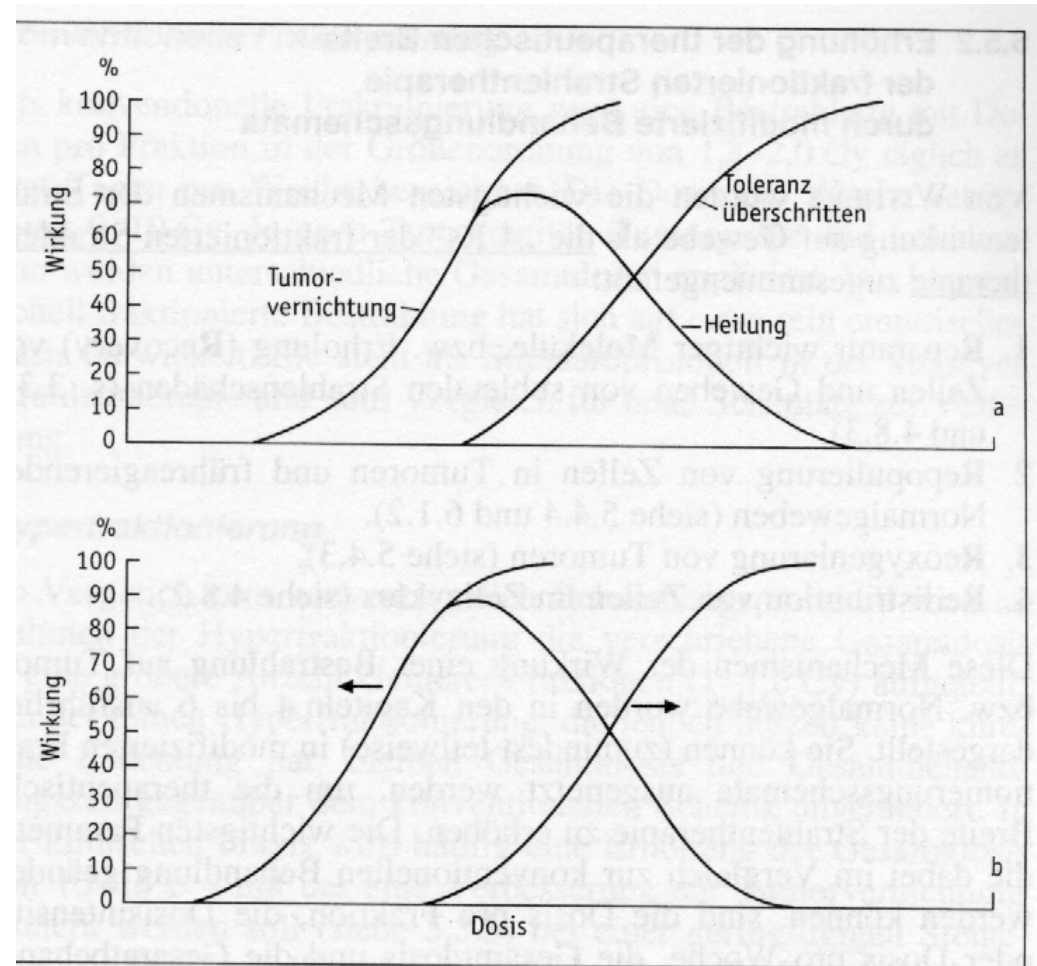


Abb. 4.9: Fraktionierungseffekt bei Zellen mit kleiner (a) und weiter Schulter (b)

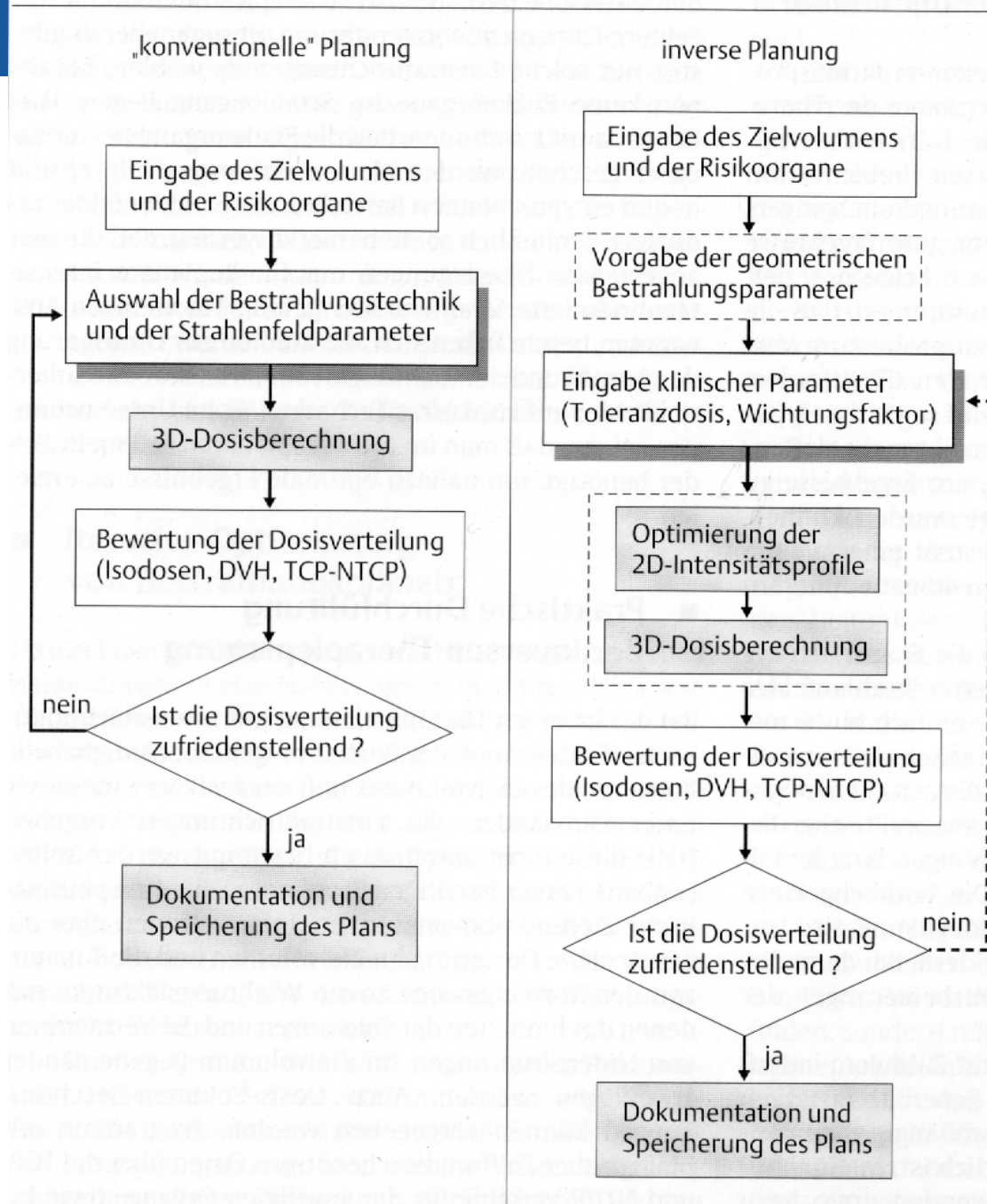
Kontrollwahrscheinlichkeiten TCP/NTCP



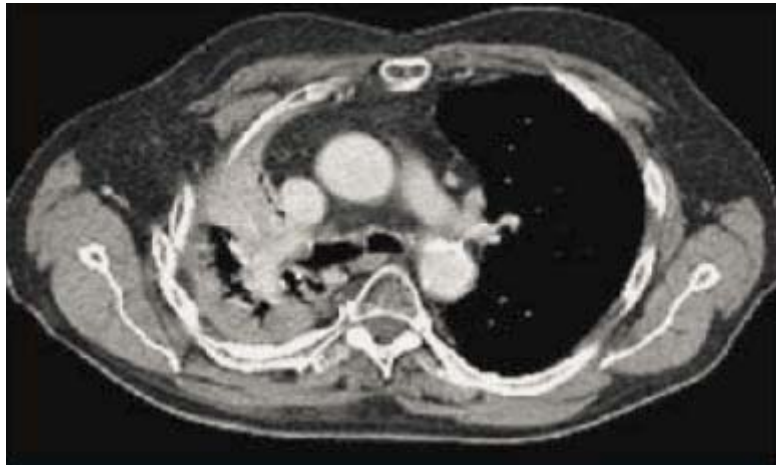
bb. 6.11: Die Abhängigkeit von Tumorkontrolle und Nebenwirkungs-
häufigkeit von der Dosis (nach HOLTUSEN)

Ablauf BPL

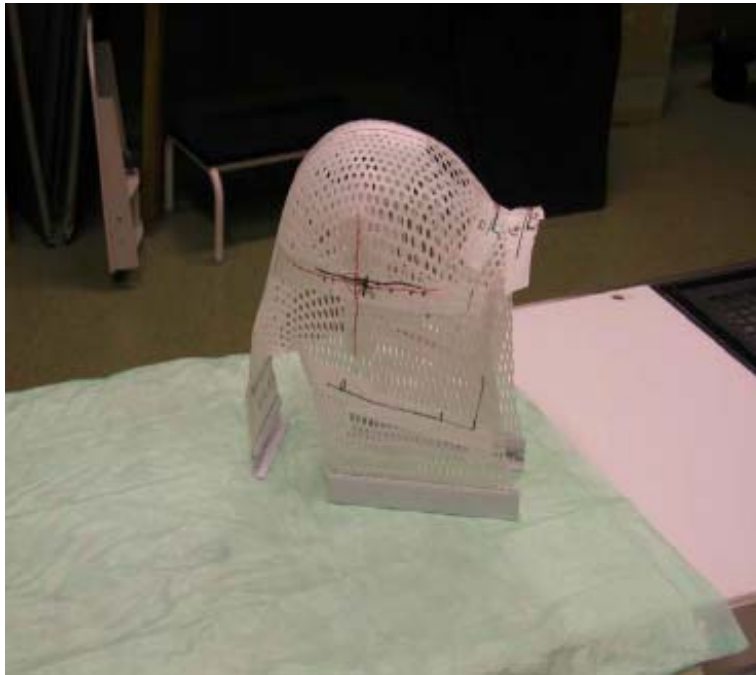
Ablaufdiagramm 3D-Therapieplanung



Planungsgrundlage: CT



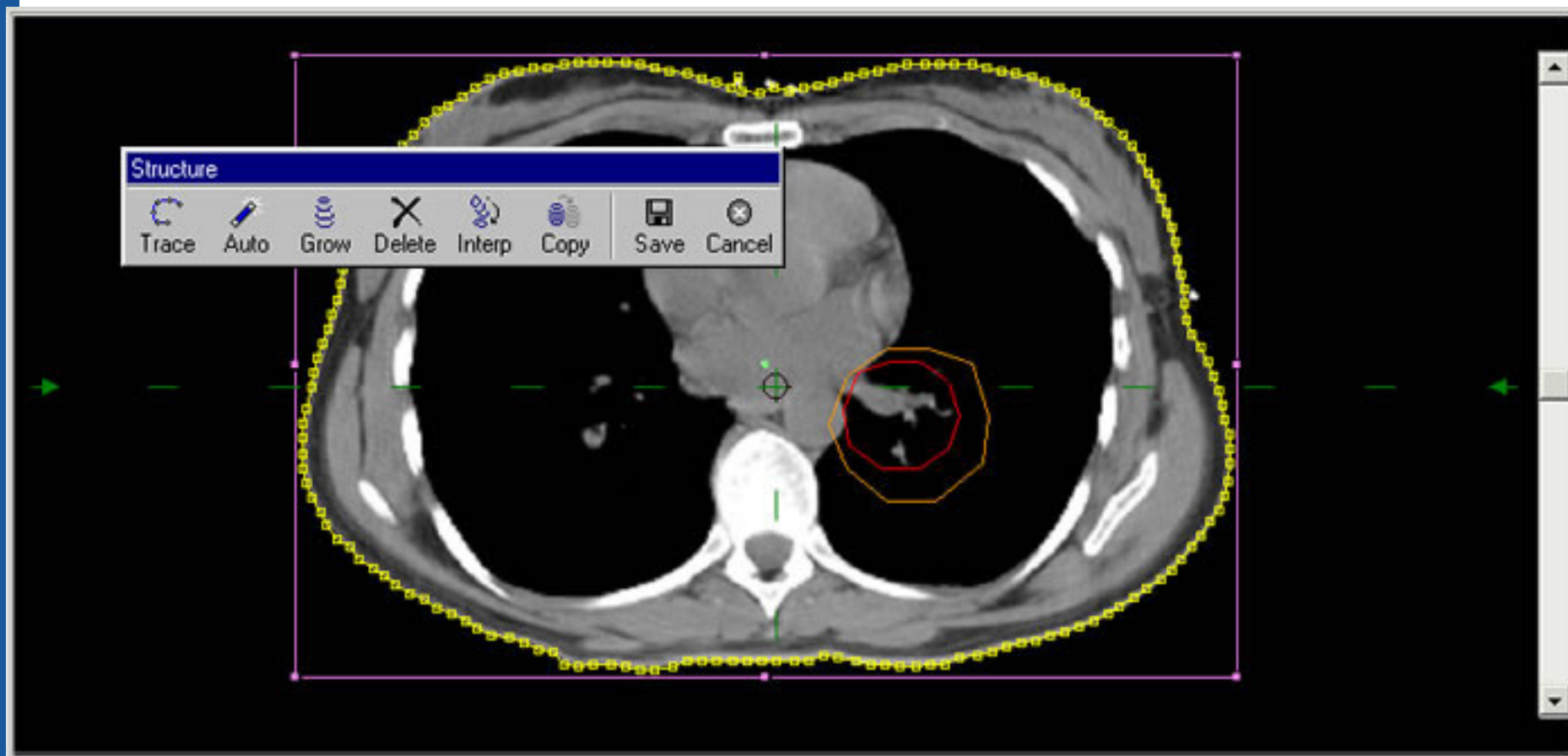
Lagerung



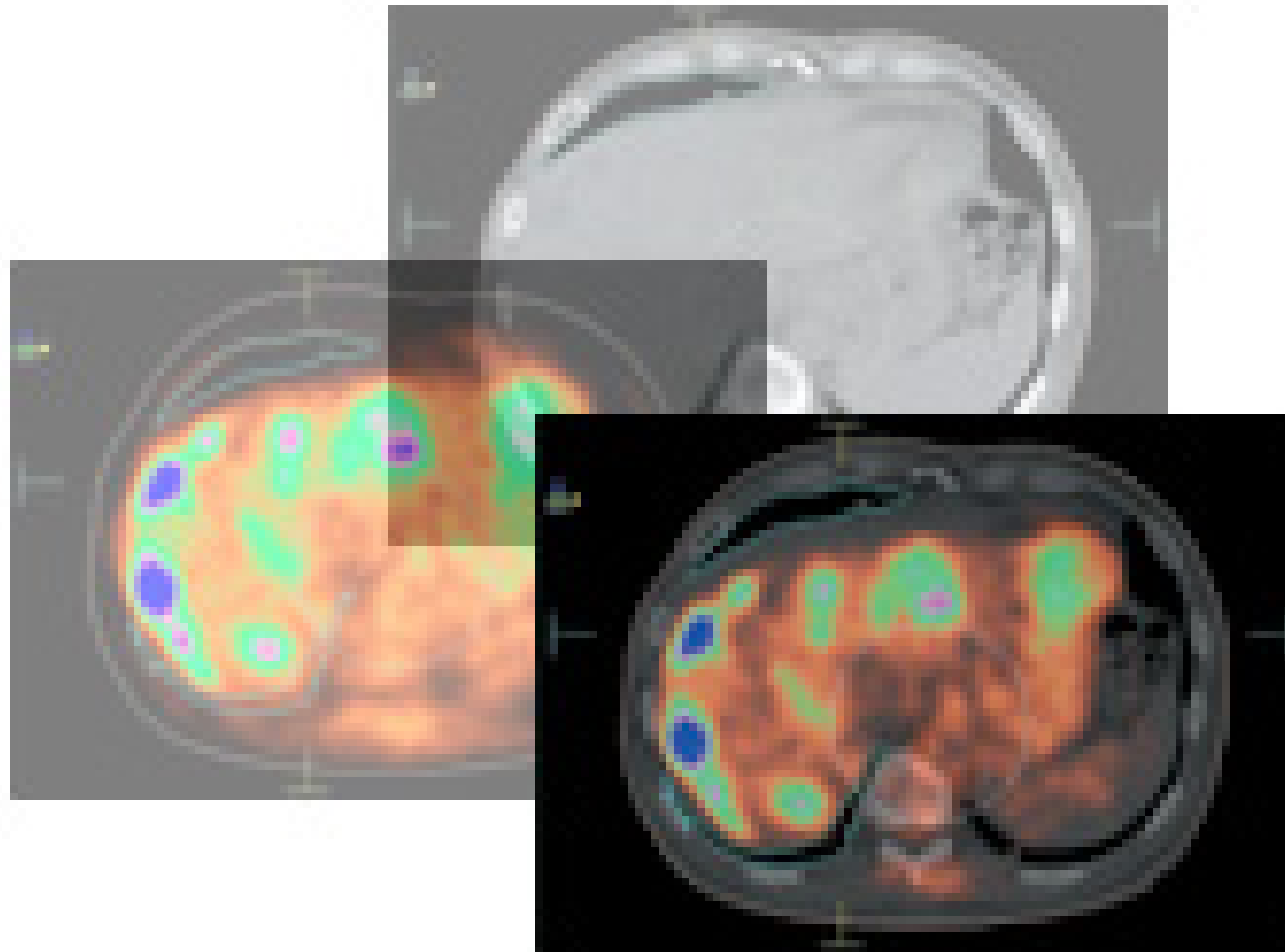
Einlesen CT



Contouring



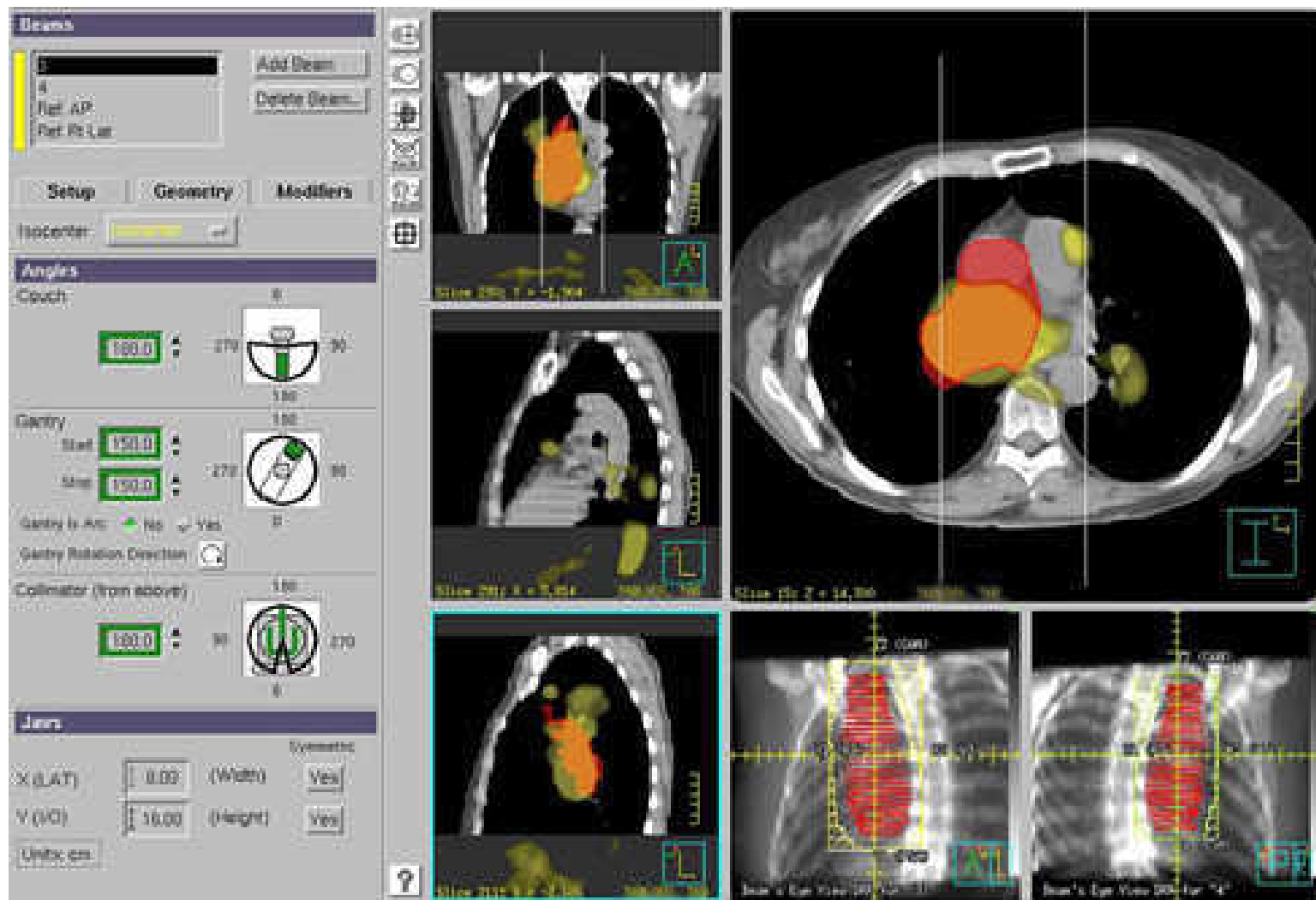
Bildfusion PET-CT



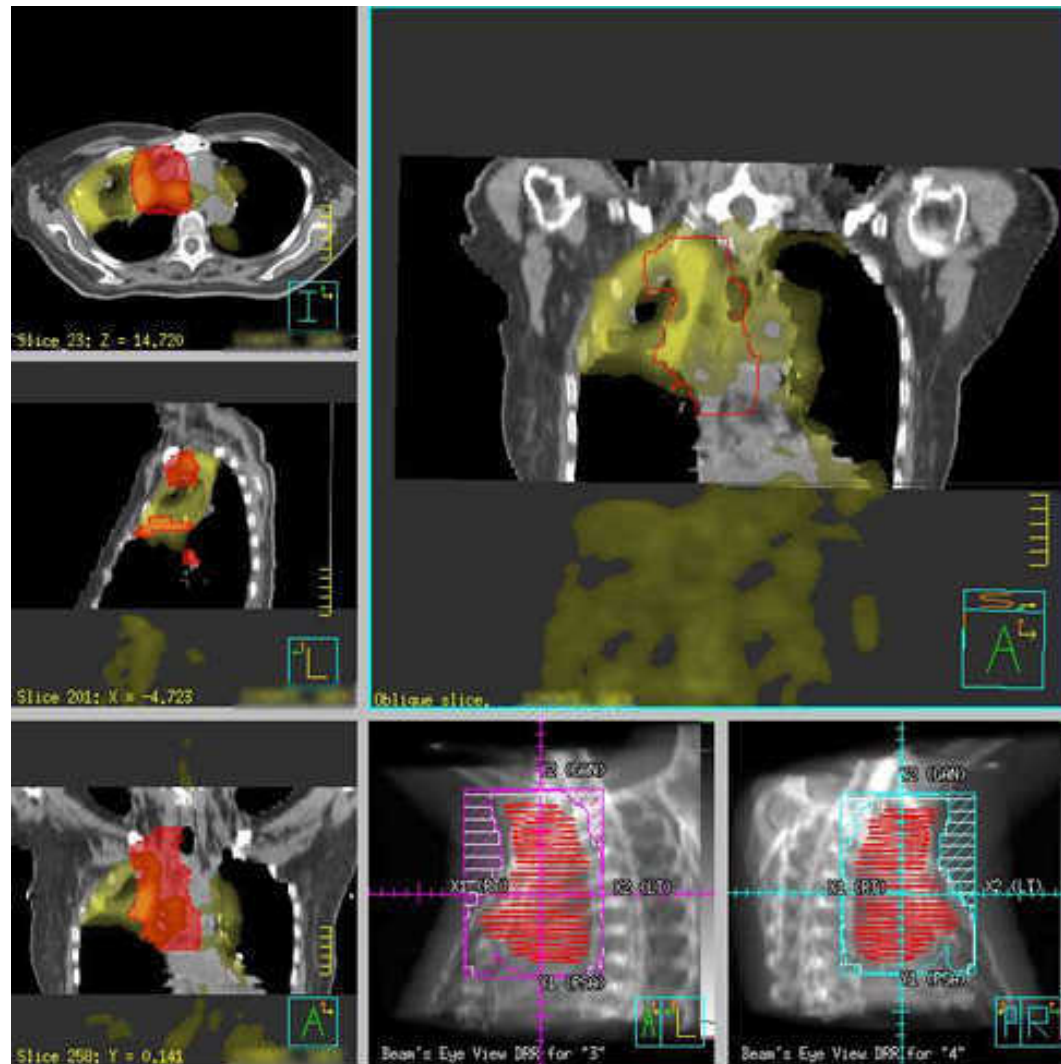
Bildfusion PET-CT



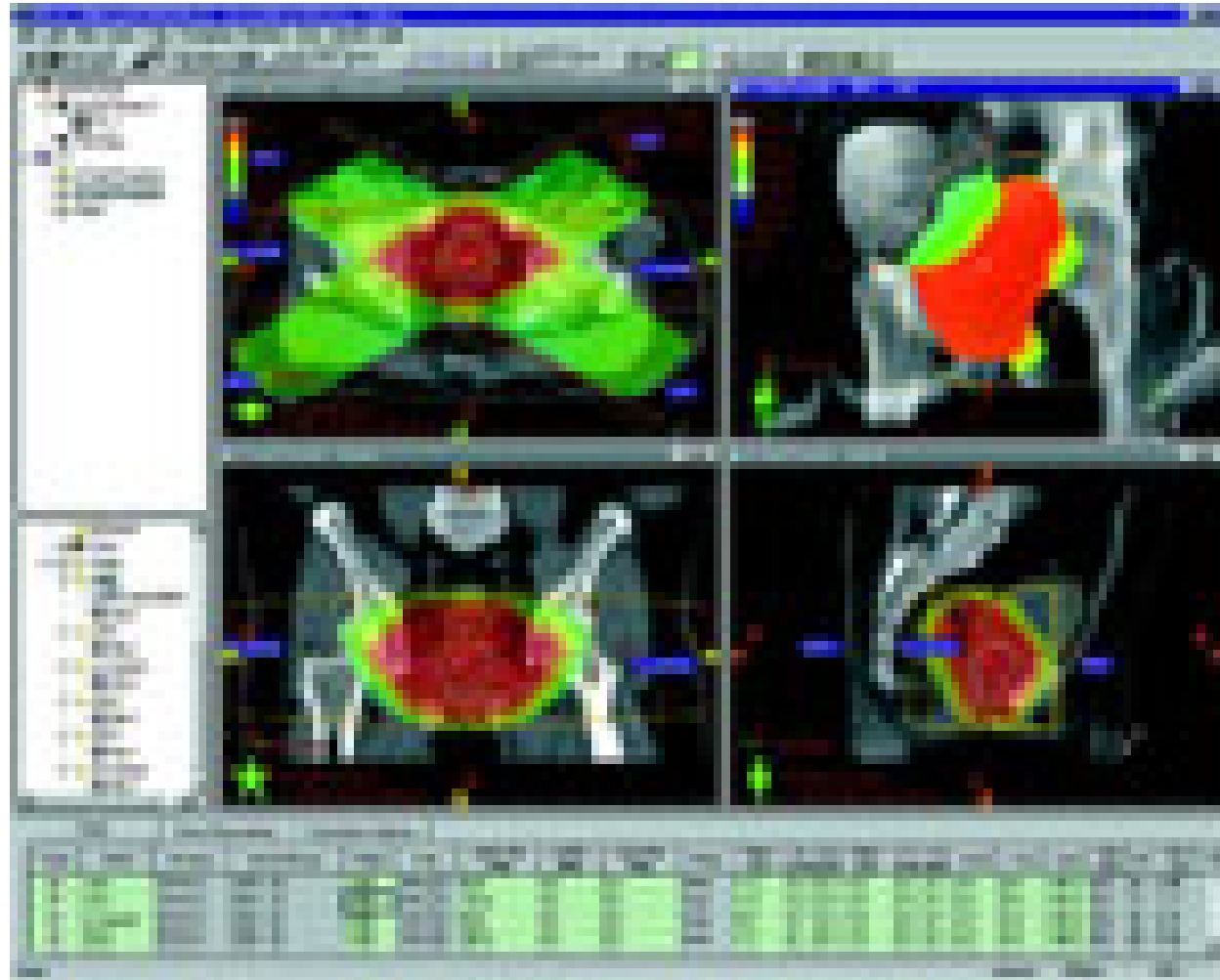
Bildfusion PET-CT



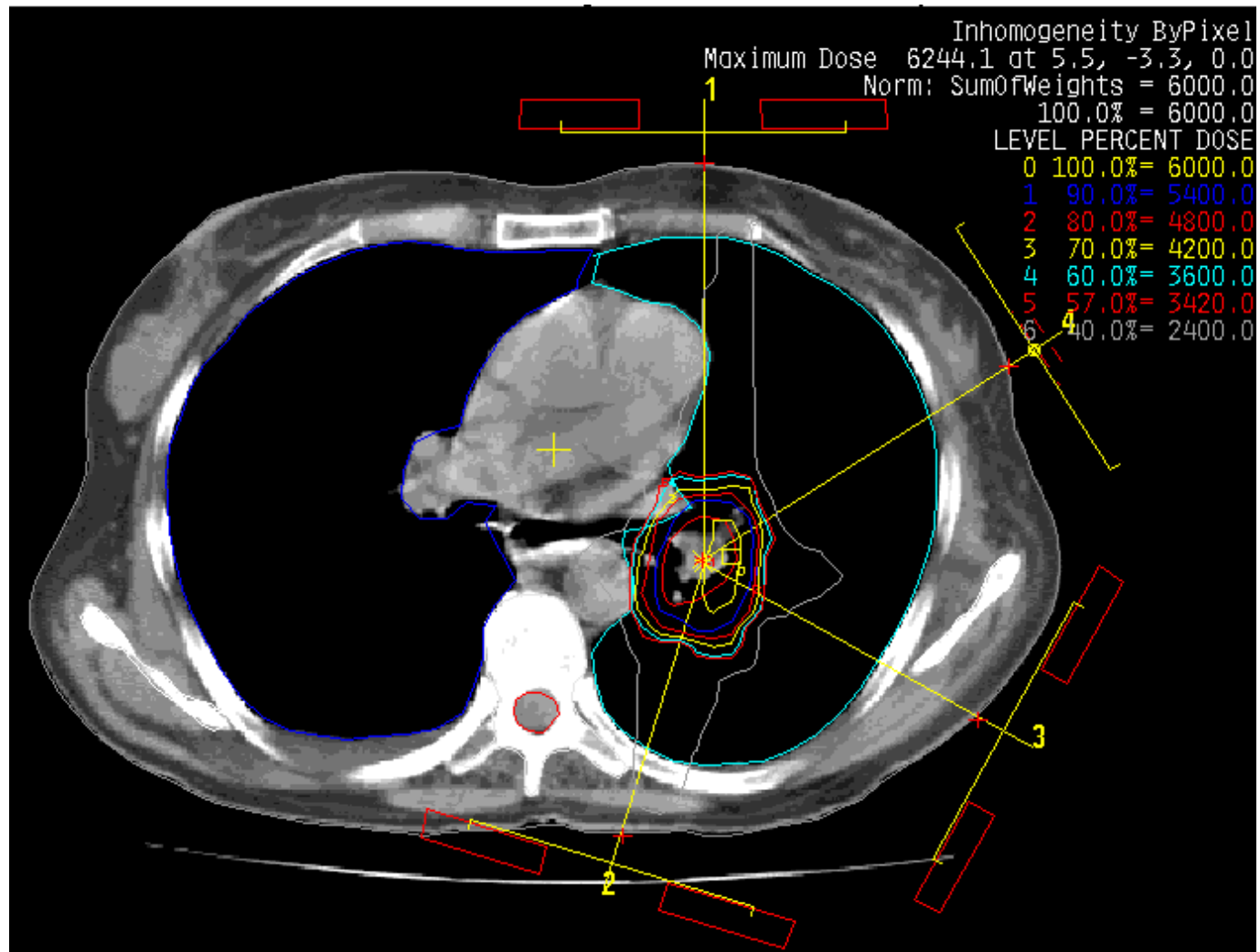
Bildfusion PET-CT



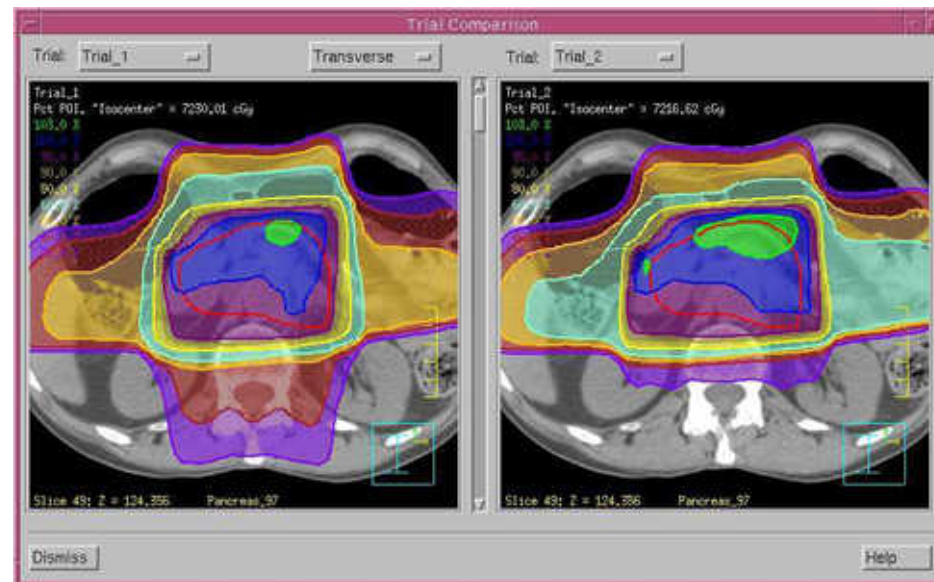
Bestrahlungsplanung



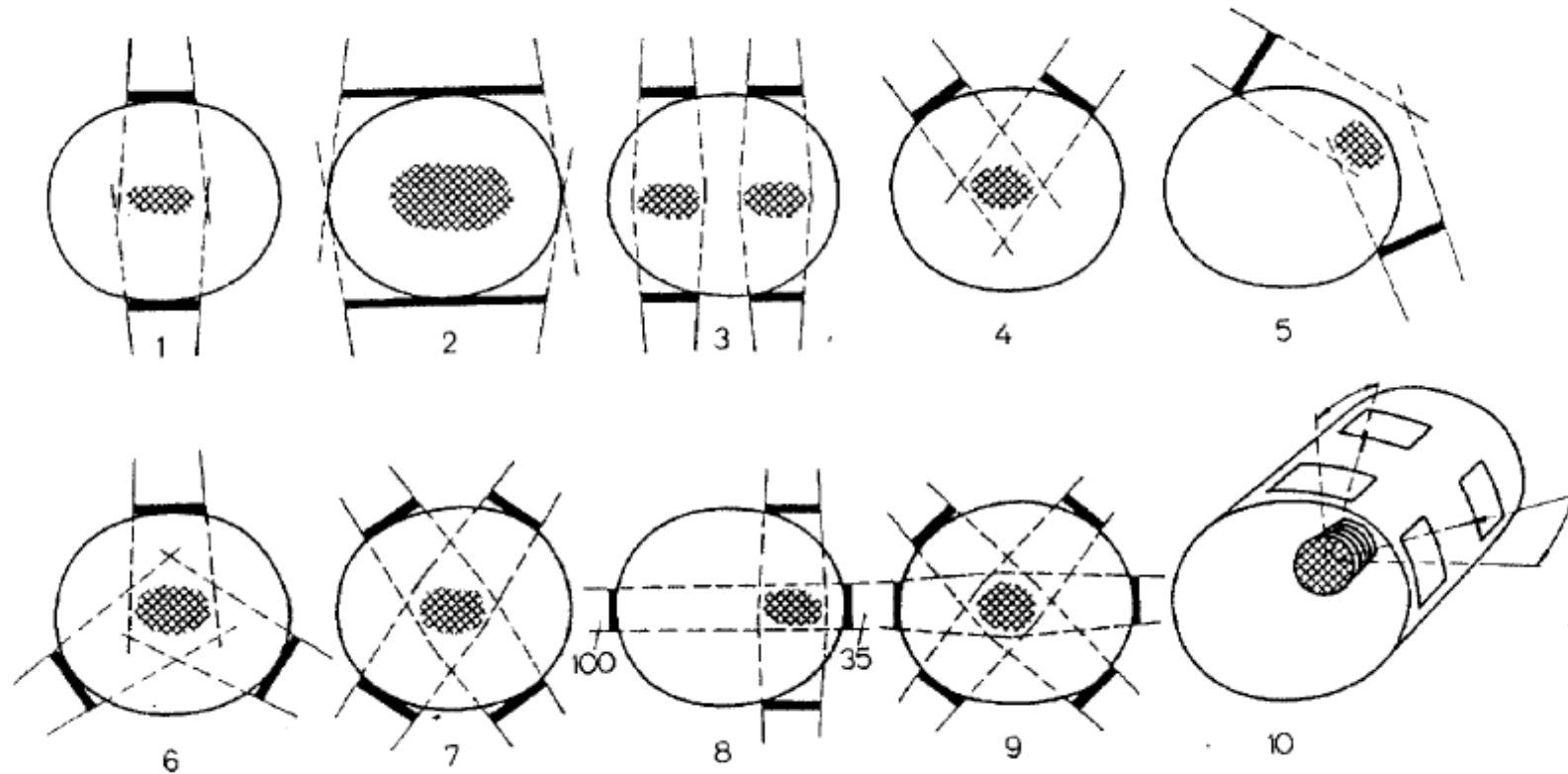
Isodosendarstellung



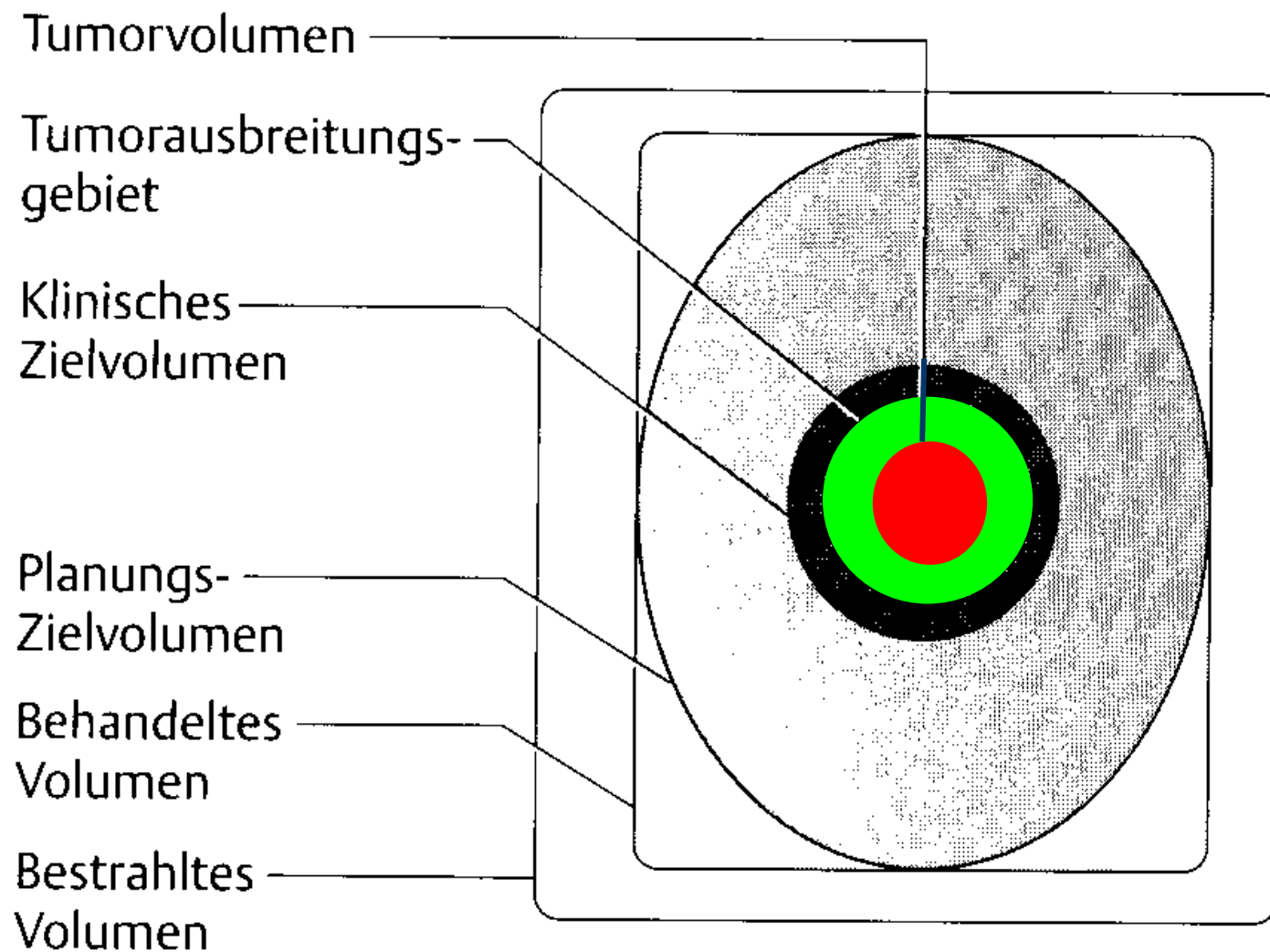
Isodosendarstellung Colorwash



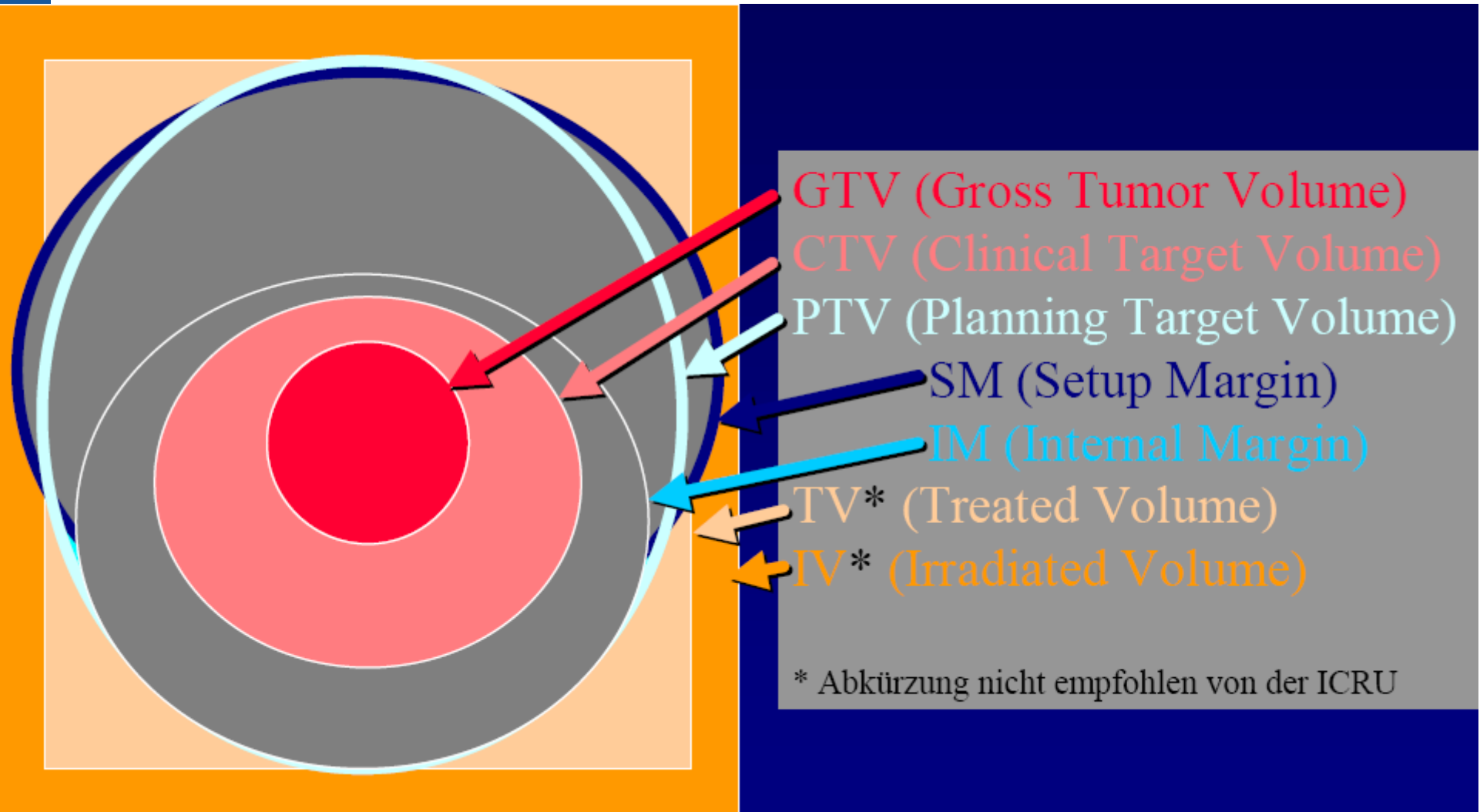
Mehrfeldertechnik



Volumendefinitionen

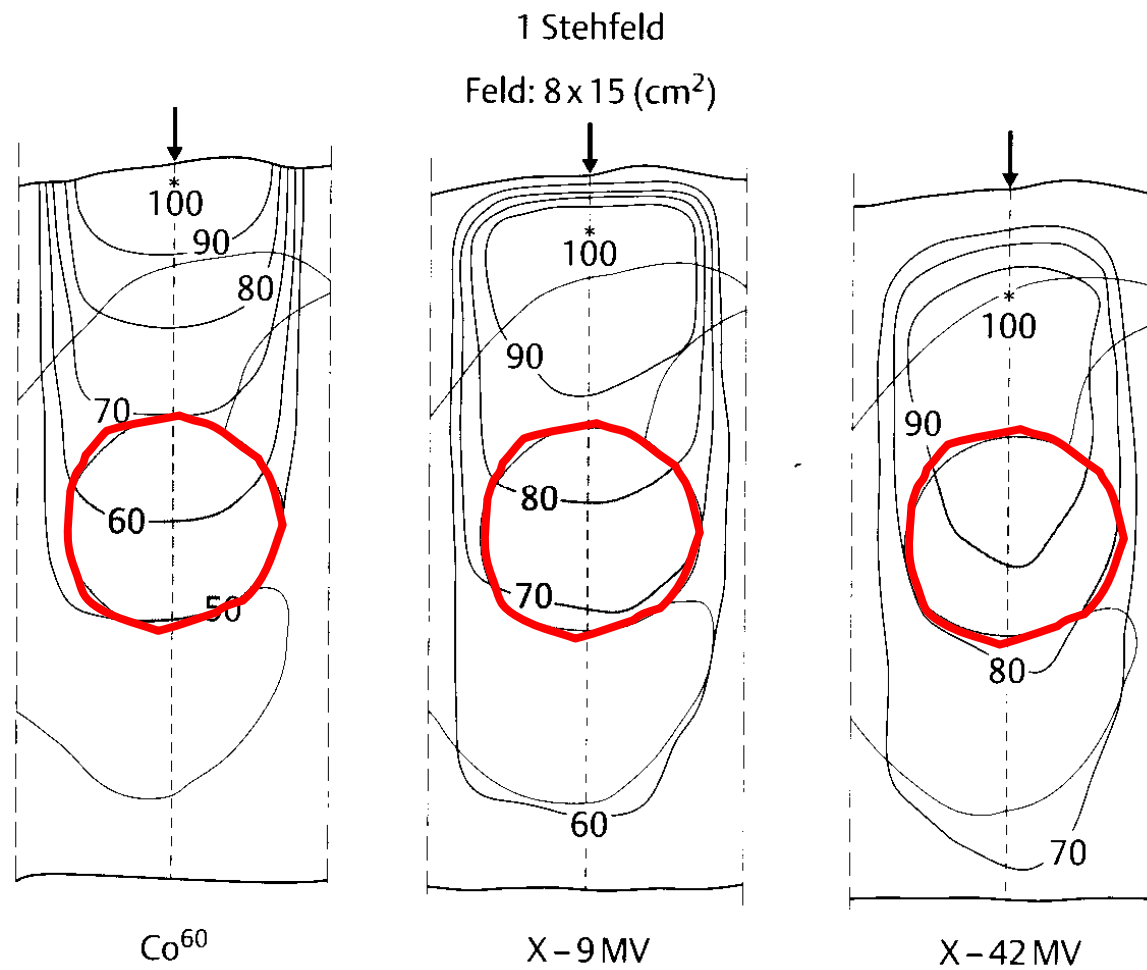


Volumendefinitionen (ICRU 50 + 62)

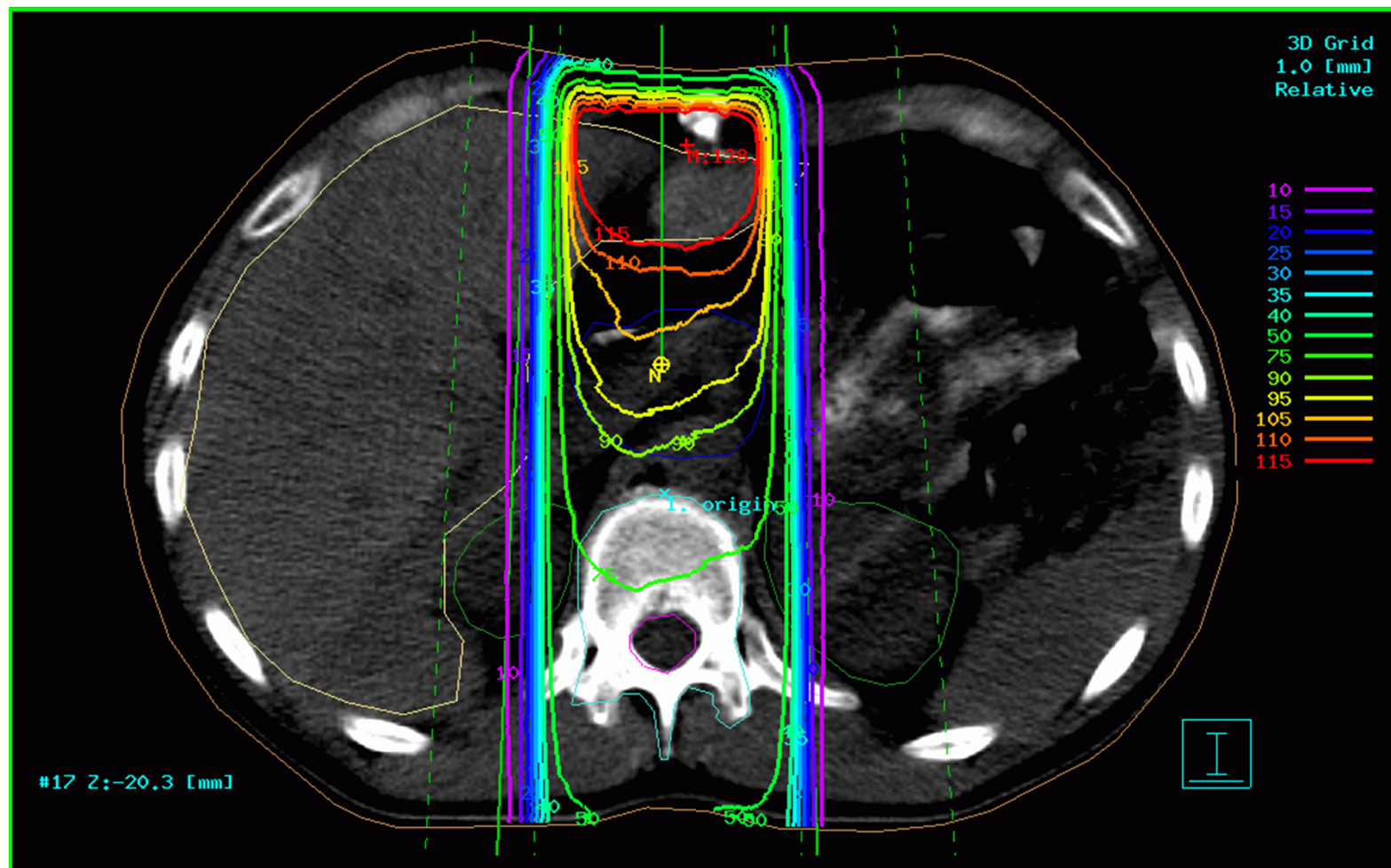


Beispiele von Bestrahlungstechniken

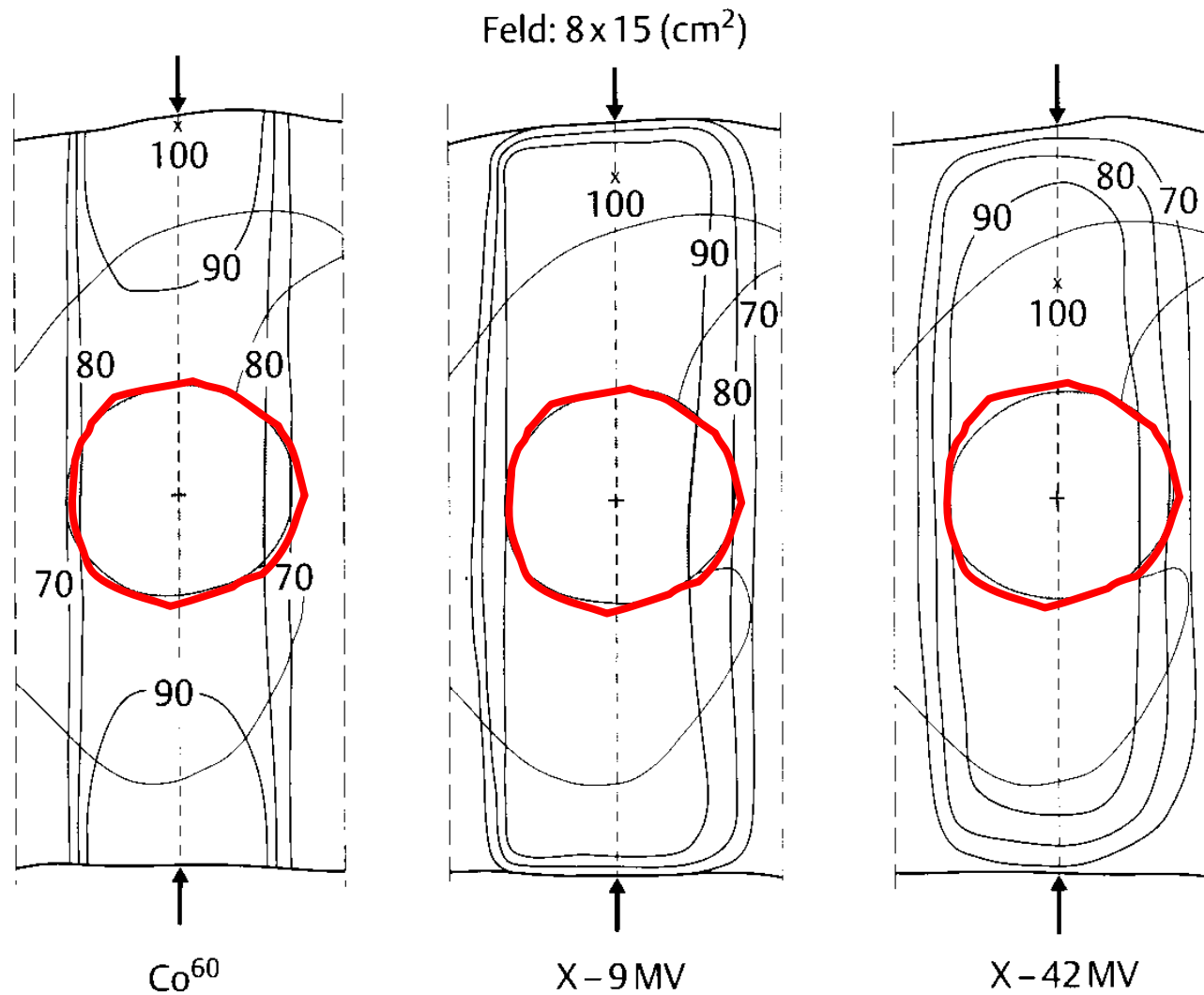
Dosisverteilung Stehfeld Photonen



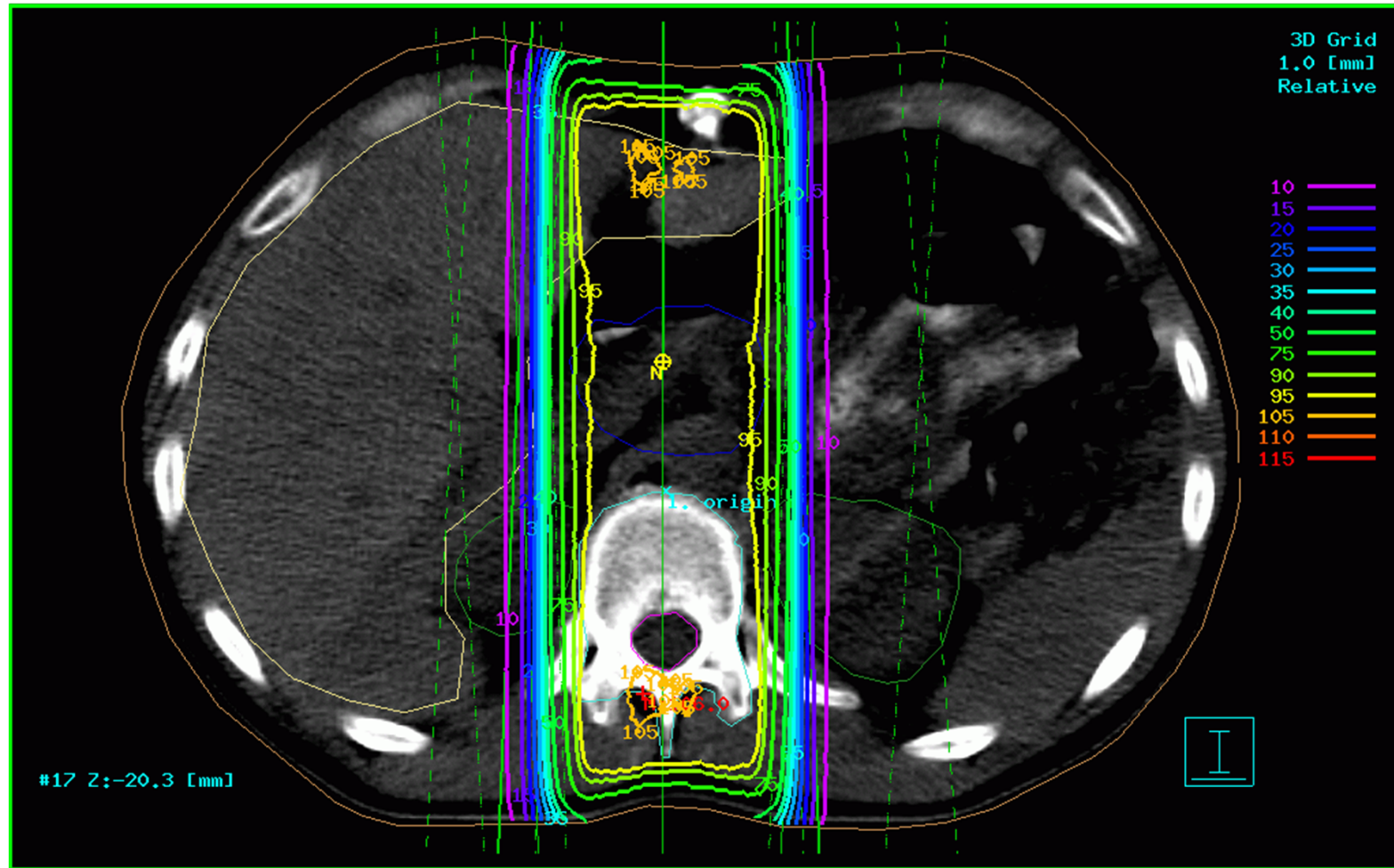
Beispiele Stehfeld



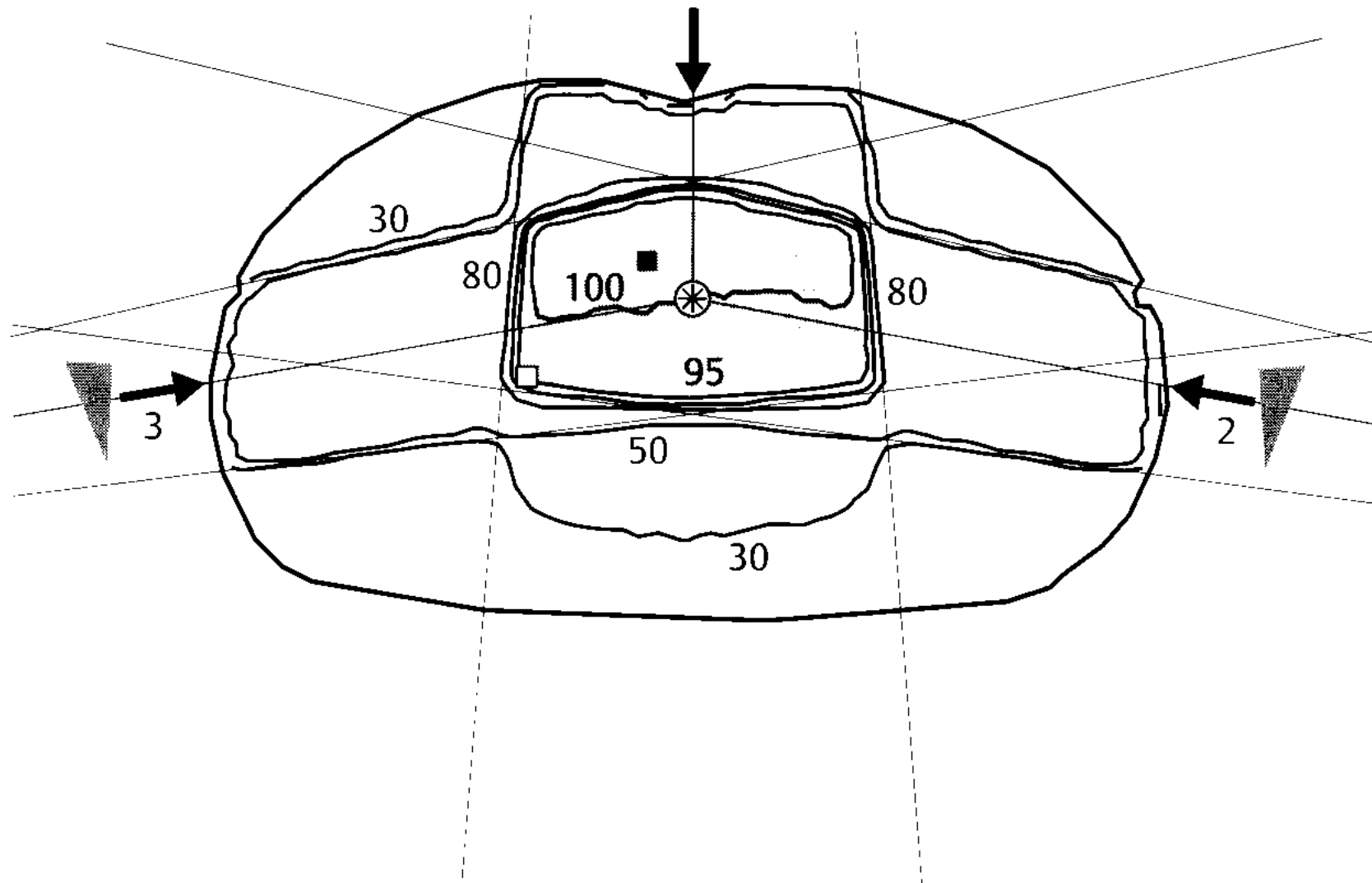
Gegenfelder Photonen



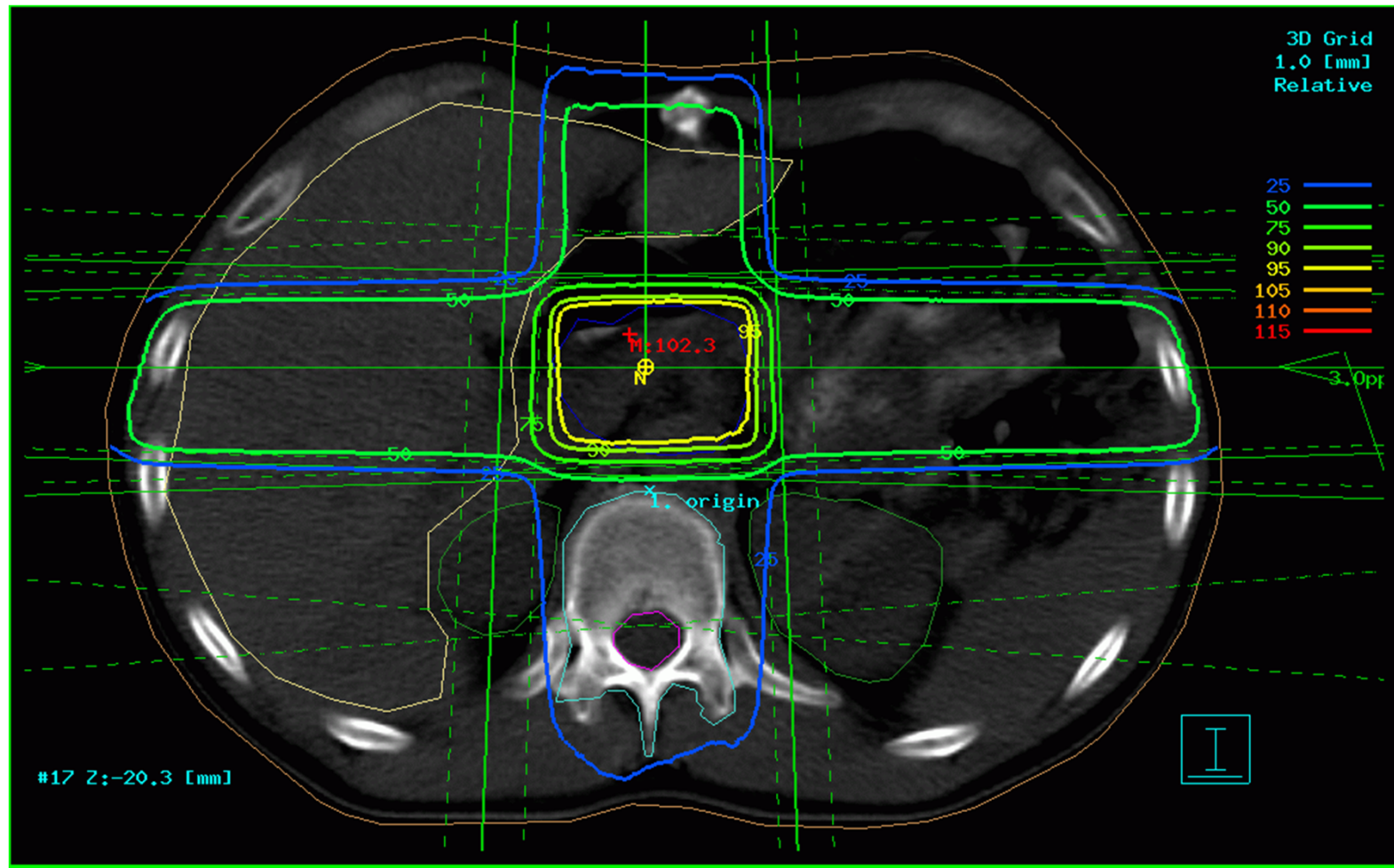
Beispiele Gegenfeld



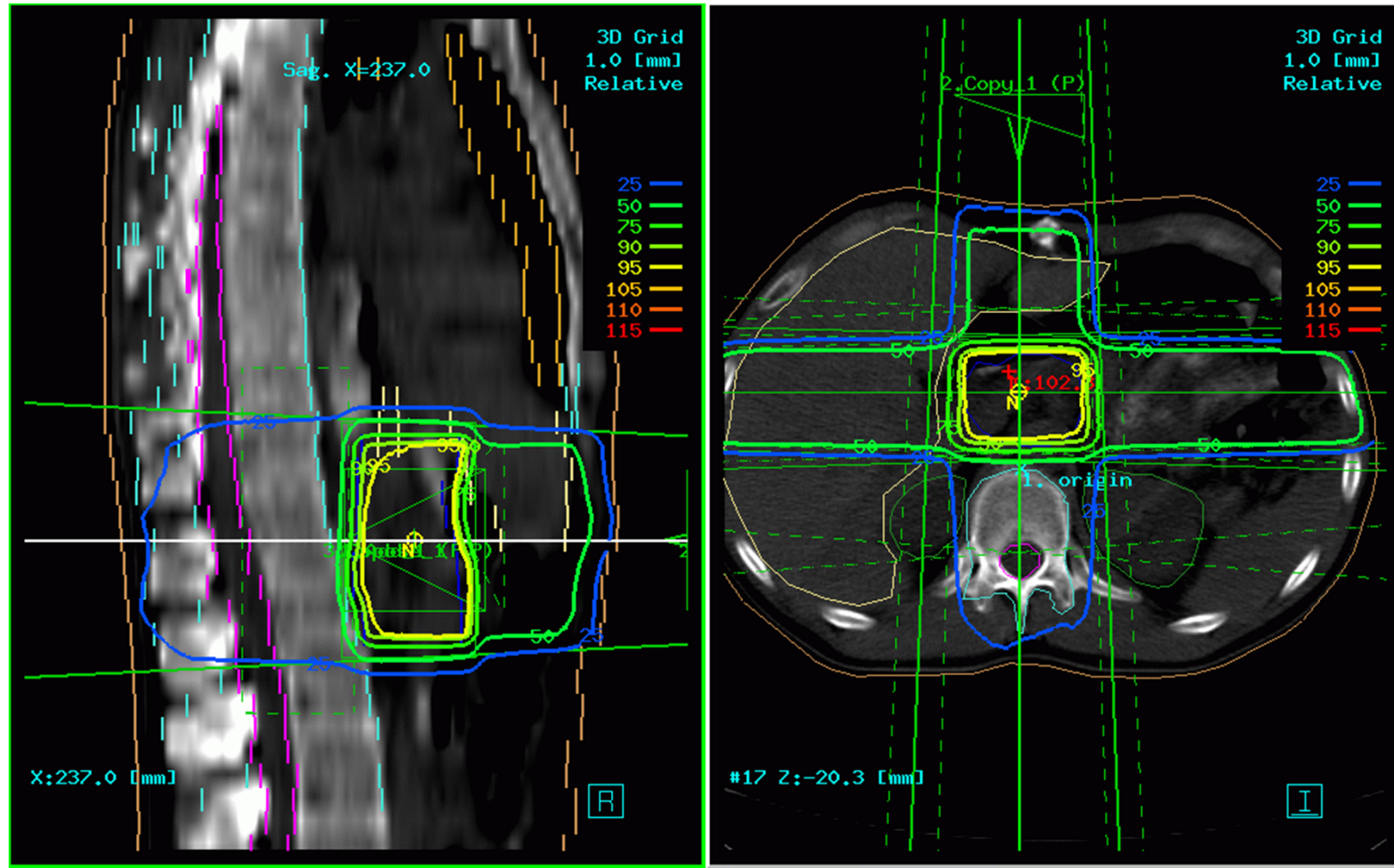
Normierte Dosisverteilung



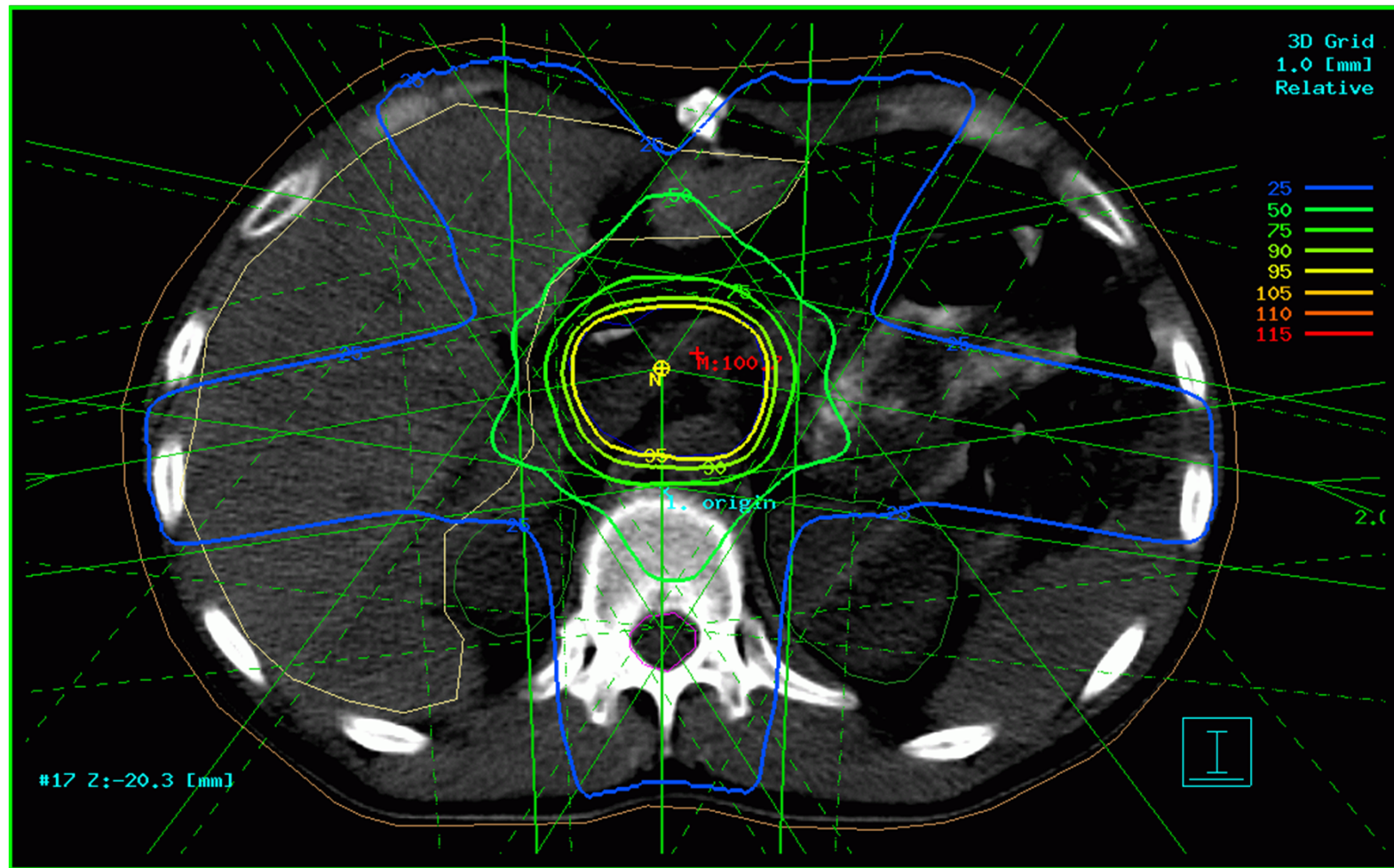
Beispiele 3 Felder Box



Beispiele 3 Felder Box



Beispiele 5 Felder Box



Feldkollimierung

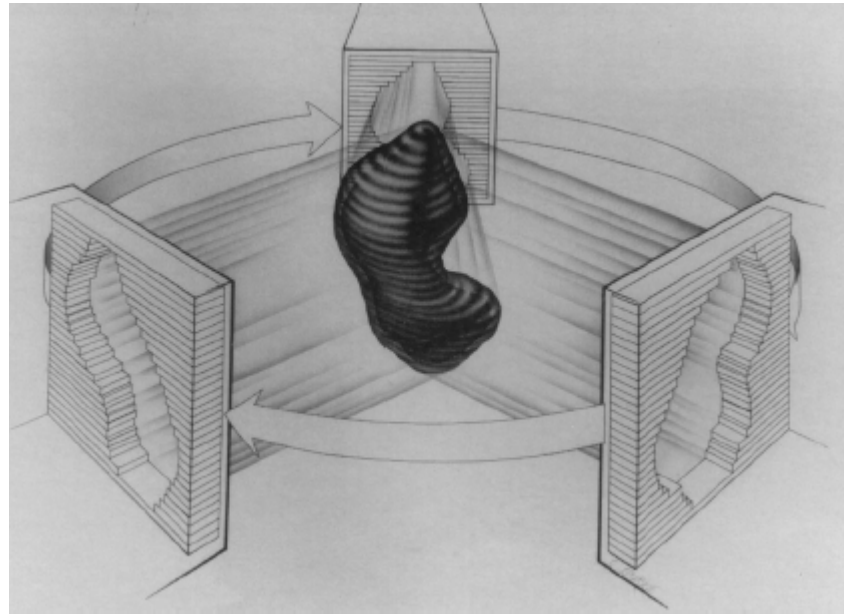
Anpassung des
rechteckigen Feldes
an die Tumorkontur

Ausführung eines
Blockblendenpaares
als
Viellamellenkollimator
(MLC)

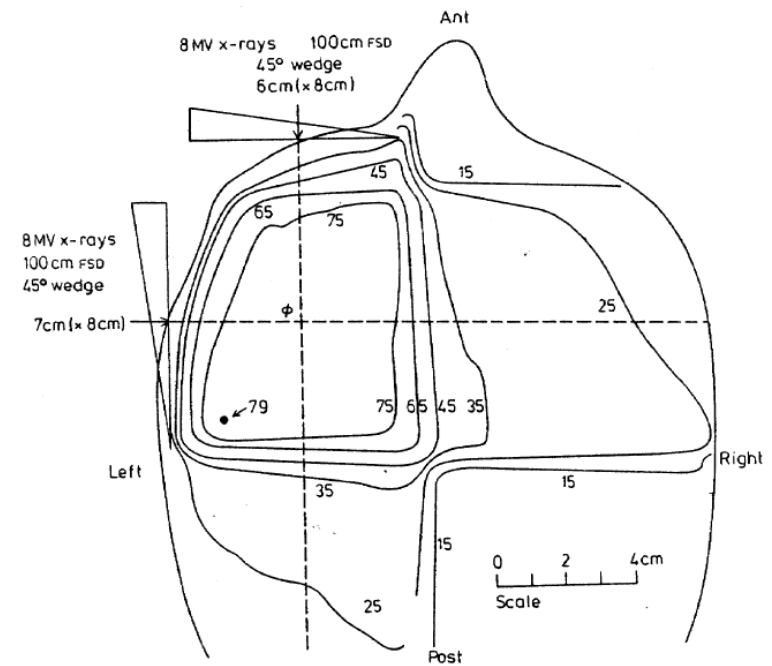
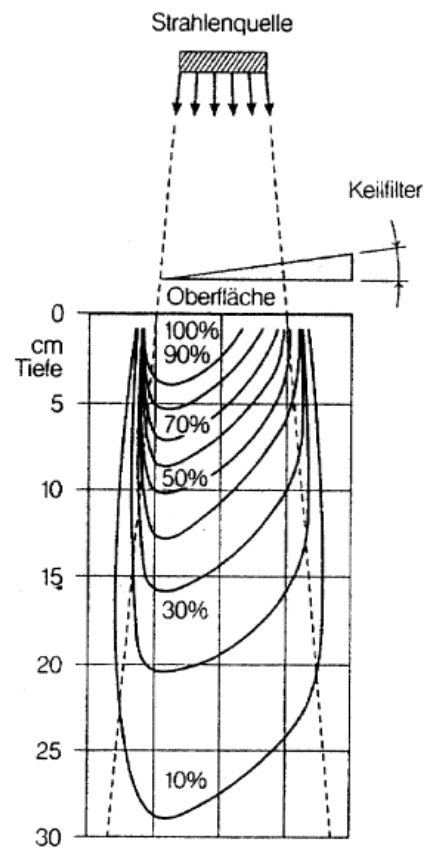
Leafbreiten von 1mm
bis 1cm (im
Isozentrum)



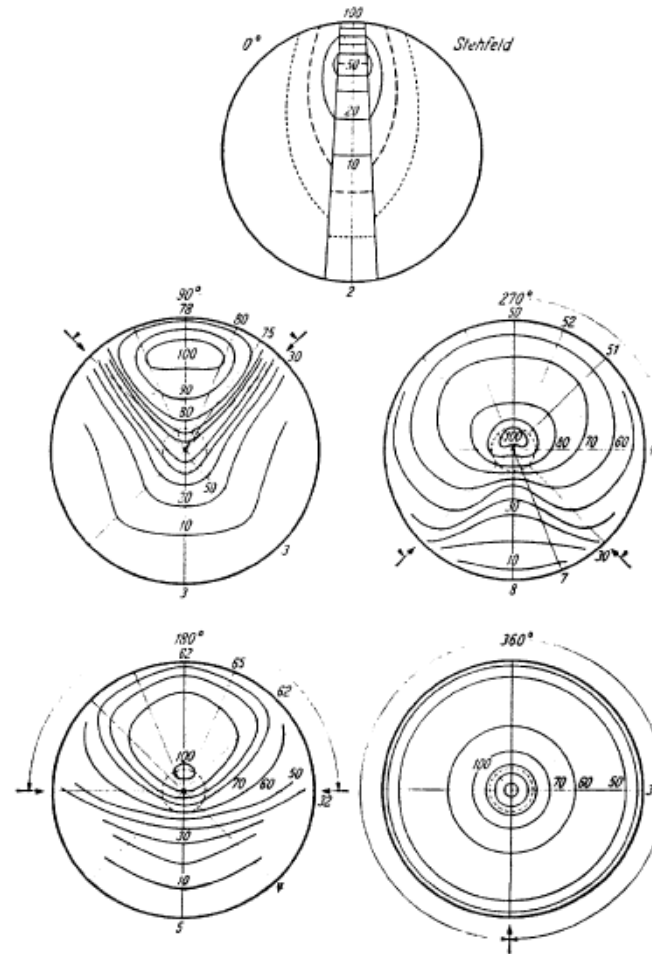
Konformationstherapie mit MLC



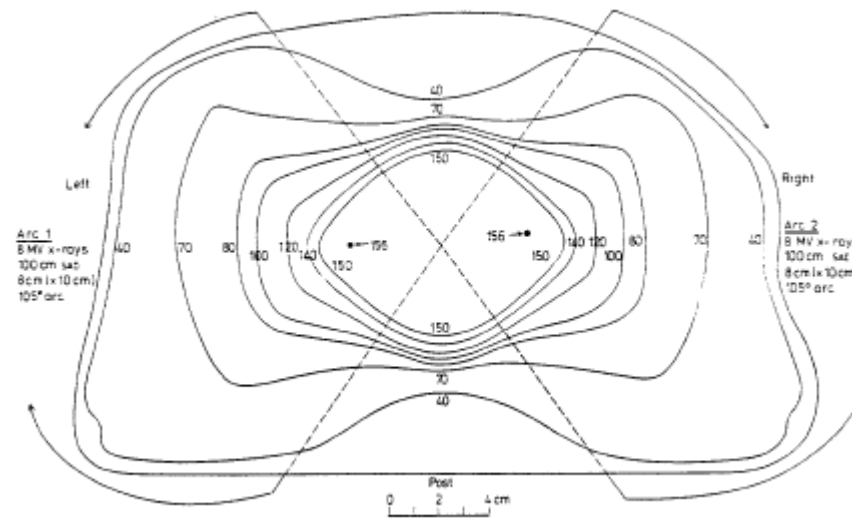
Keilfilter



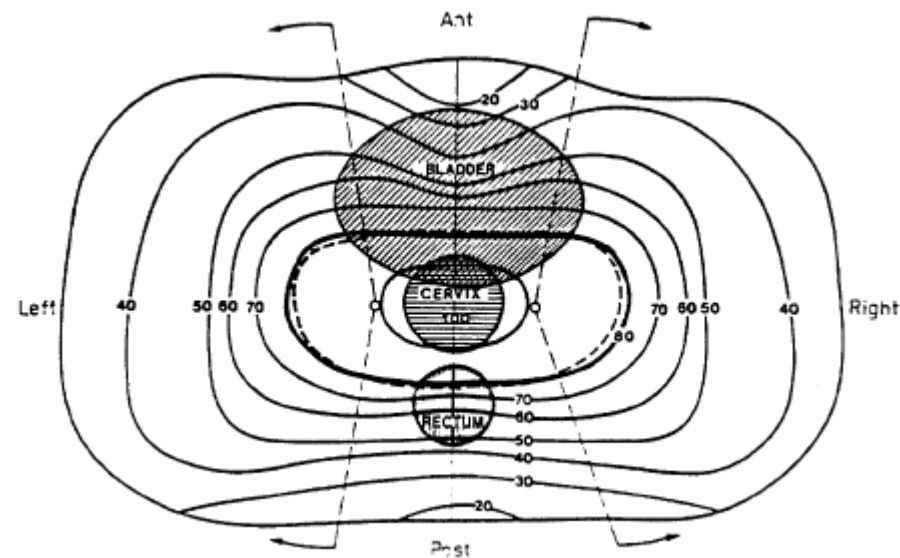
Rotationsbestrahlung



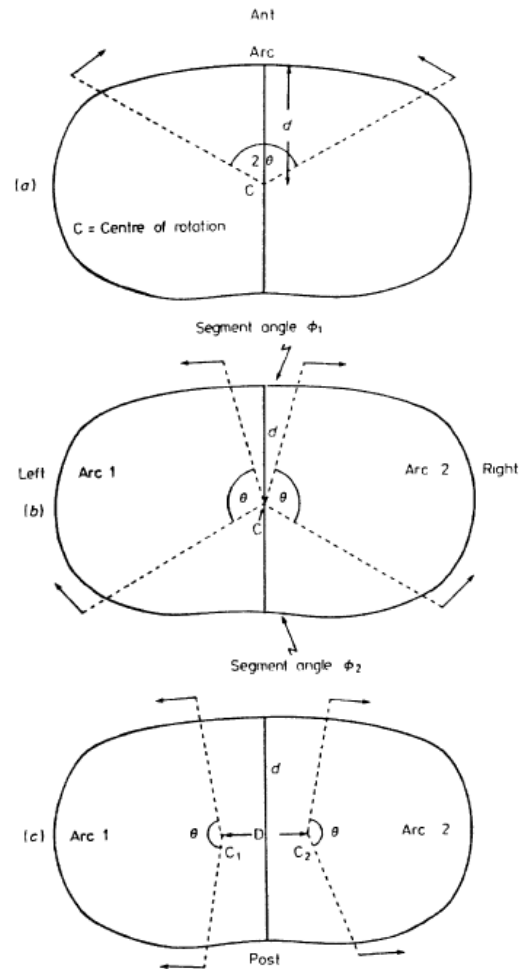
Rotationsbestrahlung Monaxial Bisegmental



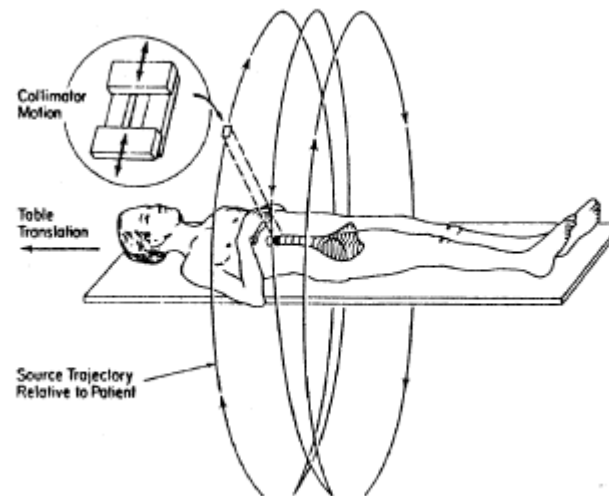
Rotationsbestrahlung Biaxial



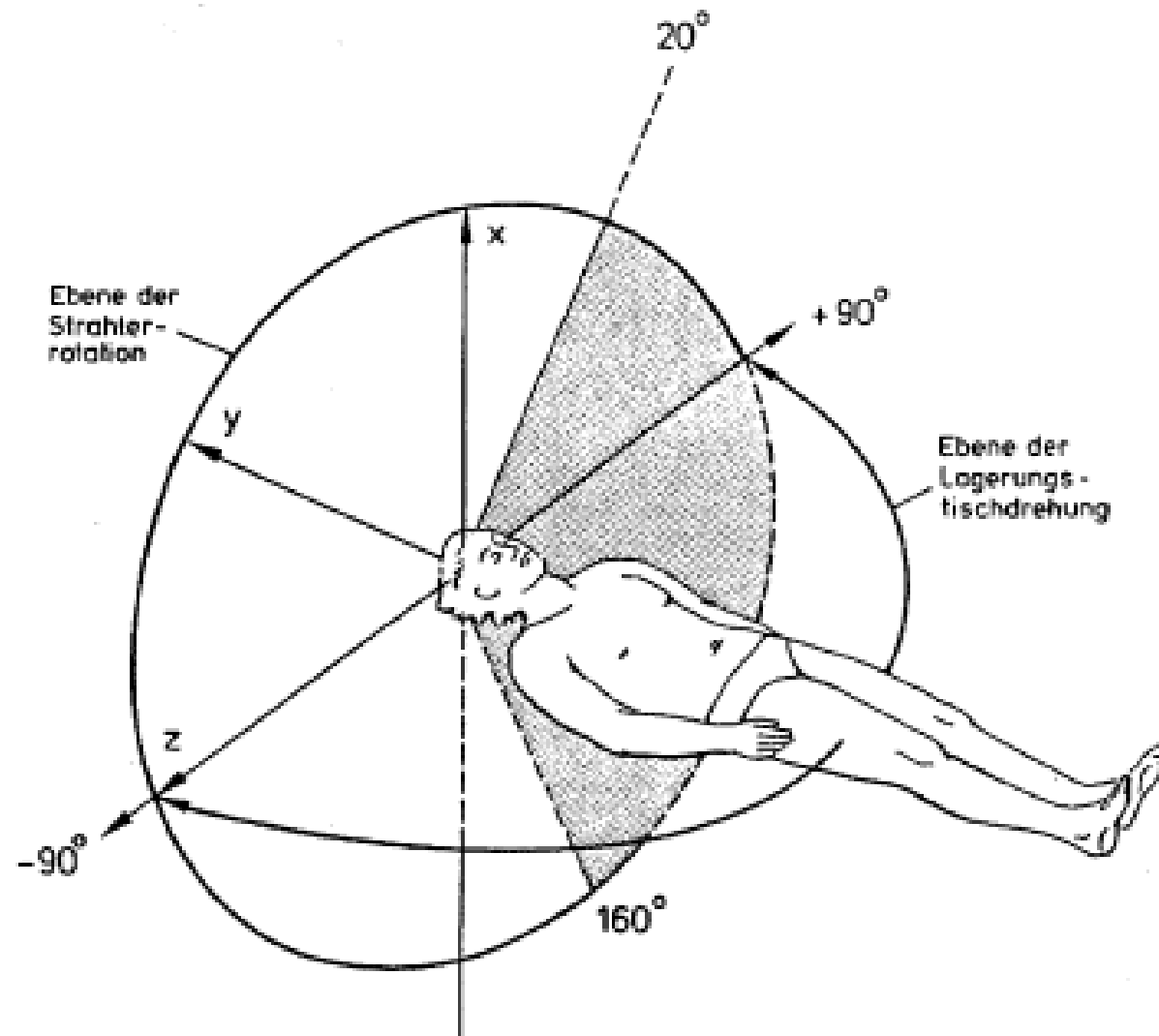
Rotationsbestrahlung Techniken



Dynamische Therapie



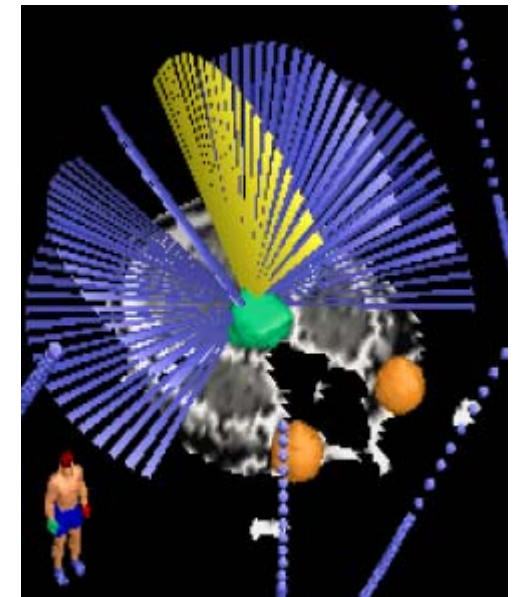
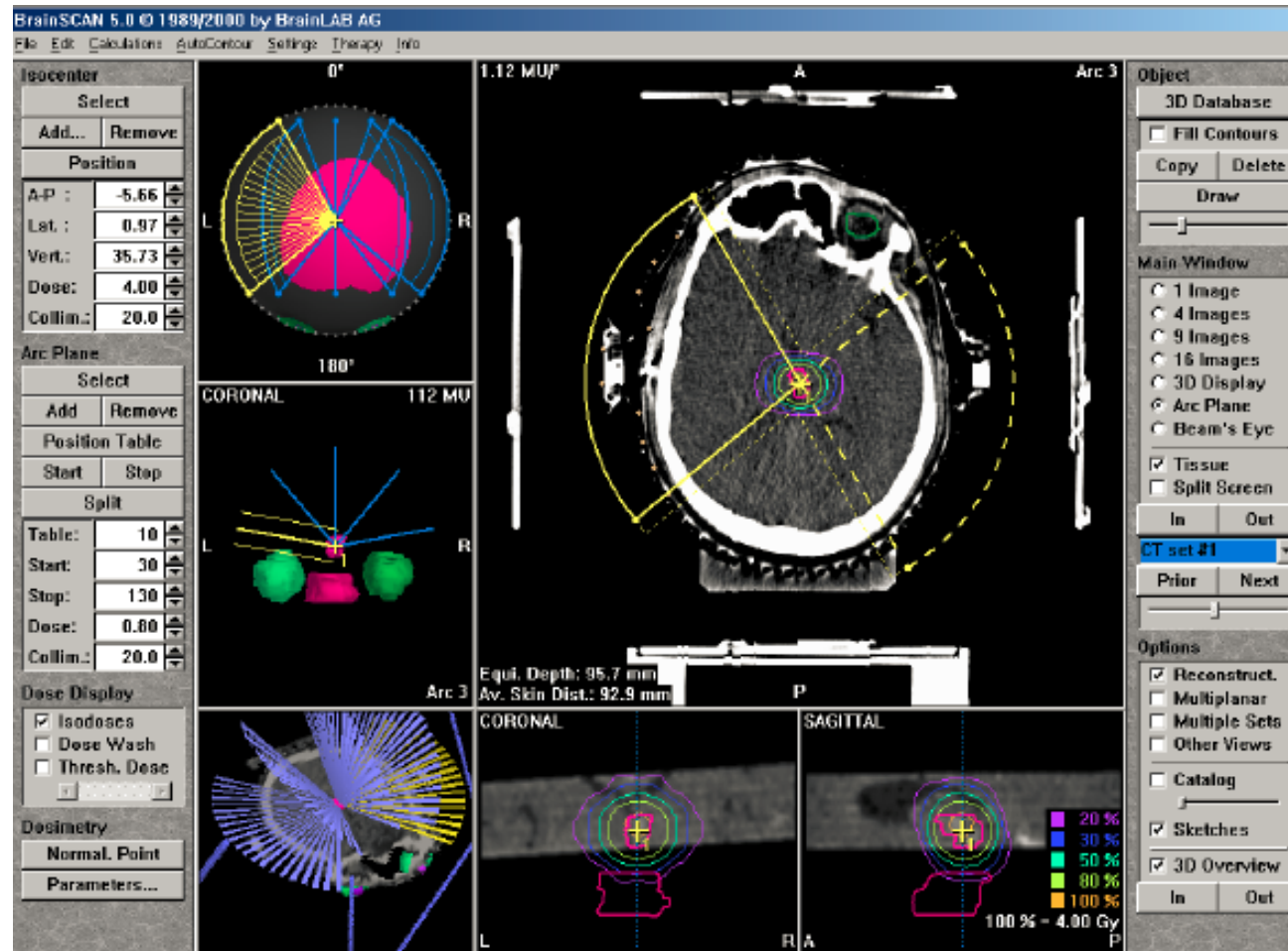
Stereotaktische Konvergenzbestrahlung



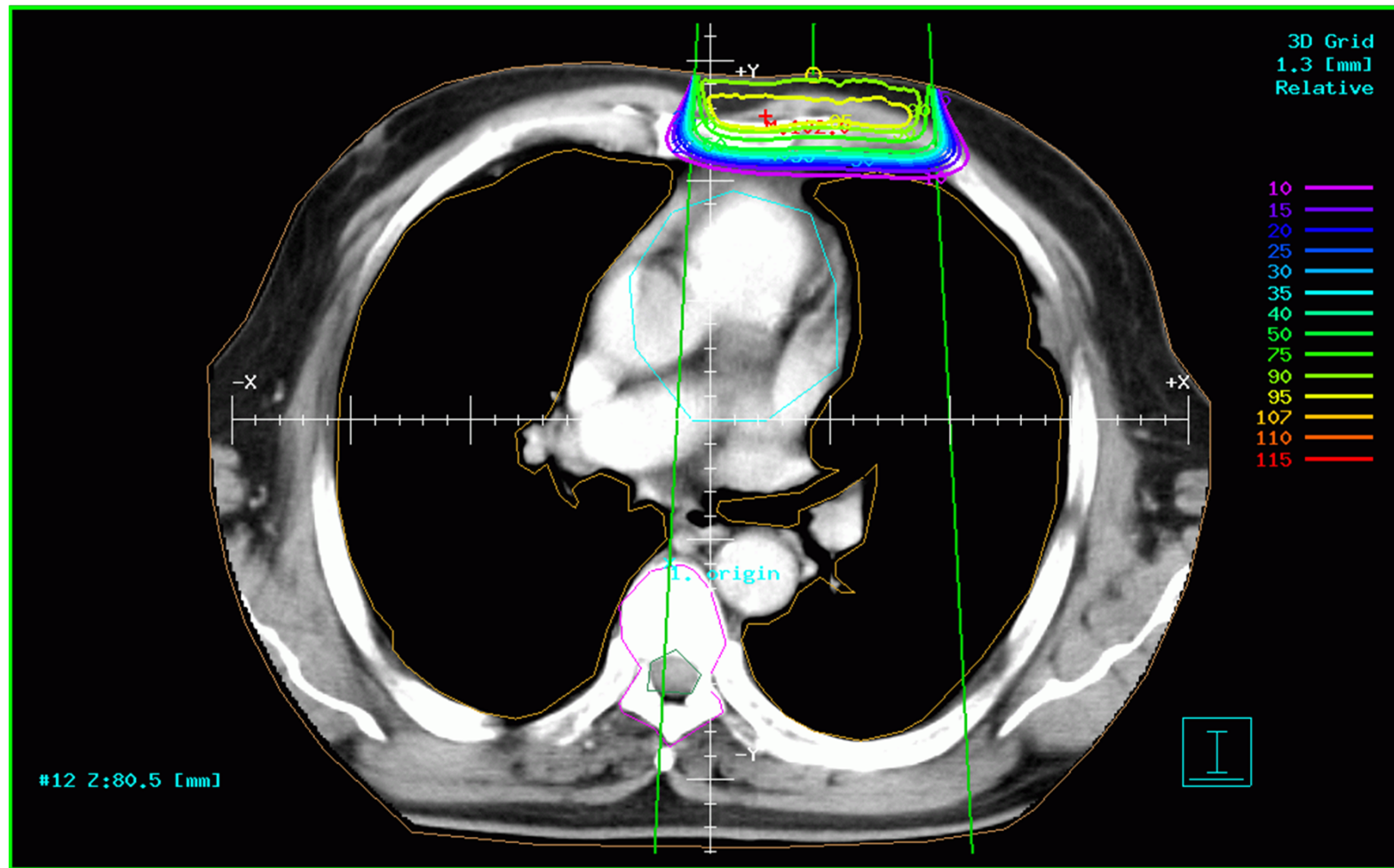
Stereotaktische Konvergenzbestrahlung



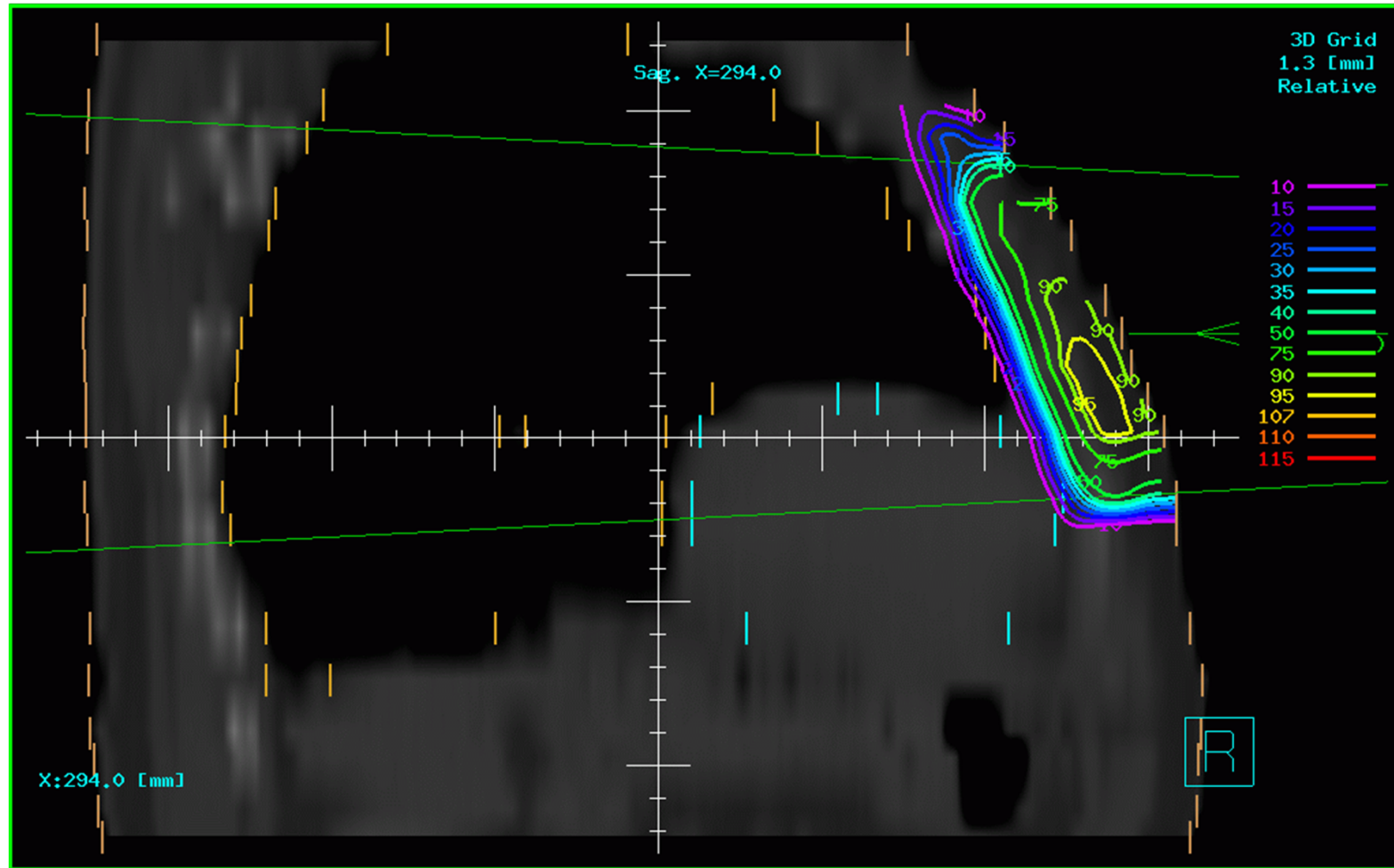
Stereotaktische Konvergenzbestrahlung



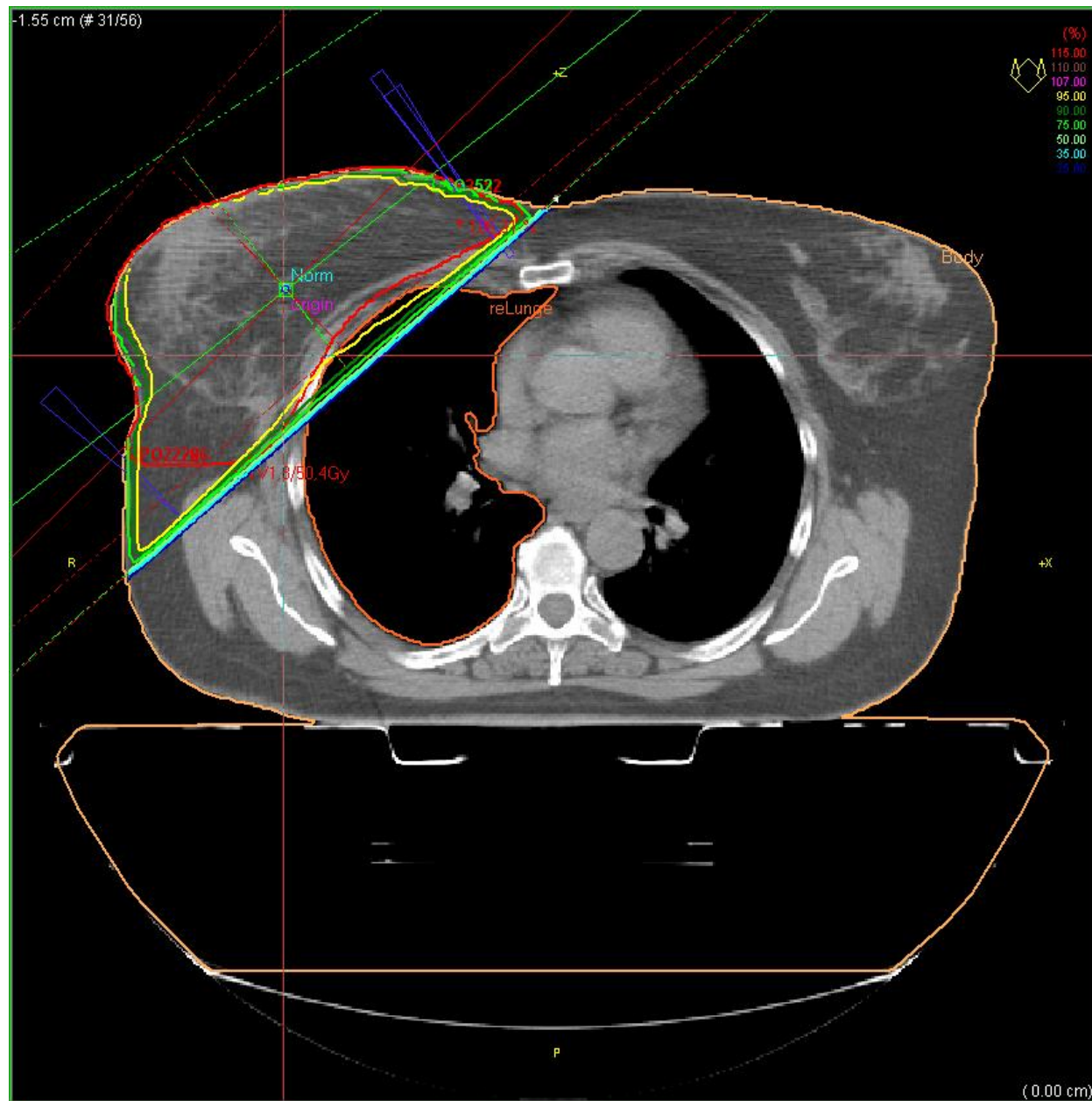
Elektronen



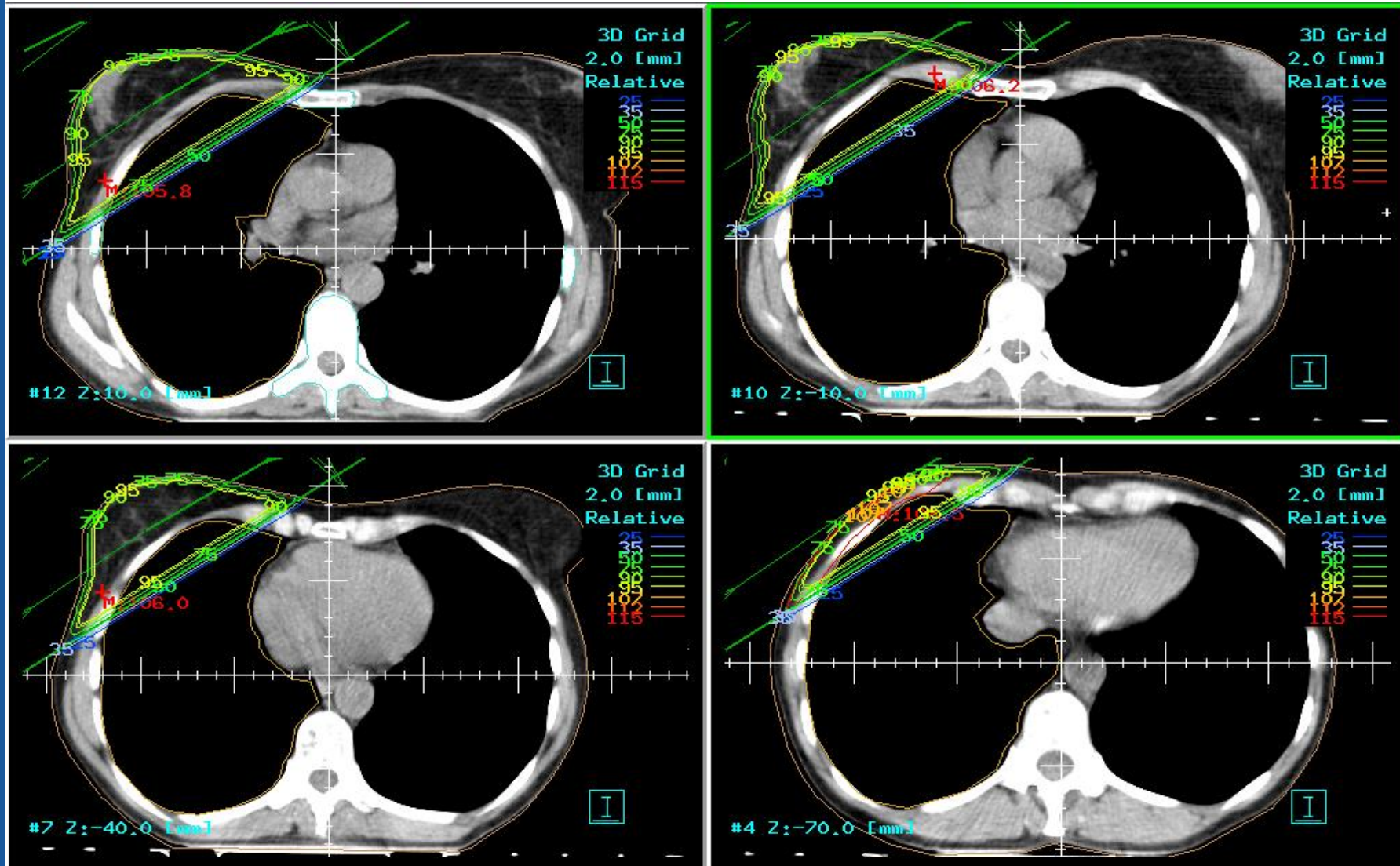
Elektronen



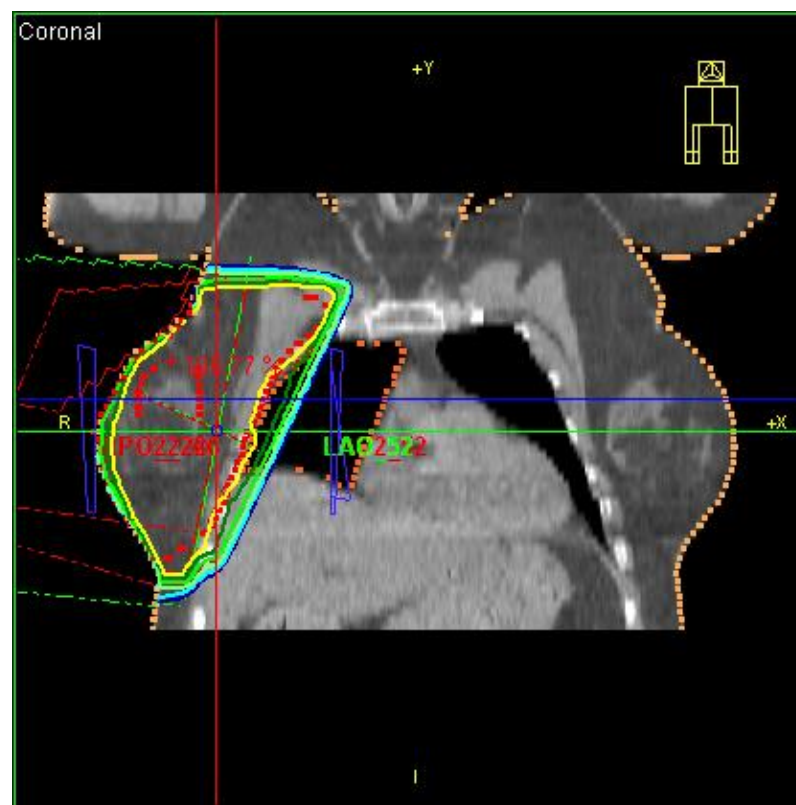
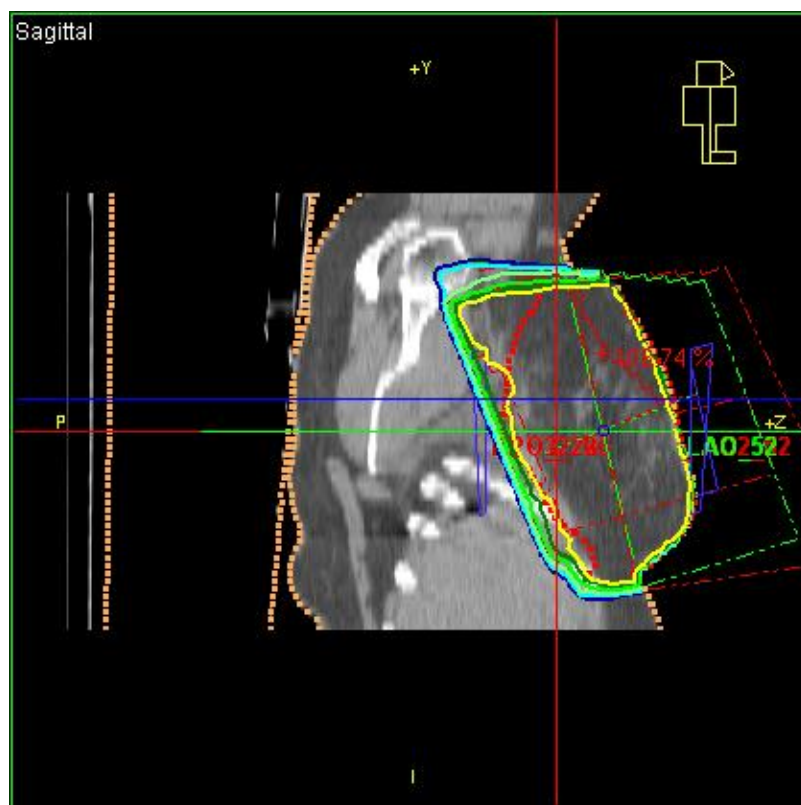
Dosisverteilung ZVD 50,4 Gy



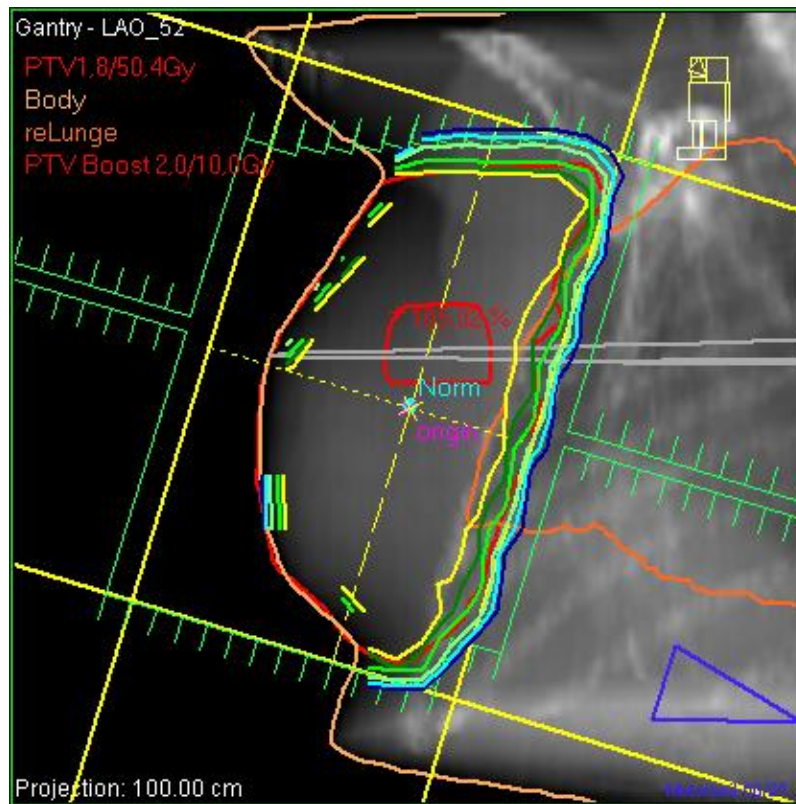
Bestrahlungsplanung



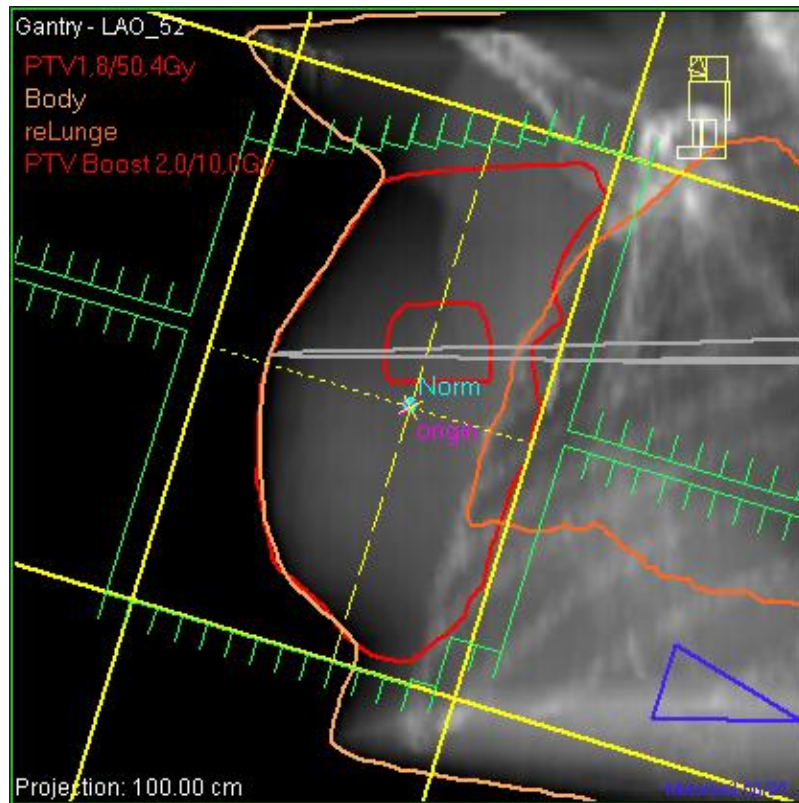
Dosisverteilung



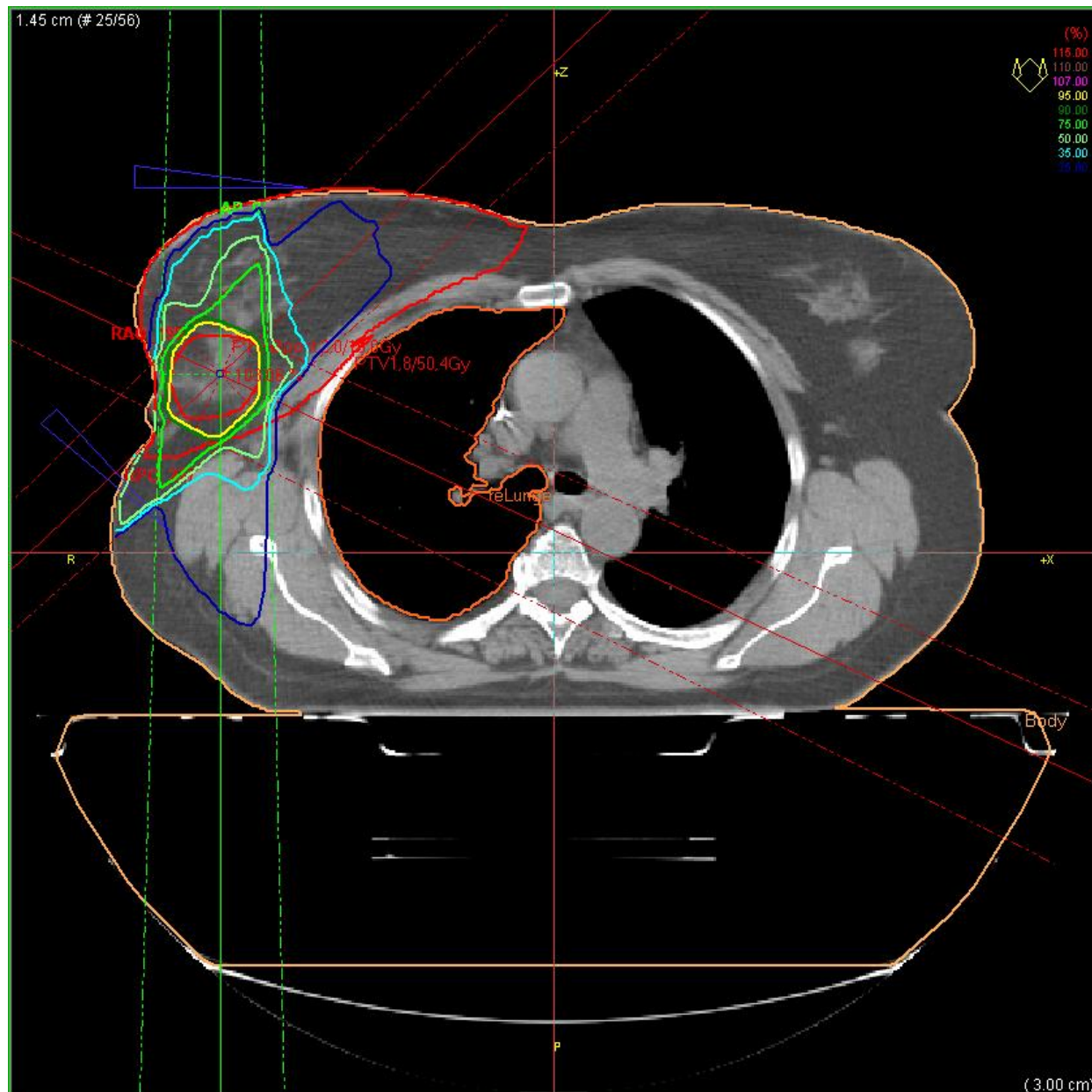
Beams Eye View (BEV)



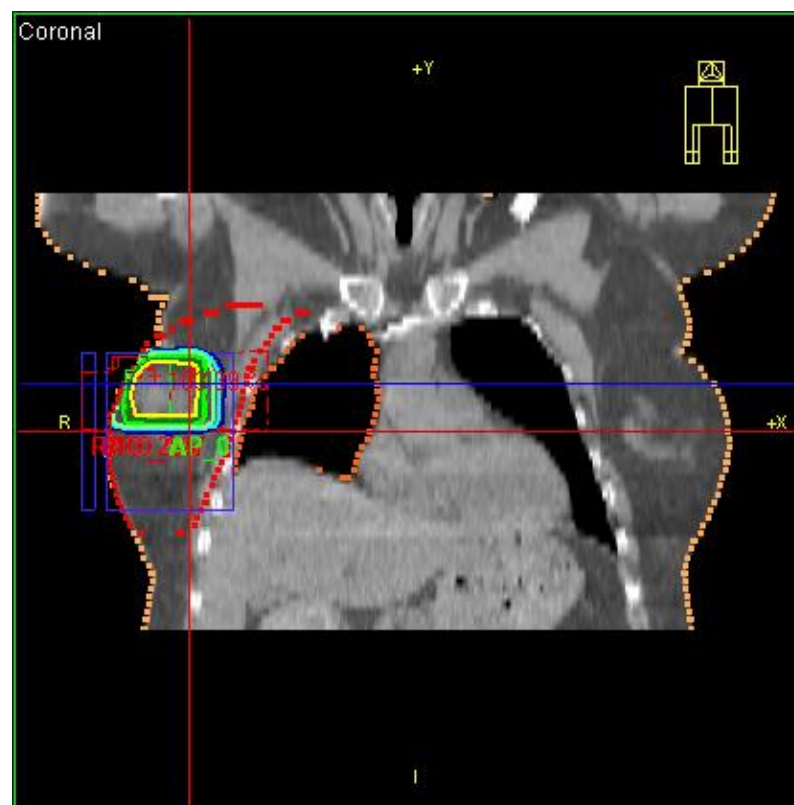
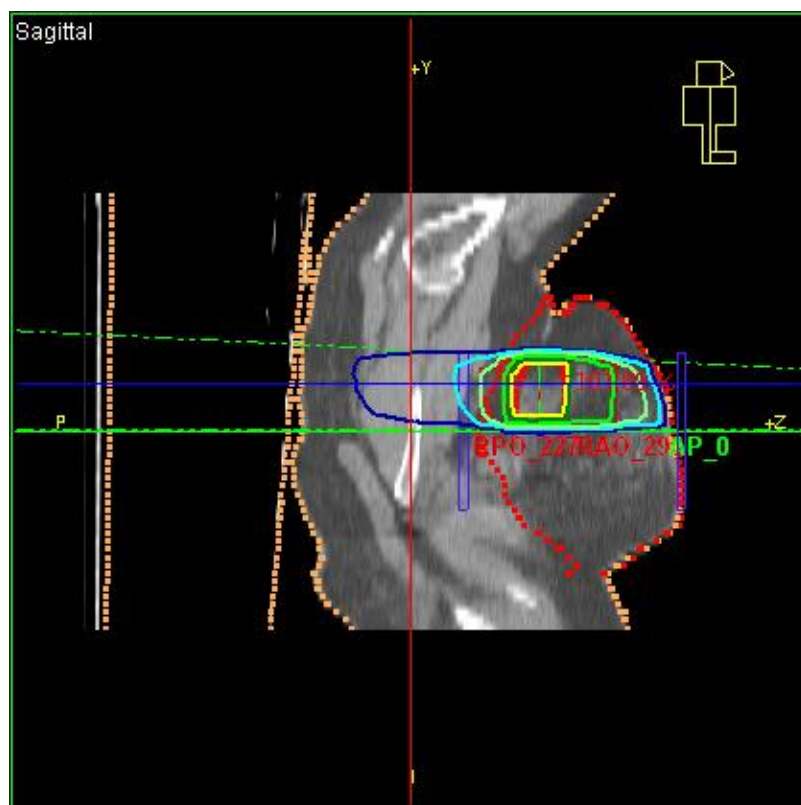
Beams Eye View (BEV)



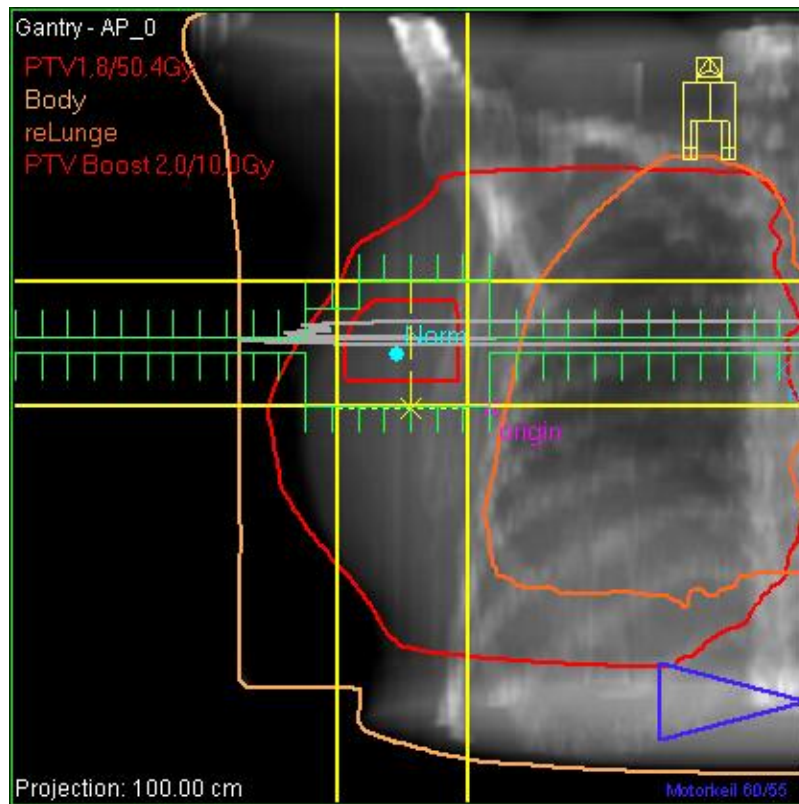
Dosisverteilung Boost 50,4-60,4 Gy



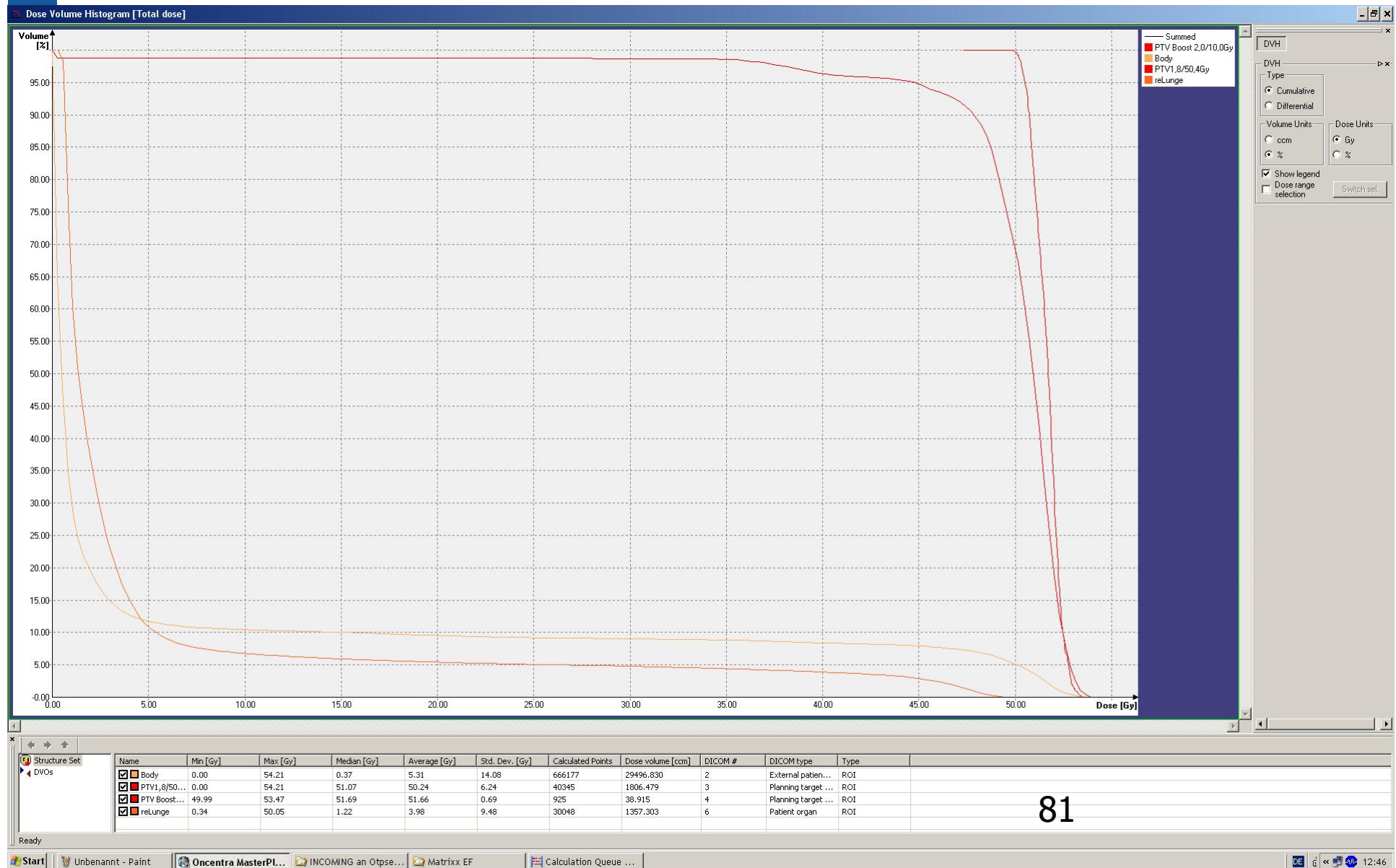
Dosisverteilung



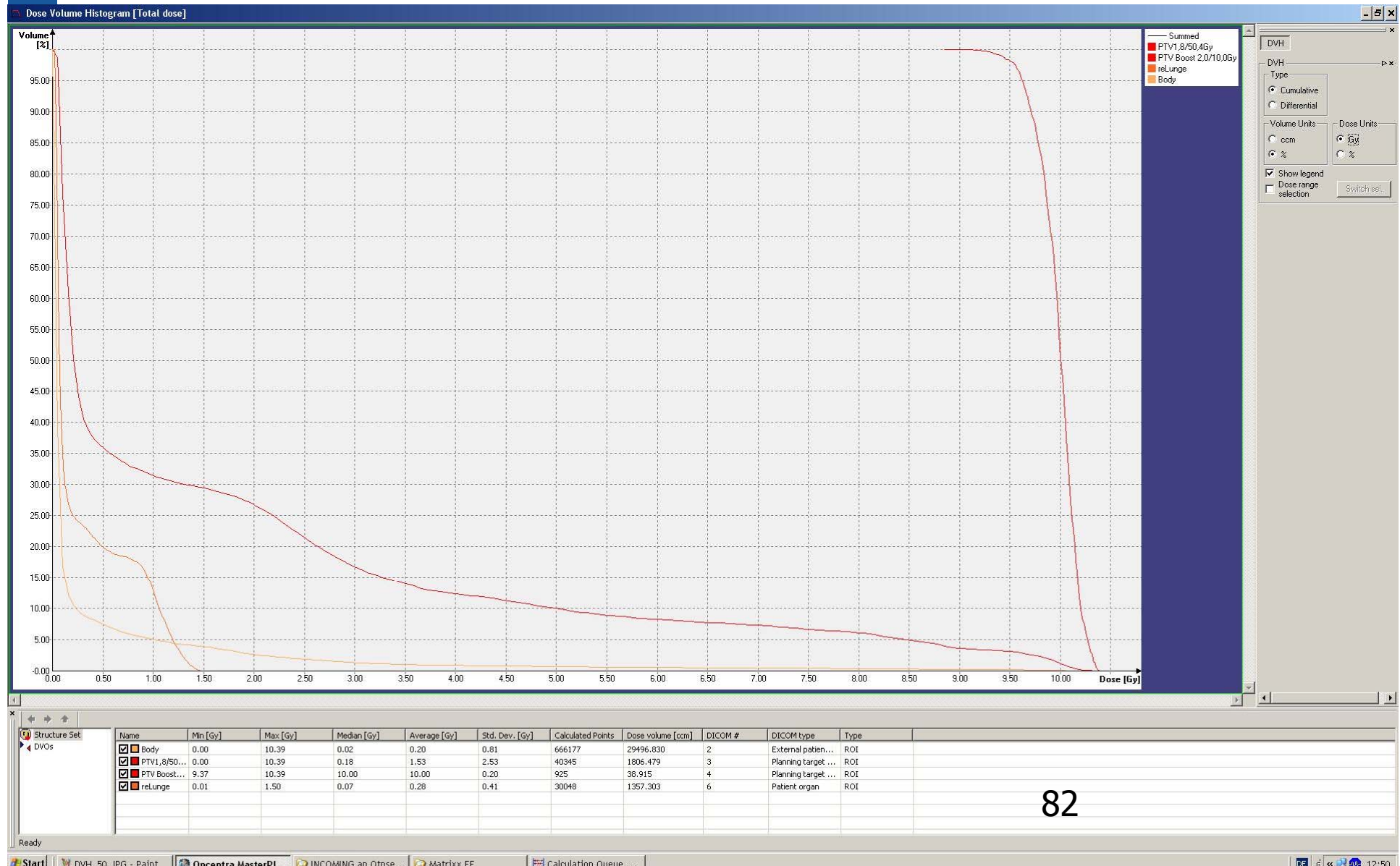
Beams Eye View (BEV)



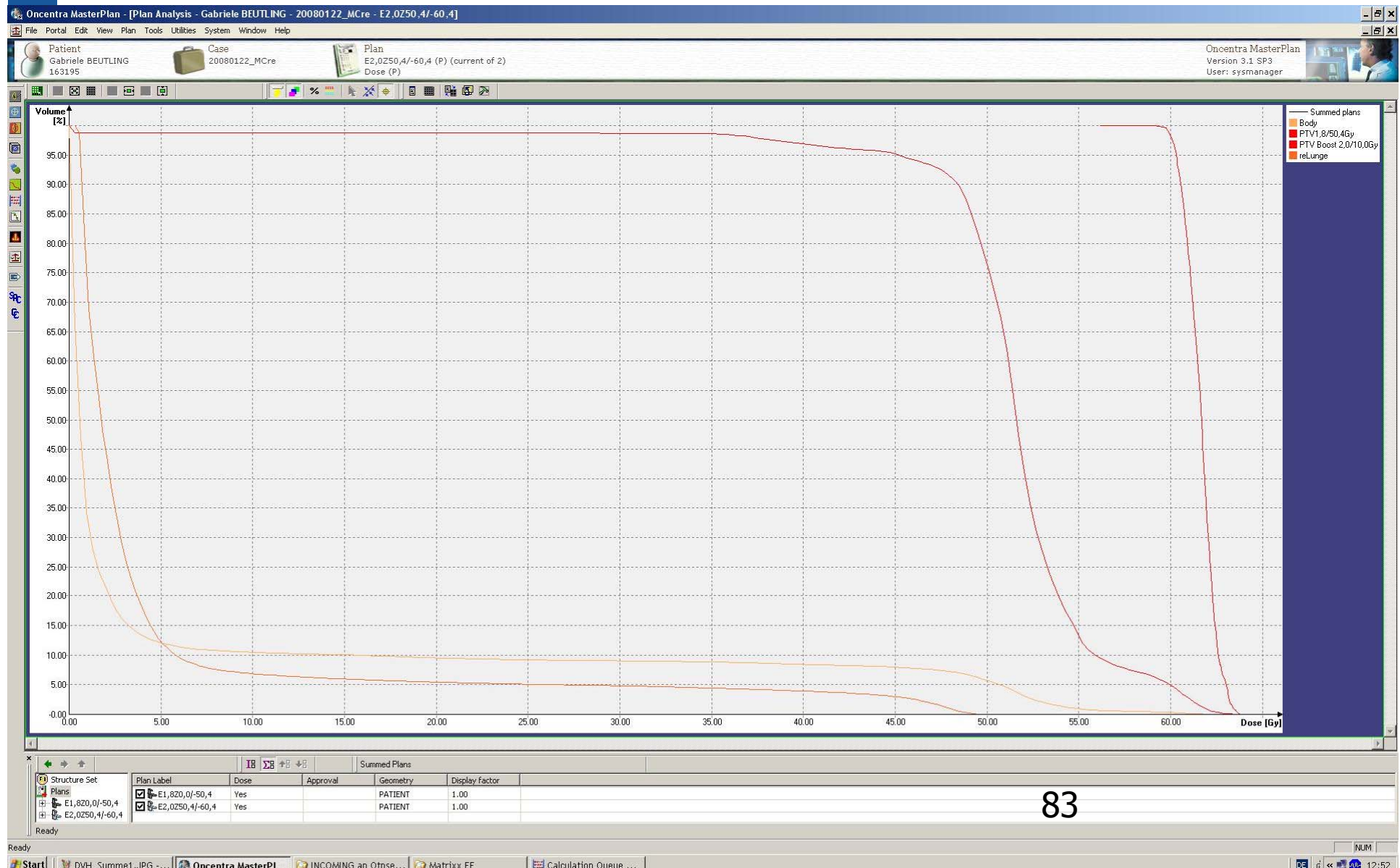
Beurteilung von Dosisverteilungen



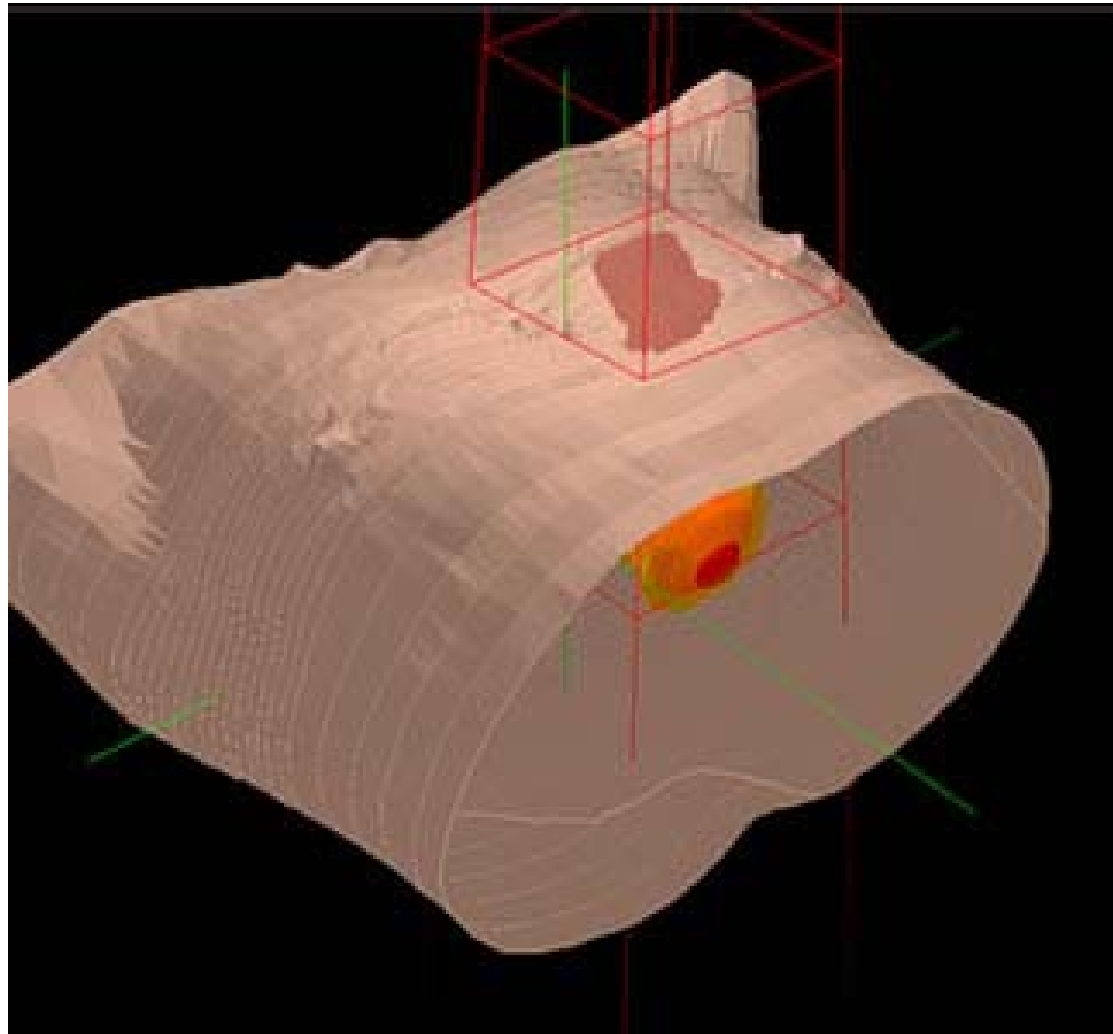
DVH Boost



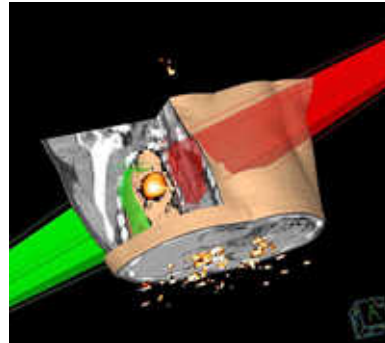
DVH Gesamtplan 60,4 Gy



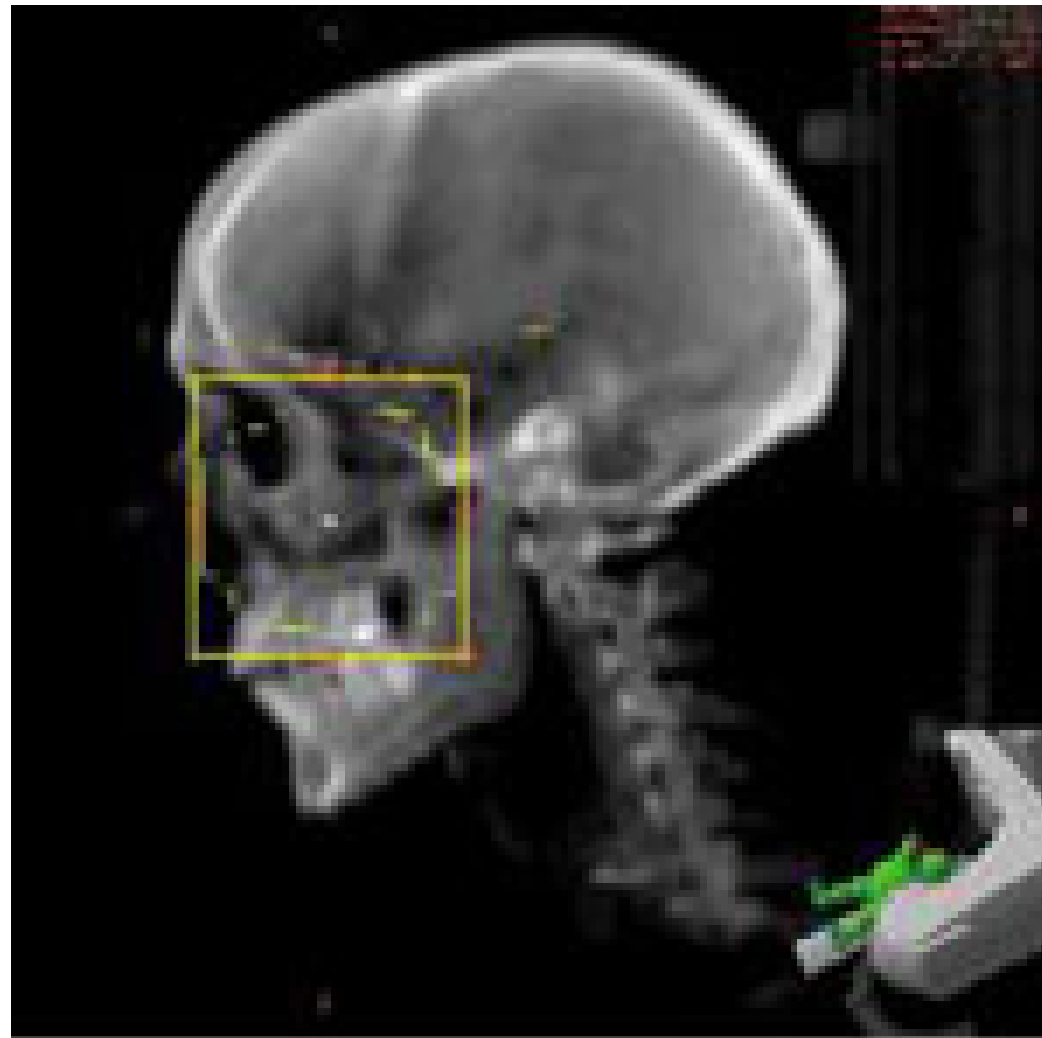
Observers Eye View



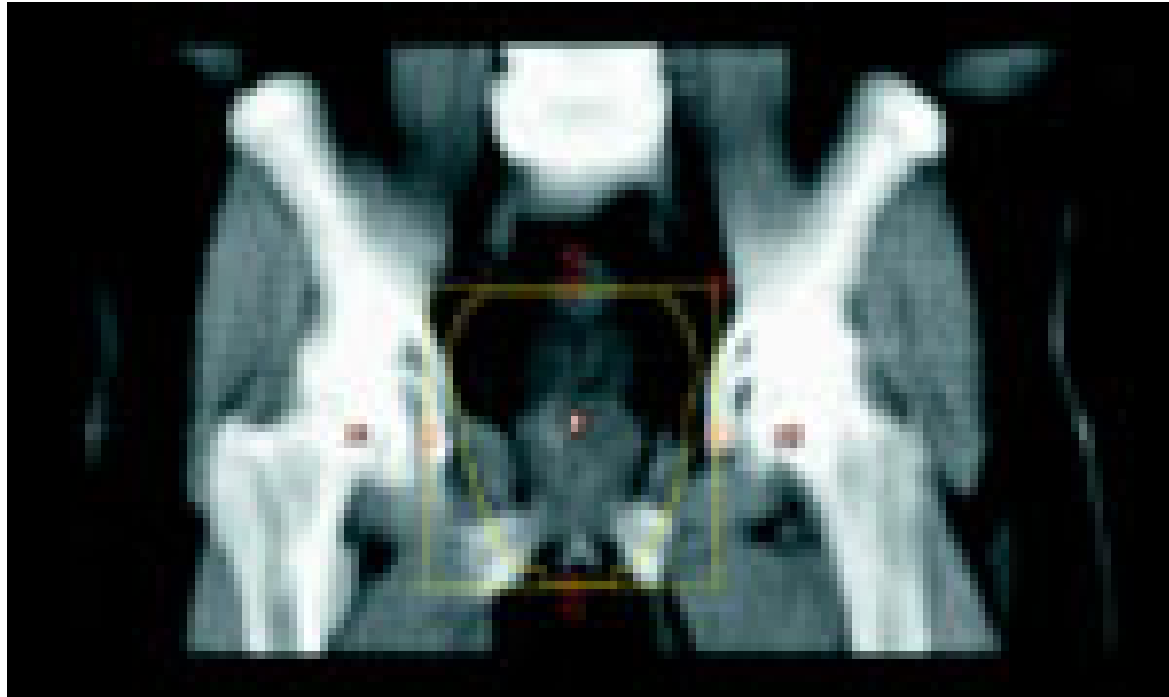
Darstellung Gegenfeld



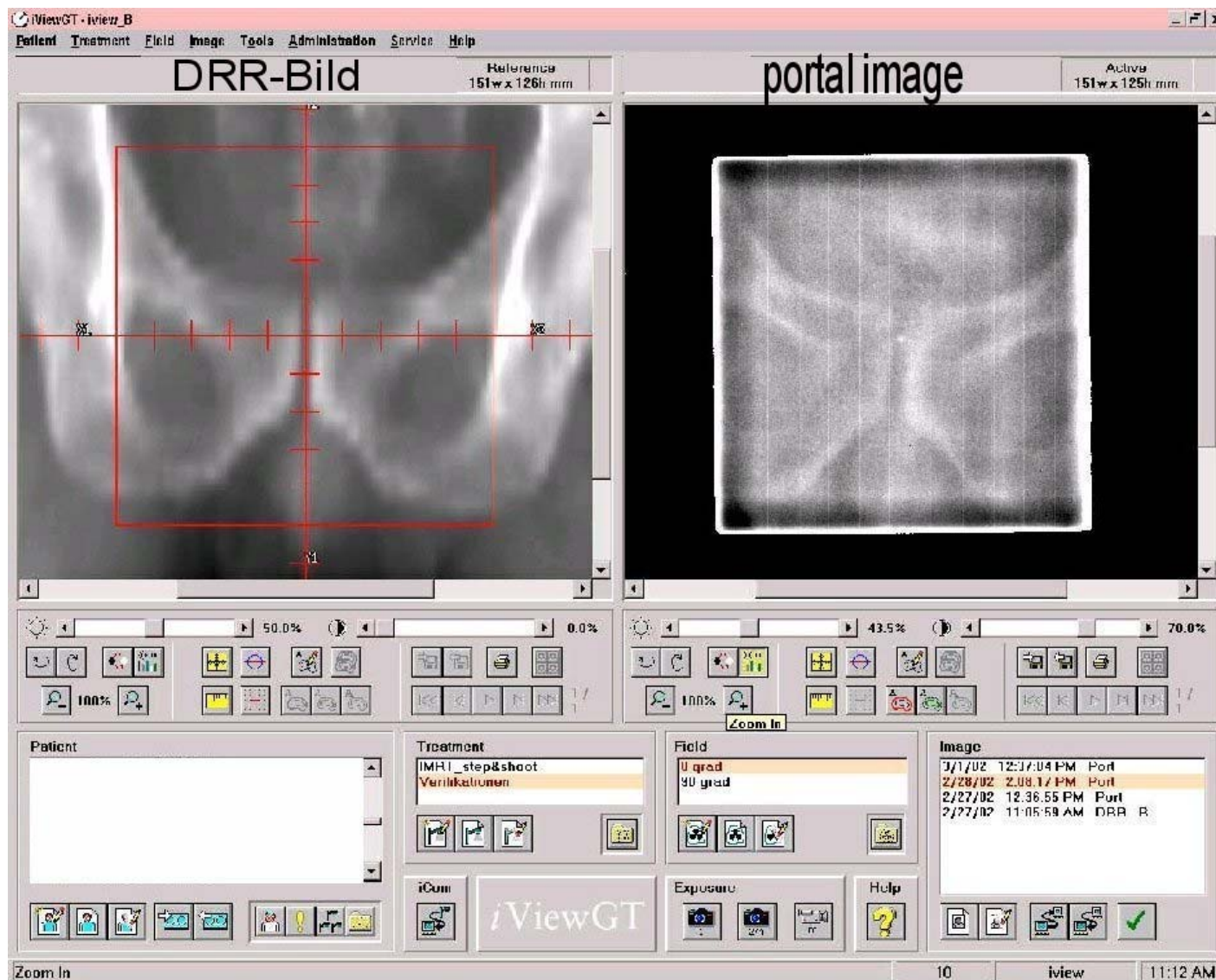
DRR

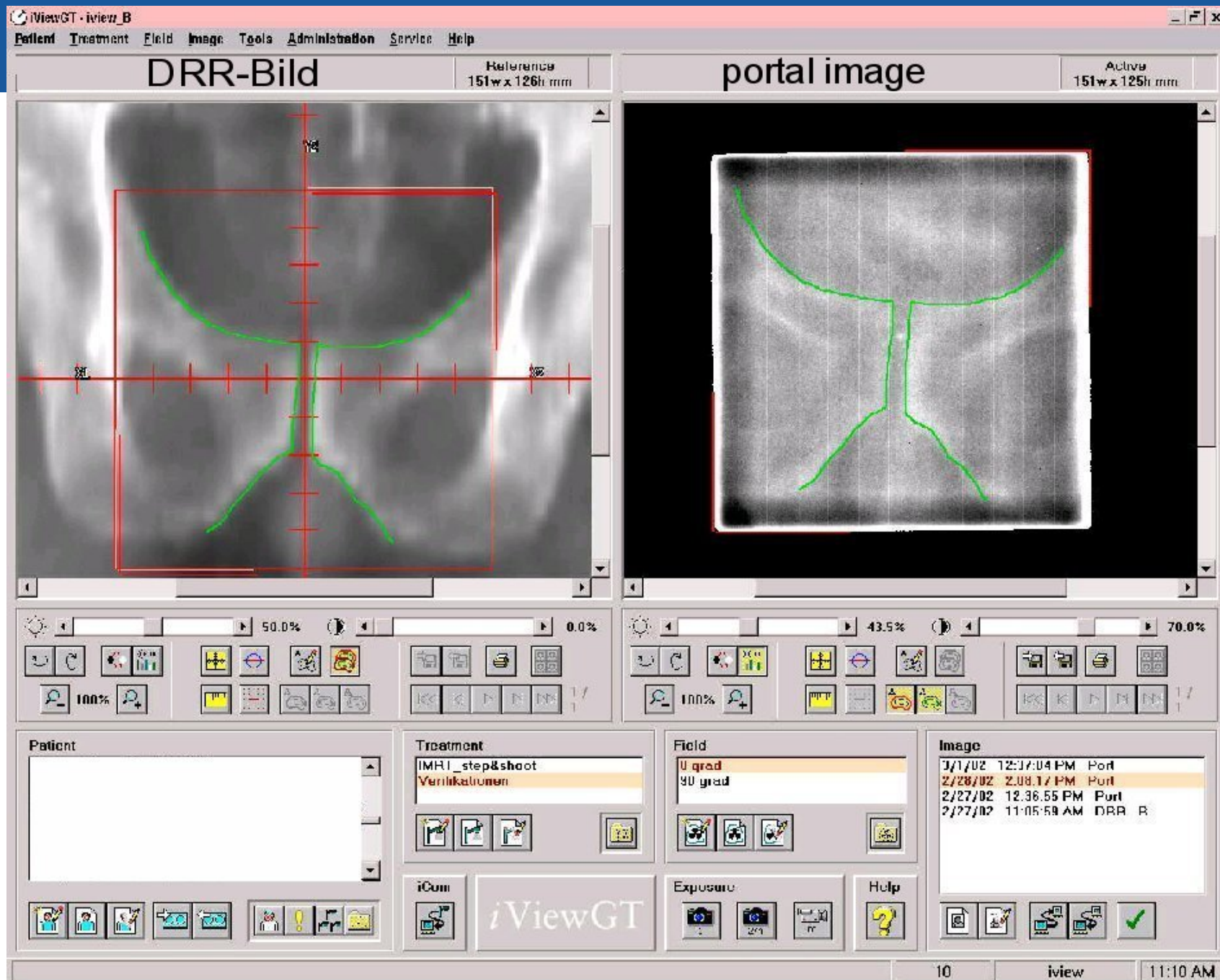


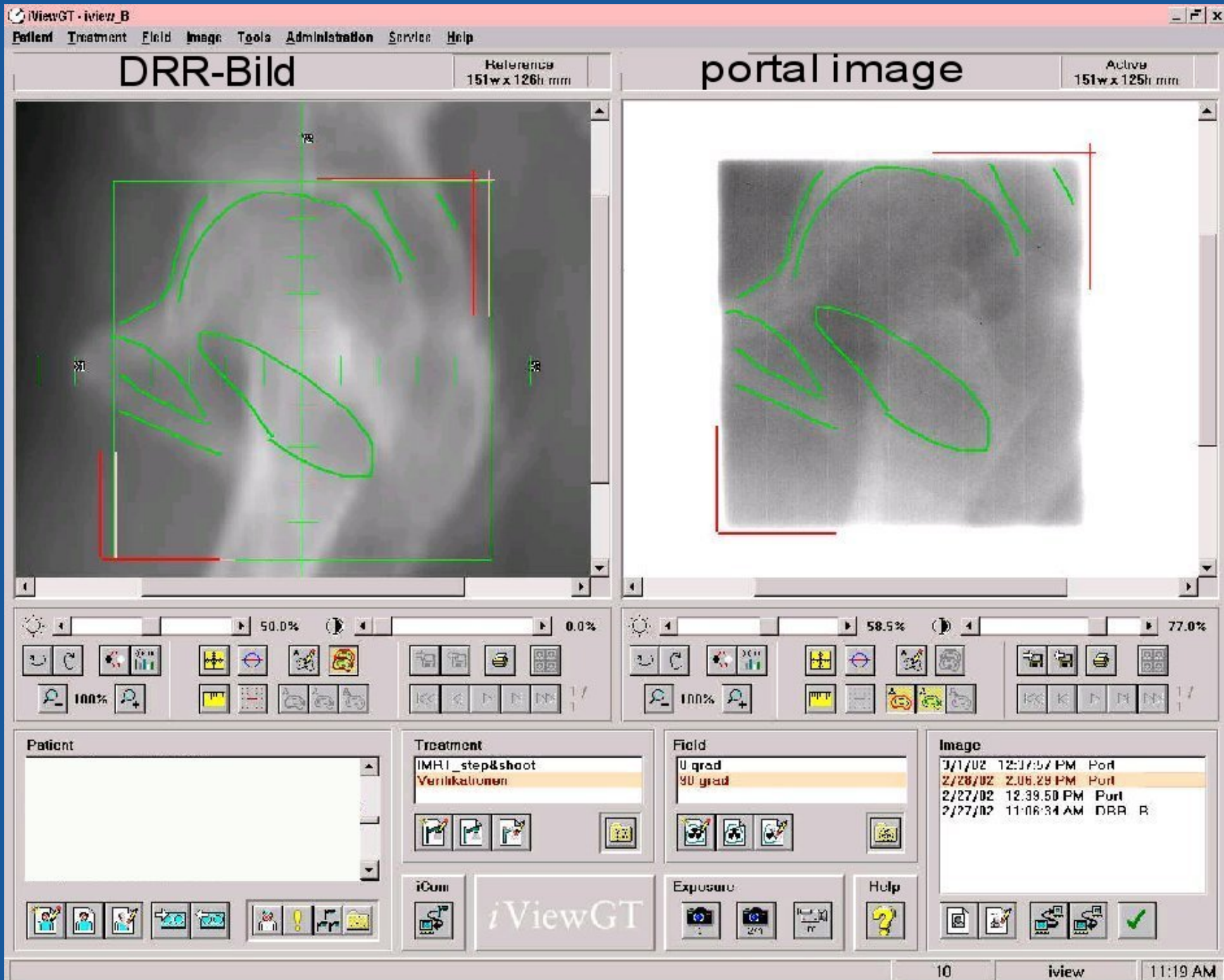
Beams Eye View DRR



Ermittlung der Setup-Genauigkeit mittels eines a-Si flat-panels



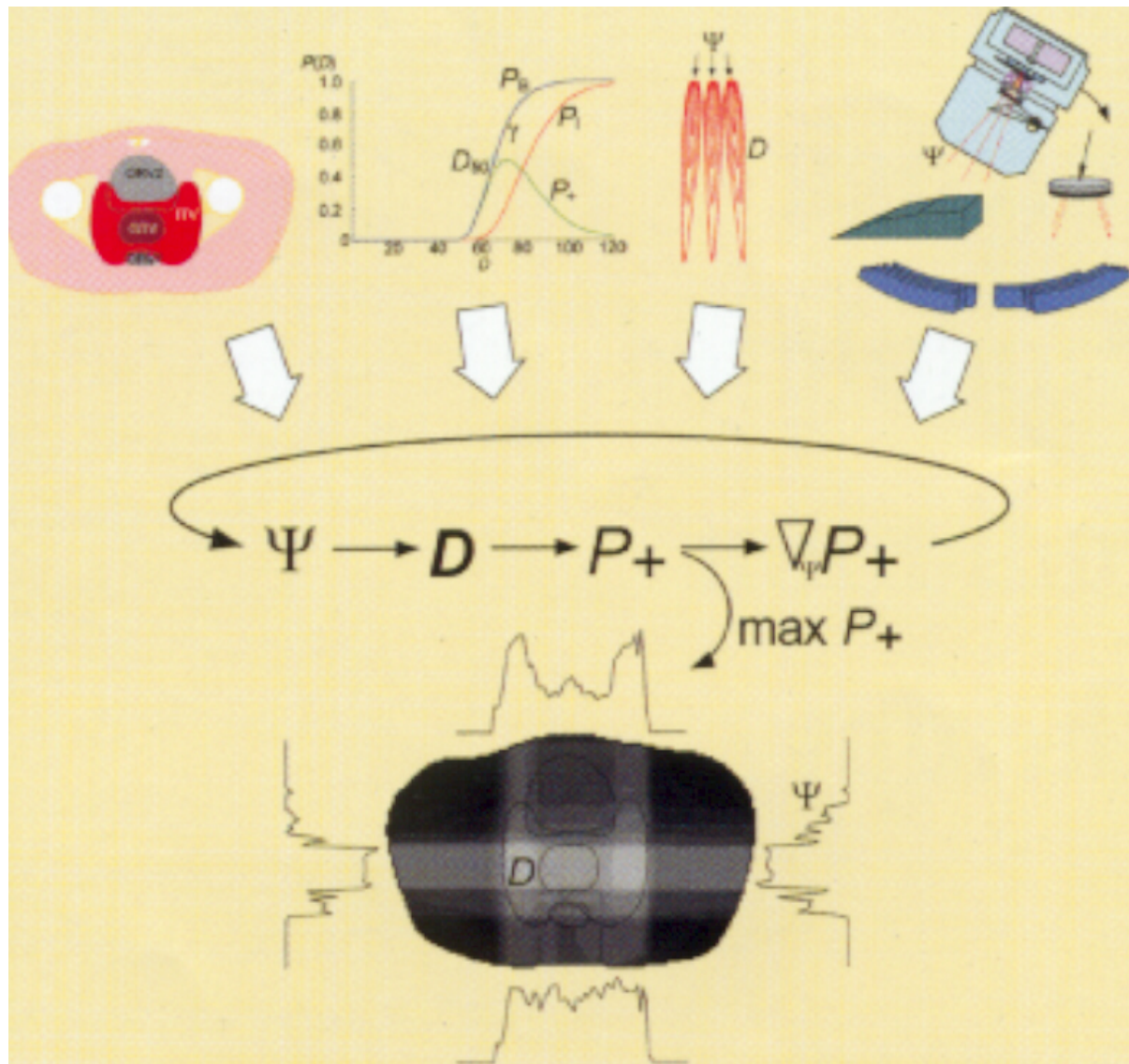




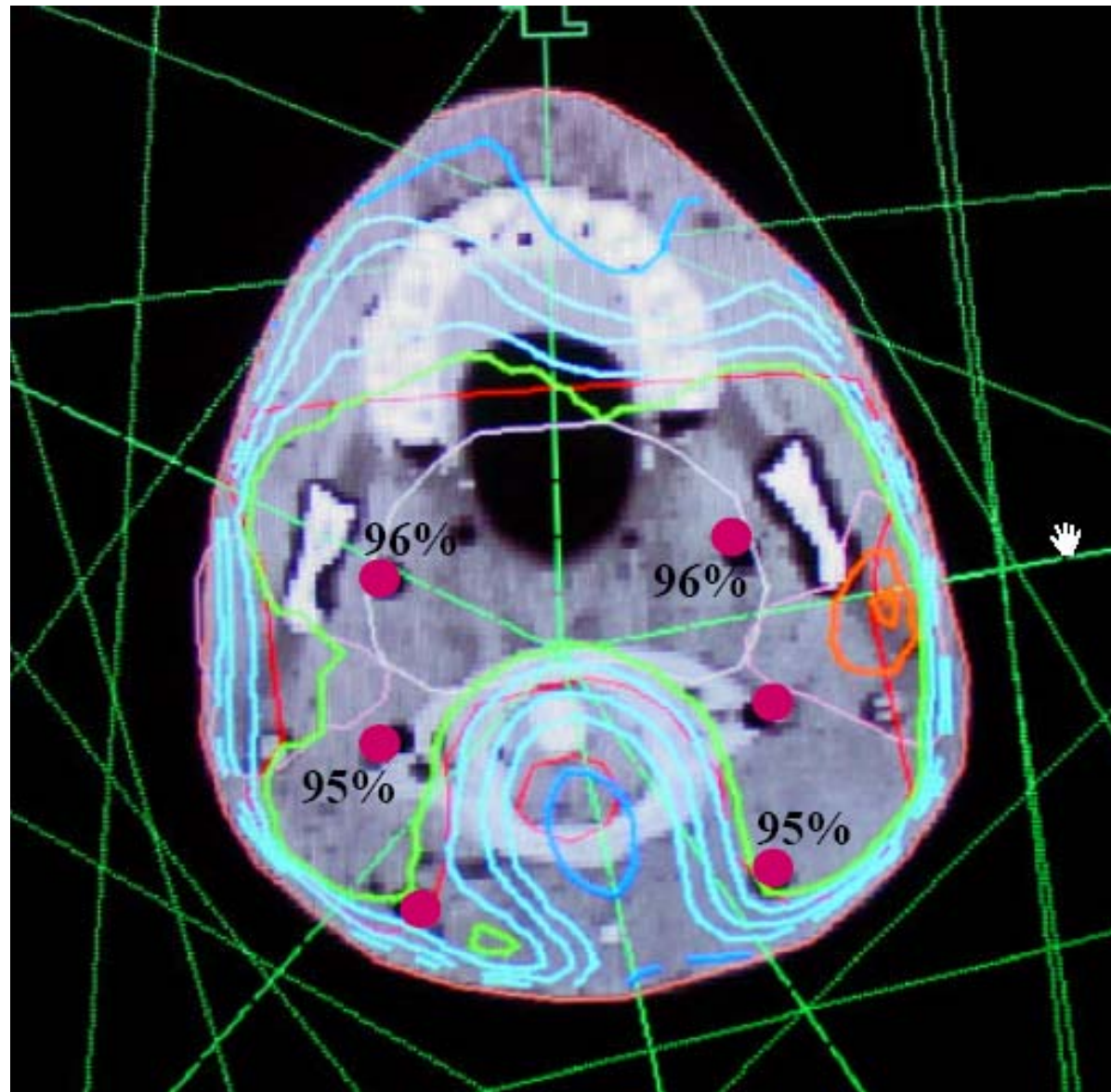
Intenitäts **M**odulierte **R**adio **T**herapie

- Anpassung der Fluenz-Verteilung an das Zielvolumen
- Erzeugung inhomogener Bestrahlungsfelder
- Inverse Planung
 - Ausgangspunkt: opt. Dosisverteilung im PTV
 - Berücksichtigung von biologischen Constrains

IMRT - Prinzip



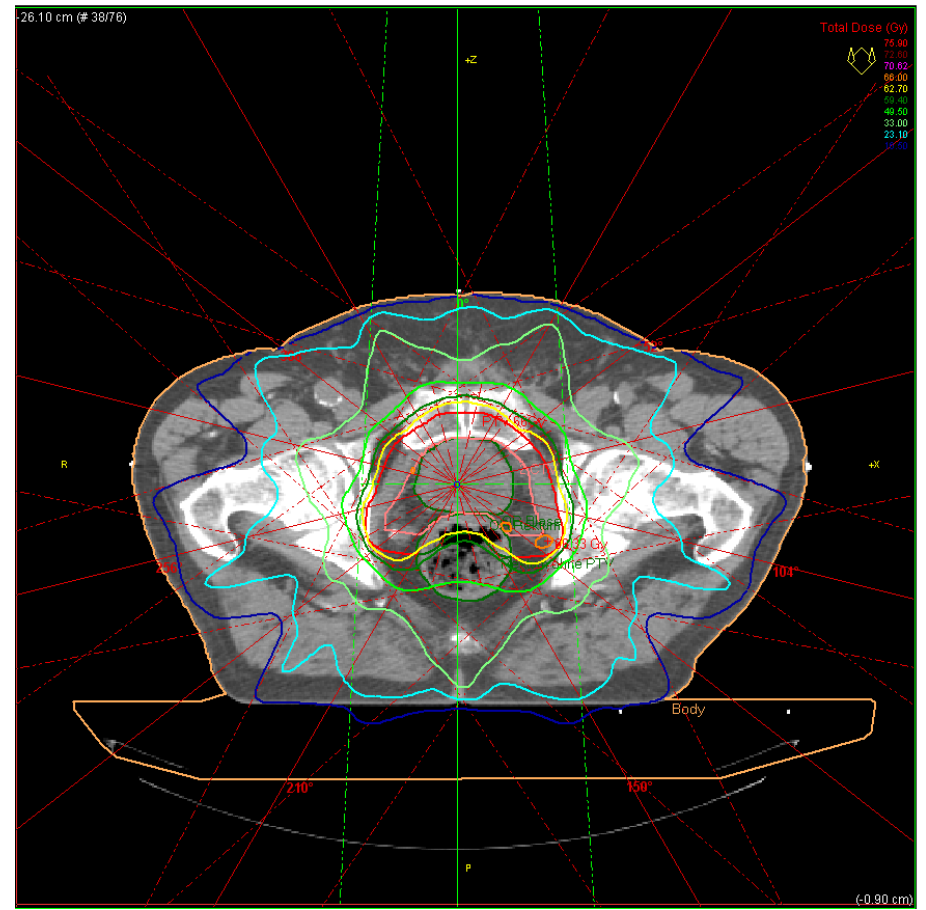
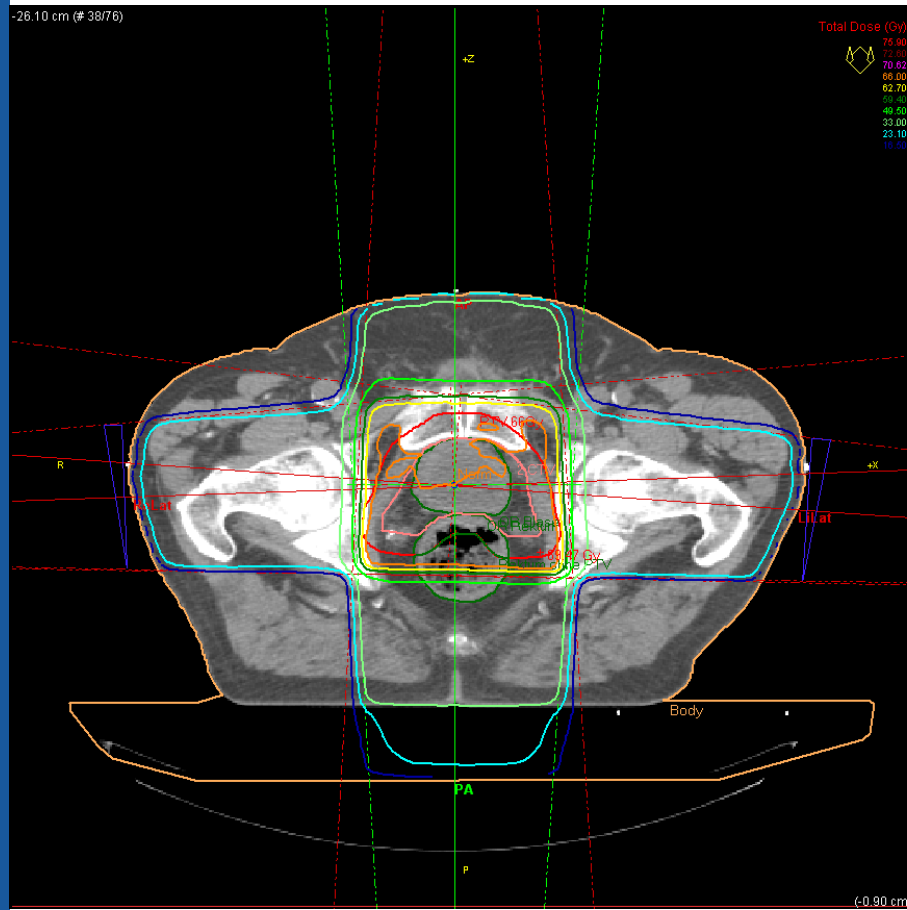
IMRT – Beispiel Patient



IMRT – Beispiel Phantommessung

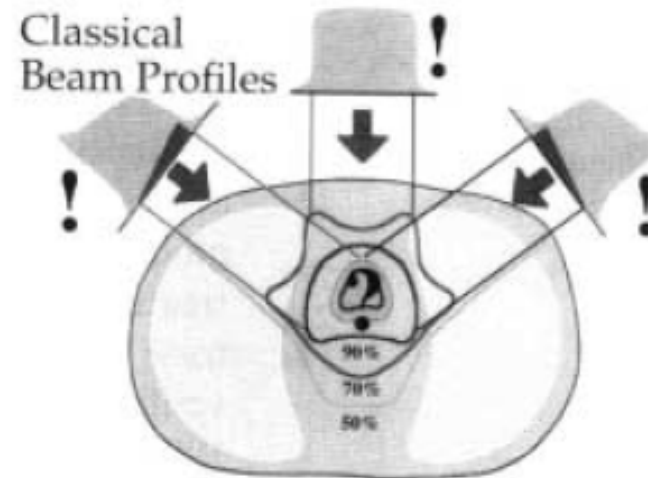


IMRT:Prostata

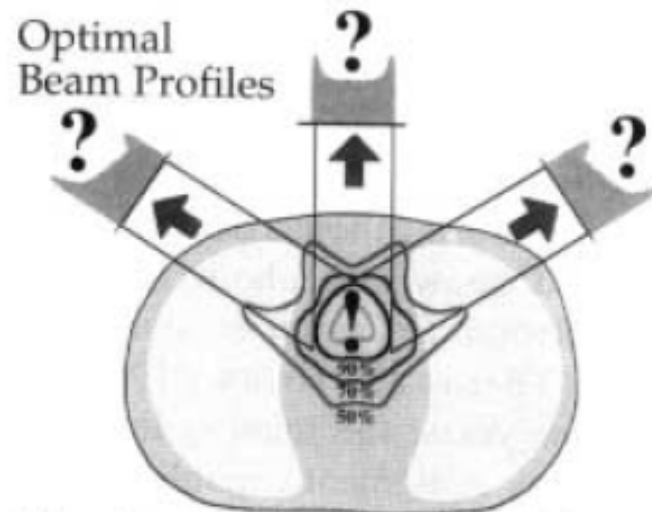


Inverse Planung

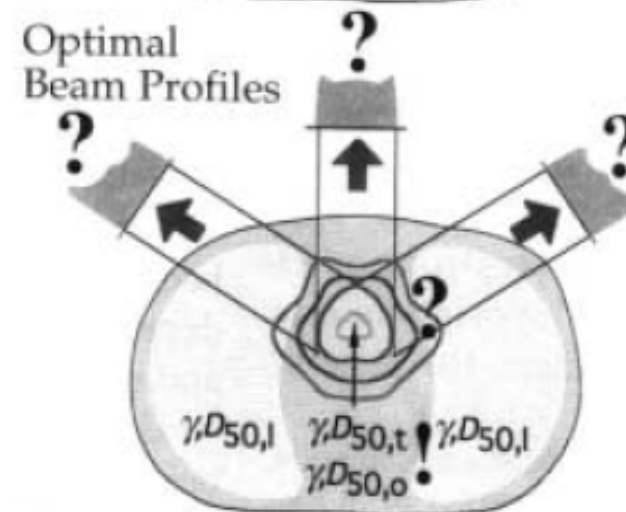
Forward Calculation:



Inverse Calculations:

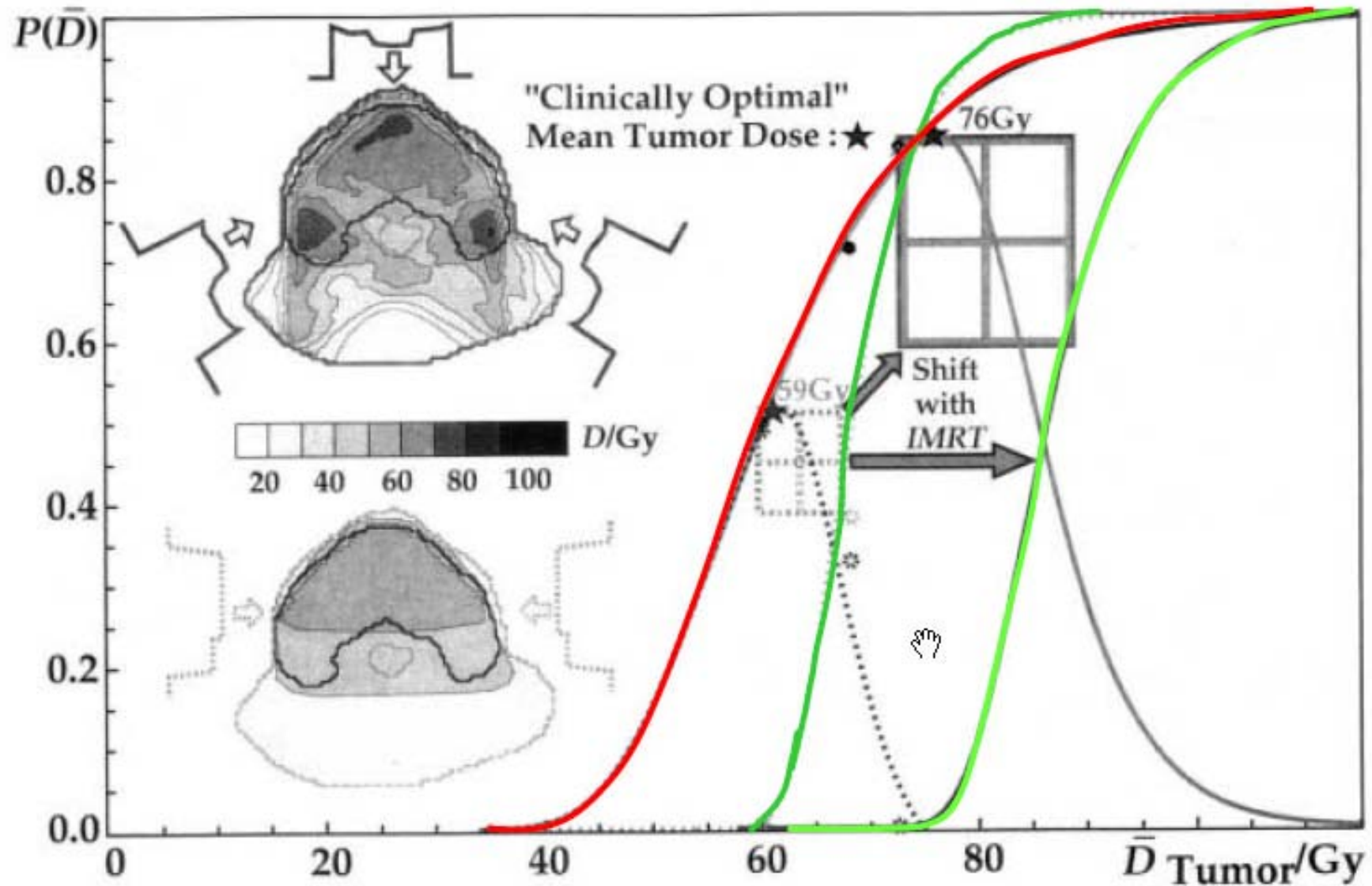


Physical objective function



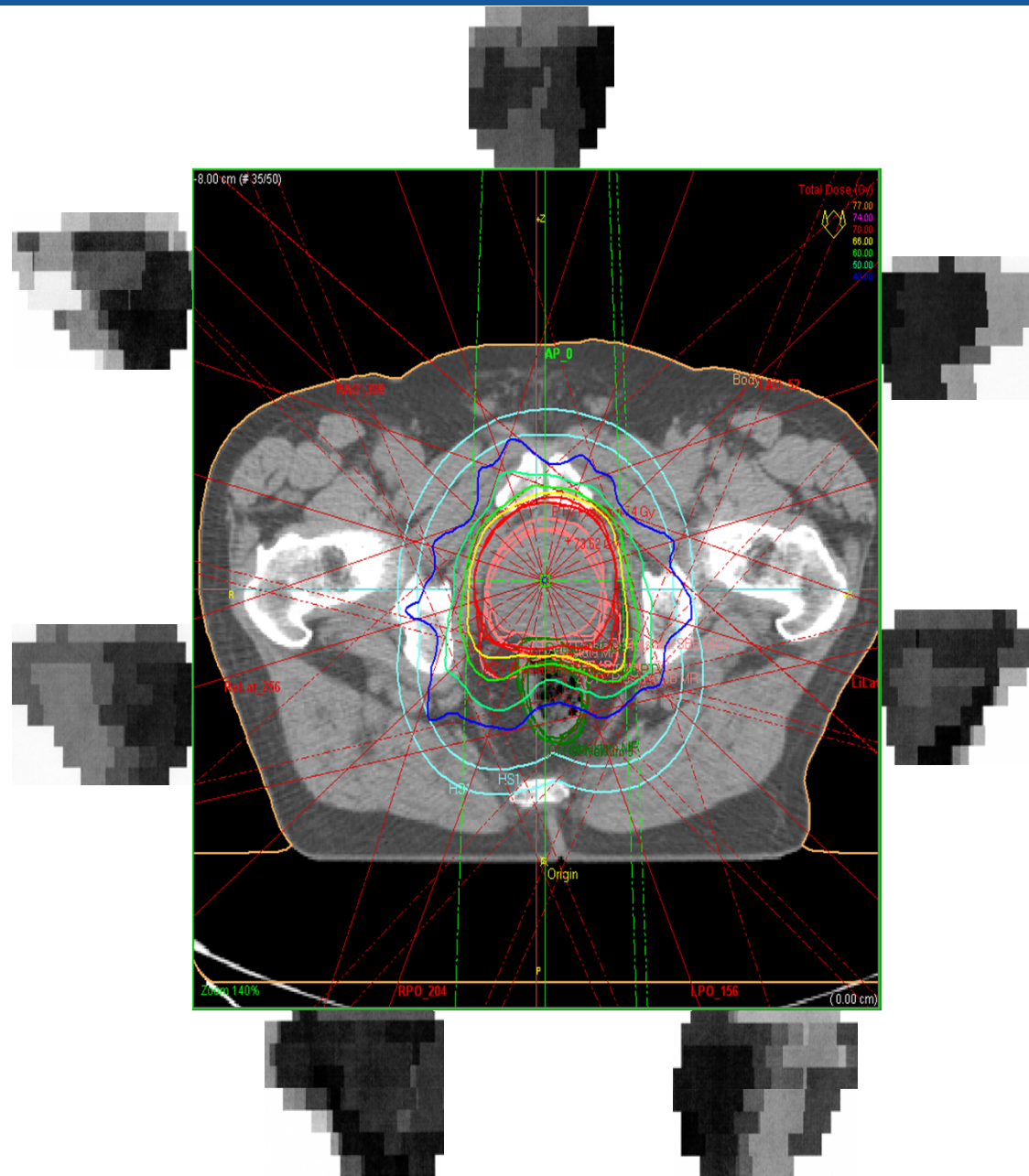
Biological objective function

Biologische Bestrahlungsplanung



A: Brahme IJROBP 49(2) 2001

IMRT: Prinzip

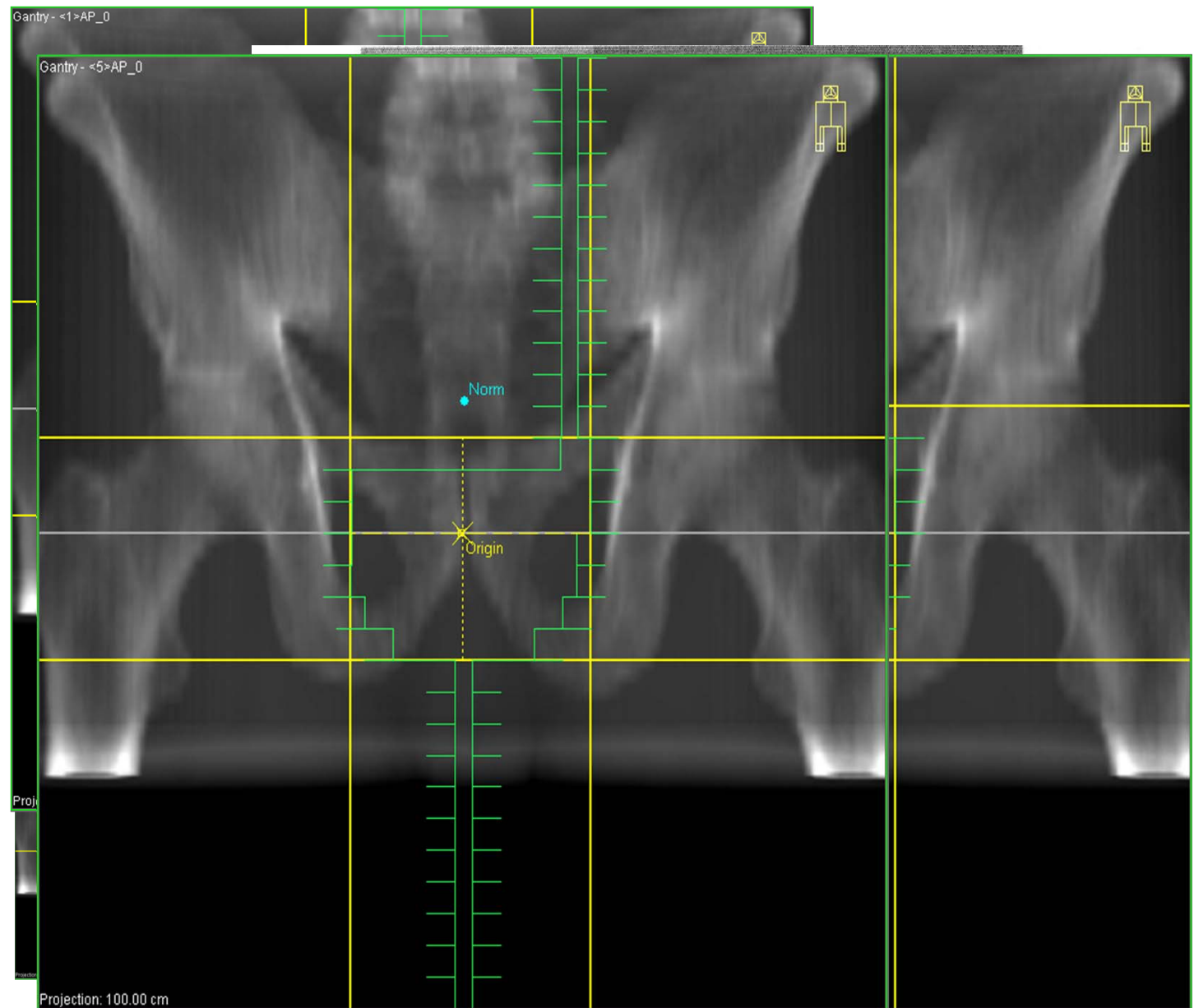
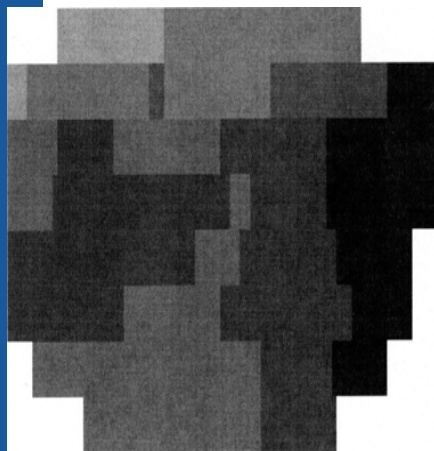


IMRT - Realisierung

Erzeugung intensitätsmodulierter Felder

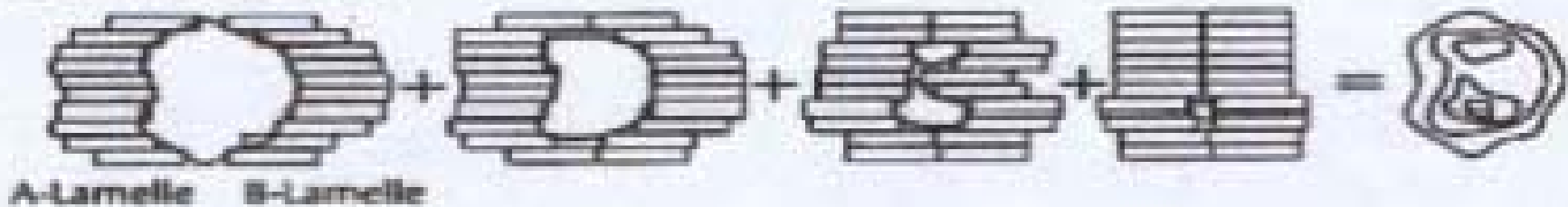
- **Dynamischer MLC (sliding window)**
- **Statischer MLC (Step and Shoot Technik)**
- **Kompensatoren**

IMRT Step and Shoot



Vergleich Step & Shoot vs. dMLC

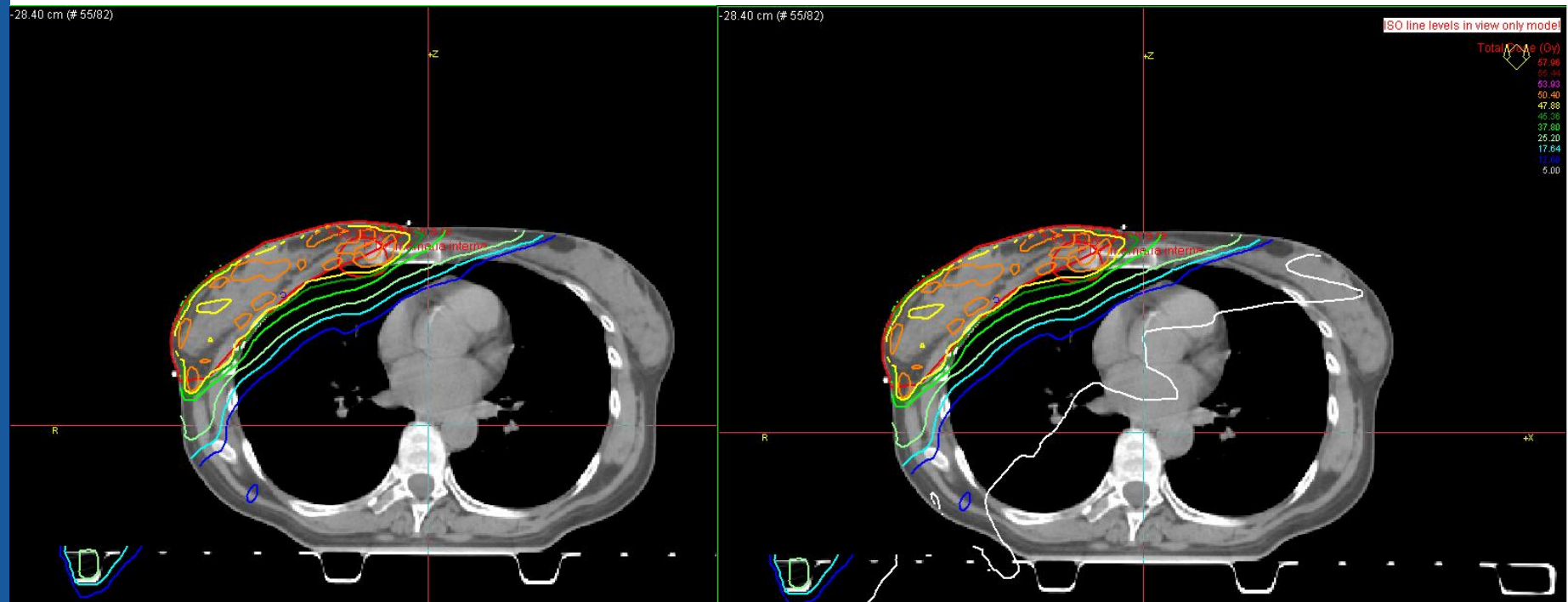
a statische Technik



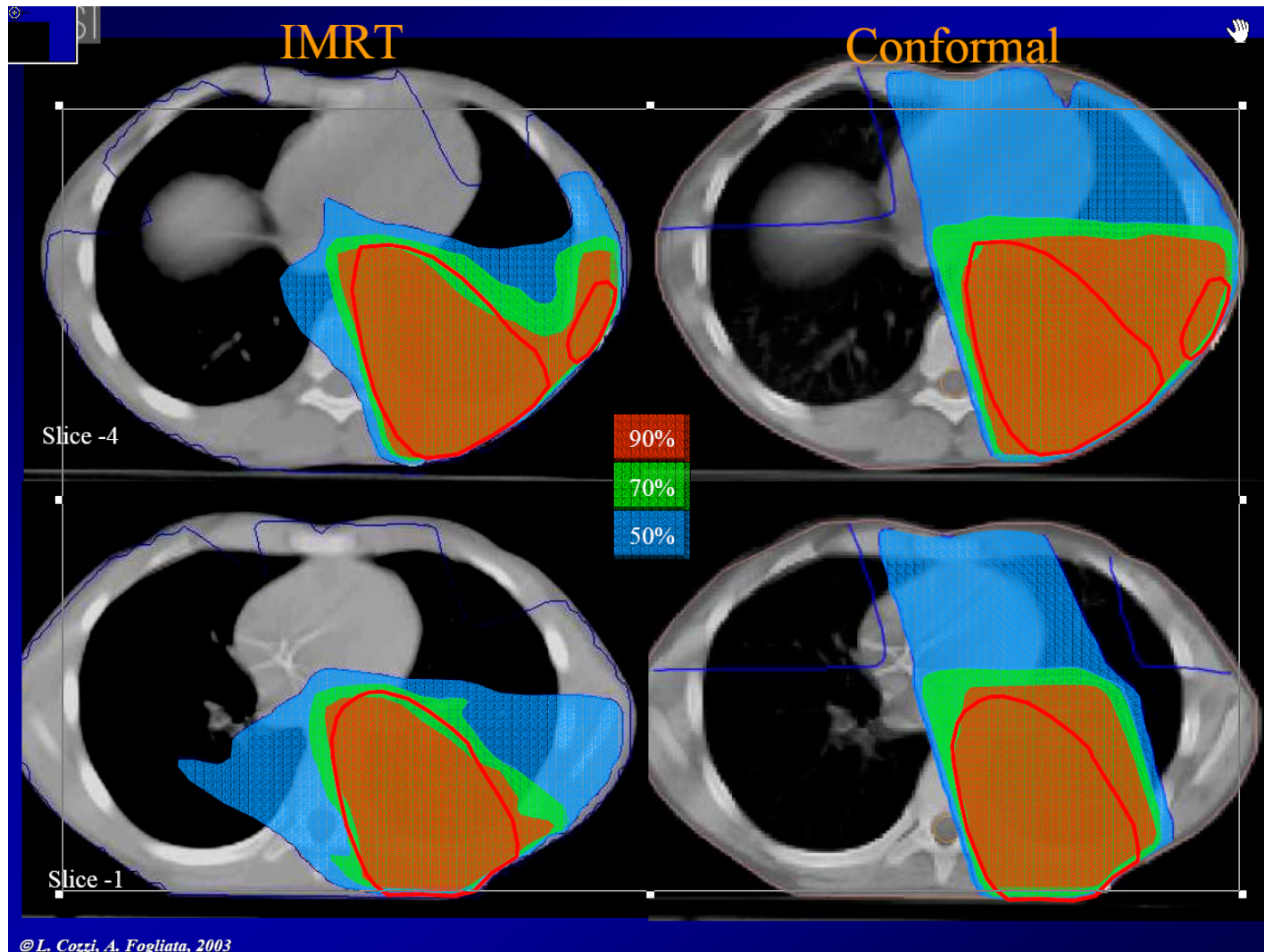
b dynamische Technik



IMRT: Mamma-Ca



Vergleich IMRT/ CRT Bronchial-CA



Zusammenfassung IMRT

IMRT ist die logische Fortführung der konformierenden Strahlentherapie

Im Hochdosisbereich ideale Adaption an das PTV

Indikationen (derzeit)

- Prostata
- Head and Neck
- Mamma

Probleme:

- QA (zeitaufwendig)
- Kosten
- Rolle des Niedrigdosisvolumens

Protonentherapie

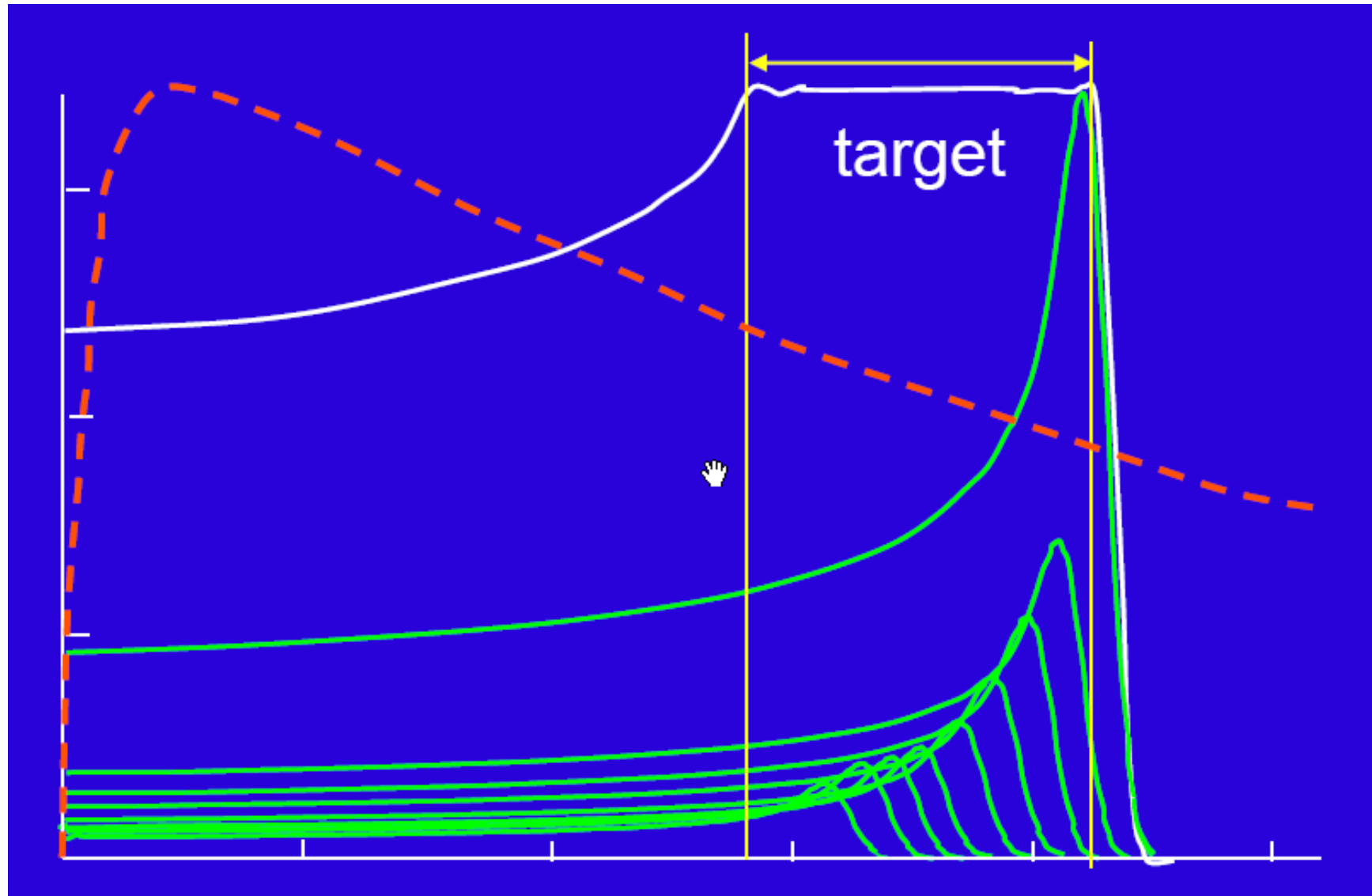
Vorteil:

- Physik

Probleme:

- Kosten
- Verfügbarkeiten

Protonen: Tiefendosisverlauf

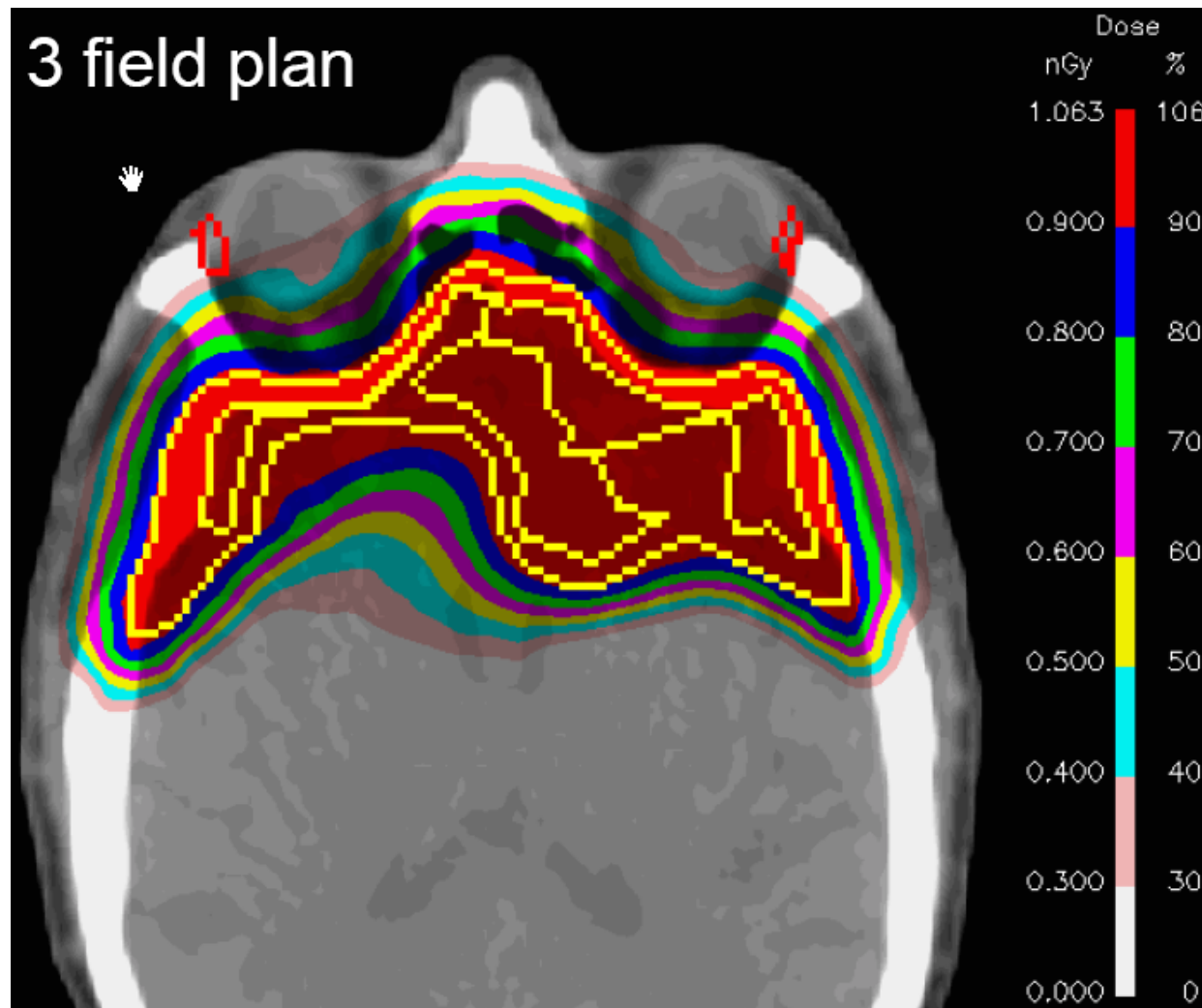


Beispiel Protonen: Chondrosarkom



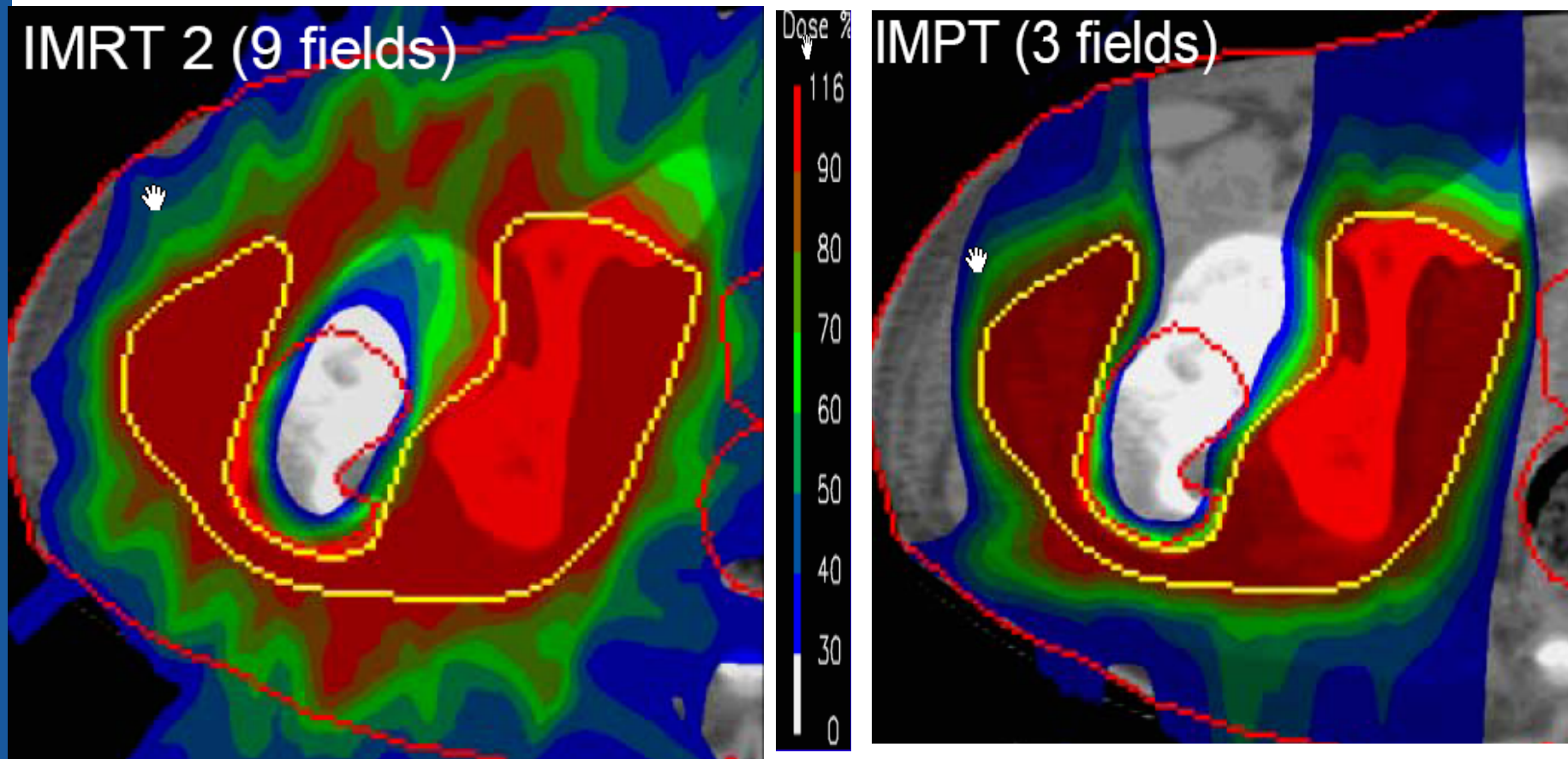
T. Lomax, PSI

Protonen - Beispiel



T. Lomax, PSI

Vergleich Photonen/Protonen IMRT Ewing Sarkom



T. Lomax, PSI

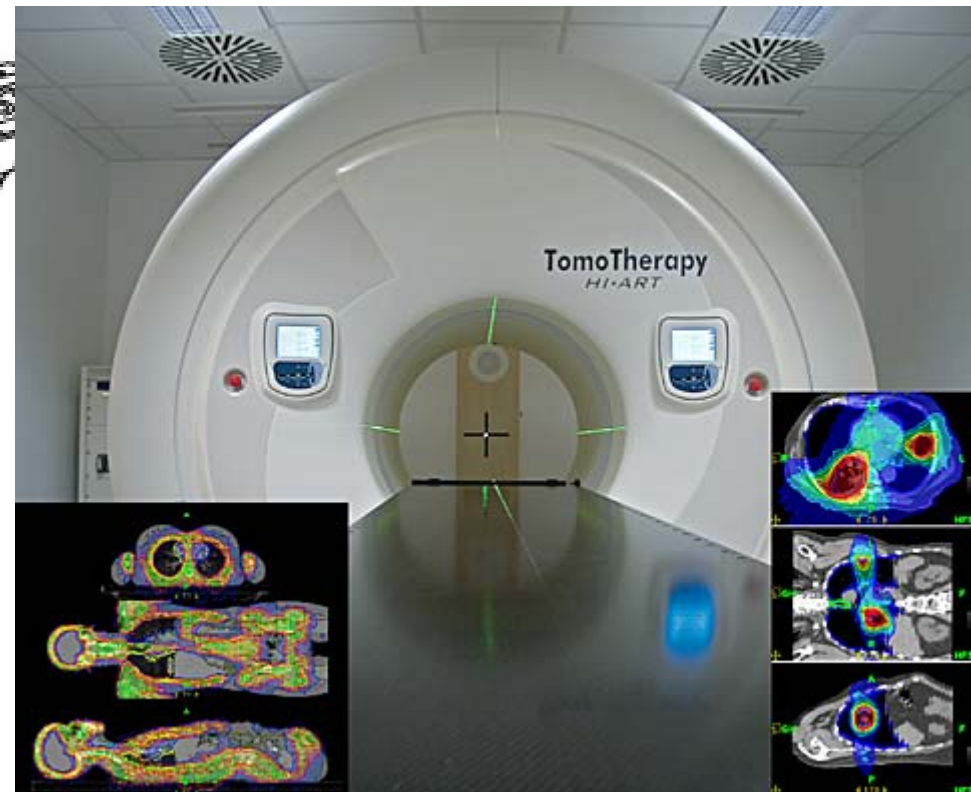
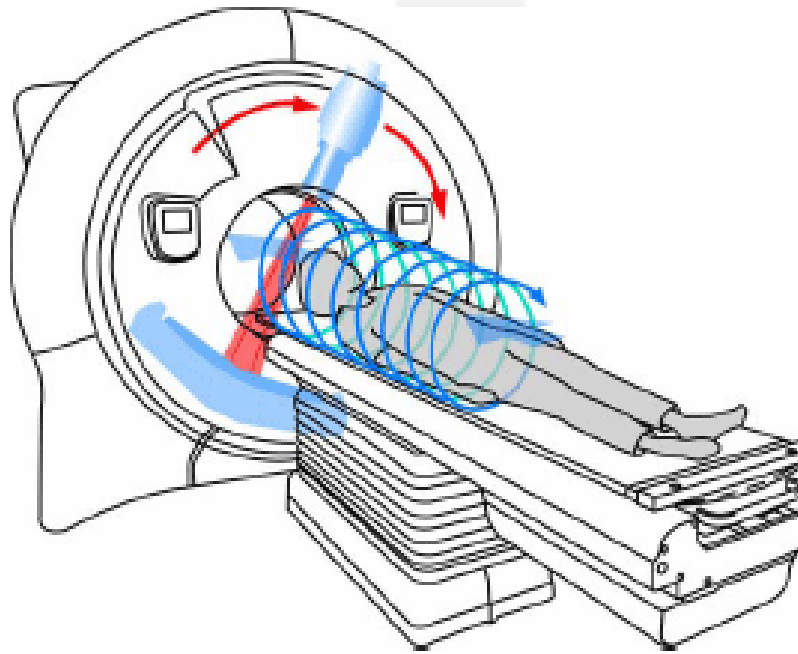
Protons – what's their role?

- Factor 2 or more reduction of integral dose to normal tissues
- 3D modulation of Bragg peaks provides great flexibility in conforming dose, even in very challenging situations.
- Protons have the ability to reduce doses to critical structures in comparison to IMXT, whilst preserving target homogeneity.
- Possible applications:
 - Pediatric patients
 - Large treatment volumes (conformal avoidance?)
 - Patients with concomitant treatments
 - Pre-irradiated patients
 - Patients with co-morbidity

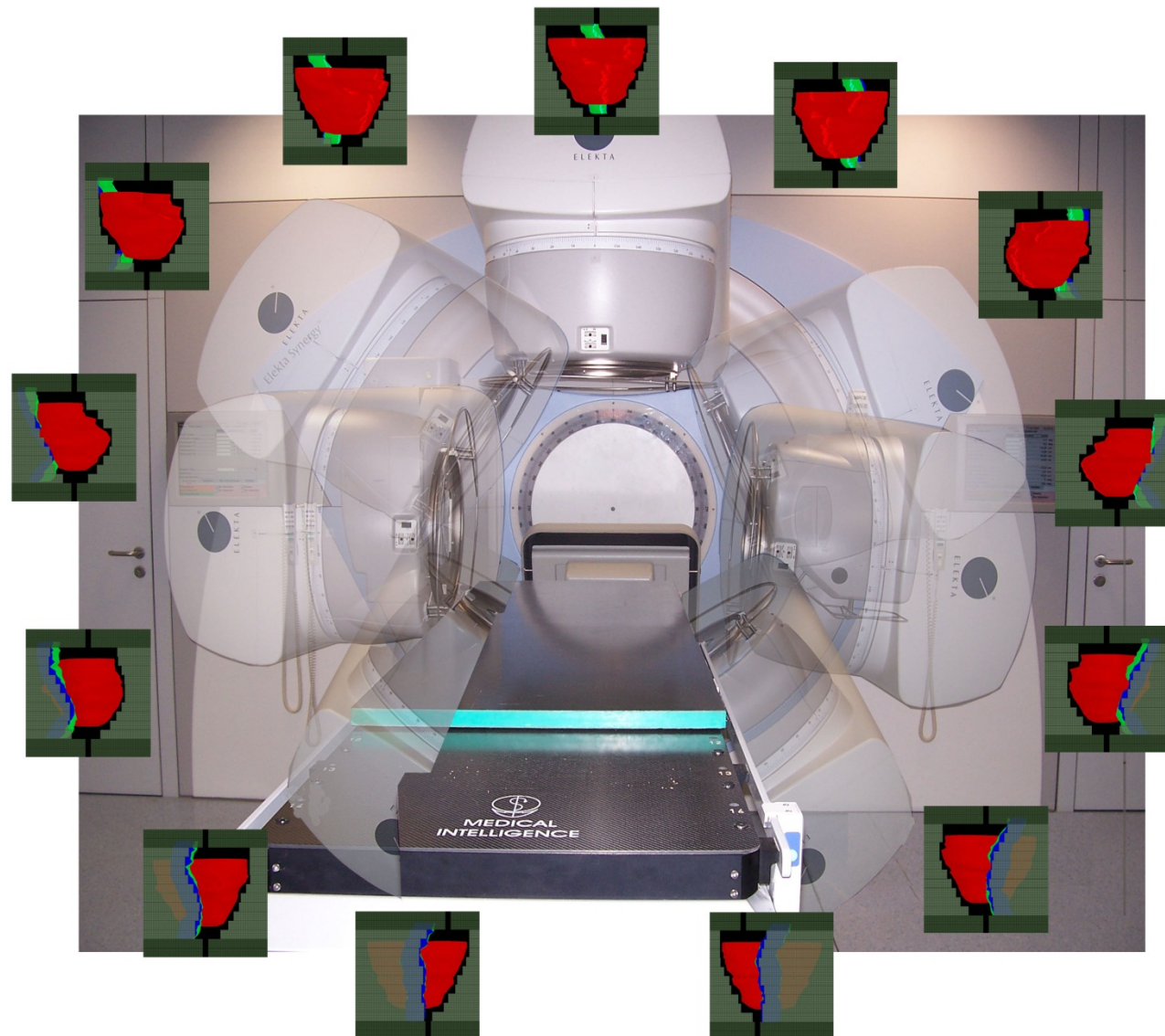
Trends: Cyberknife



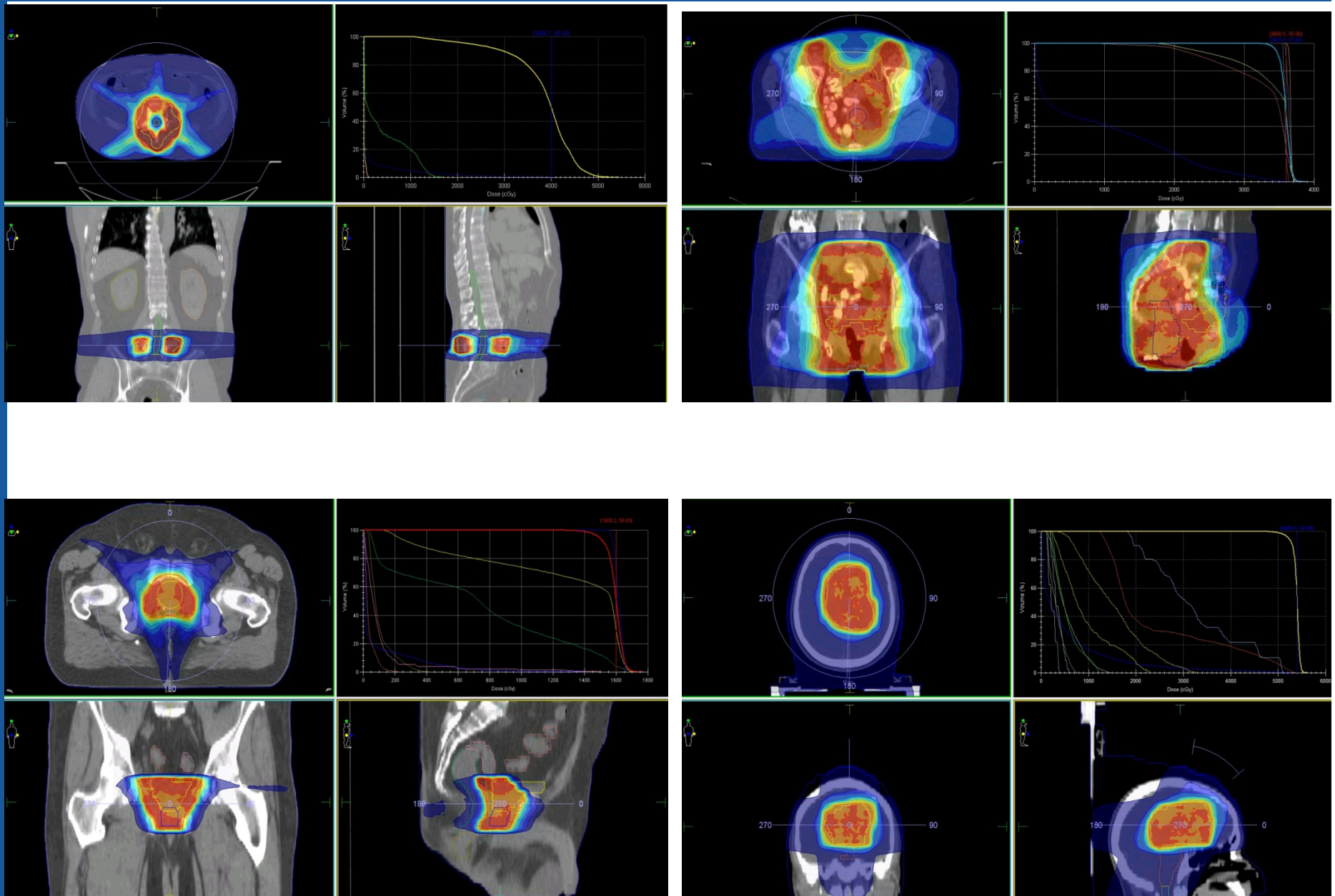
Trends: Tomotherapie



Trends: VMAT



Trends: VMAT



Trends: IGRT



Trends: IGRT

