

# Simulation der Dosisverteilung bei IMRT-Bestrahlung bewegter Tumore

*Martin Janich*<sup>1</sup>, *Stephan Helmbrecht*<sup>2</sup>, *Jaroslav Wesolowski*<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Universitätsklinik für Strahlentherapie, Halle (Saale)*

<sup>2</sup> *Oncoray, Dresden*

<sup>3</sup> *Theranostic Medizintechnik GmbH*



# Problembeschreibung

## Organbewegungen

**interfraktionell:**

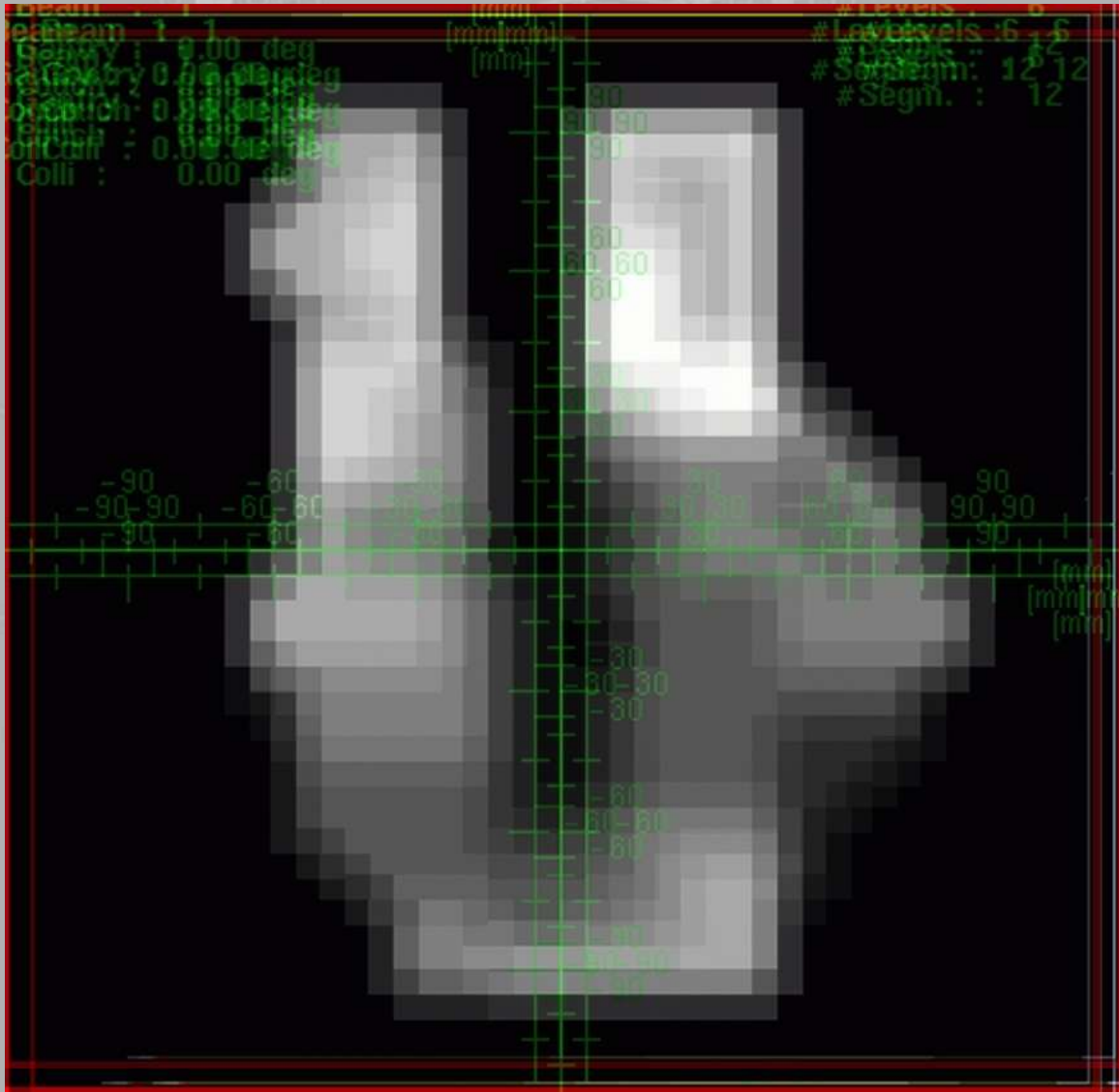
- Lagerungsfehler
- Hohlorganfüllung
- Tumorwachstum / -schrumpfung

**intrafraktionell:**

- Herzschlag
- ⇒ **Atmung** ⇐



# Problembeschreibung



[martin.janich@medizin.uni-halle.de](mailto:martin.janich@medizin.uni-halle.de)

# Problembeschreibung

## Projektbeschreibung / Roadmap

- Dosisdaten für alle step-and-shoot-Segmente für alle möglichen Tumorlagen berechnen (diskret)
- Modell für die Atembewegung
- Simulationsalgorithmus und Simulationssoftware
- Analysemethoden und Auswertesoftware



# Programm

- Roadmap, Definitionen der Vergleichsparameter
- 1. Beispiel: Mammabestrahlung ohne Keil
- 2. Beispiel: Mediastinum (3D-CRT, KonRad, Masterplan - Vergleich)
- 3. Beispiel: beidseitige Thoraxwandbestrahlung
- 4. Beispiel: Pleura-Zwerchfell-Bestrahlung
- Empfehlungen / Zusammenfassung

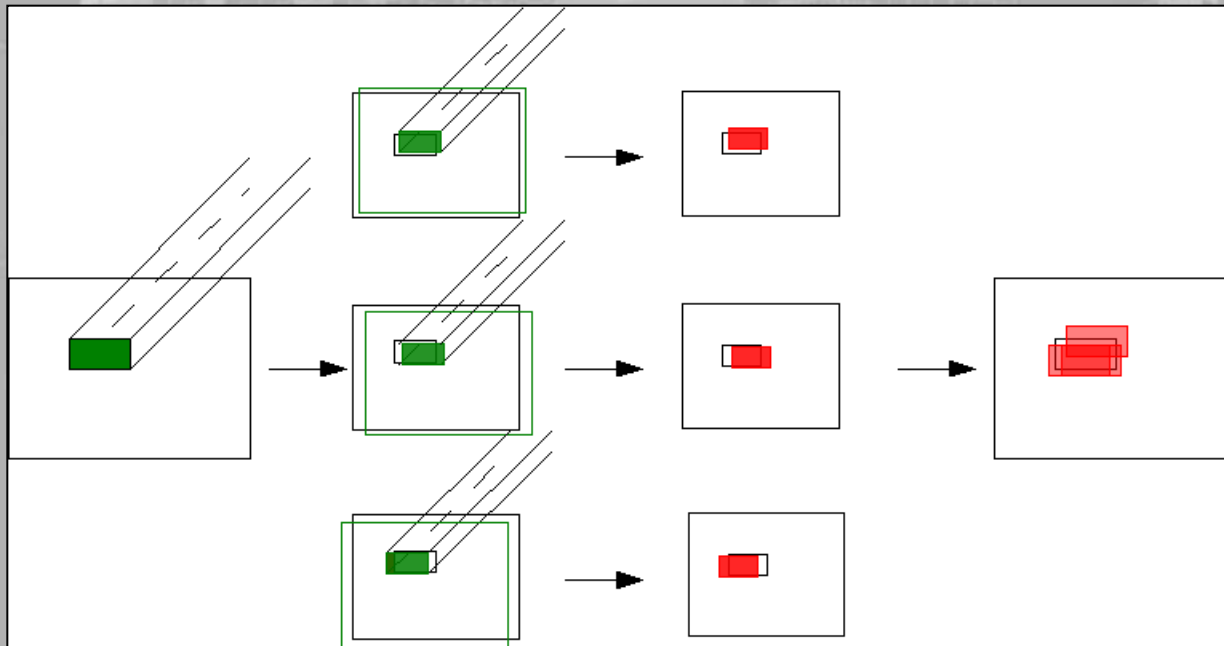


# Roadmap - Dosisdatenberechnung

Primärfluenz jedes Segments  
wird entsprechend möglicher  
Tumorposition x-mal verschoben

Dosis jedes Segments  
wird entsprechend möglicher  
Tumorposition berechnet

Ausgangssituation  
im „unbewegten“ Fall



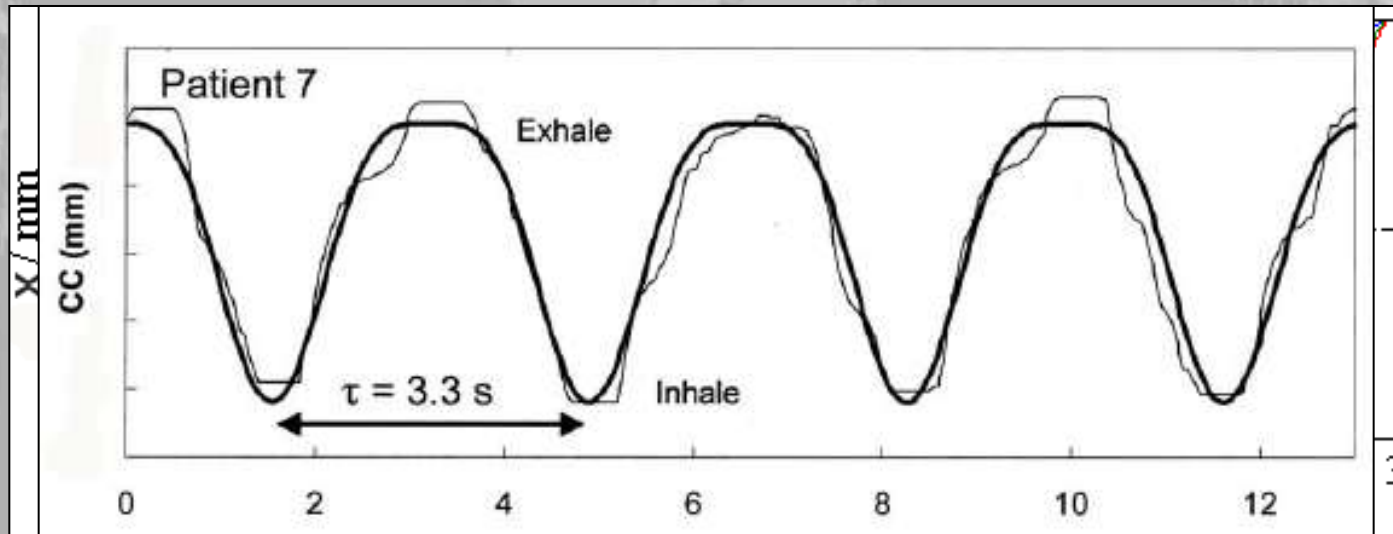
Summation der Dosis  
im „bewegten“ Fall nach  
Aufenthaltswahrscheinlichkeit



# Roadmap - Atembewegung

Bewegungsmodell von Y. Steppenwoolde (2002)

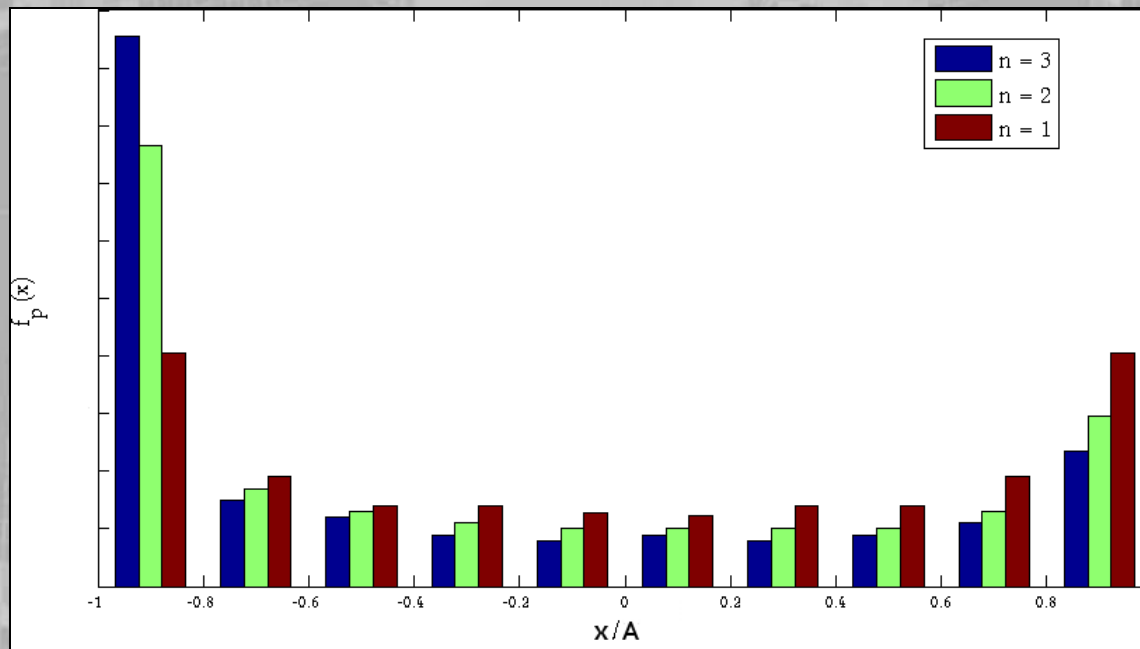
$$x(t) = x_0 - A \cos^{2n} \left( \frac{t}{\tau} - \varphi \right)$$



# Roadmap - Atembewegung

Aufenthaltswahrscheinlichkeit

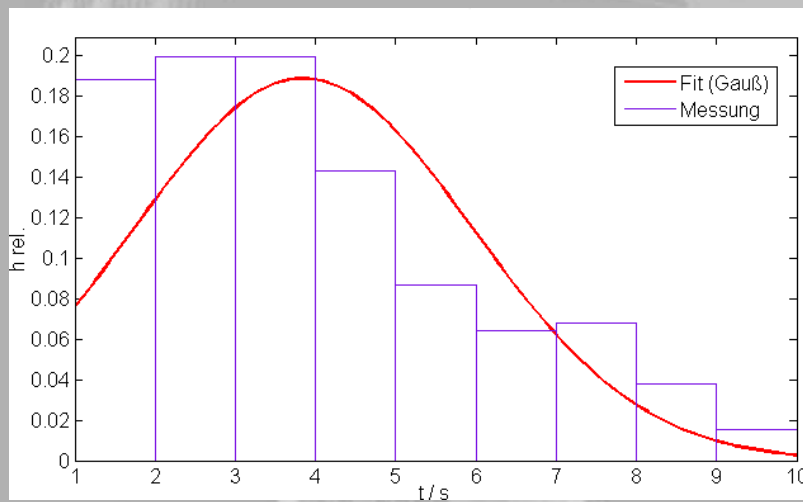
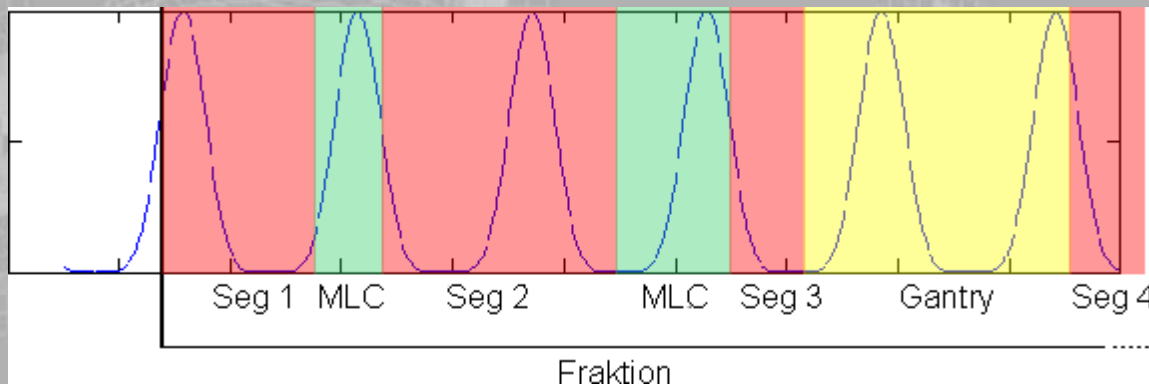
$$f_p(x) \propto \frac{1}{2\pi} \frac{\tau(x - x_0/A)^{2n}}{n(x - x_0) \sqrt{1 - (x - x_0/A)^n}}$$



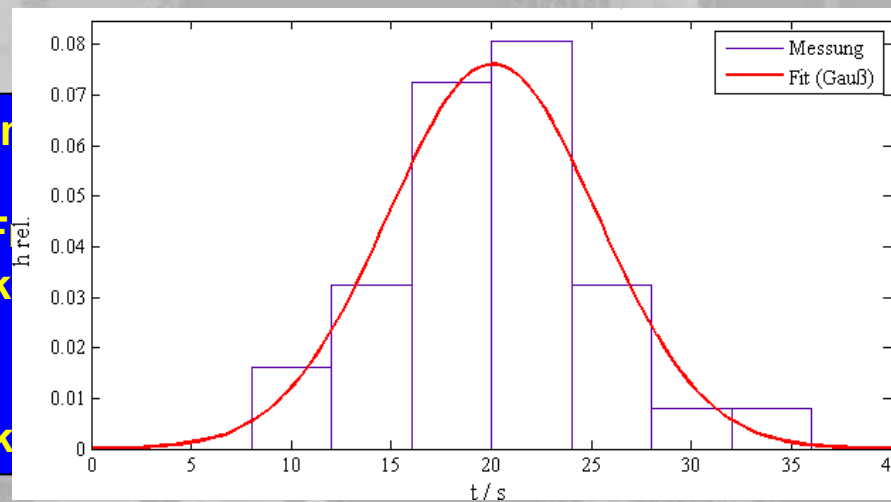


# Roadmap - Atembewegung

Bestrahlungsschema innerhalb einer Fraktion dargestellt über den Atemzyklus



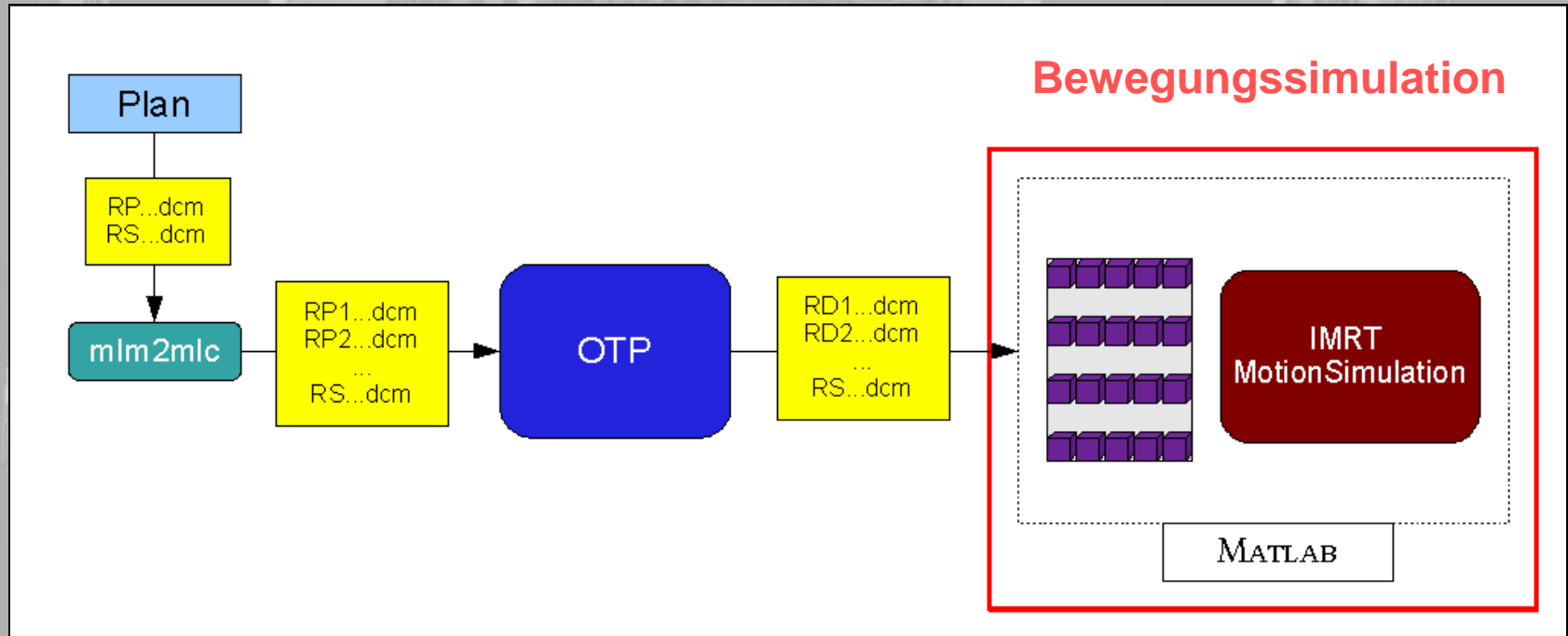
MLC-Bewegung



Gantry-Bewegung



# Roadmap - Simulationsablauf



# Roadmap - Software

The screenshot displays the IMRTmotionSimulation software interface, which is used for simulating and analyzing IMRT treatments. The interface is divided into several main sections:

- Simulation Parameters:** Located in the top right, this section allows users to define simulation settings. It includes fields for Name, Fields (set to 1), Fractions (1 / 1), Amplitude (x, y, z in mm), Form (x, y, z), Phase (x, y, z), Frequency (0.25), Doserate (300), and Timestep (0.001).
- Analysis Options:** Located in the middle right, this section provides options for displaying ROIs and CT/MRT, selecting a PTV (here, 'PTV ohne Boost'), and configuring DVH (Dose-Volume Histogram) calculations. It includes checkboxes for 3D (2D), Integral (differential), and Add reference, along with a Calculate button and a V(D) of dir [3D] button.
- DVH in PTV ohne Boost:** A graph in the bottom right showing the DVH for the selected PTV. The y-axis is V / standardized (0 to 1) and the x-axis is D / Gy (0 to 70). The graph shows a curve that starts at 1.0 and drops to 0.0 around 60 Gy.
- 3D Visualization:** The top left shows a 3D view of the patient's head and neck, with a green line indicating the treatment path.
- 2D Contour Plot:** The center of the interface shows a 2D contour plot of the PTV, with dose contours labeled with values like 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, and 60. The plot is titled 'D / Gy, z-Position: 0mm'.
- Single Dose Object and Planbase Object:** The bottom left contains two panels for defining dose and planbase objects. The Single Dose Object panel shows 'rg\_mitbolus\_real\_0\_10\_-5\_3\_3\_f0.25phi0\_0\_0\_frac30' and 'rg\_mitbolus SML' with an amplitude of '0 10 -5'. The Planbase Object panel shows 'Name Field', 'Segment 1', and 'x 0 y 0'.

[martin.janich@medizin.uni-halle.de](mailto:martin.janich@medizin.uni-halle.de)

# Voraussetzung

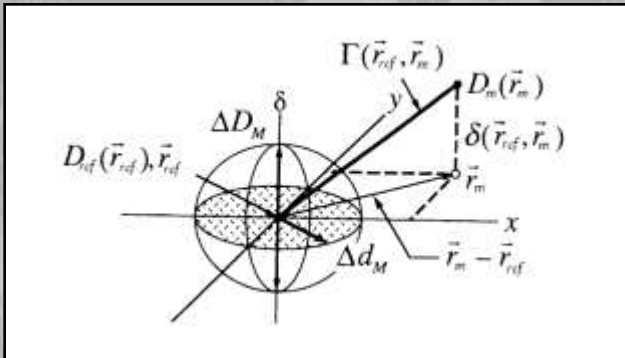
**einzigste Simulationsvoraussetzung ist die  
Annahme der Nichtdeformation des  
3D-CT-Datensatzes unter Bewegung**

## Vergleichsparameter

- **GAMMA-Index (physikalisch relevant)**
- **Qualitätsindex (klinisch relevant)**
- **Dosis-Volumen-Histogramme**



# GAMMA-Index



$$\Gamma(D_{ref}, \vec{r}_{ref}) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1$$

Existiert ein Voxel in der bewegten Dosismatrix  $D_M$ , das diese Bedingung für ein Voxel aus der Referenzdosismatrix  $D_{ref}$  erfüllt, so gilt das GAMMA-Kriterium als erfüllt.

$$\Delta d_M = 3\text{mm}$$

$$\Delta D_M = 3\% * D_{ref}$$



# Qualitätsindex

$$W(D_m(\vec{r}_0)) = \begin{cases} -1 & : D_{ref}(\vec{r}_0) \in B \wedge D_m(\vec{r}_0) < D_{min} \\ 0 & : D_{ref}(\vec{r}_0) \notin B \vee D_m(\vec{r}_0) \in B \\ 1 & : D_{ref}(\vec{r}_0) \in B \wedge D_{max}(\vec{r}_0) < D_m(\vec{r}_0) \end{cases}$$

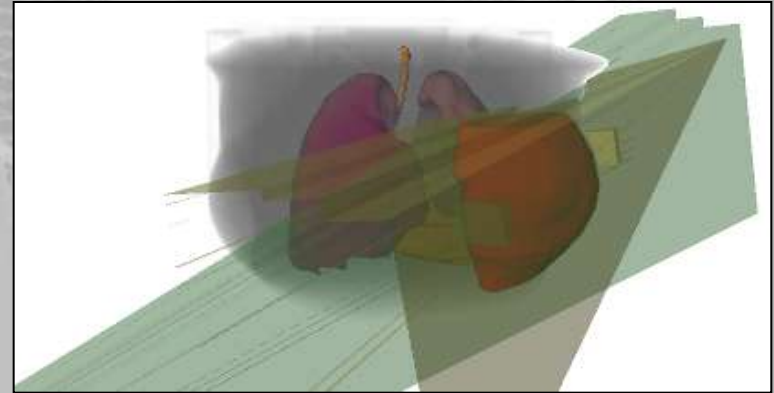
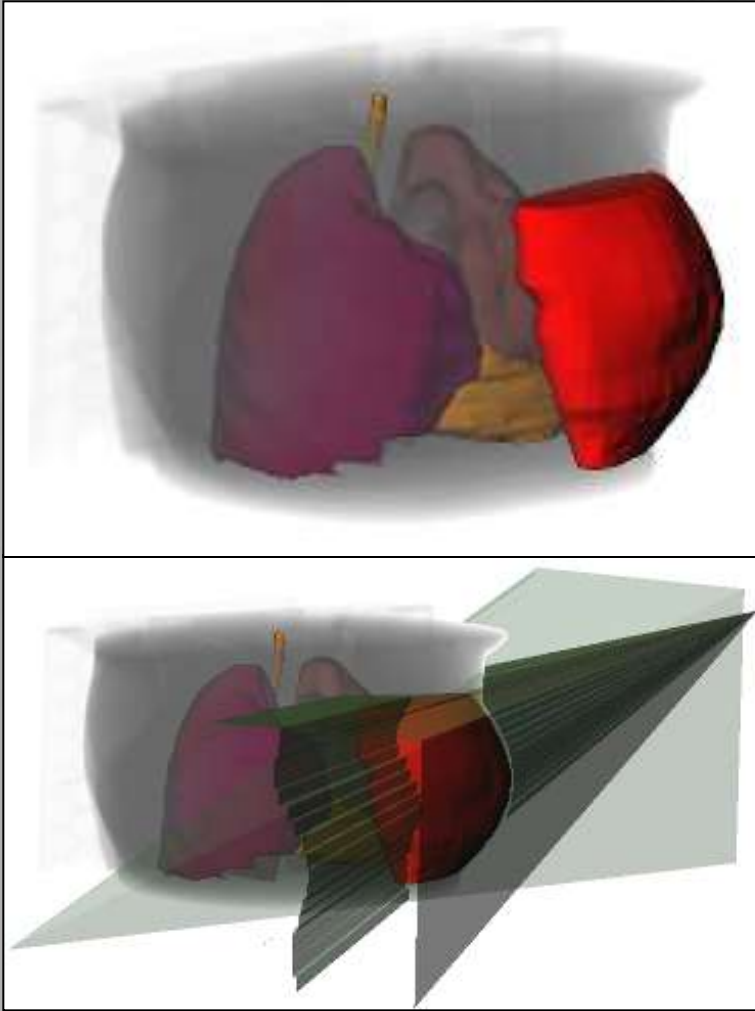
$$B = \{D(\vec{r}_0) : D_{min} < D(\vec{r}_0) < D_{max}\}$$

$$D_{min} = -5\% * D_{mean,ref}$$

$$D_{max} = +5\% * D_{mean,ref}$$



# 1. Beispiel – Mammabestrahlung ohne Keil

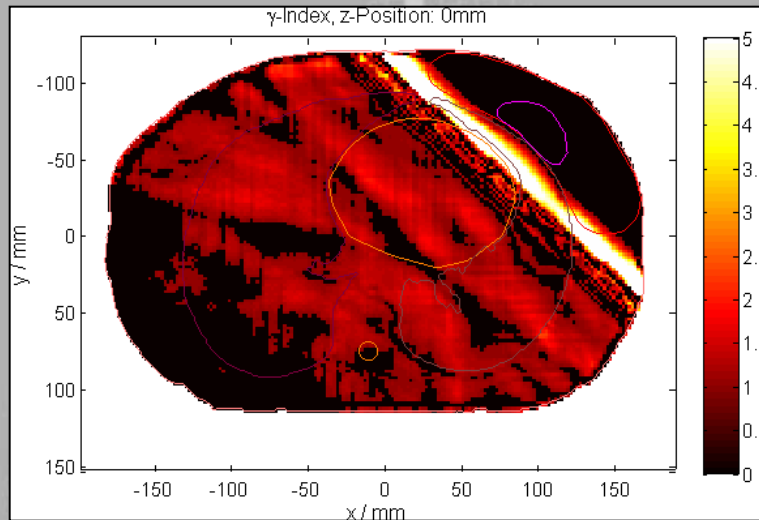


## Simulationsparameter bei 30 Fraktionen

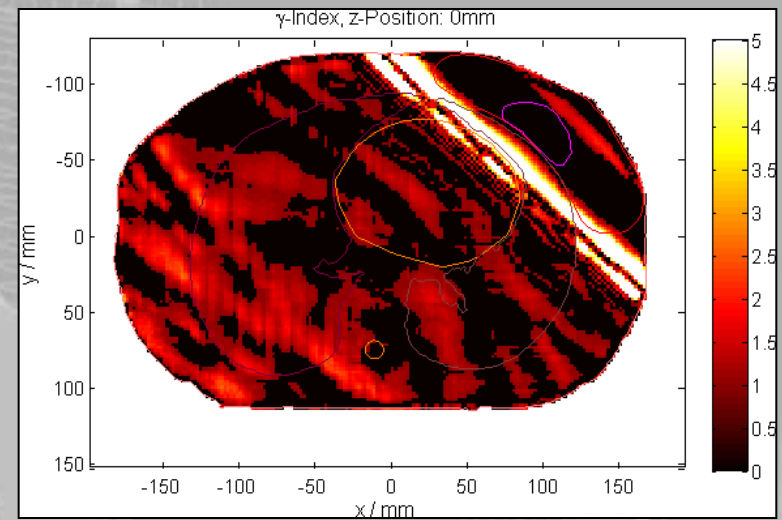
$d_x$	2 mm	$A_x$	- 4 mm	f	0,25 Hz
$d_y$	2 mm	$A_y$	10 mm	$\varphi$	(0,0,0)
$d_z$	5 mm	$A_z$	0 mm	n	3 ( $\hat{=} \cos^6$ )



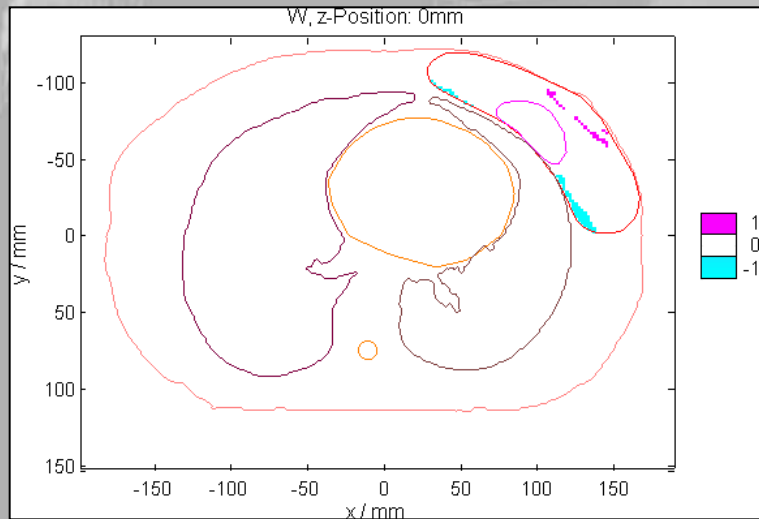
# 1. Beispiel – Mammabestrahlung ohne Keil



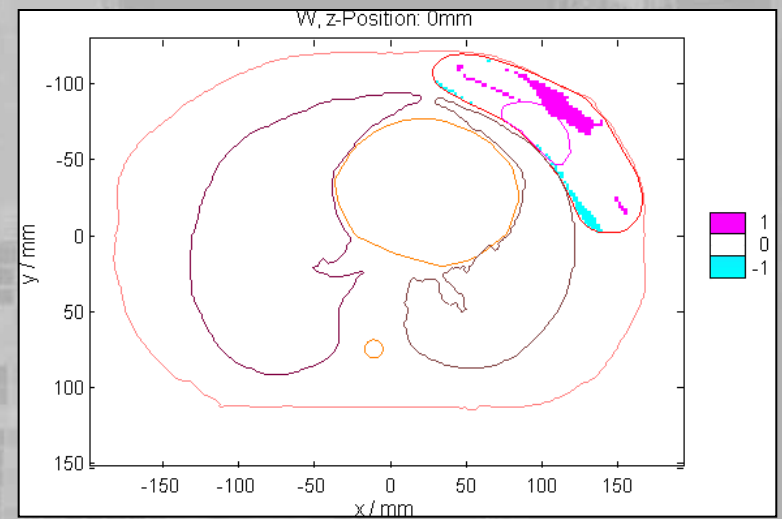
mit Keil



ohne Keil



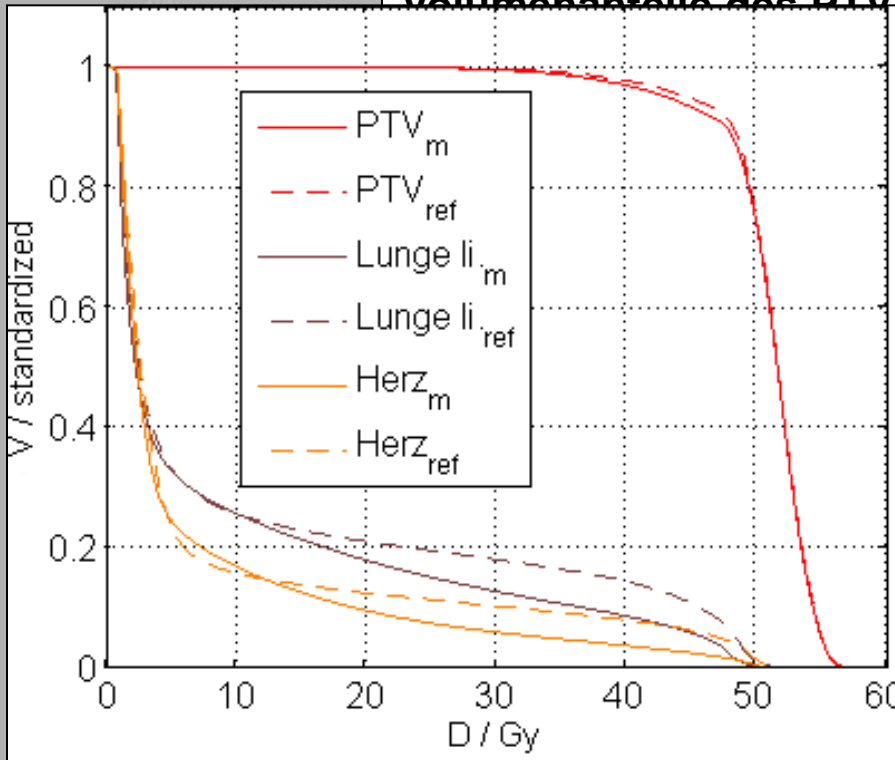
Qualitätsindex



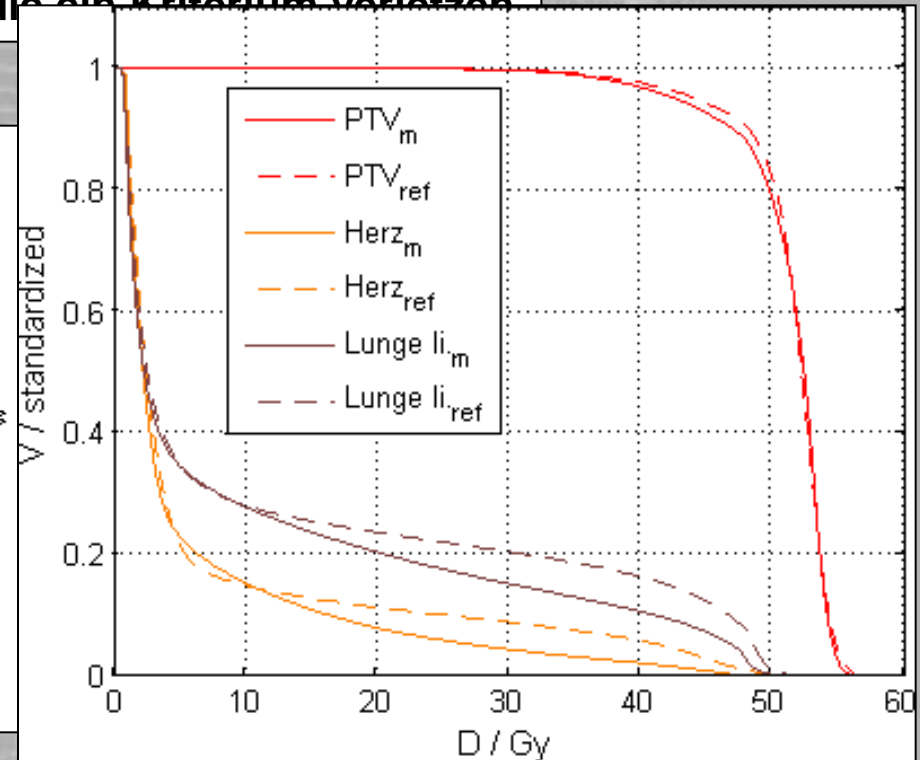


# 1. Beispiel – Mammabestrahlung ohne Keil

Volumenanteile des PTV die ein Kriterium verletzen



Gamma Index

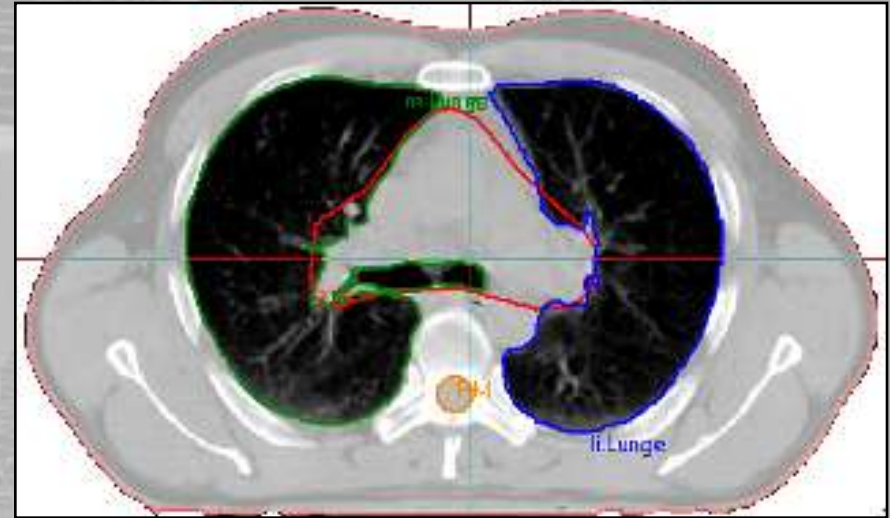
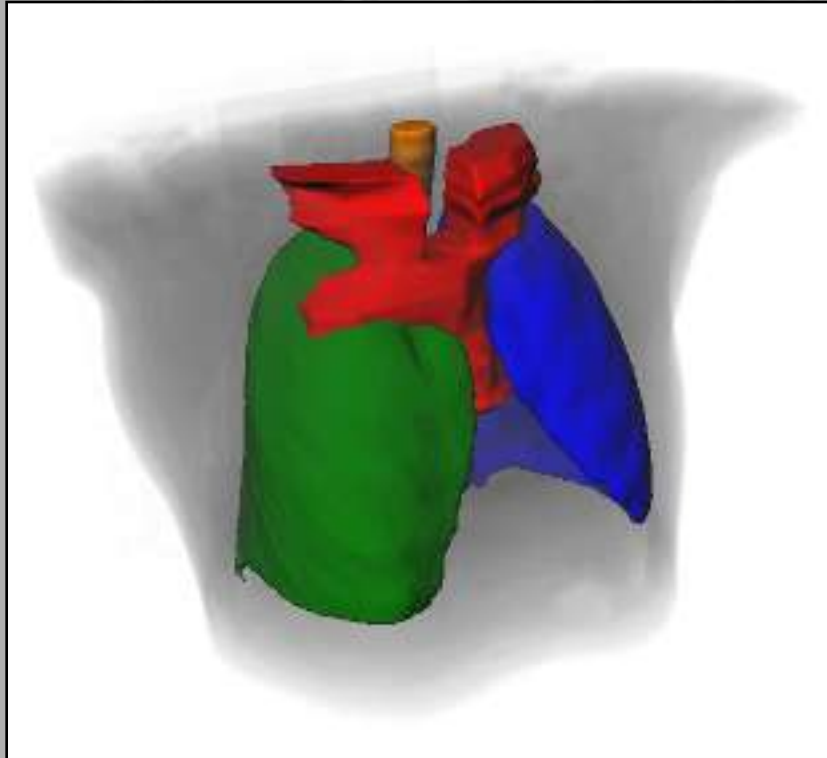


Qualitätsindex



## 2. Beispiel – Mediastinum

### Vergleich: 3D-CRT, KonRad-IMRT, Masterplan-IMRT



#### Simulationsparameter bei 30 Fraktionen

$d_x$	2 mm	$A_x$	0 mm	f	0,25 Hz
$d_y$	2 mm	$A_y$	6 mm	$\varphi$	(0,0,0)
$d_z$	5 mm	$A_z$	-5 mm	n	3



## 2. Beispiel – Mediastinum

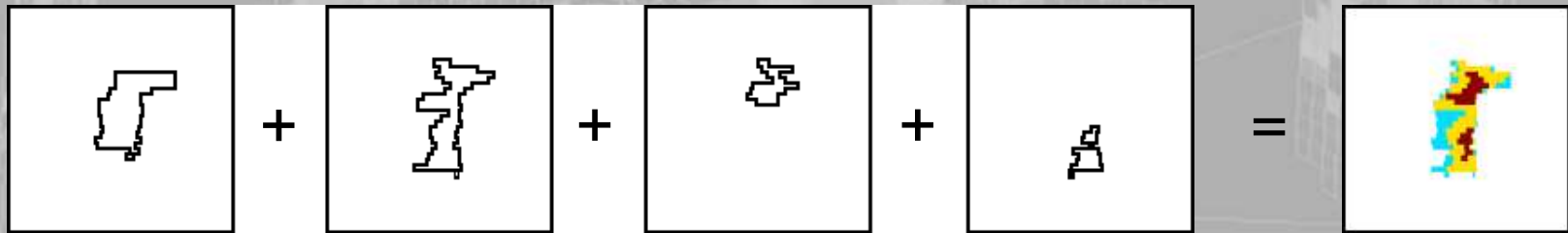
### Vergleich: 3D-CRT, KonRad-IMRT, Masterplan-IMRT

**3D-CRT:**

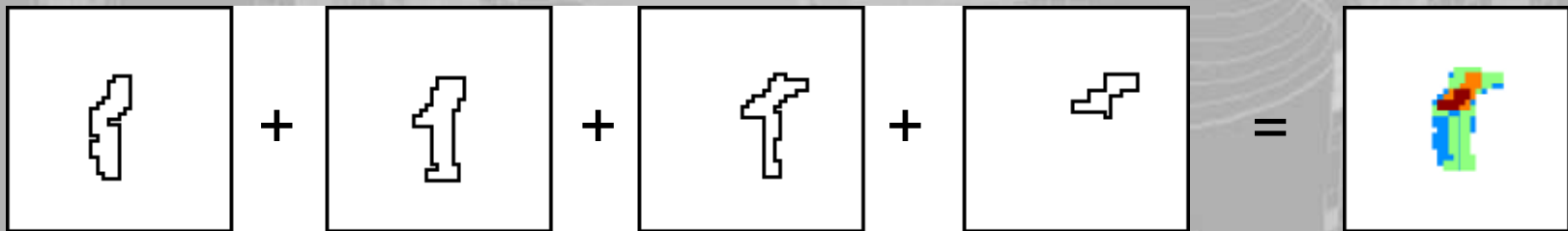
**5 Felder-Plan**

**Masterplan-IMRT:**

**9 äquidistante Felder, „Feld-in-Feld“-Sequenz**

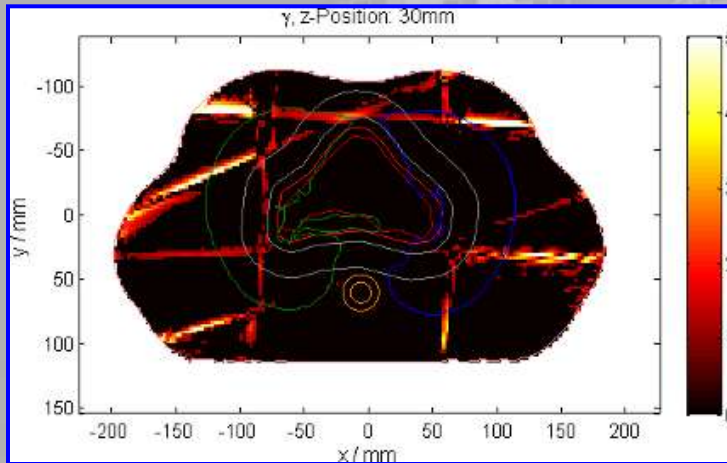


**KonRad-IMRT: 9 äquidistante Felder, „Streifen“-Sequenz**

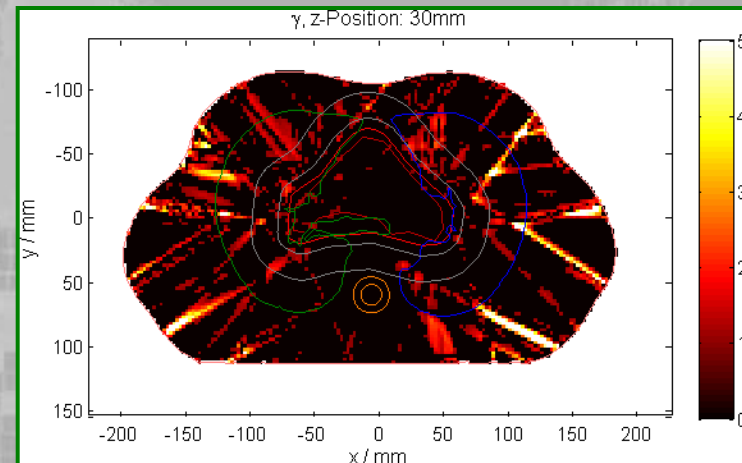
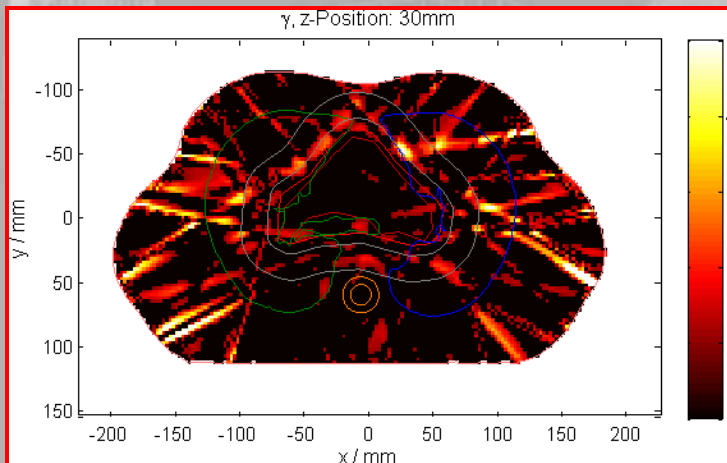


## 2. Beispiel – Mediastinum

### Vergleich: 3D-CRT, KonRad-IMRT, Masterplan-IMRT

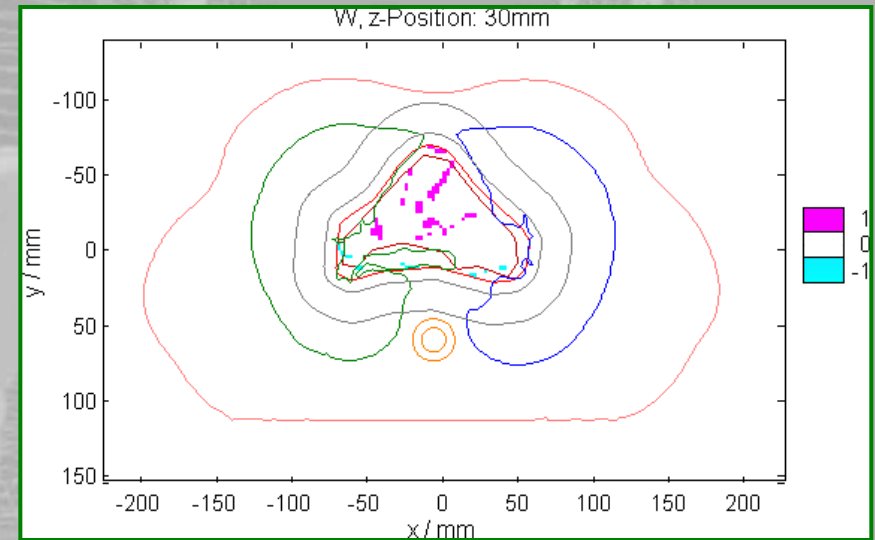
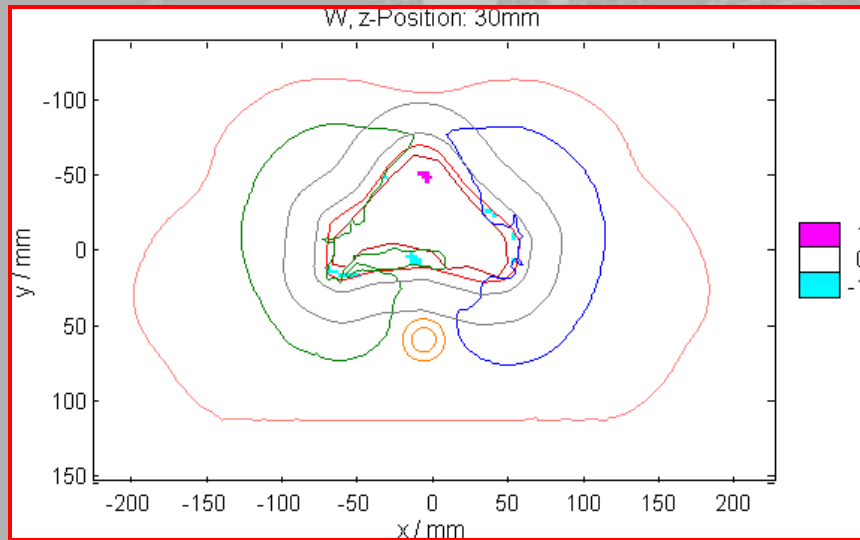


	3D-CRT	Masterplan	KonRad
PTV	1%	16%	16%
Outline	29%	36%	32%
<i>vom GAMMA-Kriterium verletzte Volumenanteile</i>			



## 2. Beispiel – Mediastinum

### Vergleich: 3D-CRT, KonRad-IMRT, Masterplan-IMRT

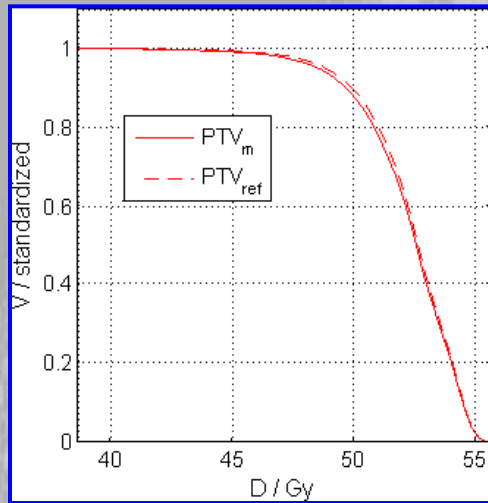


	3D-CRT	Masterplan	KonRad
unterdosiert	2%	8.2%	7.4%
überdosiert	0%	0.9%	2.2%
<i>vom Qualitätsindex verletzte Volumenanteile im PTV</i>			

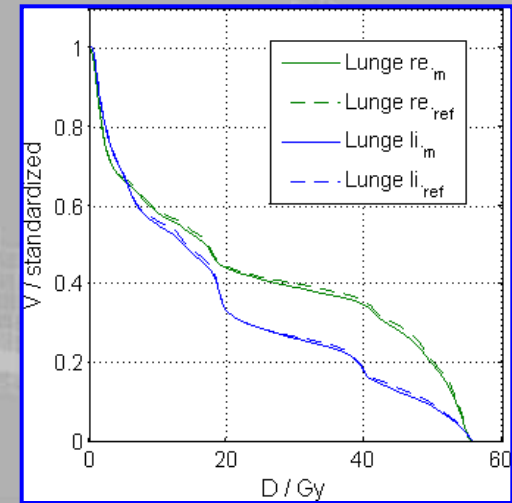


# 2. Beispiel – Mediastinum

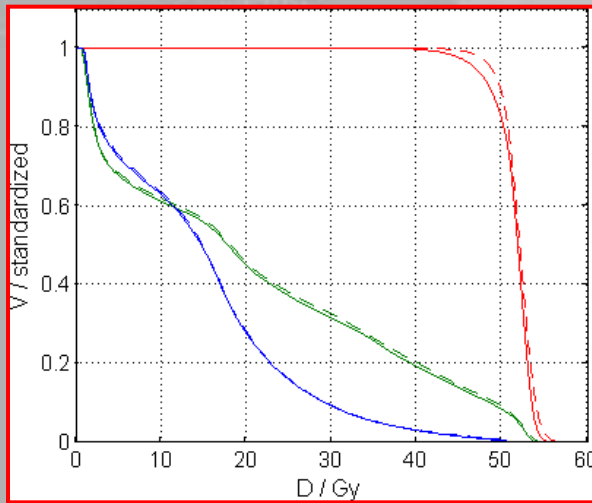
## Vergleich: 3D-CRT, KonRad-IMRT, Masterplan-IMRT



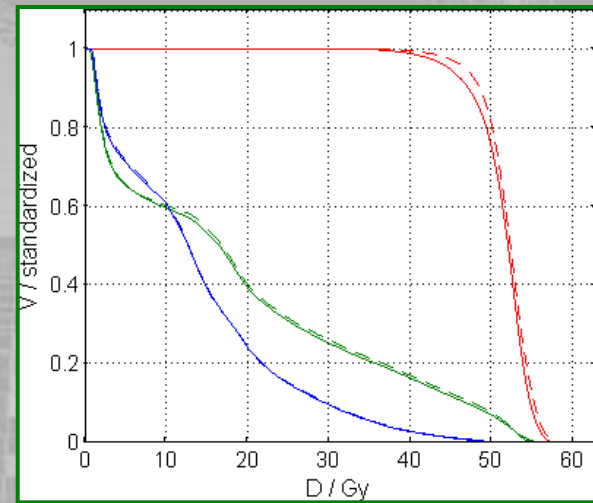
Ausgangssituation  
3D-CRT bewegt



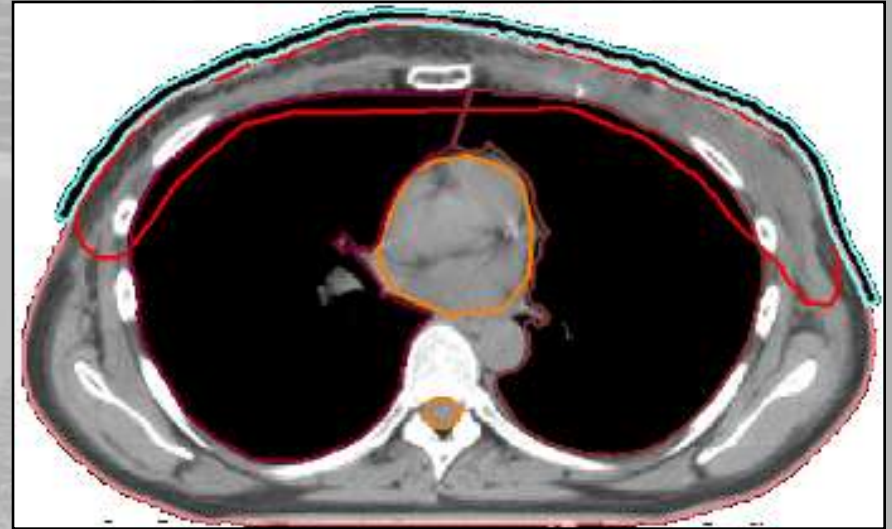
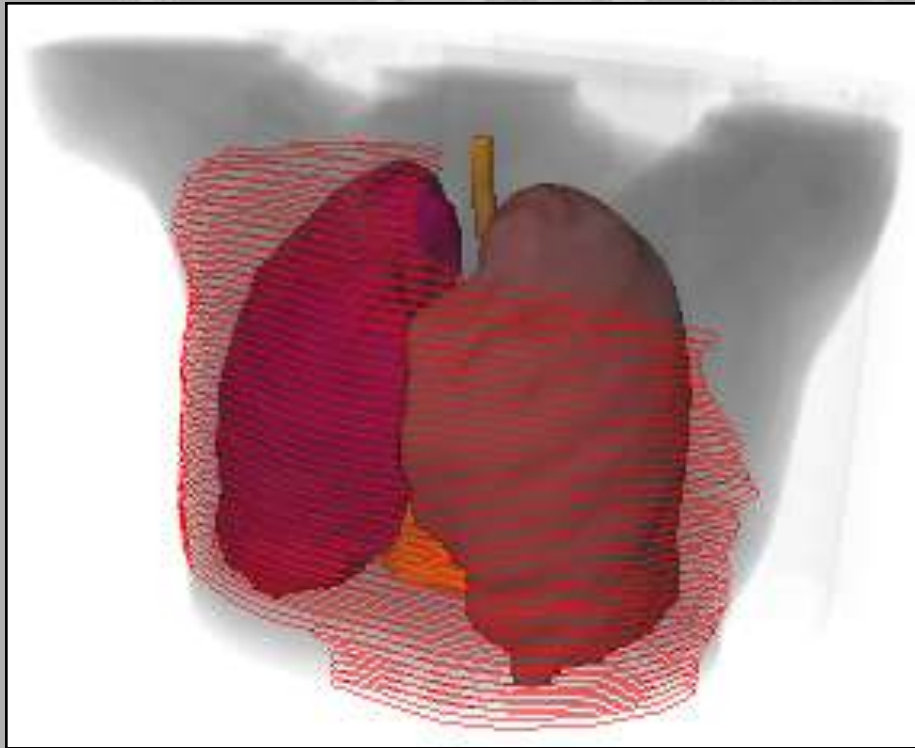
Masterplan



KonRad



### 3. Beispiel – beidseitige Thoraxwandbestrahlung

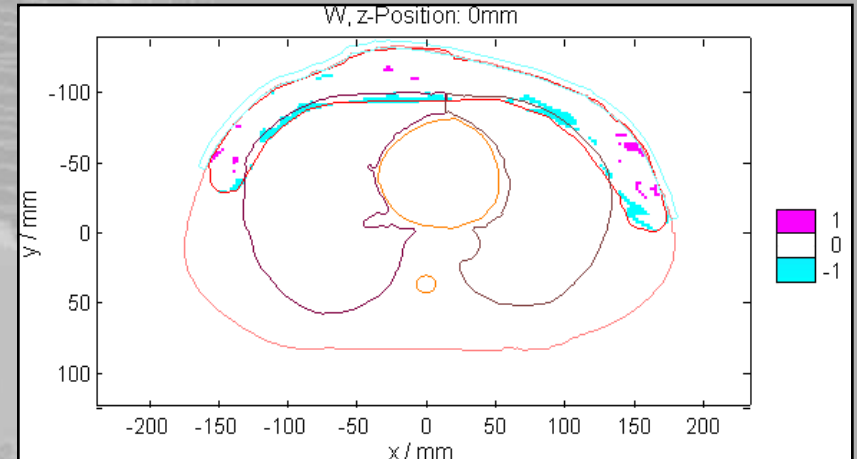
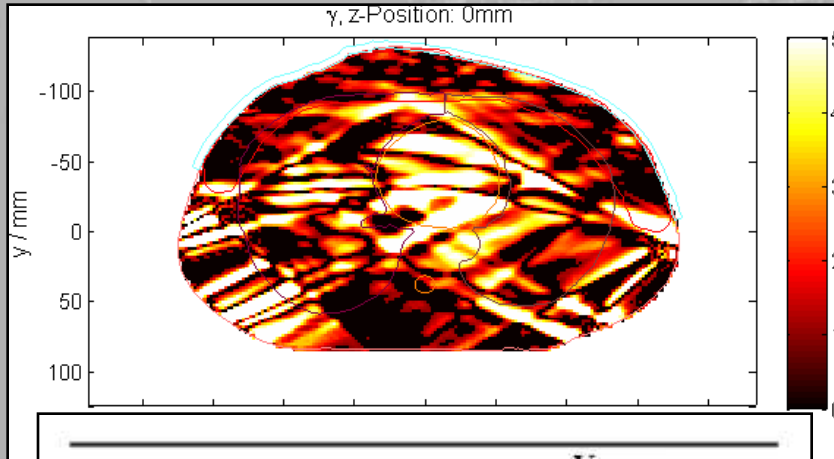


**Simulationsparameter bei 30 Fraktionen**

$d_x$	2 mm	$A_x$	0 mm	f	0,25 Hz
$d_y$	2 mm	$A_y$	10 mm	$\varphi$	(0,0,0)
$d_z$	5 mm	$A_z$	-5 mm	n	3



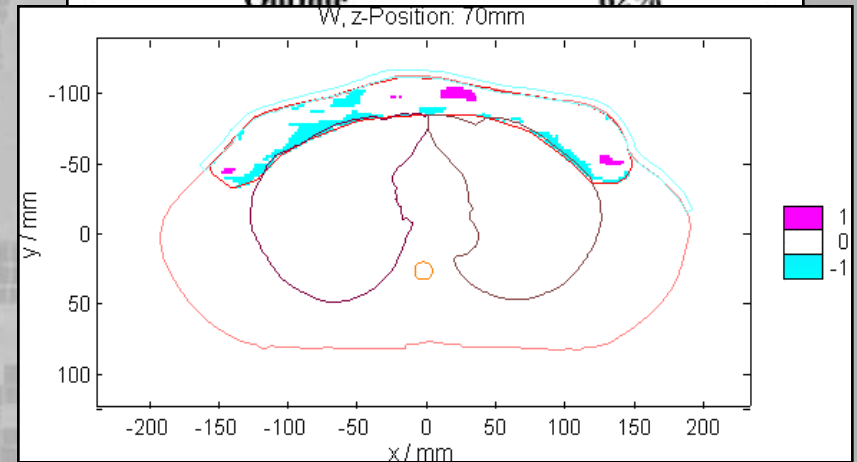
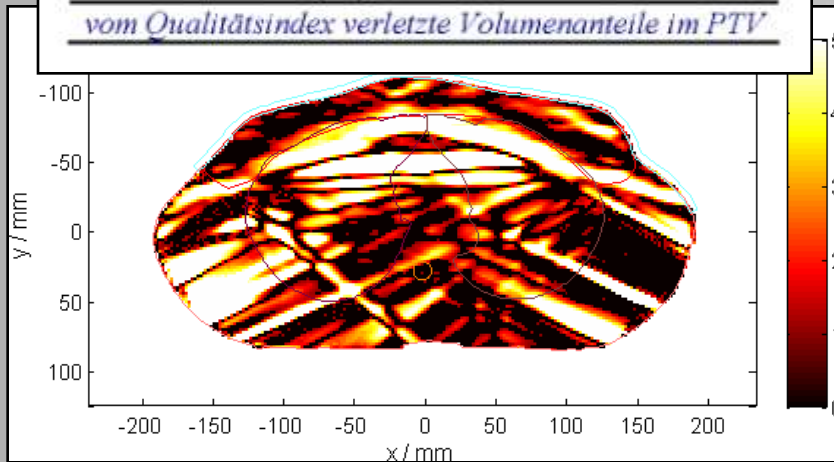
# 3. Beispiel – beidseitige Thoraxwandbestrahlung



	$V_{W \rightarrow 1}$
unterdosiert (-1)	9.6%
überdosiert (+1)	4.5%

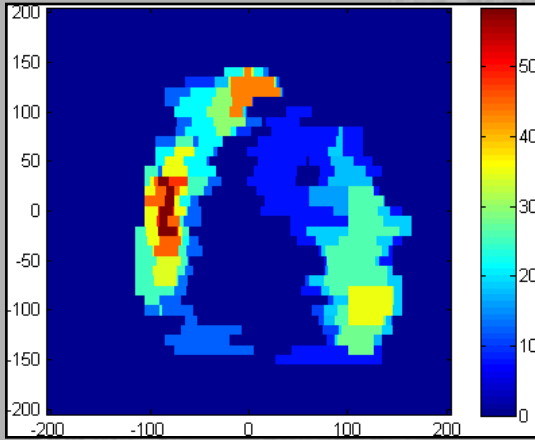
*vom Qualitätsindex verletzte Volumenanteile im PTV*

	$V_{\Gamma > 1}$
PTV	52%
Outline	62%

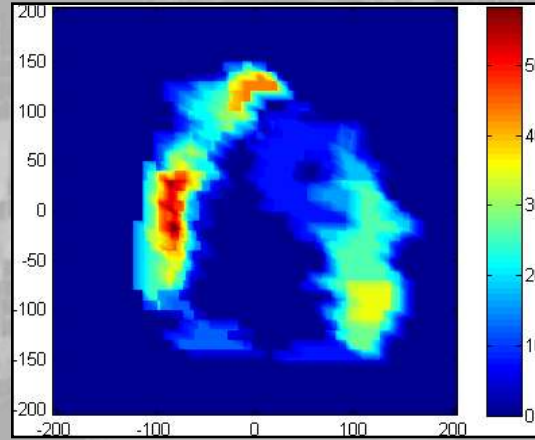




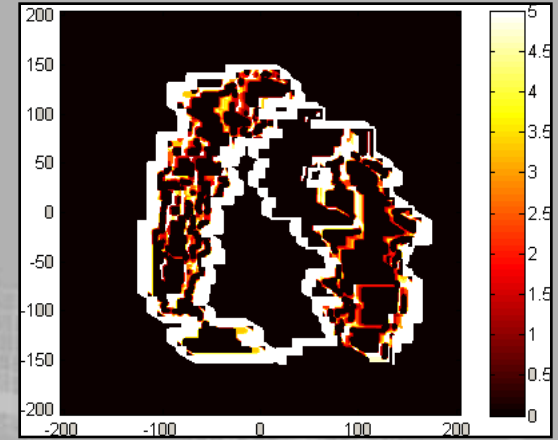
# 3. Beispiel – beidseitige Thoraxwandbestrahlung



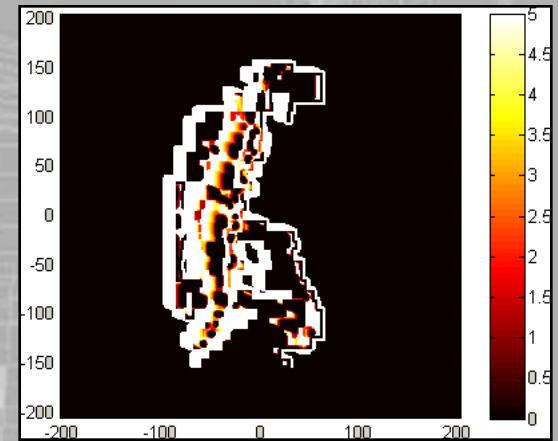
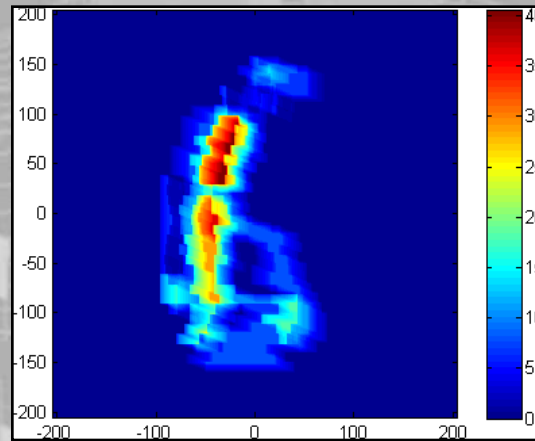
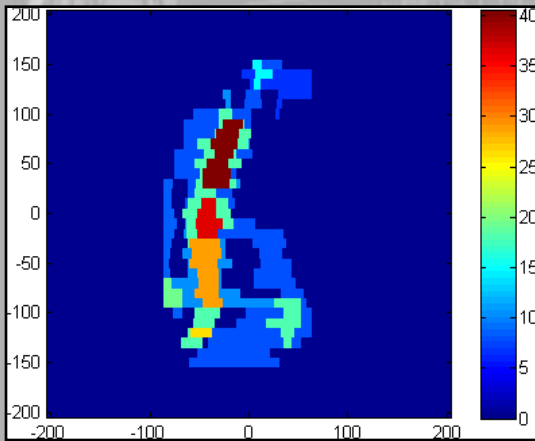
geplante Fluenzmatrix



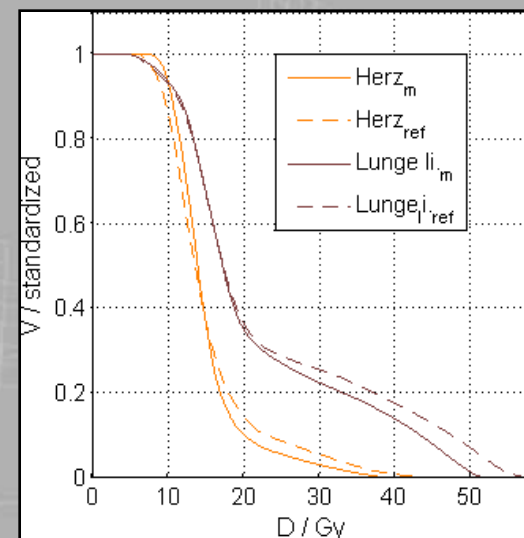
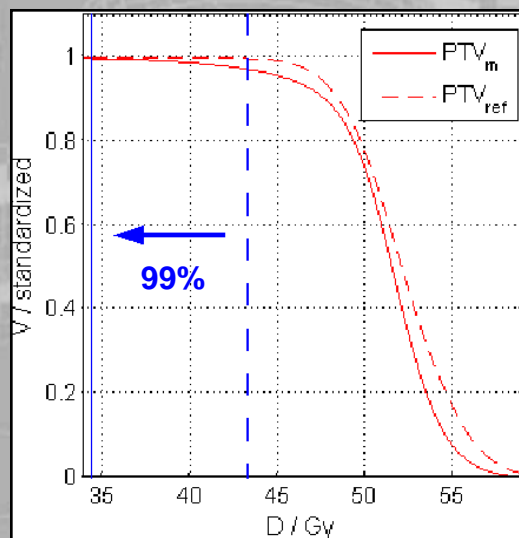
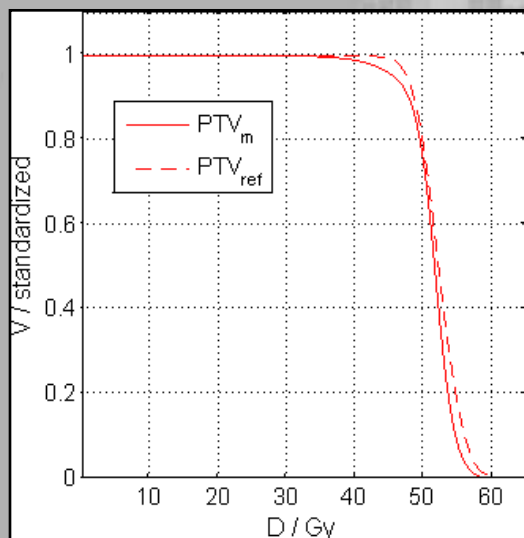
„bewegte“ Fluenzmatrix; 30Frakt.



GAMMA-Index



# 3. Beispiel – beidseitige Thoraxwandbestrahlung

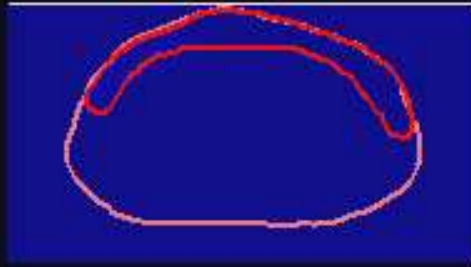


<i>alles in Gy</i> $\Delta$ rel.	Minimum			Mittelwert			Maximum		
	m	Ref	$\Delta$	m	Ref	$\Delta$	m	Ref	$\Delta$
PTV	11.78	13.83	-0.15	50.63	51.56	-0.02	60.85	63.15	-0.04
Herz	6.89	5.96	0.16	14.82	15.07	-0.02	41.08	46.60	-0.12
re.Lunge	4.23	3.73	0.13	21.80	23.24	-0.06	53.16	58.93	-0.10
li.Lunge	3.92	3.83	0.02	21.61	22.77	-0.05	53.28	60.72	-0.12

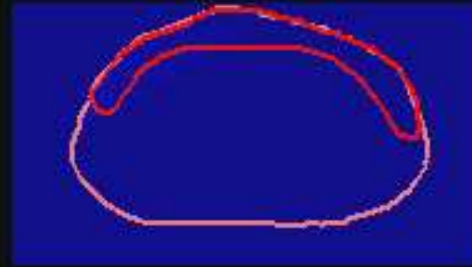


### 3. Beispiel – beidseitige Thoraxwandbestrahlung

bewegt



unbewegt



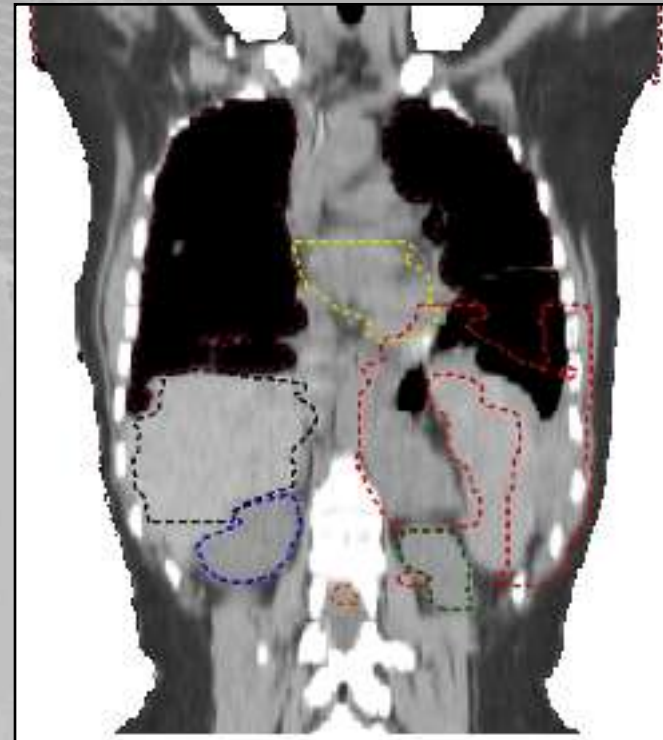
Qualitätsindex



GAMMA-Index



## 4. Beispiel – Pleura-Zwerchfell-Bestrahlung

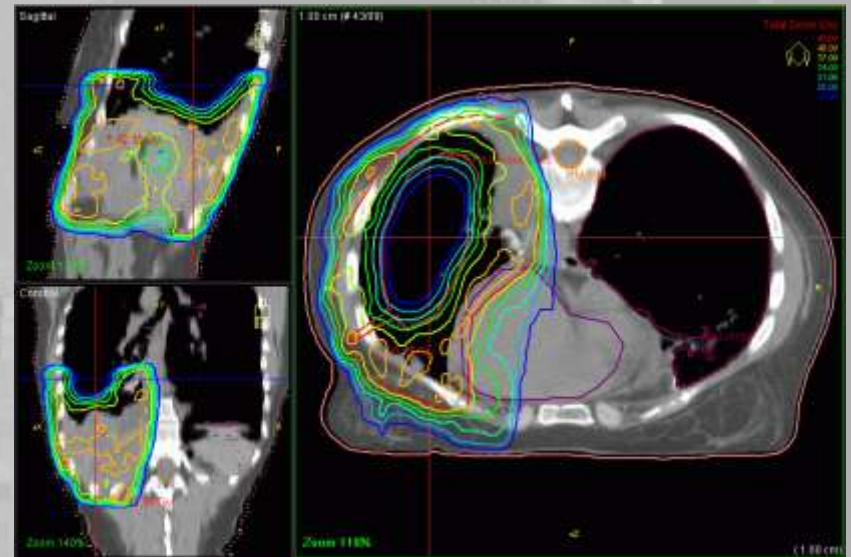
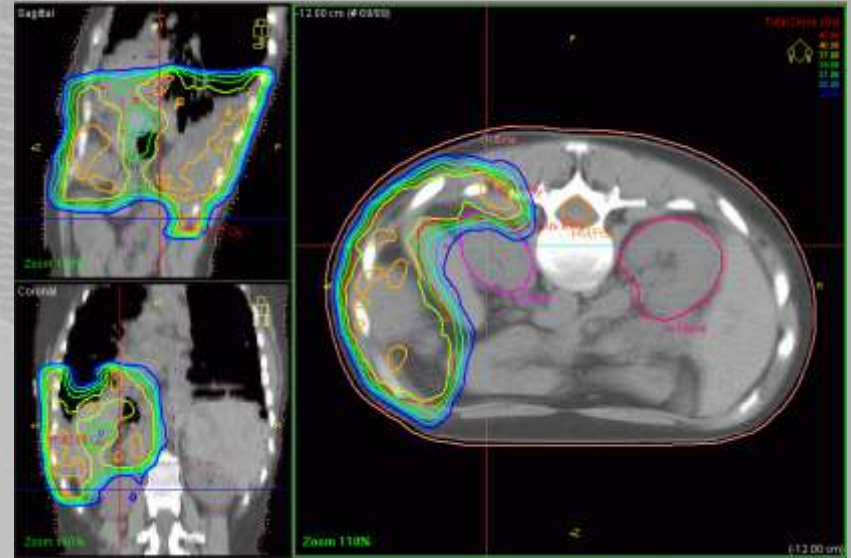
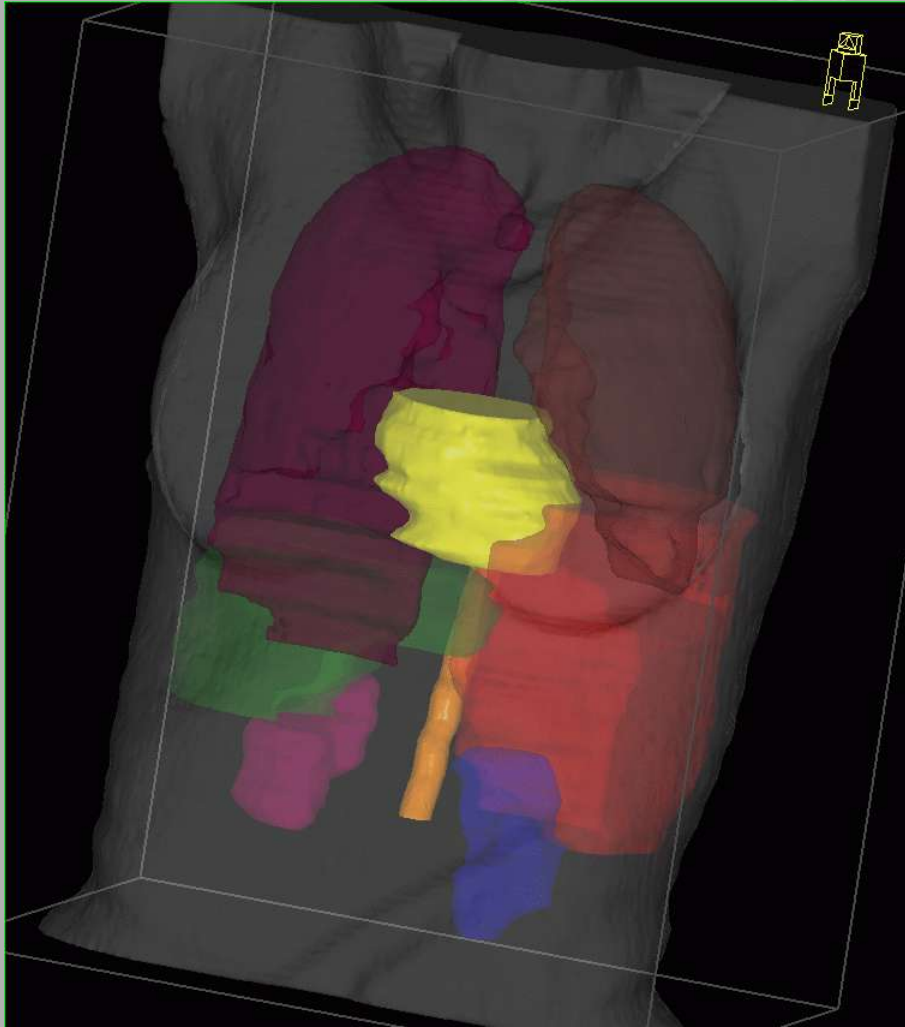


Simulationsparameter:

- $A_z = \pm 15\text{mm}$
- $\kappa = 20$  Fraktionen
- $f = 0.25\text{Hz}$
- $n = 3$



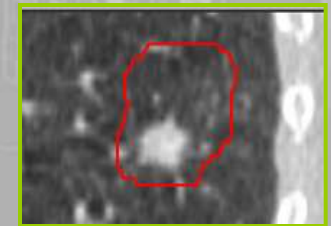
# 4. Beispiel – Pleura-Zwerchfell-Bestrahlung



[martin.janich@medizin.uni-halle.de](mailto:martin.janich@medizin.uni-halle.de)

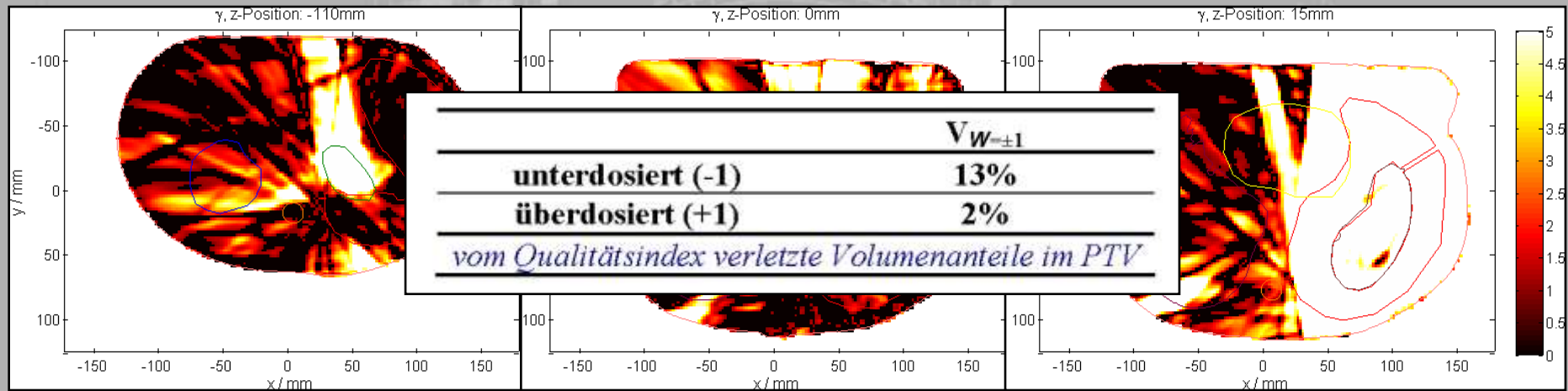
## 4. Beispiel – Pleura-Zwerchfell-Bestrahlung

Zwerchfellbewegung am Beispiel Lungenstereotaxie

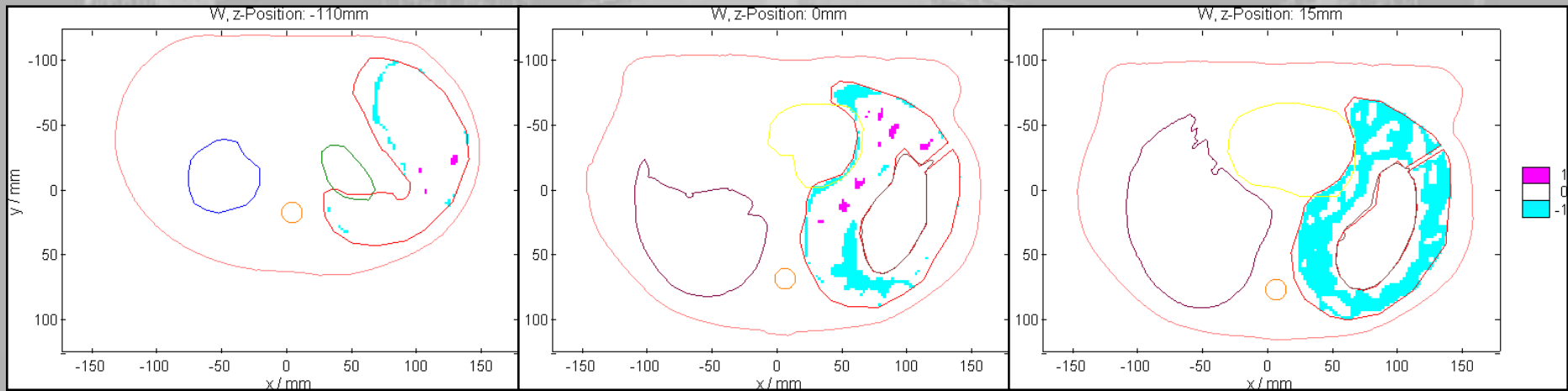


# 4. Beispiel – Pleura-Zwerchfell-Bestrahlung

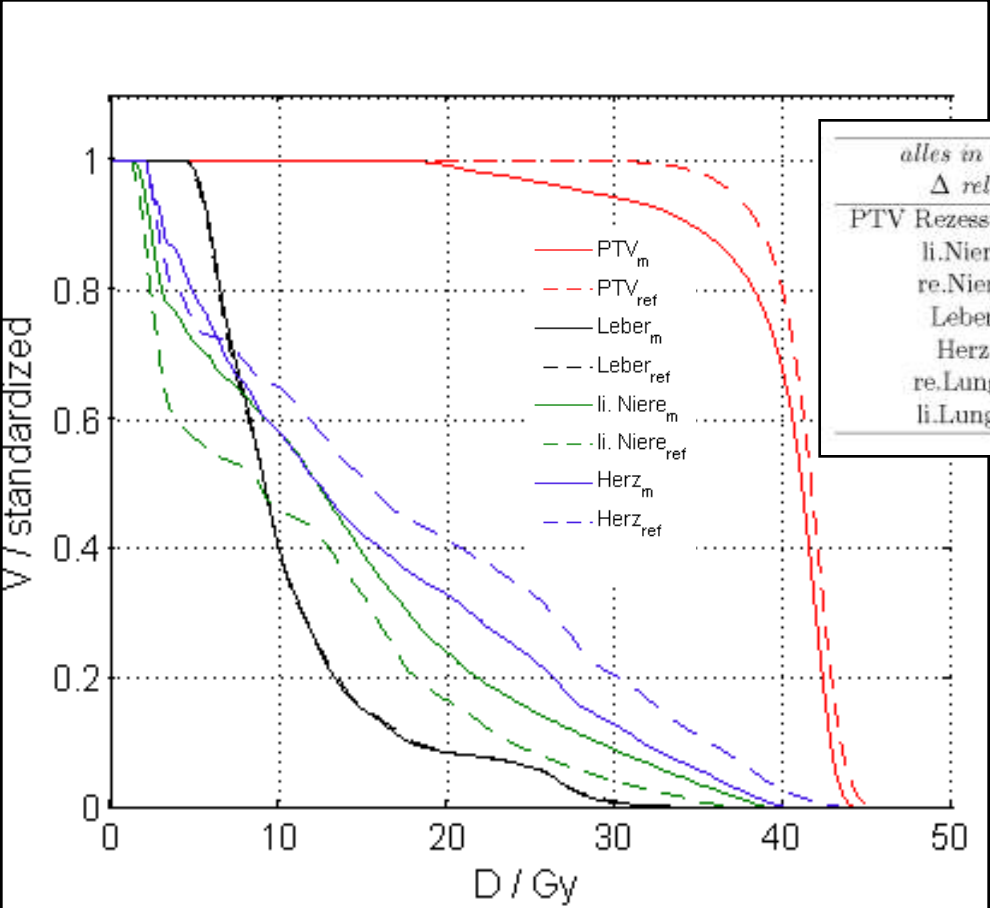
## GAMMA - Index



## Qualitätsindex



# 4. Beispiel – Pleura-Zwerchfell-Bestrahlung



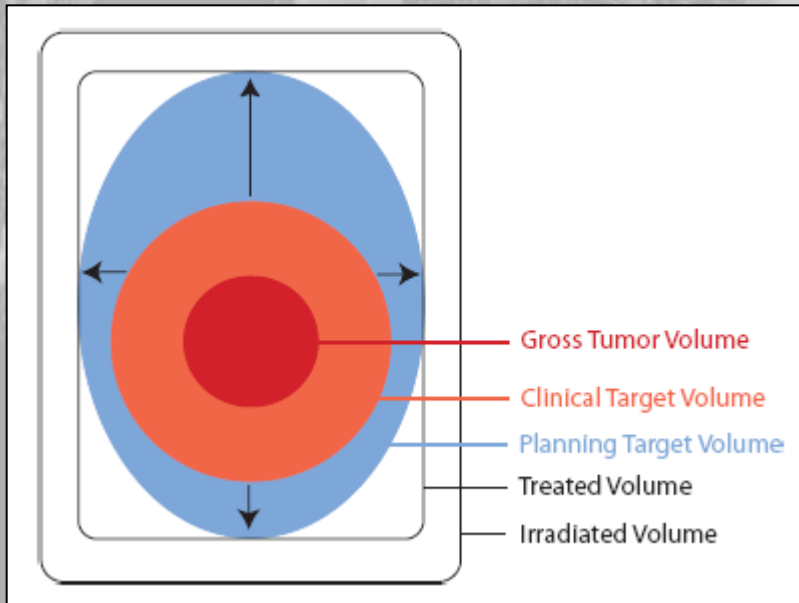
<i>alles in Gy</i> $\Delta$ rel.	Minimum			Mittelwert			Maximum		
	m	Ref	$\Delta$	m	Ref	$\Delta$	m	Ref	$\Delta$
PTV Rezessus links	11.52	19.70	-0.42	39.32	40.99	-0.04	44.66	46.38	-0.04
li.Niere	1.37	1.16	0.18	13.48	10.76	0.25	39.74	39.53	0.01
re.Niere	2.21	1.64	0.35	6.33	5.79	0.09	12.38	12.05	0.03
Leber	3.94	3.63	0.09	10.75	10.74	0.00	40.82	42.91	-0.05
Herz	1.91	1.94	-0.02	15.13	17.44	-0.13	41.52	44.24	-0.06
re.Lunge	0.22	0.24	-0.05	3.32	3.60	-0.08	19.25	21.09	-0.09
li.Lunge	0.26	0.27	-0.05	4.83	5.33	-0.09	42.07	41.80	0.01





# Margin - Empfehlung

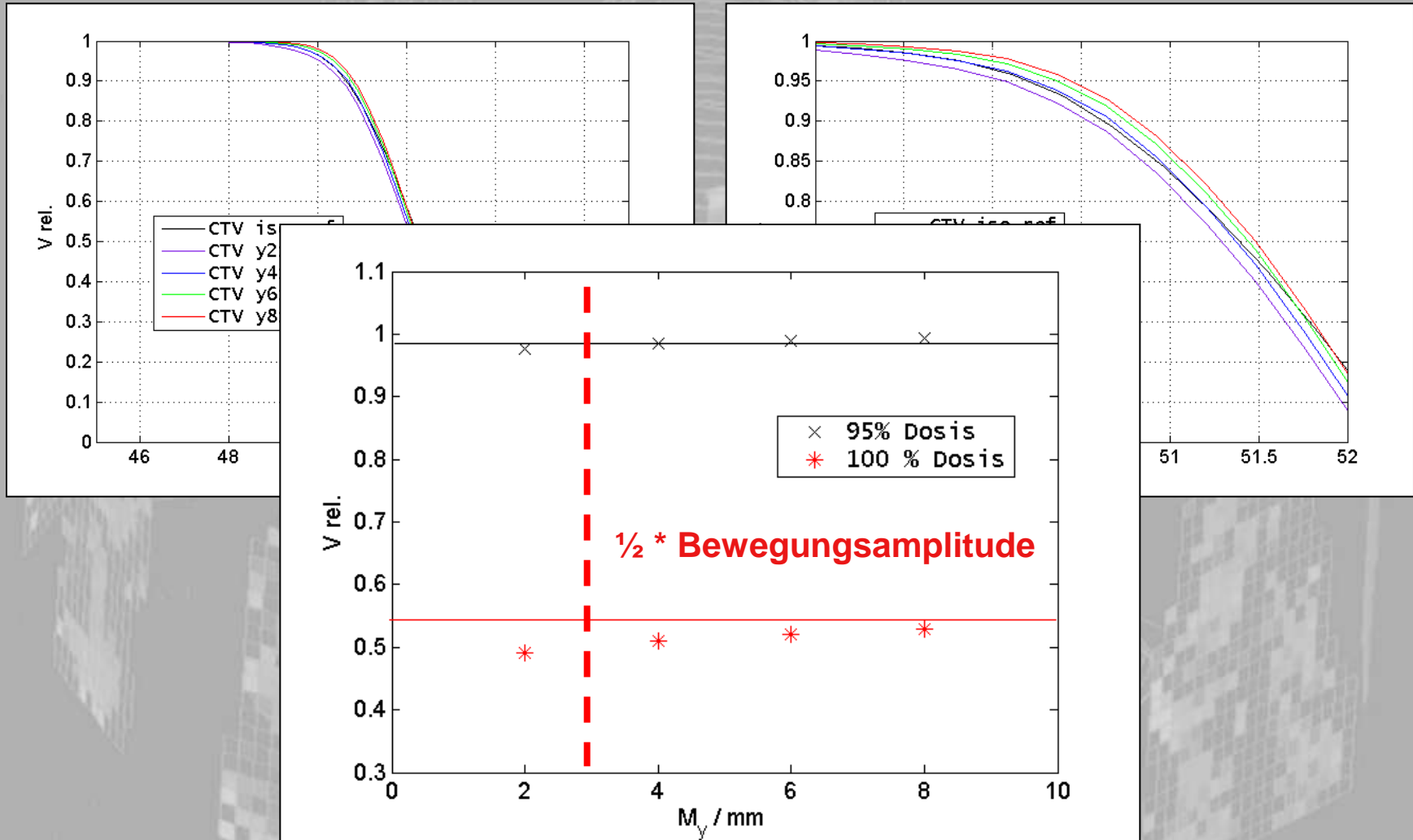
**klinische Volumina nach ICRU 50**



**Welcher Margin  
empfiehlt sich für  
den Bewegungsfall?**



# Margin - Empfehlung



# Zusammenfassung

- die Auswirkungen von Organbewegungen bei IMRT-Bestrahlung sind überschaubar
- im Wesentlichen kommt es im PTV zu Unterdosierungen, Überdosierungen sind zu vernachlässigen, die Maximaldosis sinkt in allen untersuchten Fällen
- die mittlere Dosis der Risikoorgane Lunge, Herz und Leber sinkt in allen untersuchten Fällen
- die Einflüsse wachsen mit steigender Bewegungsamplitude, sinkender Fraktionszahl (<10) und oberflächennaher Lage des Bestrahlungsgebietes (Thoraxwand)
- der GAMMA-Index eignet sich nicht zur klinischen Beurteilung der Plangüte
- die Zahl der Segmente (>30) und Felder (>5) eines IMRT-Planes hat keinen Einfluss auf die Empfindlichkeit gegenüber Organbewegungen
- eine Feld-in-Feld-Sequenzierung scheint weniger Bewegungsartefakte nach sich zu ziehen
- das Optimierungs-PTV sollte in Bewegungsrichtung um die halbe Bewegungsamplitude vergrößert werden, um eine 95%-Isodosenabdeckung des PTV unter Bewegung zu sichern



**Vielen Dank für die Aufmerksamkeit!**



[martin.janich@medizin.uni-halle.de](mailto:martin.janich@medizin.uni-halle.de)