



Übergang von der phantombasierten Verifikation zur in-vivo Analyse komplexer Dosisverteilungen

Heiko Tümmler

Krankenhaus Dresden – Friedrichstadt

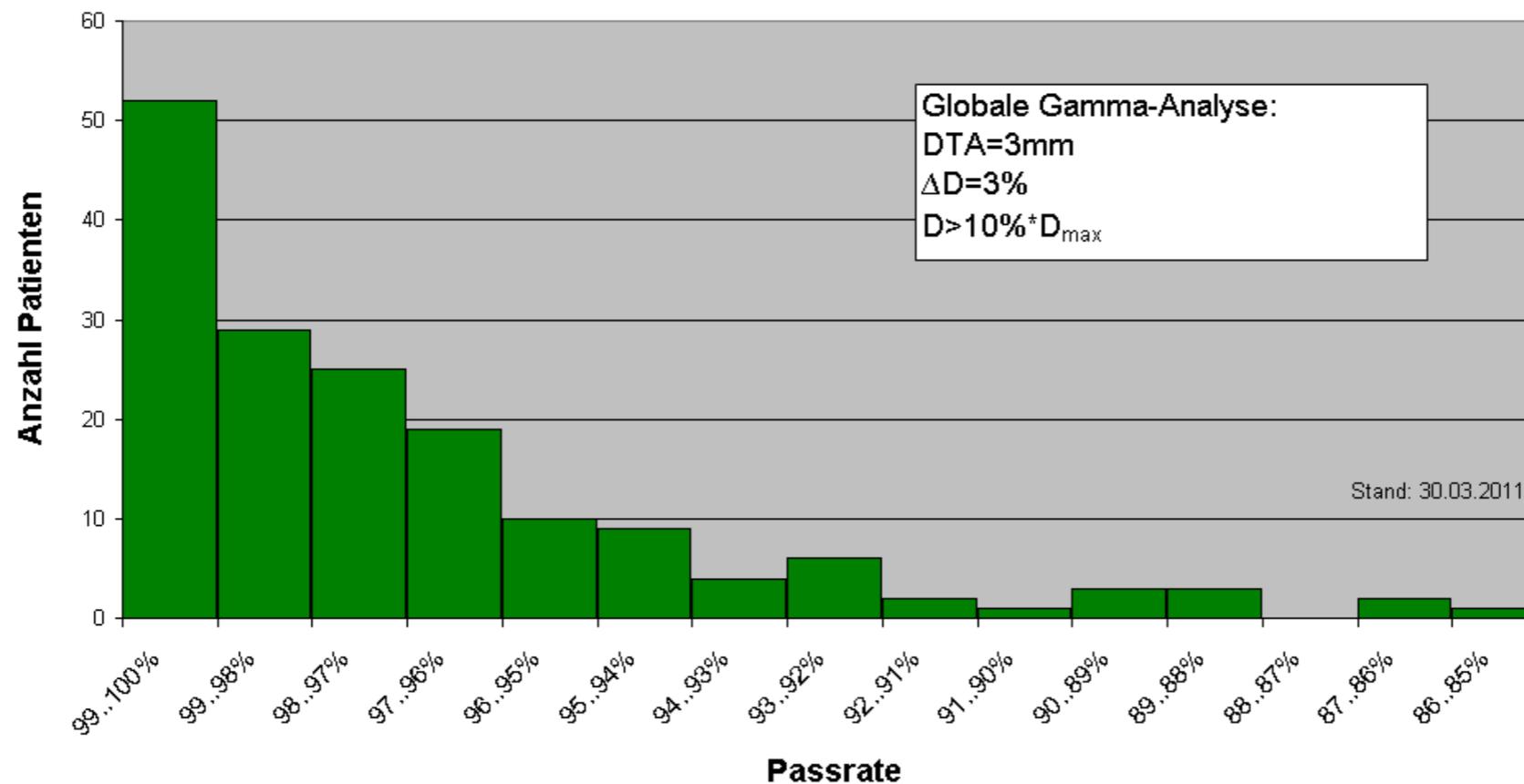
ZKS/ Abteilung Strahlenphysik

tuemmler-he@khdf.de

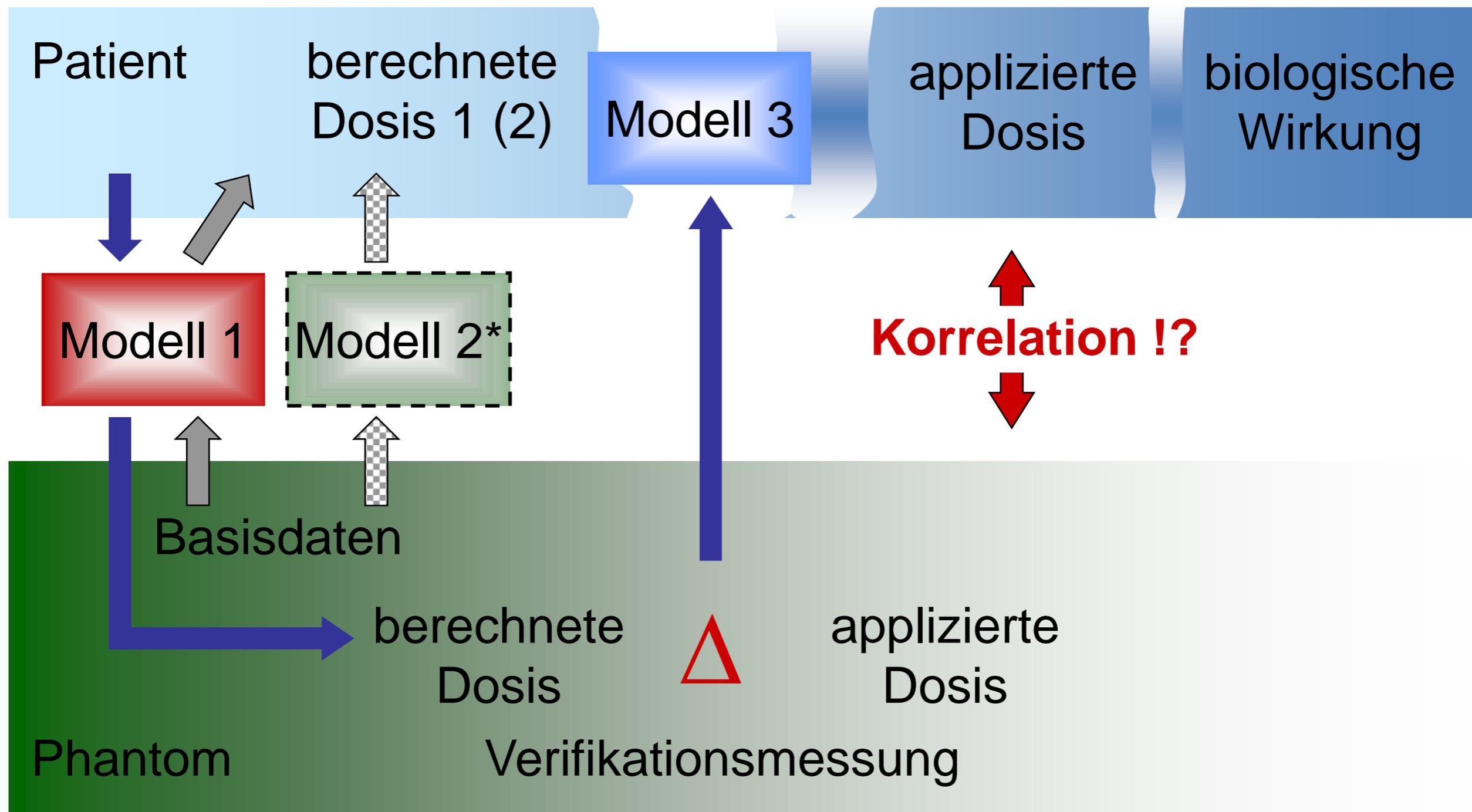
IMRT statisch: seit 2003
IMRT dynamisch: seit 2007
VMAT: seit Oktober 2010

per-Patient QA
(EPID, ArcCheck)
Maschinen QA
(EPID, Film)

Auswertung der ArcCheck - Verifikationsmessungen
von VMAT-Bestrahlungsplänen



Der Behandlungsprozess



Definition der Kriterien

- Gamma - Passrate (global, lokal)
- Mean-Gamma
- maximale Dosisdifferenz
-

Festlegung des Akzeptanzlevels:

Nelms et.al. Survey 2007:

- meist feldweise Verifikation
- mehrheitlich absoluter Dosisvergleich
- globales Gamma: 3%, 3mm
- mehrheitlich keine festen Toleranzlevel, bzw. keine Evidence

AAPM TG 119 (2009):

- globales Gamma (3%,3mm)
- Pass-Rate: 95% .. 88%

DIN 6875-3:



Unsere Toleranzlevel orientieren sich an der erreichbaren Genauigkeit.*

*Both et. al. A study to establish reasonable action limits for patientspecific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy, JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 8, NUMBER 2, SPRING 2007

Der ideale Test

„Reale“
Dosisverteilung
im Patient

nicht
tolerierbar

akzeptabel

Akzeptanz-
level

Plan verwerfen

falsch
negativ

falsch positiv

Plan
ok

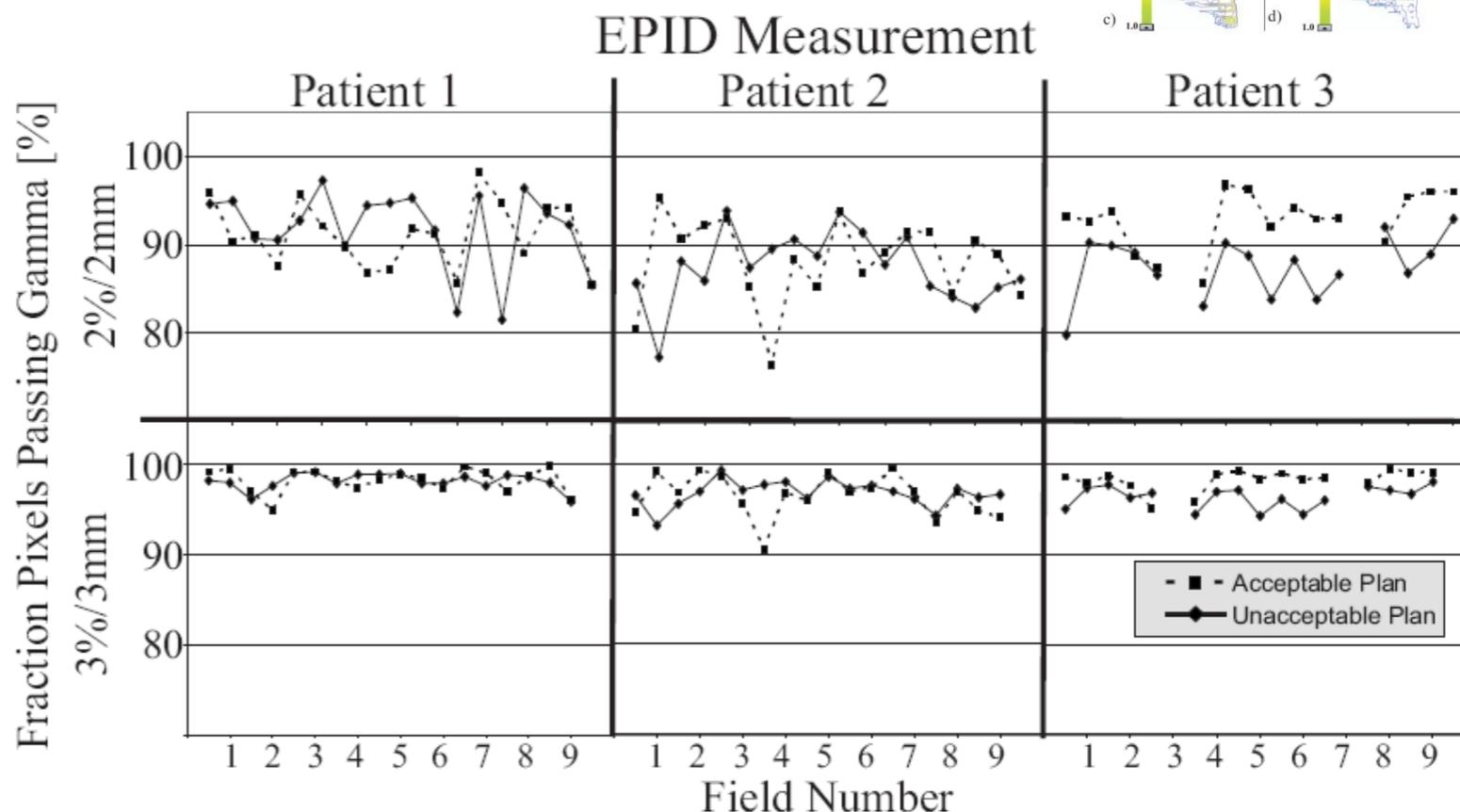
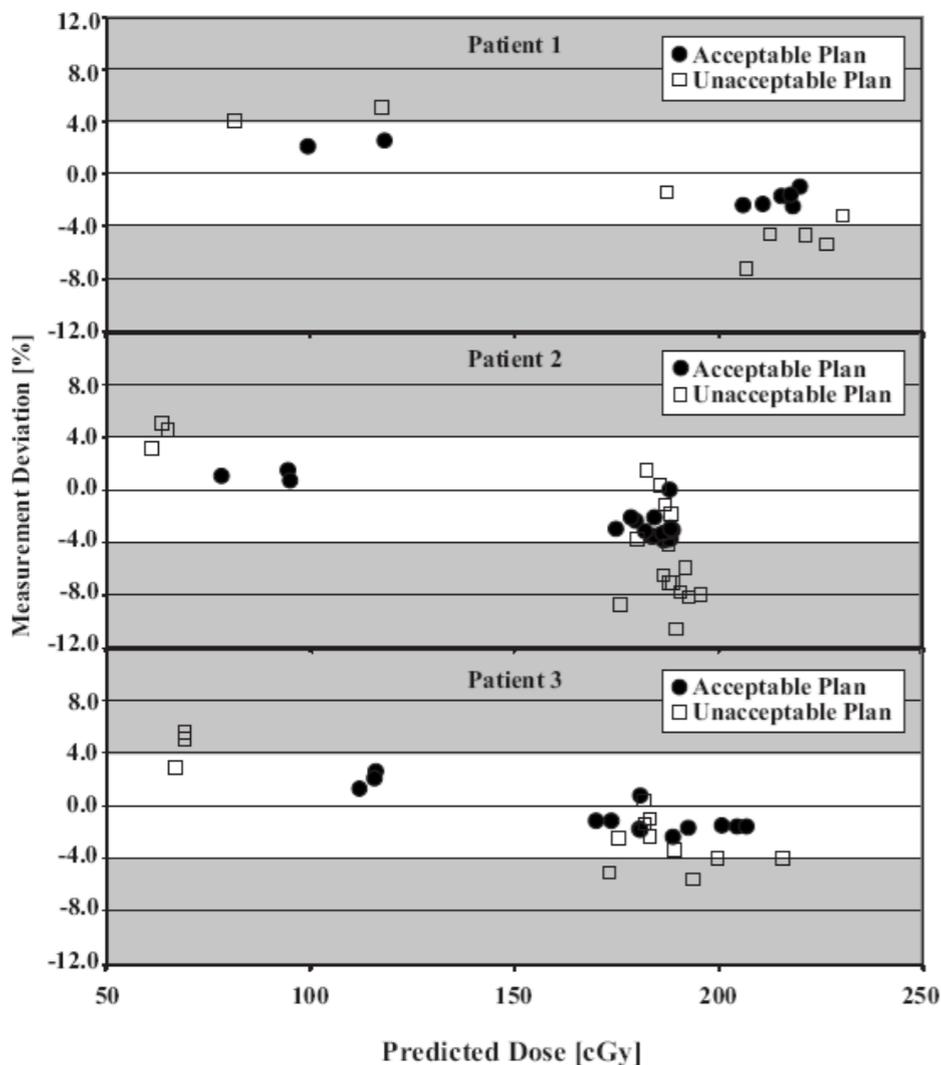
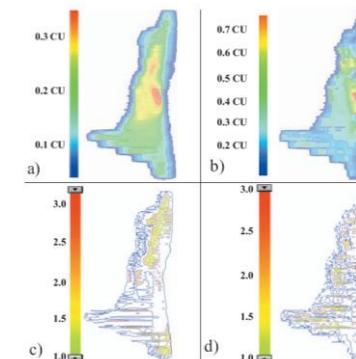
schlecht

perfekt

Übereinstimmung zwischen geplanter
und gemessener Dosisverteilung

Erste Zweifel ...

Vergleich hochmodulierter/ normal modulierter Felder



Messung mit Ionisationskammer,
Dosisfehler des akzeptablen Planes
<4%

Gamma Passing Rate mit EPID, keine klare
Trennung mehr zwischen akzeptablem und
nicht akzeptablem Plan

“...gamma analysis of single field measurements is insensitive to important dosimetric inaccuracies of the overall plan.”

Systematische Analyse der IMRT per-beam QA

Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors^{a)}

Benjamin E. Nelms^{b)}

Canis Lupus LLC and Department of Human Oncology, University of Wisconsin, Merrimac, Wisconsin 53561

Heming Zhen

Department of Medical Physics, University of Wisconsin, Madison, Wisconsin 53705

Wolfgang A. Tomé

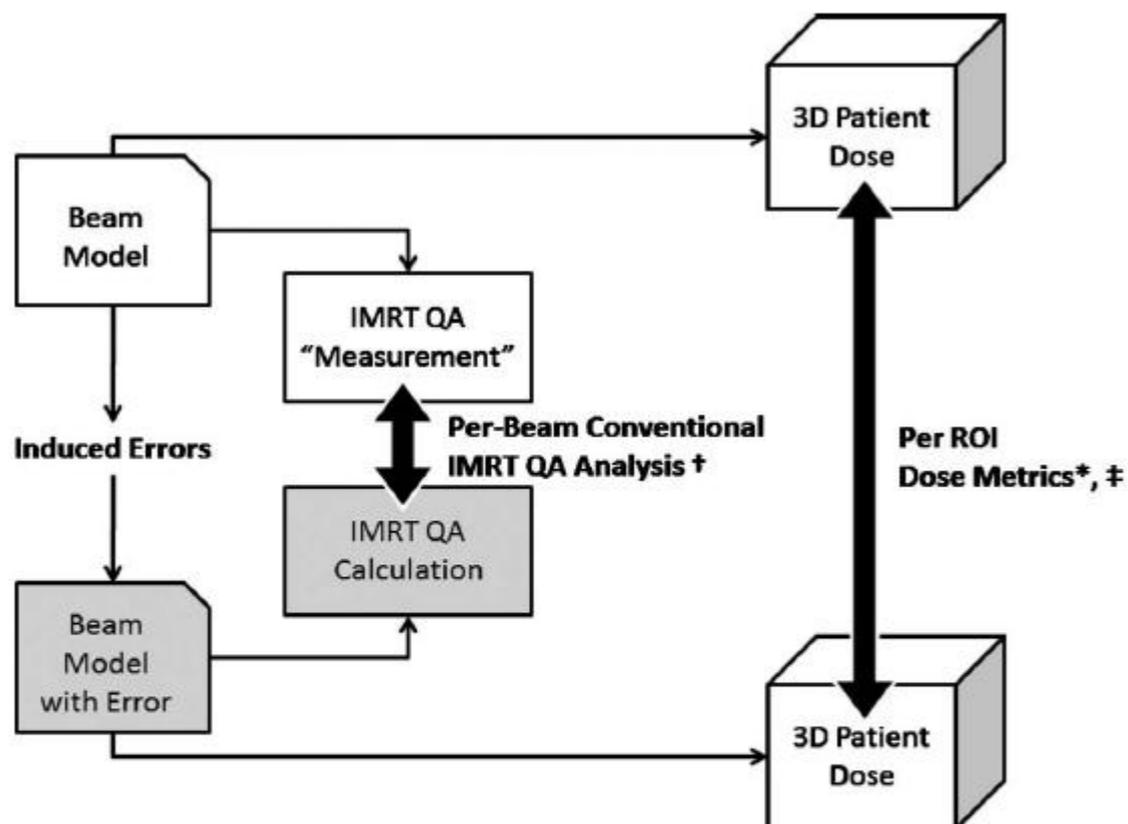
Departments of Human Oncology, Medical Physics, and Biomedical Engineering, University of Wisconsin, Madison, Wisconsin 53792

(Received 29 September 2010; revised 28 December 2010; accepted for publication 30 December 2010; published 31 January 2011)

Dorothea Hammer: „Kritische Analyse der Bewertungskriterien für eine feldbasierte Qualitätssicherung von IMRT Bestrahlungen“, Masterarbeit am KHDF/ Oncoray 2011-2012

per-beam QA

Prinzip*: Keine Messung – rein fiktiver Vergleich!



† Using full density (film equivalent) planes and high resolution (1 mm x 1 mm) pixels
* Max dose and D1cc (cord), mean dose (parotids, larynx), and D95 (CTV60)
‡ Comparison metrics were generated blind

Fehler:

B. Nelms et al.:

1. MLC Transmission halbiert
2. MLC Transmission verdoppelt
3. Penumbra flach (4,5mm -> 7,2mm)
4. Penumbra sehr flach (4,5mm -> 8.6mm)

D. Hammer:

1. MLC Leafspalt aller Leafs + 1mm
2. MLC Leafspalt aller Leafs + 2mm
3. Strahlprofil „kippt“ bis -2,6%
4. Strahlprofil „kippt“ bis +2,6%
5. Strahlprofil „kippt“ und Offset -1,5%
6. MLC Transmission vervierfacht

Kriterien:

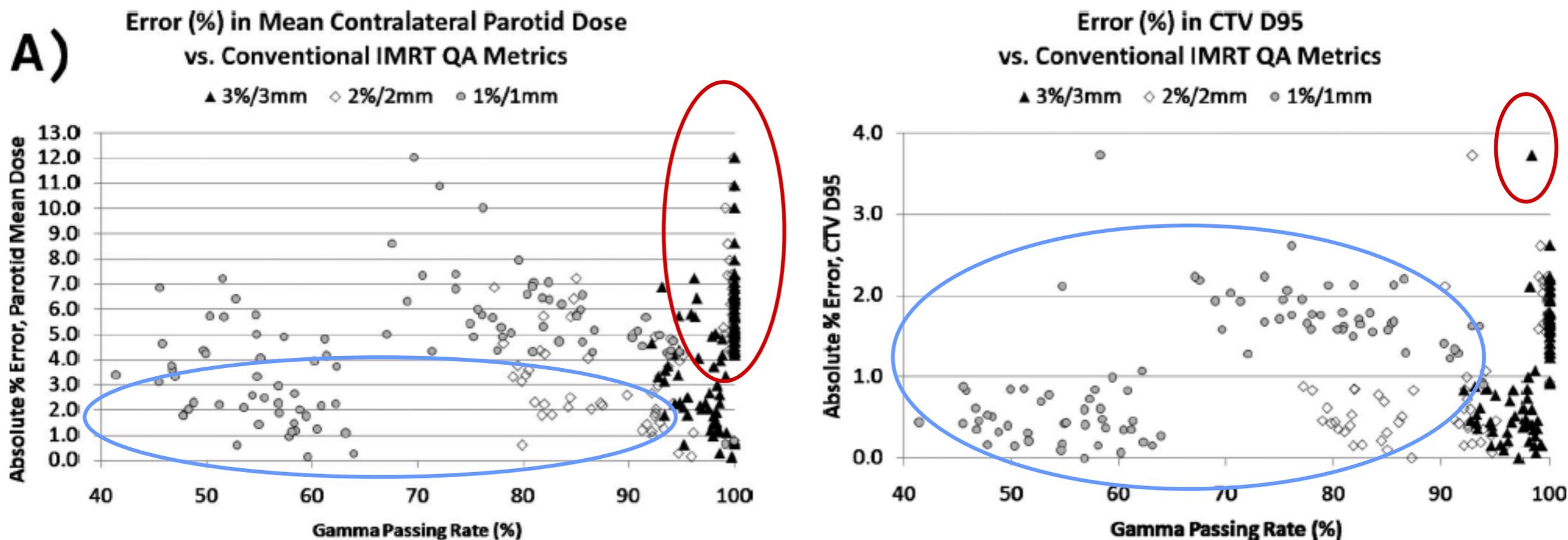
B. Nelms et al.:

- 24 Pläne HNO
- Gamma Passing Rates der Pläne versus *relative* Abweichung klinischer Parameter

D. Hammer:

- 10 Pläne PCA
- Evaluation der Akzeptanzkriterien (Gamma Passing Rates, Average Gamma, Maximum Gamma, Area Gamma>1,2 (1,5) u.a)
- *relative* Abweichung klinischer Parameter versus Gamma Passing Rates und Average Gamma

Ergebnisse: B. Nelms et. al.

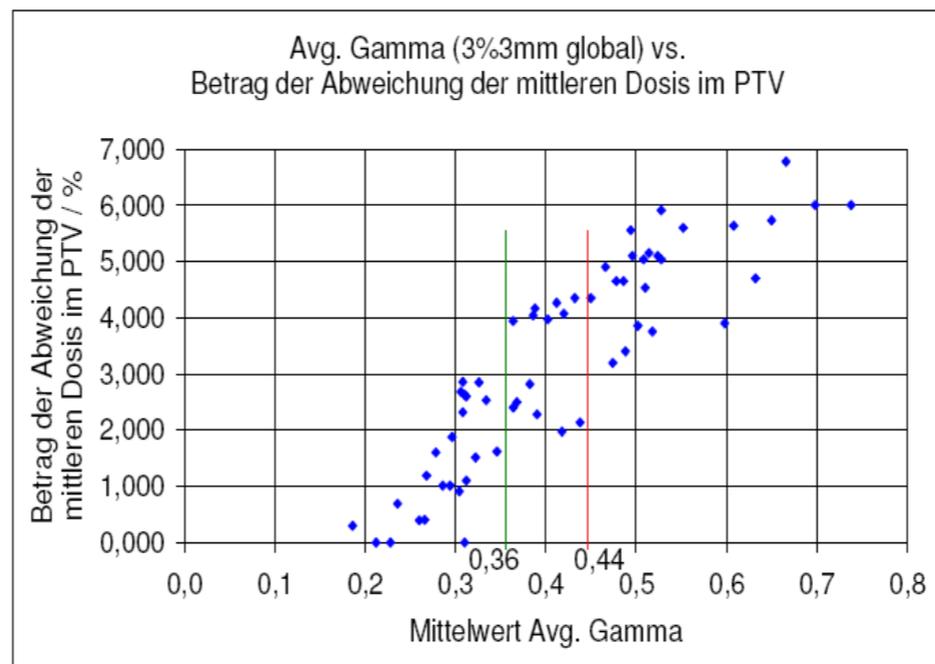
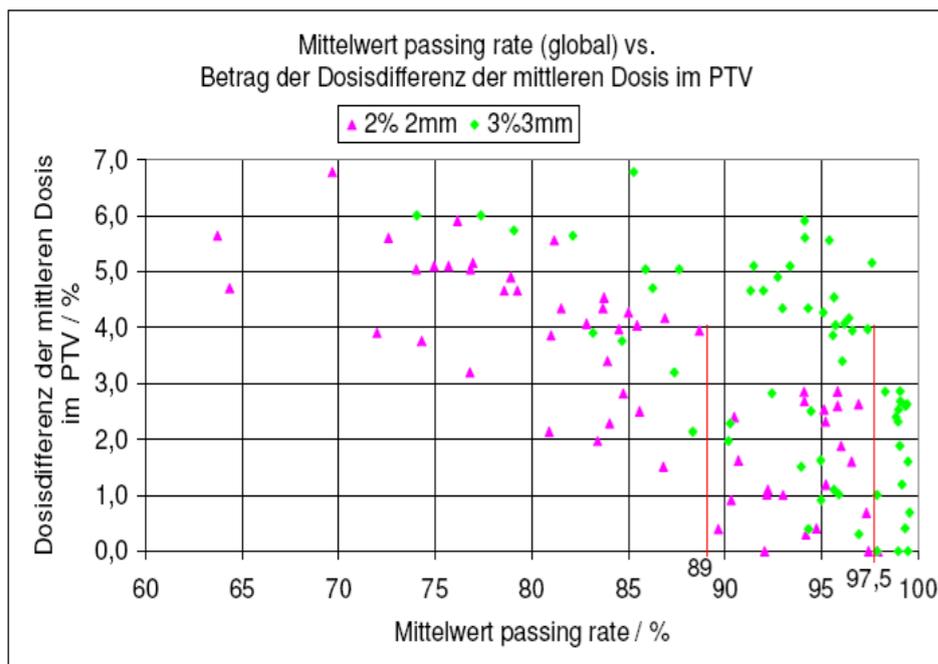


- Gamma Passing Rate steht nicht in Korrelation zu klinisch relevanten Abweichungen
- keine klare Trennung zwischen akzeptablem und nicht akzeptablem Plan möglich

falsch negativ
falsch positiv

“The most common acceptance criteria and published actions levels therefore have insufficient, or at least unproven, predictive power for per-patient IMRT QA.”

Ergebnisse: D. Hammer

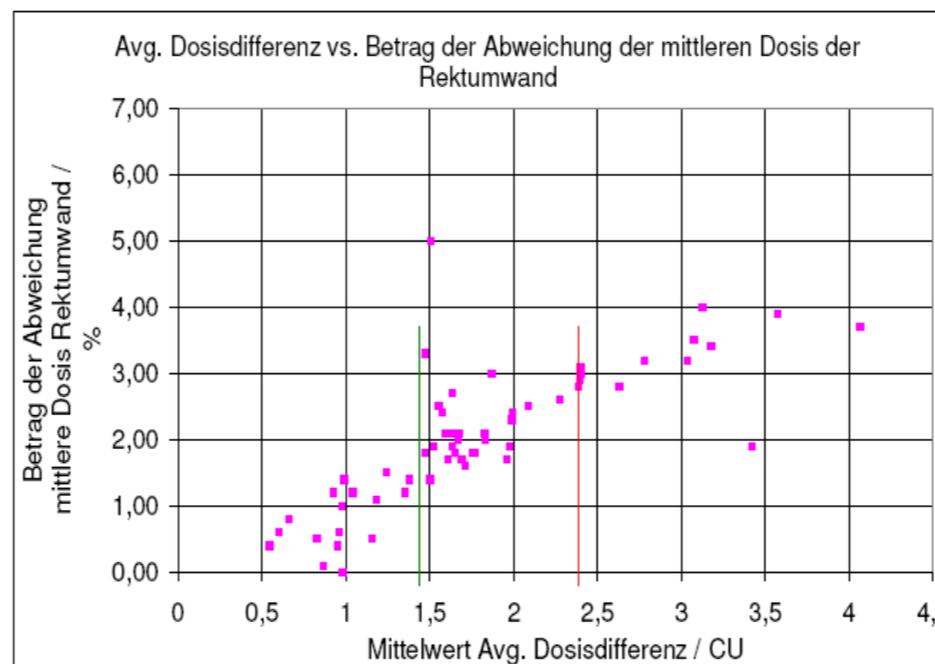
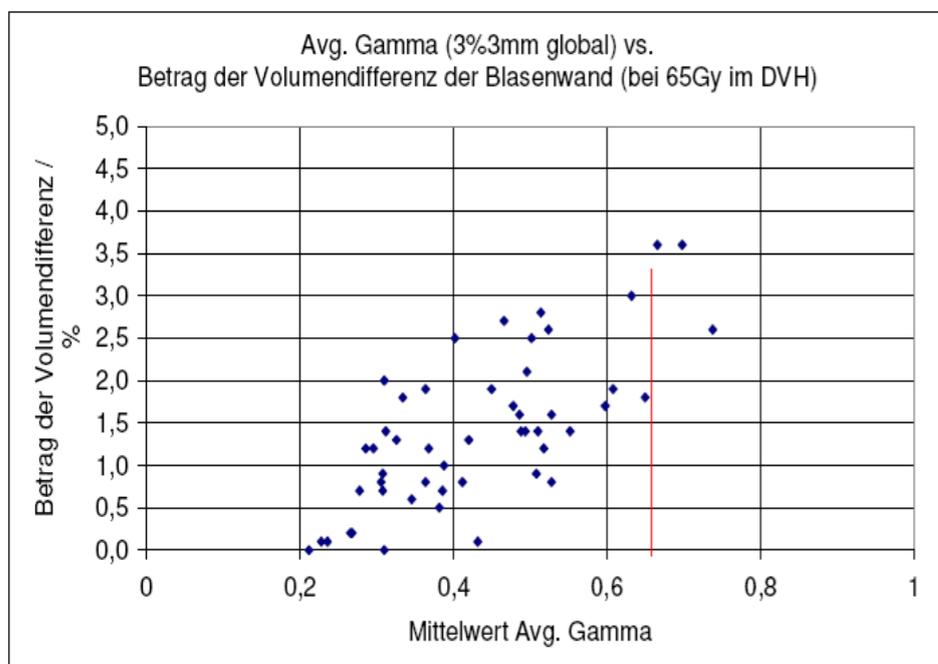


- keine Korrelation der Pass-Rate
- schwache Korrelation für Average Gamma und Dosis-differenz
- Definition von Schwellwerten eingeschränkt möglich ($r < 0,89$)

Jedoch

für jede Entität
und jede Bestrahlungstechnik

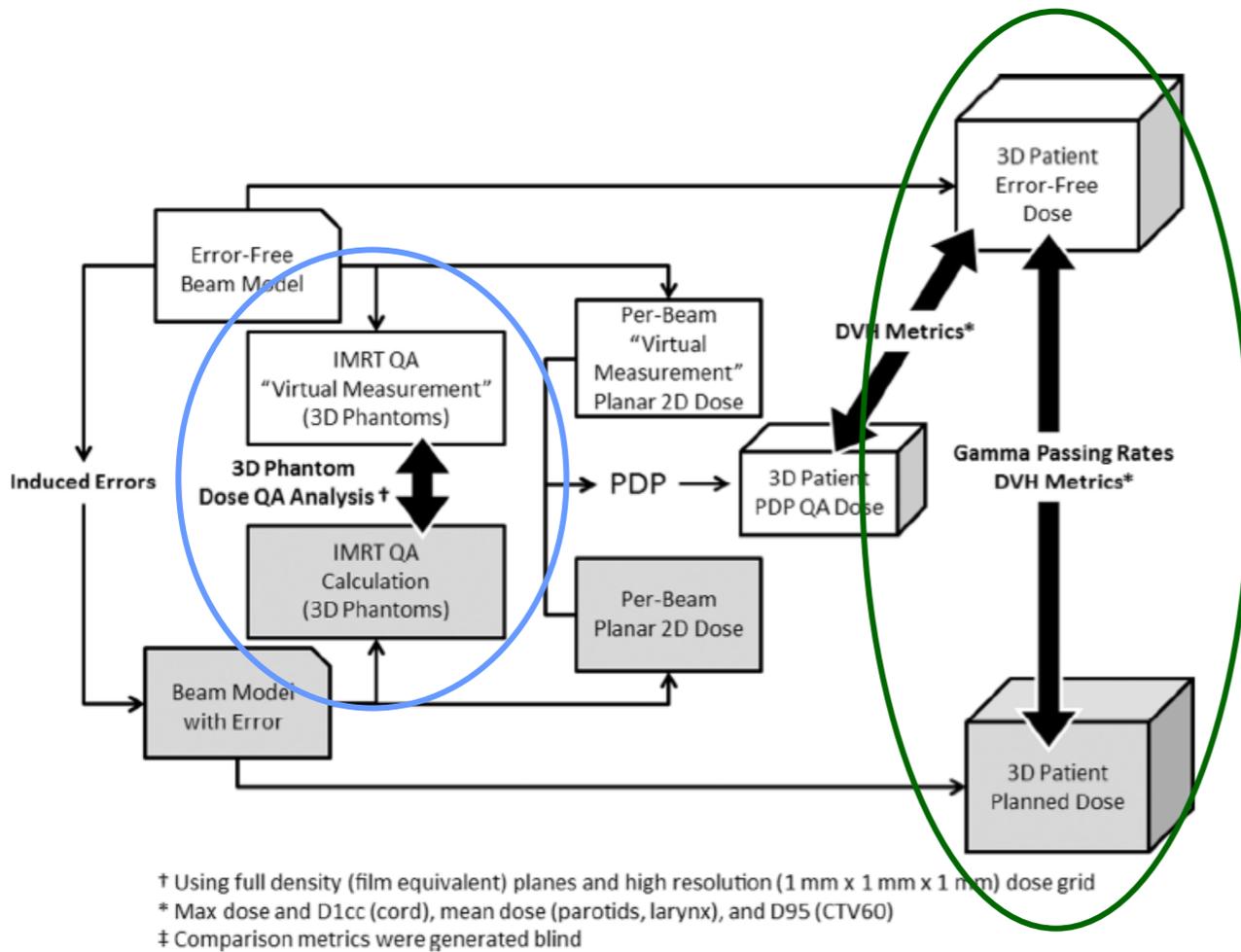
separat verifizieren!



“Diese Arbeit zeigt, dass mit den Ergebnissen der Bewertungskriterien der Analysesoftware kein Rückschluss auf eine im Patienten zu erwartende Dosisabweichung möglich ist.”

Und noch mehr Zweifel...

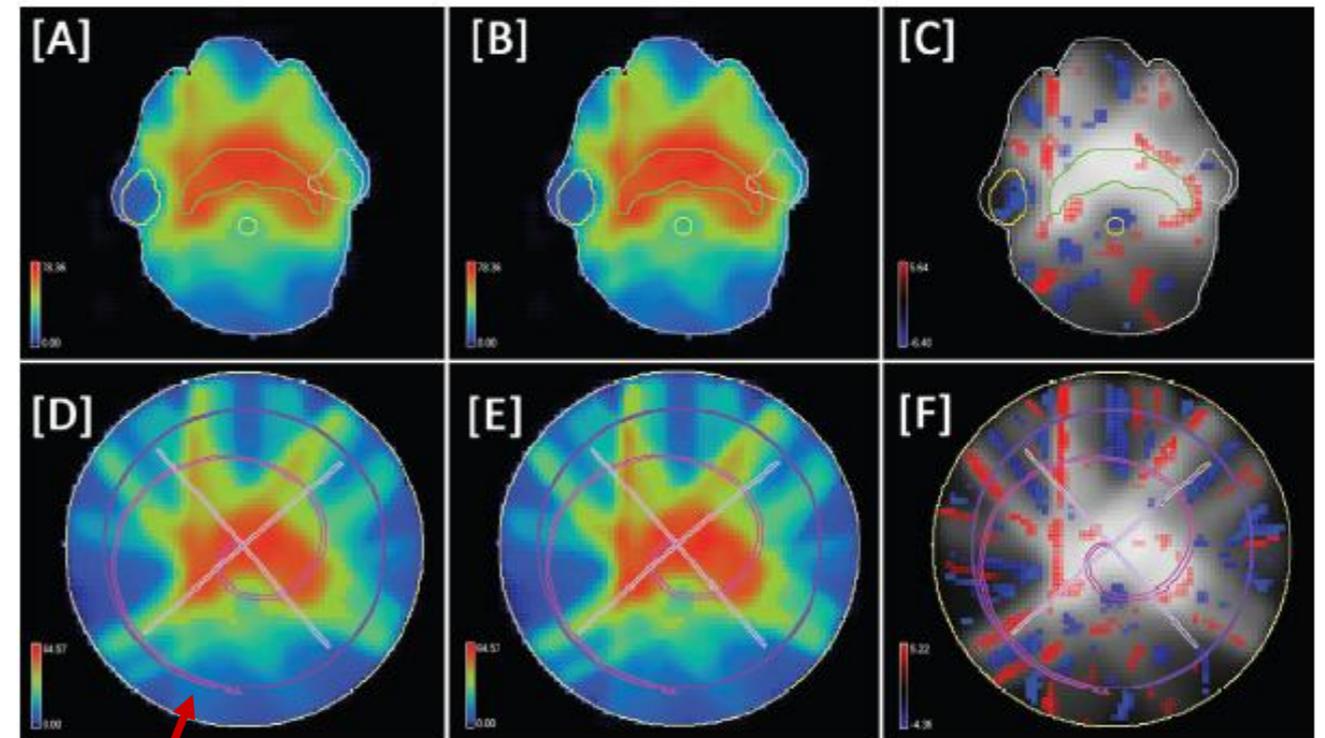
Systematische Untersuchung der planbasierten Verifikation



fehlerbehaftet

korrekt

Differenz



drei Anordnungen der Detektoren:
X, O, @

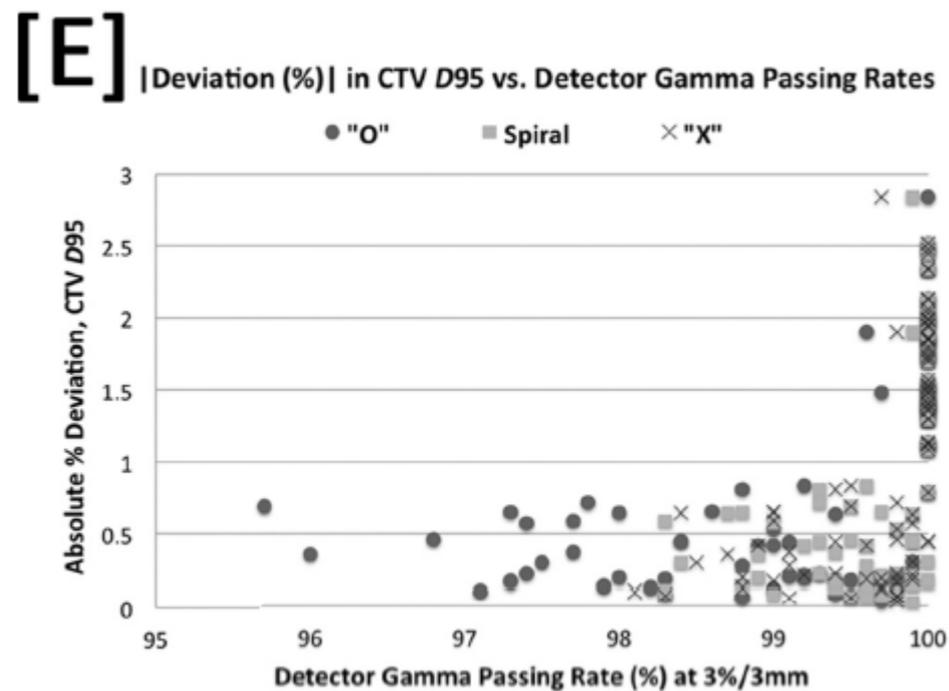
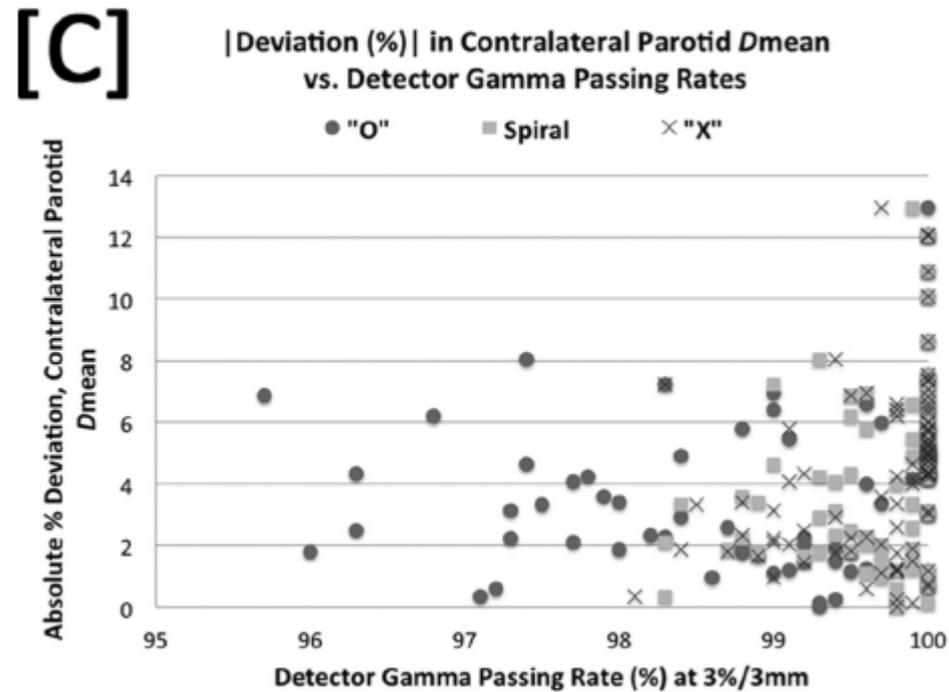
Keine Messung, „gezielte“ Fehler
(siehe auch Nelms et.al.)

per-Plan QA im Phantom (3D)

per-Plan QA im Patient mittels Gamma Evaluation

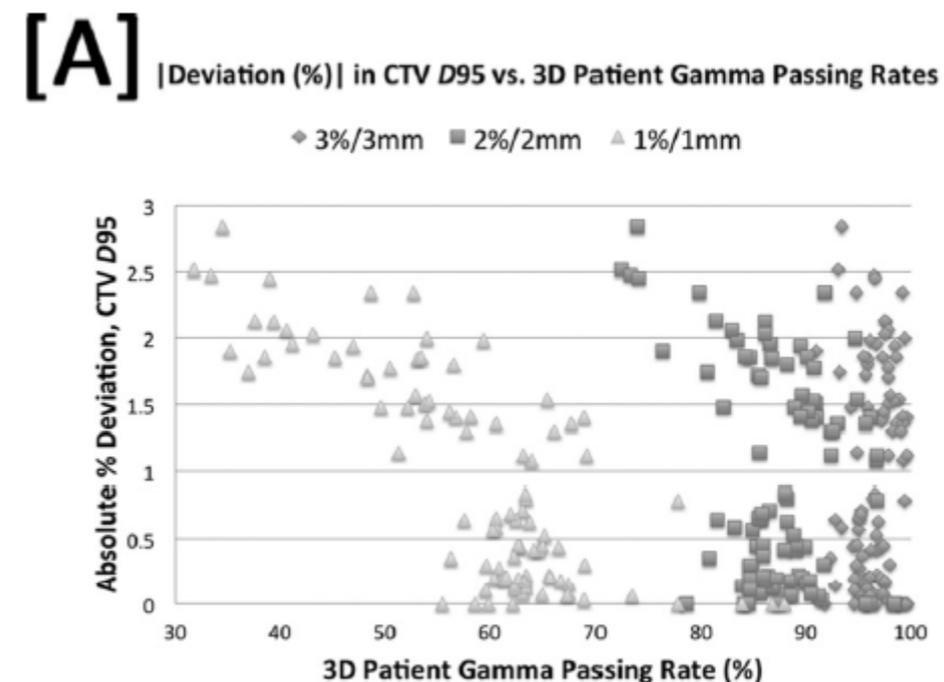
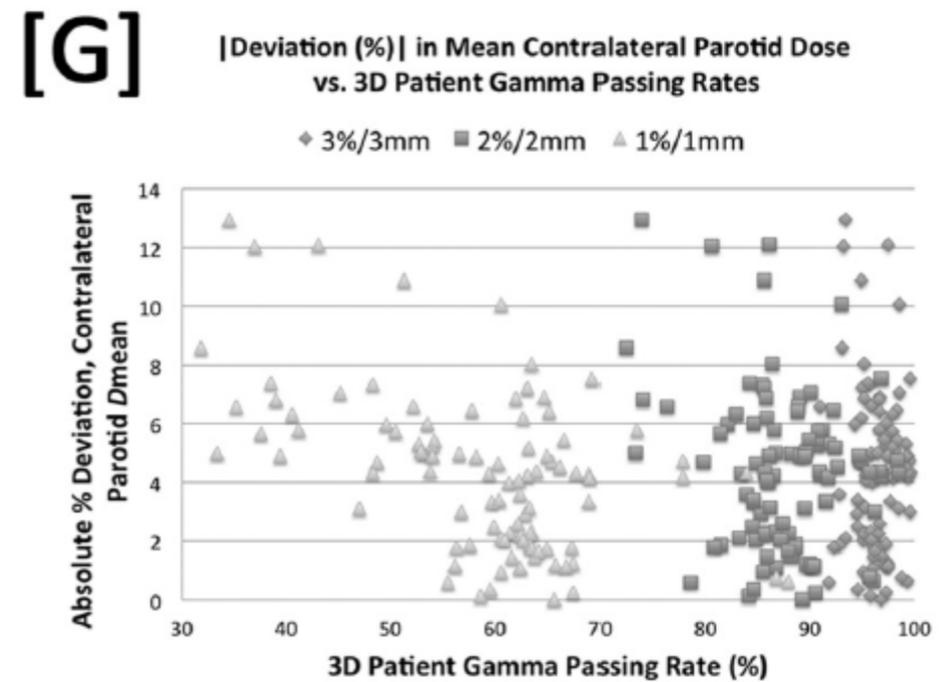
plan-based QA

Phantom



Keine Korrelation der Phantom Gamma Passing Rate zu klinischen Daten, unabhängig von der Detektorgeometrie.

Patient



Nur schwache Korrelation ($r < 0,4$) der Patienten Gamma Passing Rate zu klinischen Daten.

Gamma Passing Rate für IMRT per Patient-QA ungeeignet.



Schwellwerte für andere Kriterien aufwändig zu bestimmen.

Schwache Korrelation bewahrt nicht vor falsch negativen Ergebnissen.

Wir finden bestenfalls **grobe** Fehler!



„Beruhigender Nebeneffekt“ der Artikel:

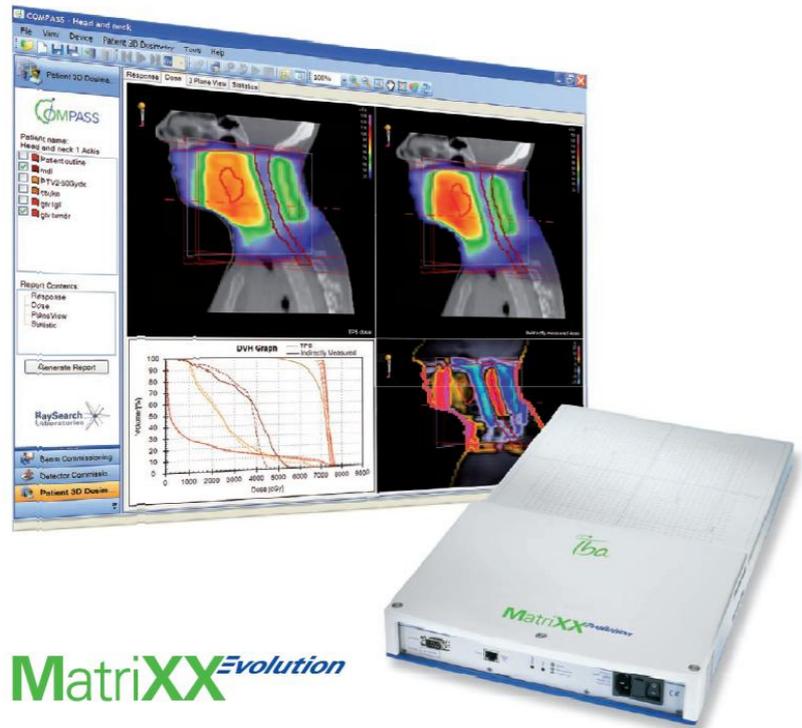
- die Auswirkungen der „Fehler“ sind „überschaubar“
- systematische sicherheitsrelevante Fehler würden wir finden

Und nun??



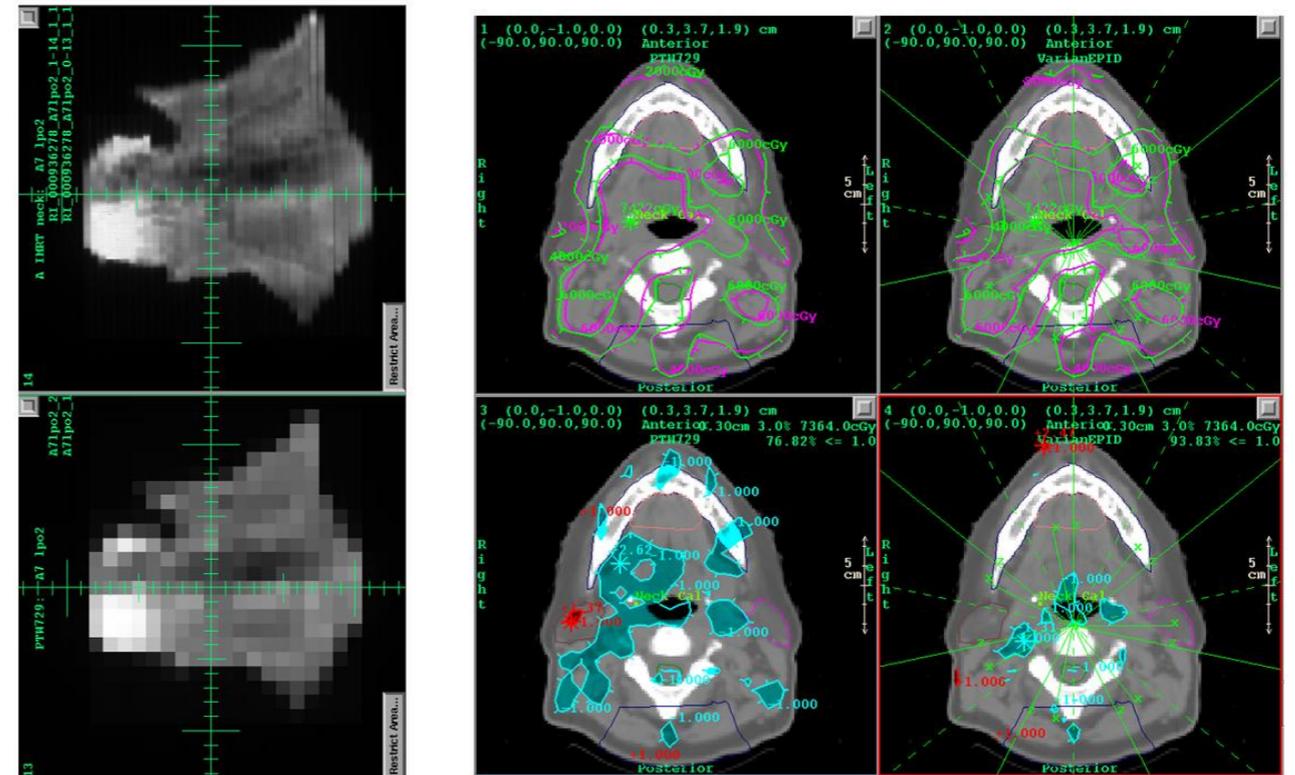
Verifikation der Dosis „im Patienten“

Kommerziell erhältliche Ansätze (Auswahl)



COMPASS System (a) (IBA)

- Messung mit IK-Array
- Software mit Collapsed Cone Dose Calculation
- Anpassung der „Fluenz“ anhand der gemessenen Abweichungen

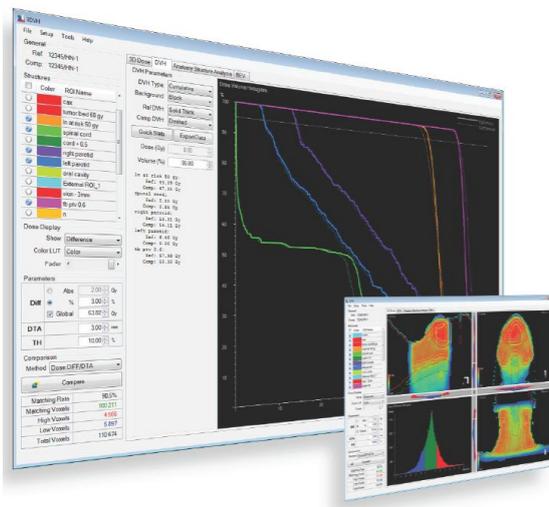
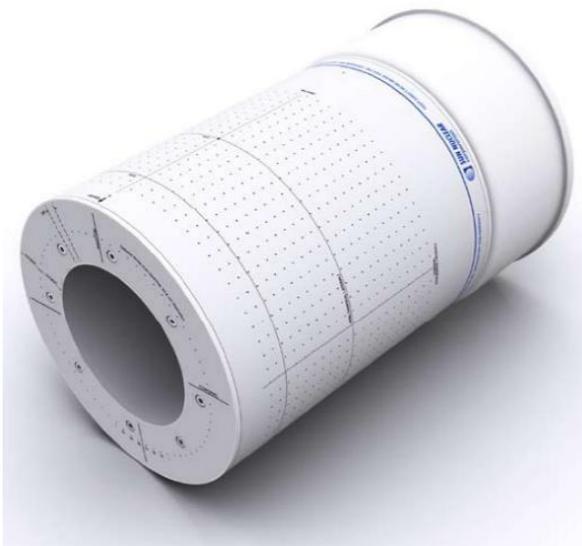


Dosimetry Check (b) (Math Resolutions LLC)

- Messung mit beliebigem 2D Detektor (Film, EPID, PTW)
- Software mit pencilbeam „ray-trace“ Algorithmus
- Einberechnung der Fehler in TPS-Dosisverteilung
- (Anwendung VMAT?)

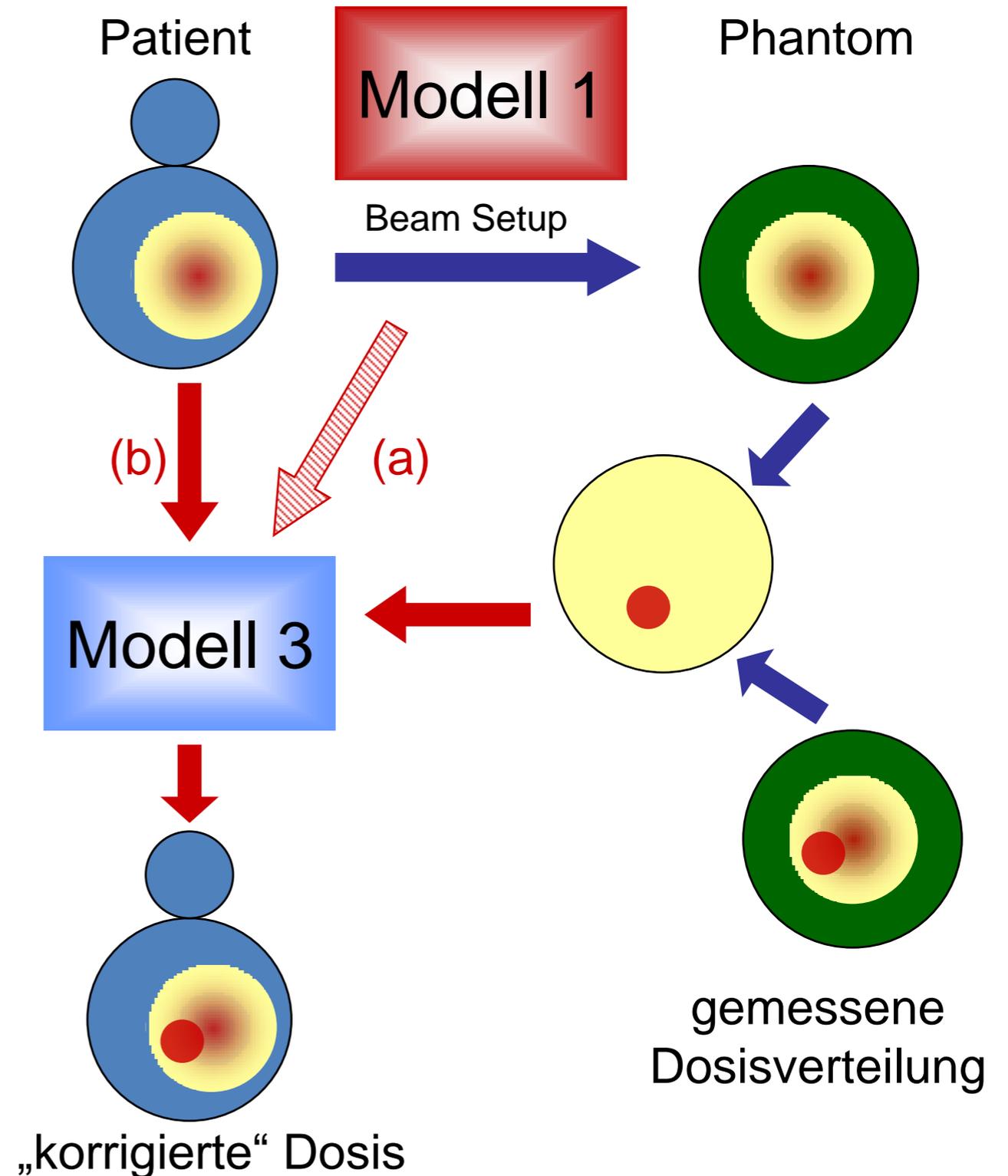
Verifikation der Dosis „im Patienten“

ArcCheck und 3DVH (b) (Sun Nuclear Corporation)

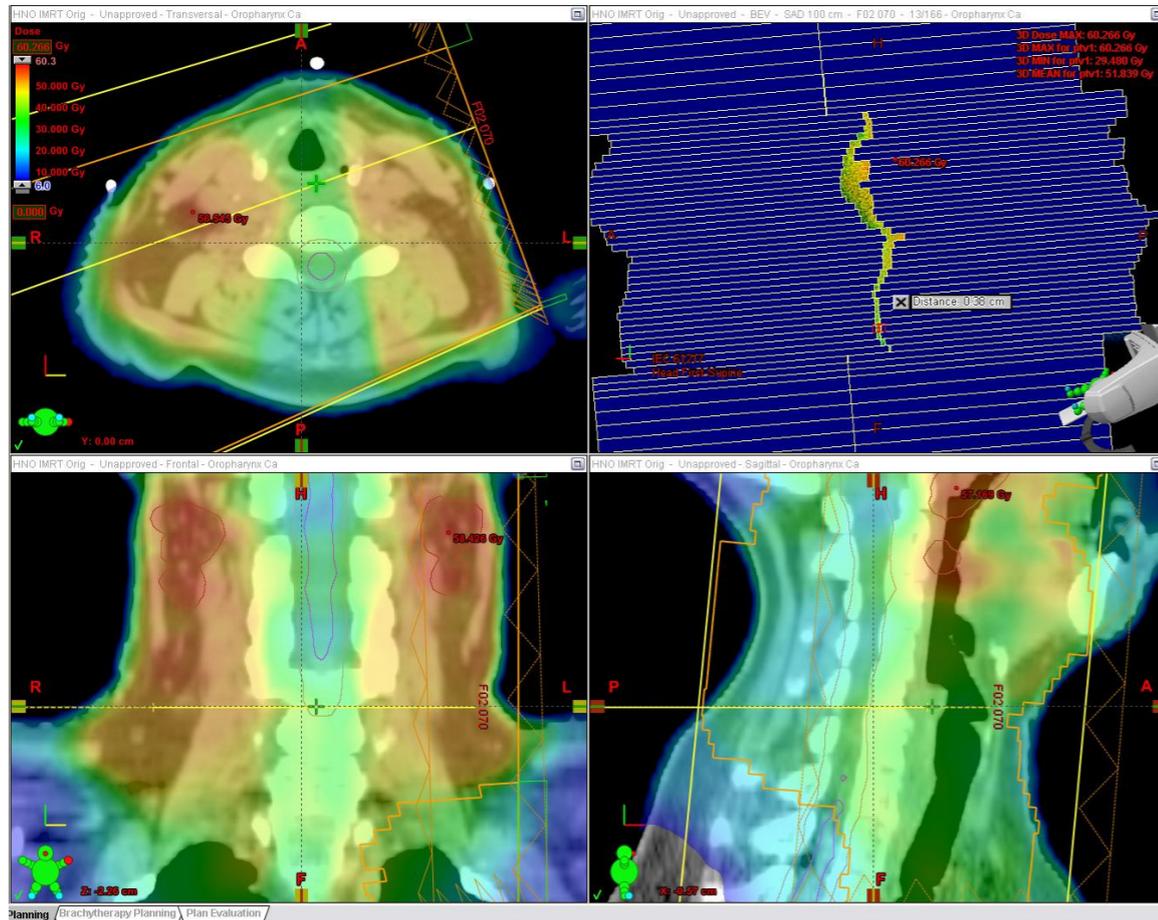


- Messung mit 1386 Dioden, spiralförmig angeordnet
- 3DVH Software Planned Dose Perturbation Algorithm
- Einberechnung der gemessenen Abweichung in die TPS - Patientendosis

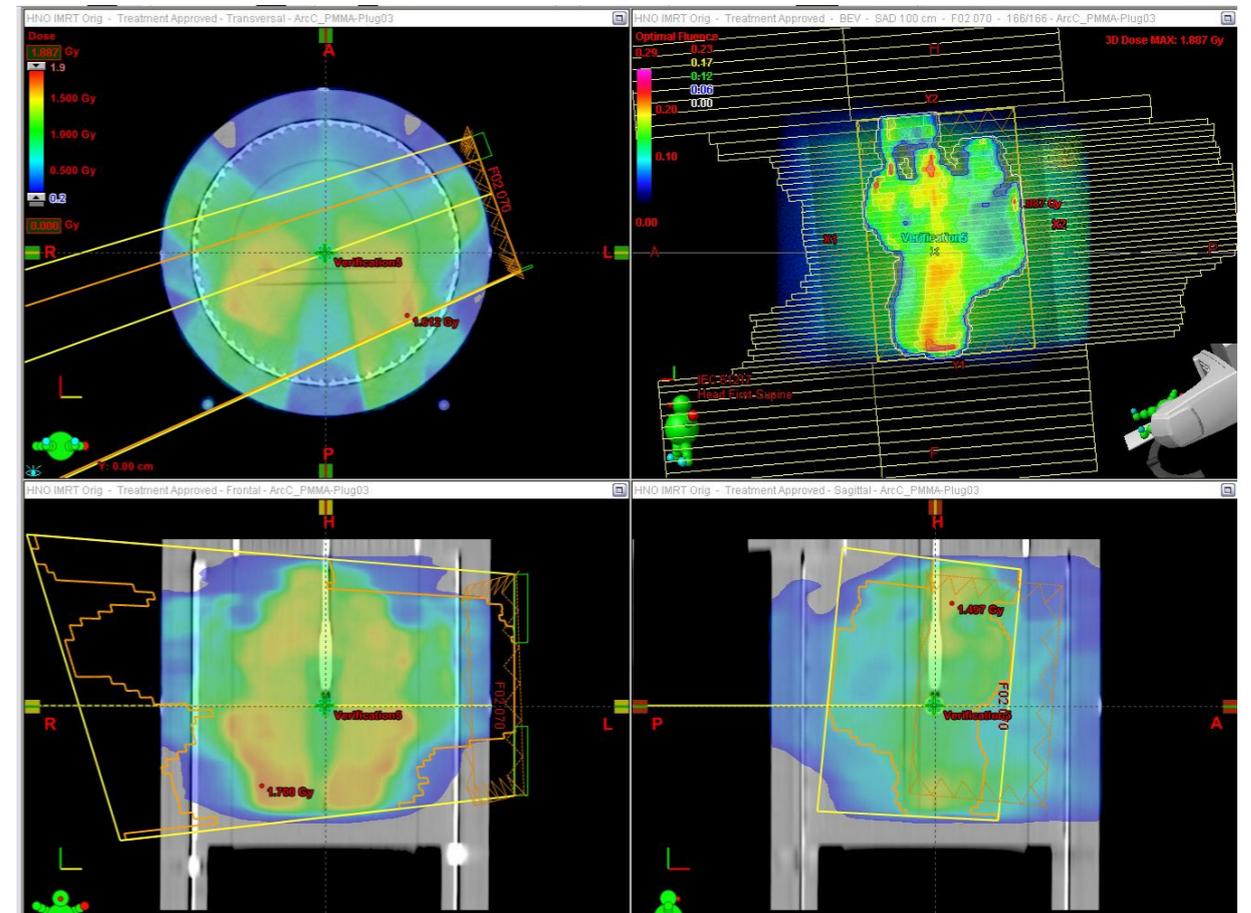
geplante Dosisverteilung



3DVH: Anwendungsbeispiel



geplante Dosis im Patienten

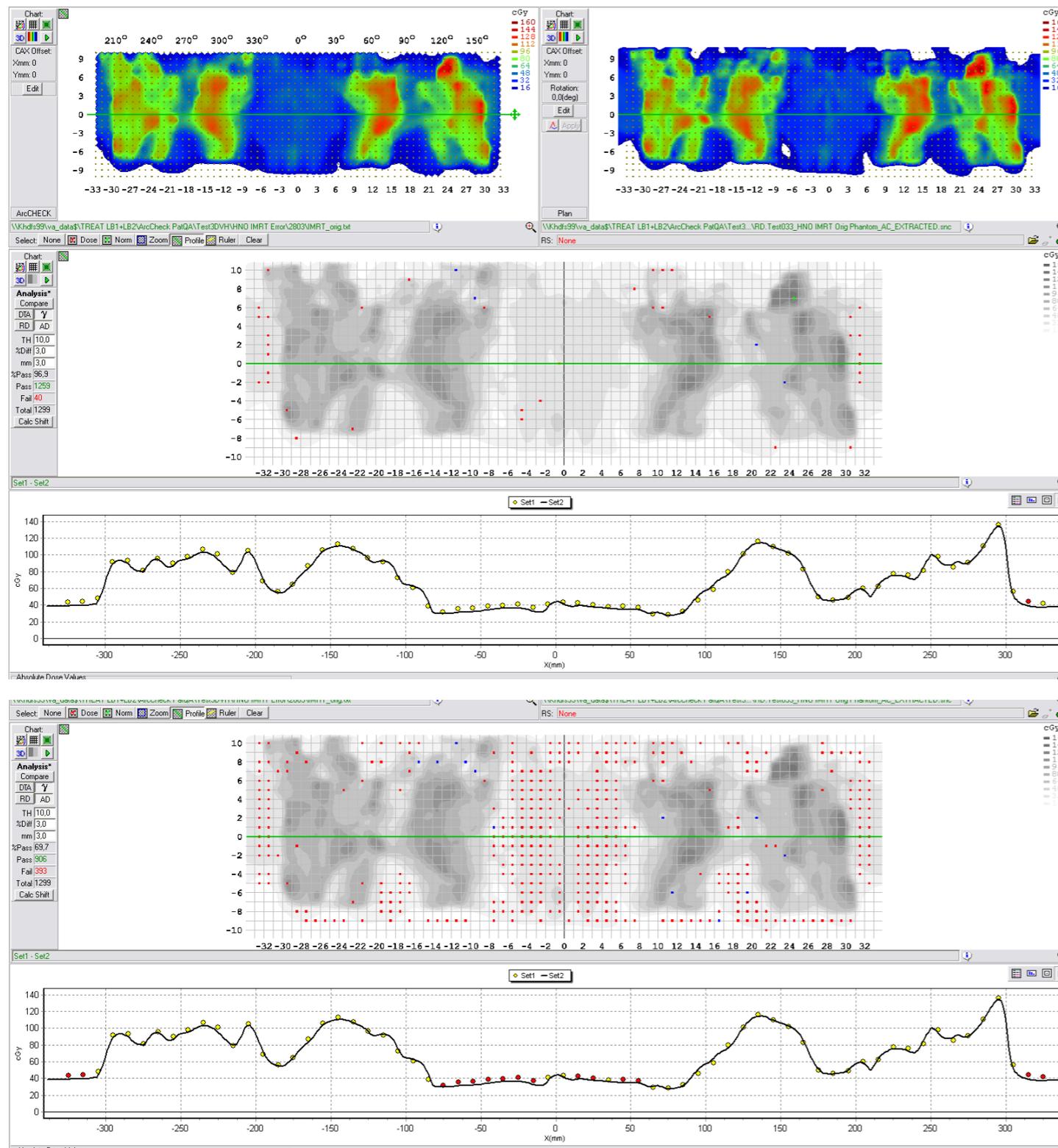


geplante Dosis im Phantom

3DVH: Anwendungsbeispiel

gemessen

geplant



Gamma Passing Rates (3mm, 3%)

global: 97%

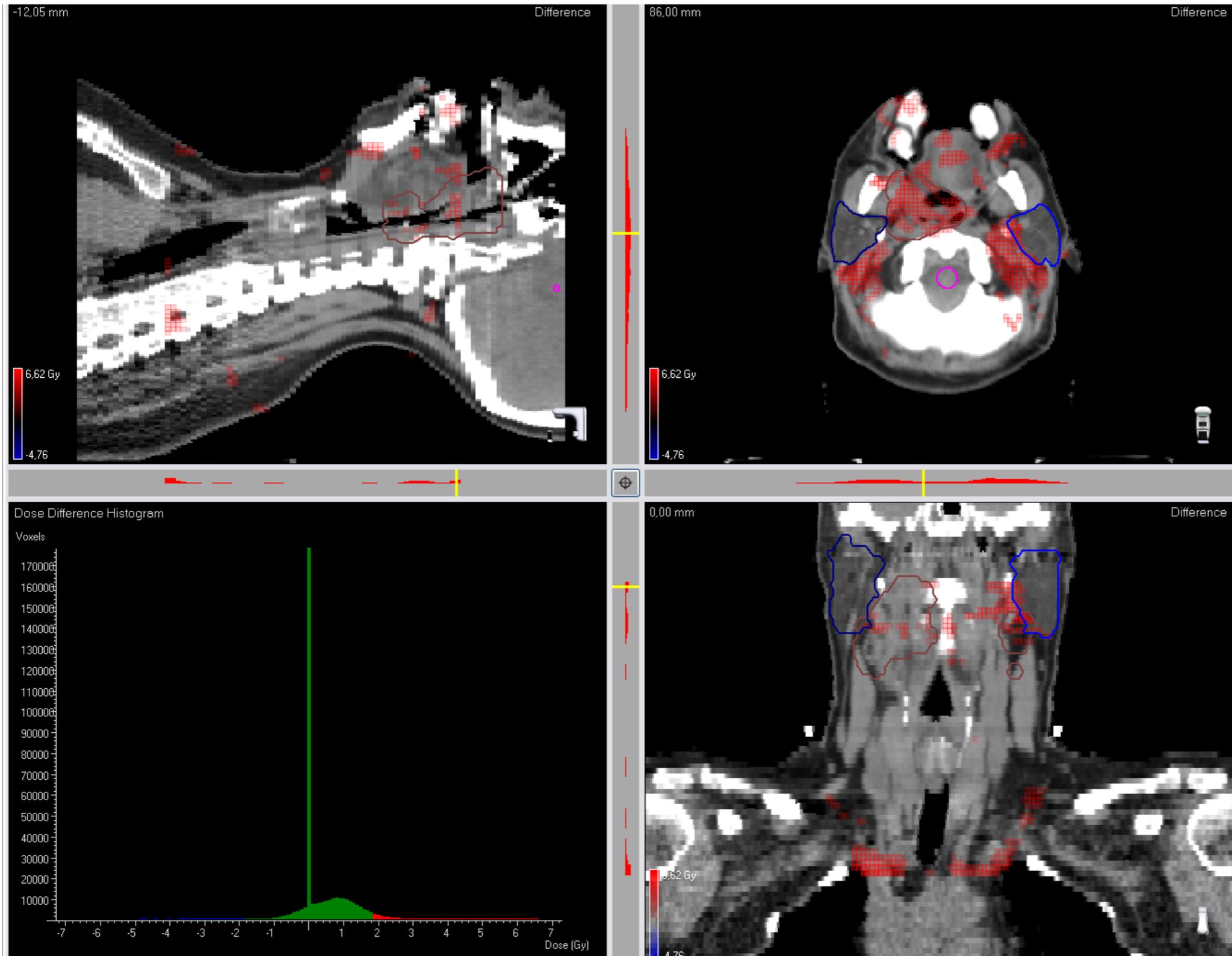


lokal: 70%



3DVH: Anwendungsbeispiel

Plananalyse: Dosisdifferenz



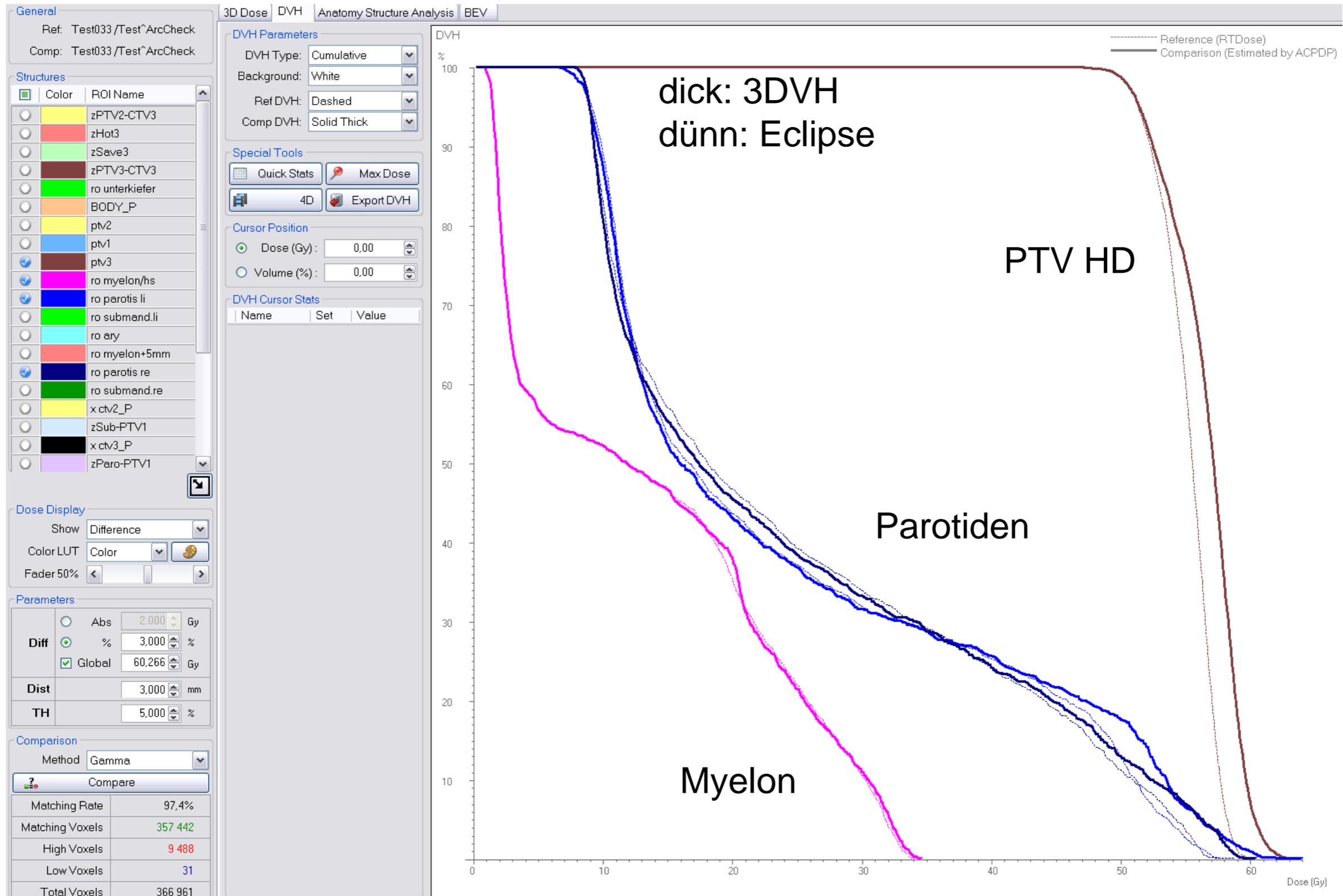
rot: Hotspot
blau: Coldspot

$$\Delta D \approx \pm 5 \text{ Gy}$$

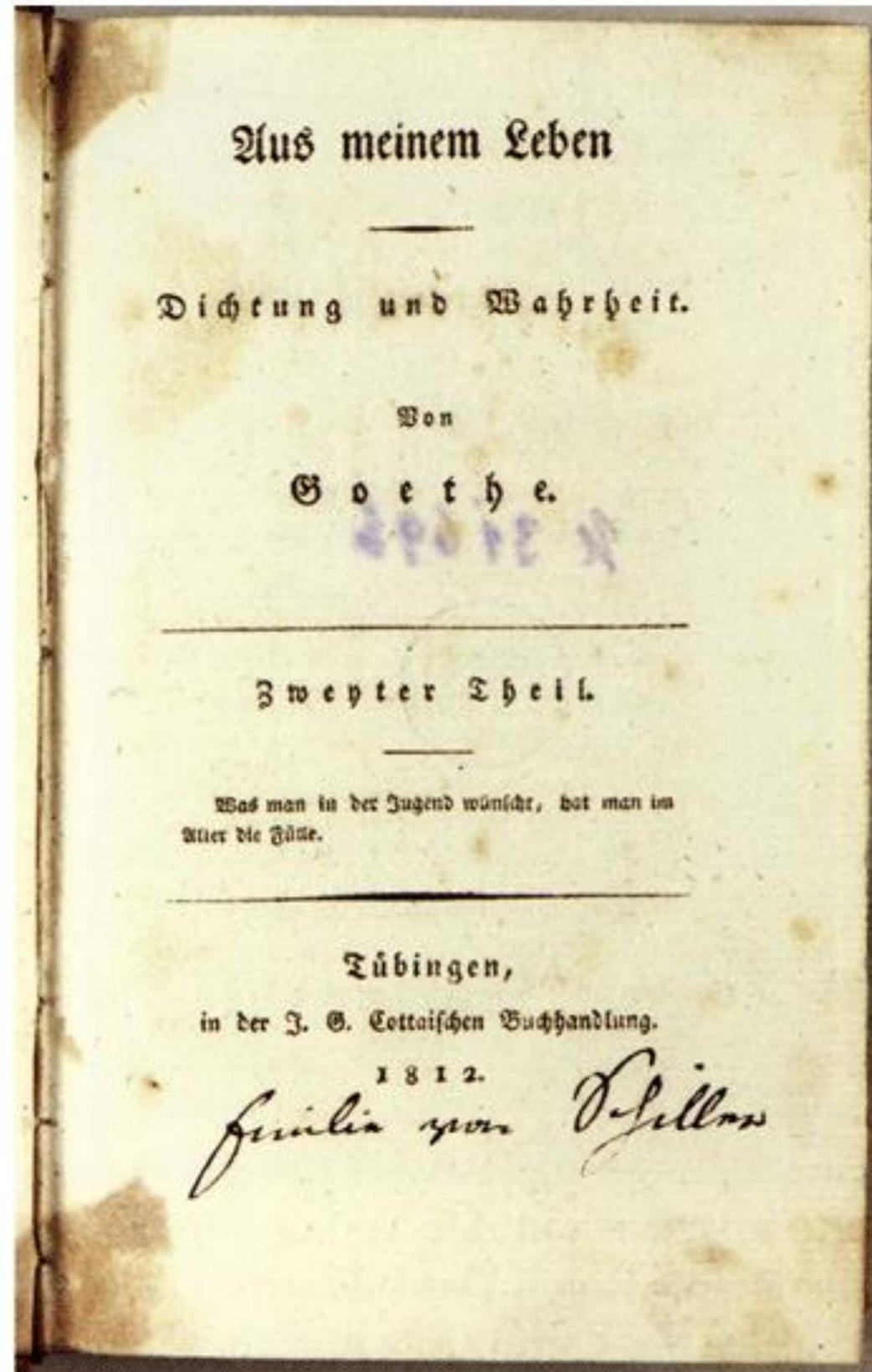
(GD = 60Gy)

3DVH: Anwendungsbeispiel

DVH Vergleich



Näher an der Realität oder nicht?



Analyse der Modellierung

Modellierte
Dosisverteilung

$$\Delta_{\text{Pat}} = D_{\text{Mod}} - D_{\text{App}}$$

Applizierte
Dosisverteilung

$$\Delta_{\Sigma} = \Delta_{\text{Pat}} + \Delta_{\text{Mes}} + \Delta_{\text{Kor}}$$

Gemessene
Dosisverteilung

Δ_{Mes}

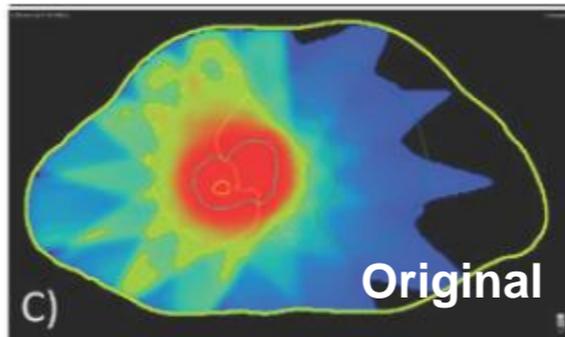
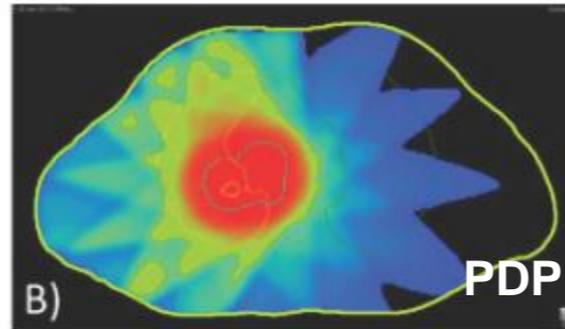
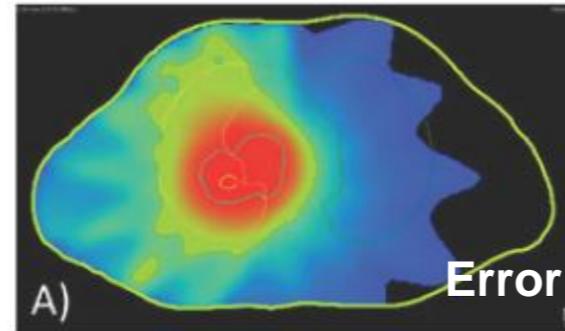
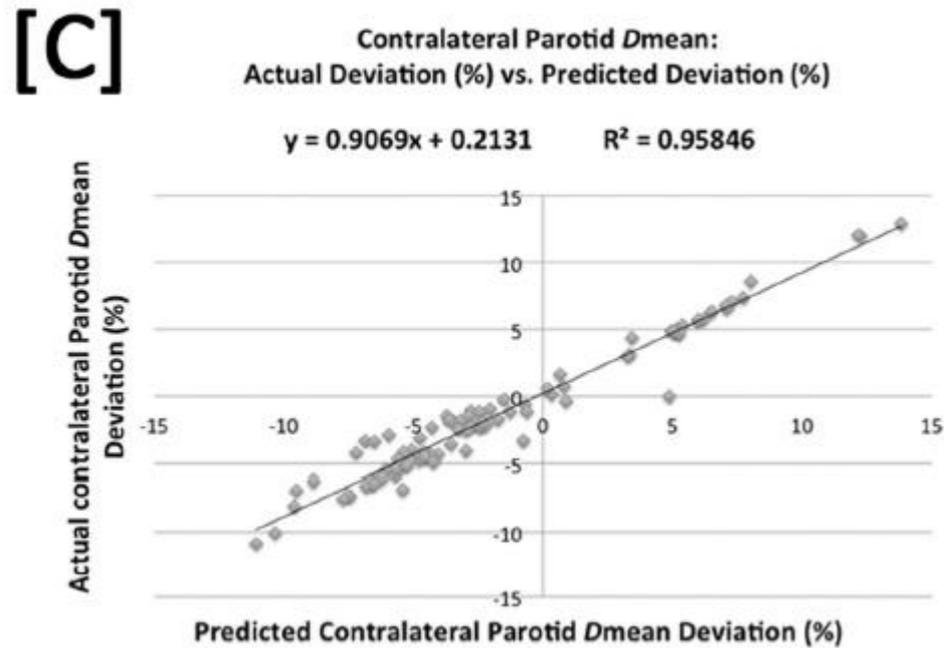
Werden Fehler verdeckt, werden Fehler provoziert?

Was macht das Dosiskorrekturmodell aus den Messfehlern?

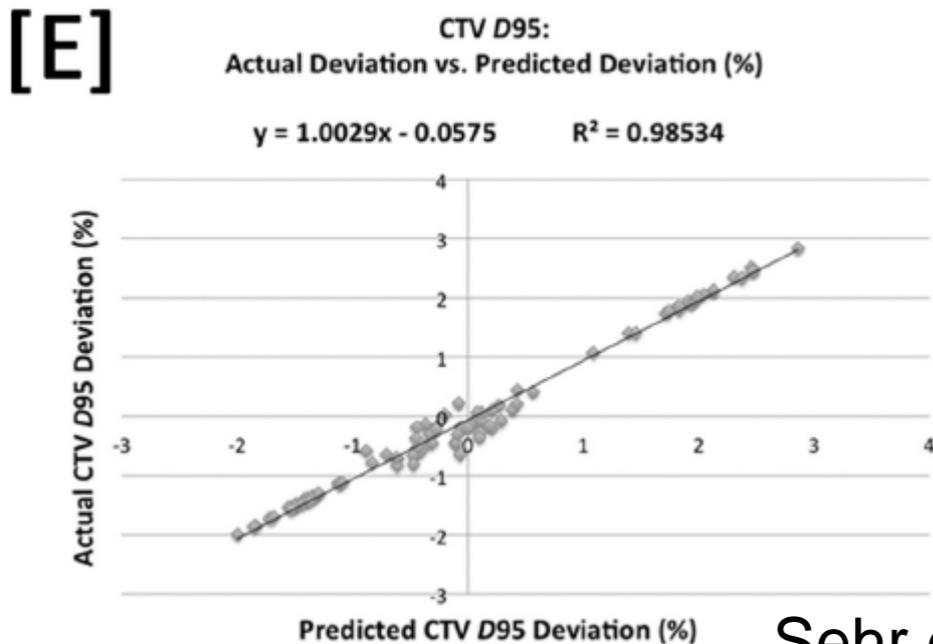
Dosiskorrektur
Modell

Δ_{Kor}

Analyse Dosiskorrekturmodell PDP (3DVH)



Plan	Induced Error	Degree of Induced Errors Results of Conventional IMRT QA Results (Averaged over all beams in plan) 2%/2mm DTA (Planar)	PDP Accuracy		
			PDP Patient Dose vs. Error Free Patient Dose 2%/2mm DTA (3D)	PDP Patient Dose vs. Error Free Patient Dose Average ROI Mean Dose Errors	PDP Patient Dose vs. Error Free Patient Dose Average ROI Max Dose Errors
Head/Neck 1 6-field, Elekta	TPS dose calculation has very shallow gradients, causing errors in: peaks, valleys, and edges	57.1%	99.9%	0.41%	-0.58%
Head/Neck 2 7-field, Varian 120	TPS dose calculation has very shallow gradients, causing errors in: peaks, valleys, and edges	64.8%	99.8%	0.41%	-0.06%
Prostate 1 5-field, Elekta	TPS dose calculation has very shallow gradients, causing errors in: peaks, valleys, and edges	54.5%	99.5%	-0.43%	0.24%
Prostate 2 5-field, Elekta	TPS dose calculation has too-sharp gradients, causing errors in: peaks, valleys, and edges	47.0%	99.1%	0.09%	-0.24%
Head/Neck 3 7-field, Varian 120	MLC Transmission modeled too high (2X) in the TPS (also emulates delivered transmission too low)	99.4%	100.0%	-0.06%	-0.06%
Head/Neck 4 7-field, Varian 120	MLC Transmission modeled too low (0.5X) in the TPS (also emulates delivered transmission too high)	99.4%	100.0%	0.07%	0.04%
Head/Neck 5 7-field, Varian 120	Penumbra semi-shallow in the TPS model; delivered dose sharper	85.0%	100.0%	-0.03%	-0.14%



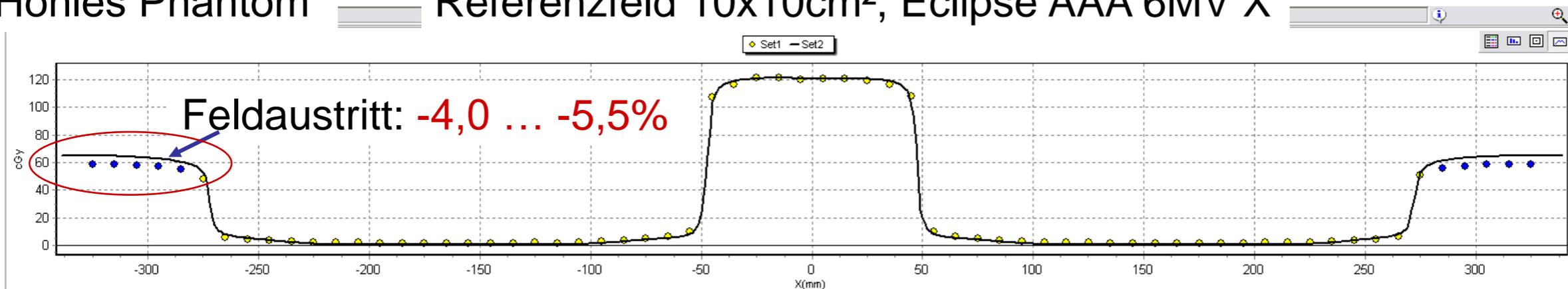
Sun Nuclear White paper: "On The Accuracy Of The Planned Dose Perturbation Algorithm"
Sun Nuclear White paper: "PDP Accuracy in the Presence of Significant Tissue Density Variation"

Sehr gute Korrelation, sehr genaue Dosiskorrektur!

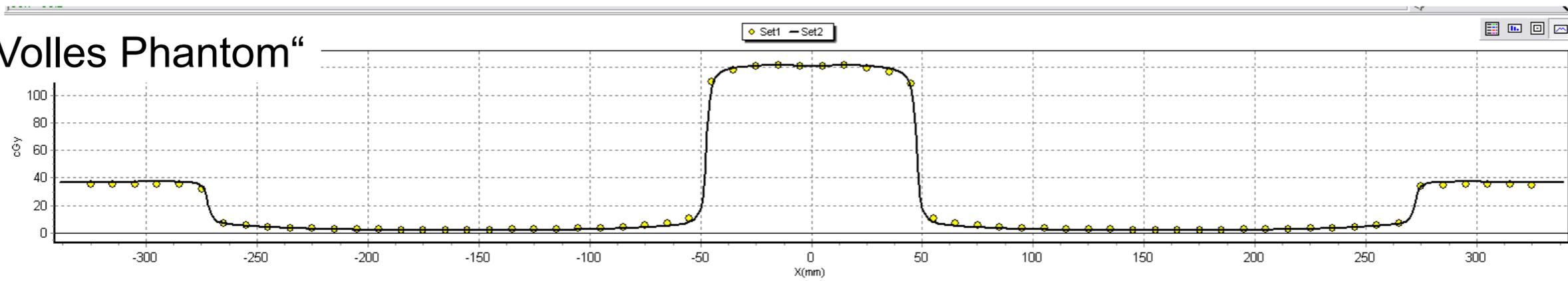
- Aber:**
- nur simulierte Fehler (keine Messung!)
 - 2D Phantomgeometrie (MapCheck)
 - nur Stehfelder (kein VMAT)

Analyse Meßsystem ArcCheck (KHDF)

„Hohles Phantom“ Referenzfeld 10x10cm², Eclipse AAA 6MV X

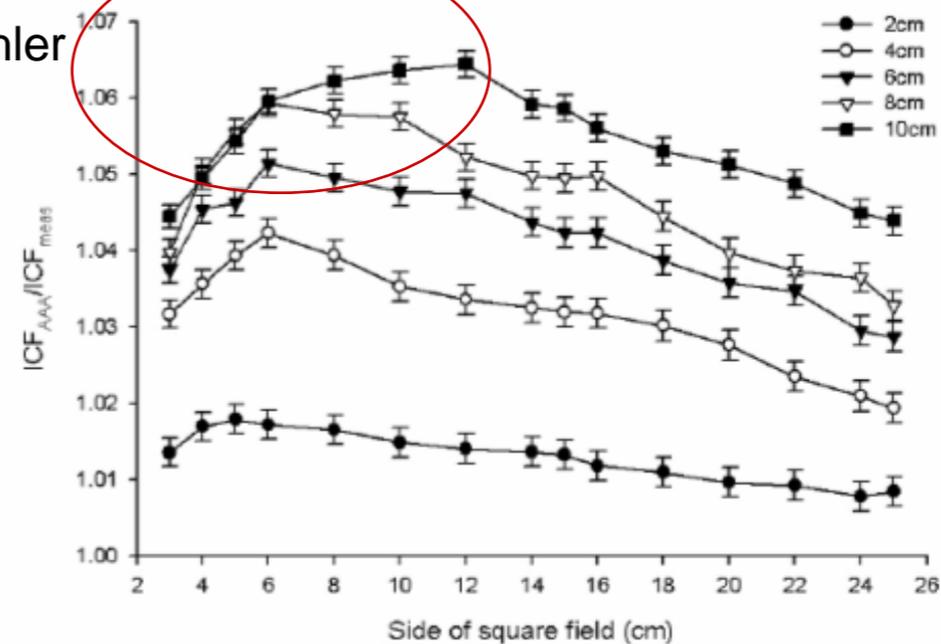


„Volles Phantom“



(a)

Dosisfehler



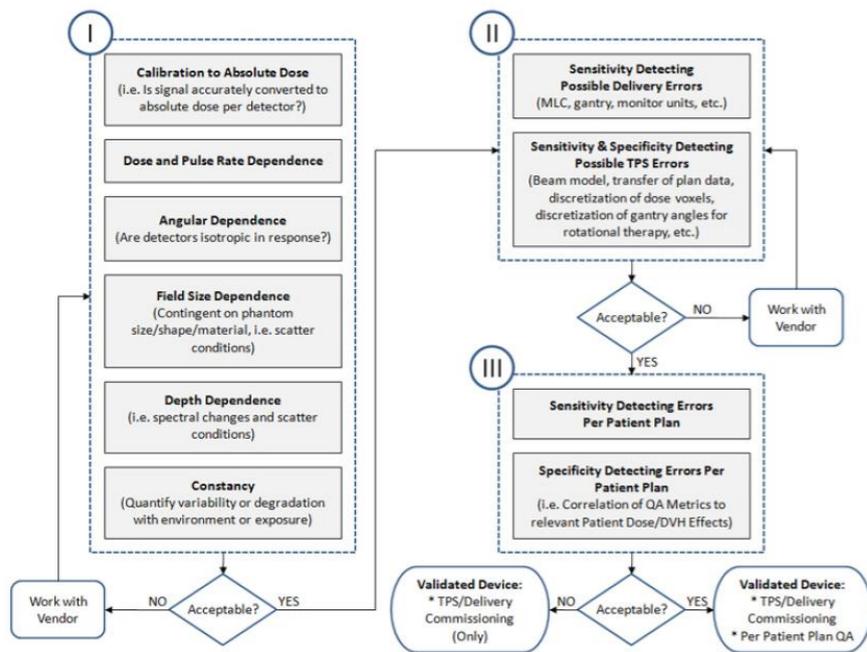
Dicke der Luftschicht

Modellierung der Dosis im Phantom prüfen:

- AAA überschätzt die Dosis nach Inhomogenitäten*
- CT Kalibrierung (HU Konvertierung)

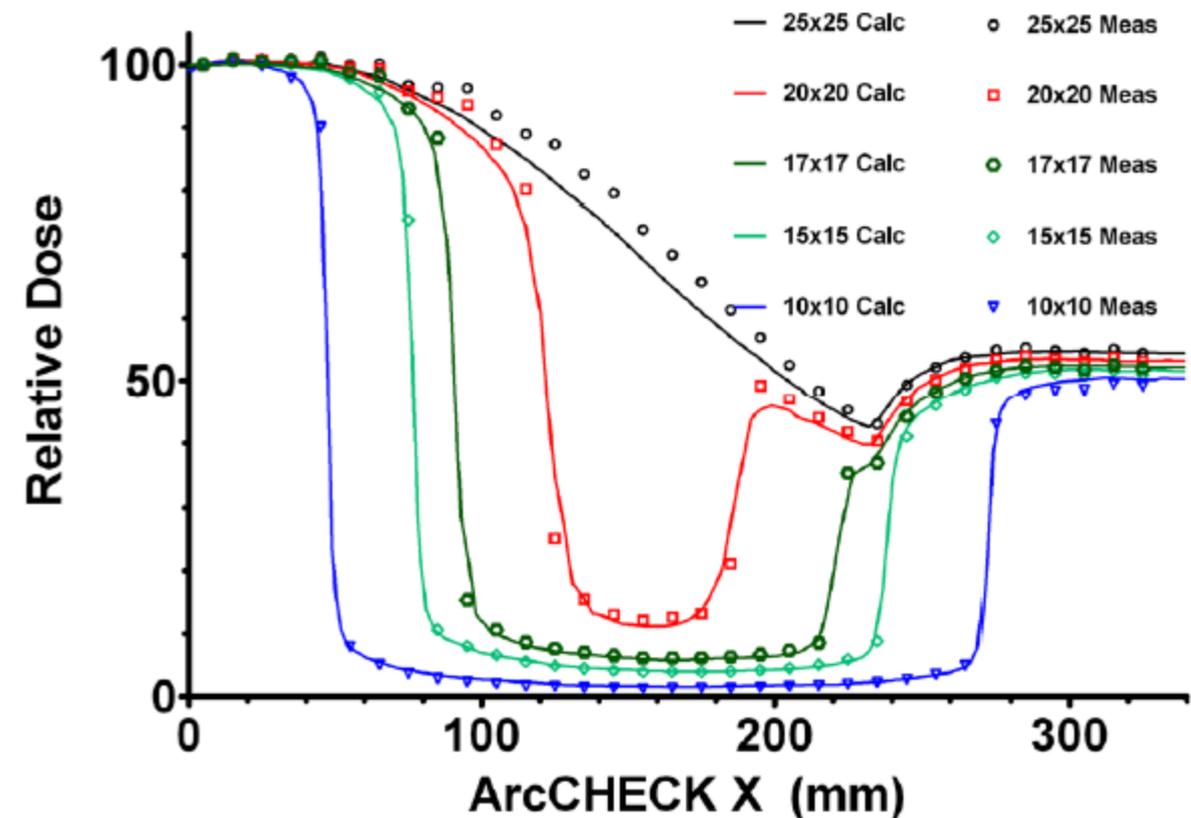
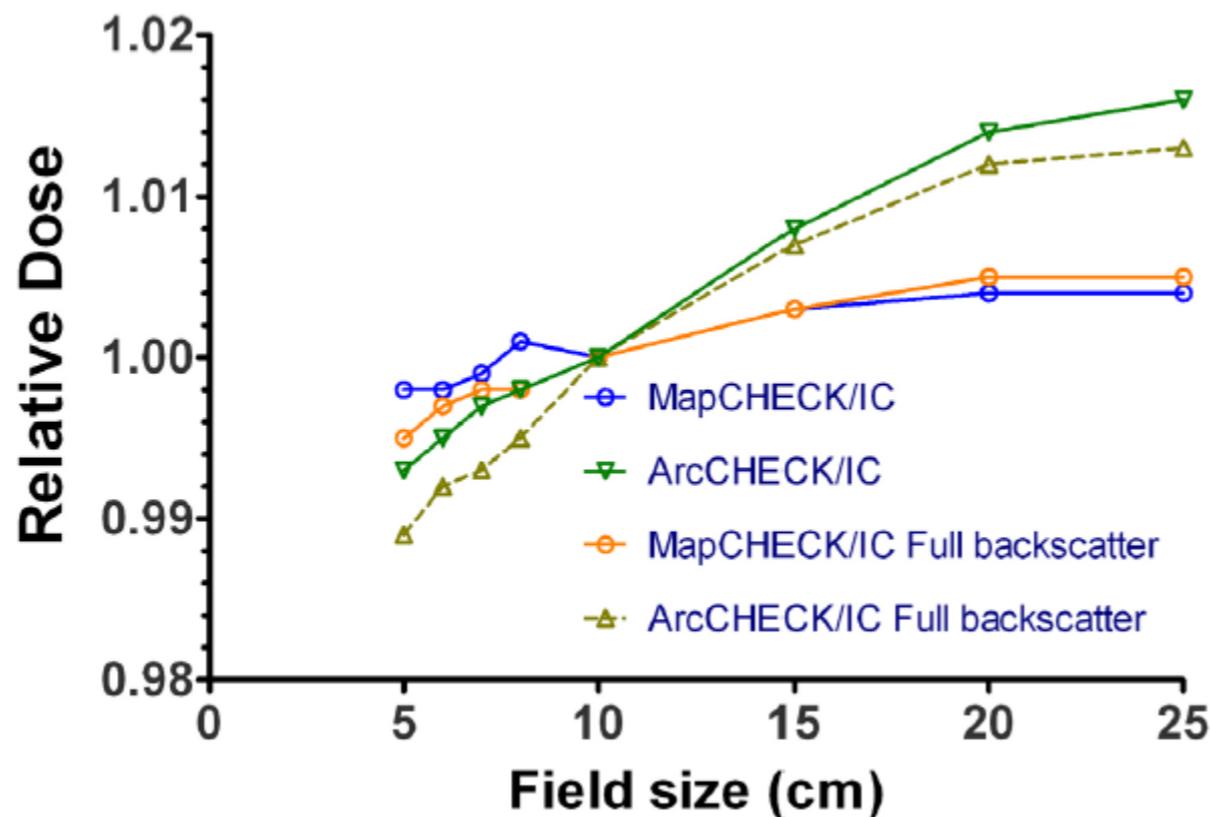
*Robinson et. al.: Inhomogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm, JACMP, VOL 9, NUM 2, SPRING 2008

Analyse Meßsystem ArcCheck (Feygelman et al.)



Analyse des Meßsystems in 3 Phasen:
 (I) Analyse der Meßgenauigkeit
 (II) Fähigkeit TPS/ Applikationsfehler zu entdecken
 (III) Fähigkeit klinisch relevante Fehler zu entdecken

Beispiel zu (I): Spektrale Abhängigkeit/ Anisotropie



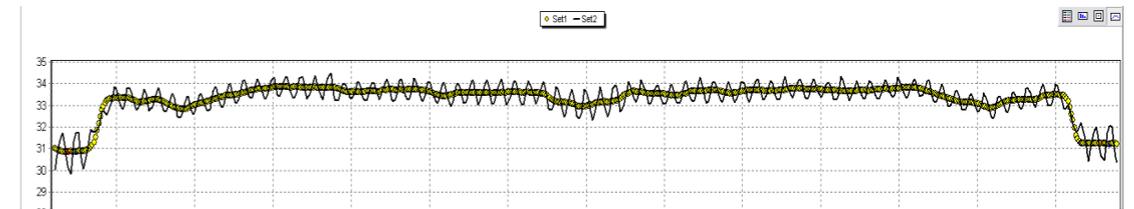
Analyse Meßsystem ArcCheck

Effekt der Arc – Diskretisierung im TPS*

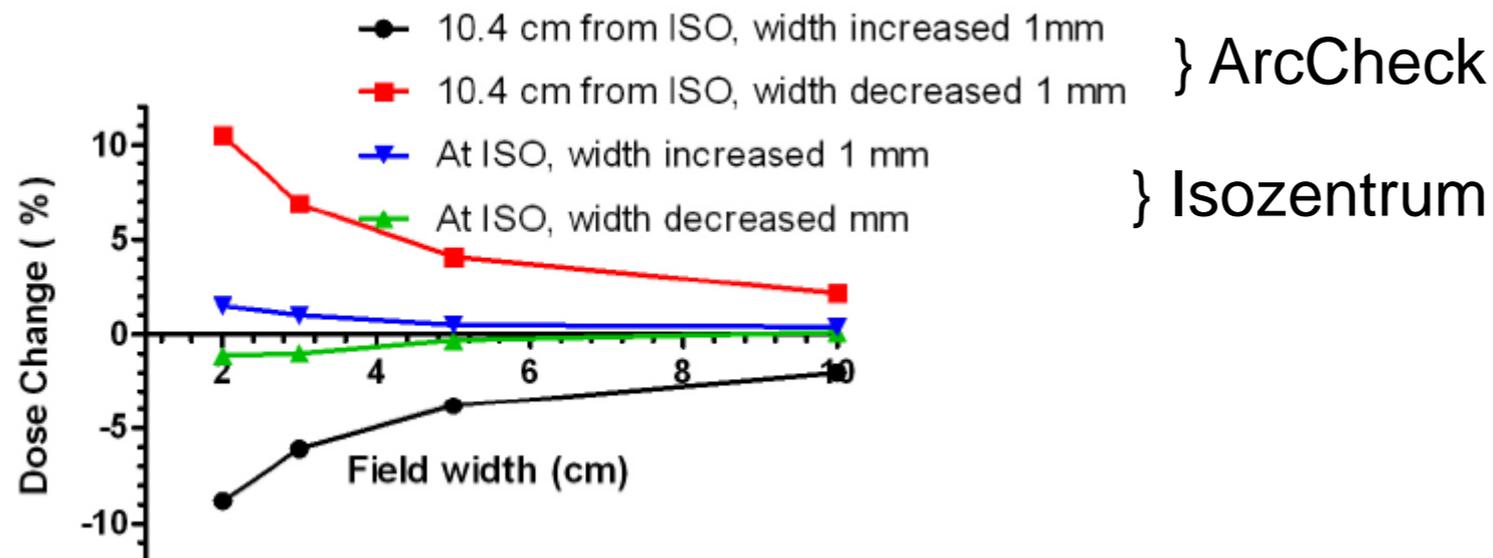


Auflösung 1°

Auflösung 5°



berechnete Dosis für ArcCheck Detektoren



} ArcCheck

} Isozentrum

Detektorgeometrie sensitiv zu

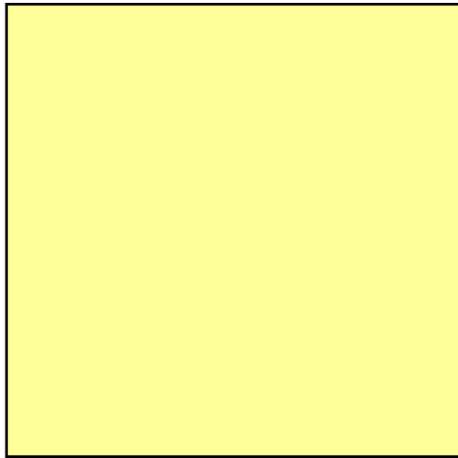
- Diskretisierungsfehler
- MLC Positionierung

Wie wirken sich diese Effekte auf 3DVH aus?

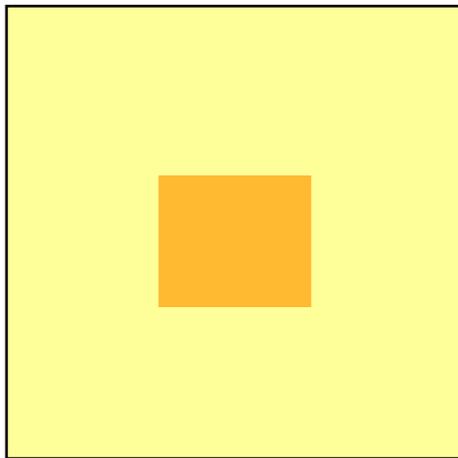
Feygelman et.al.

Analyse ArcCheck & PDP (3DVH)

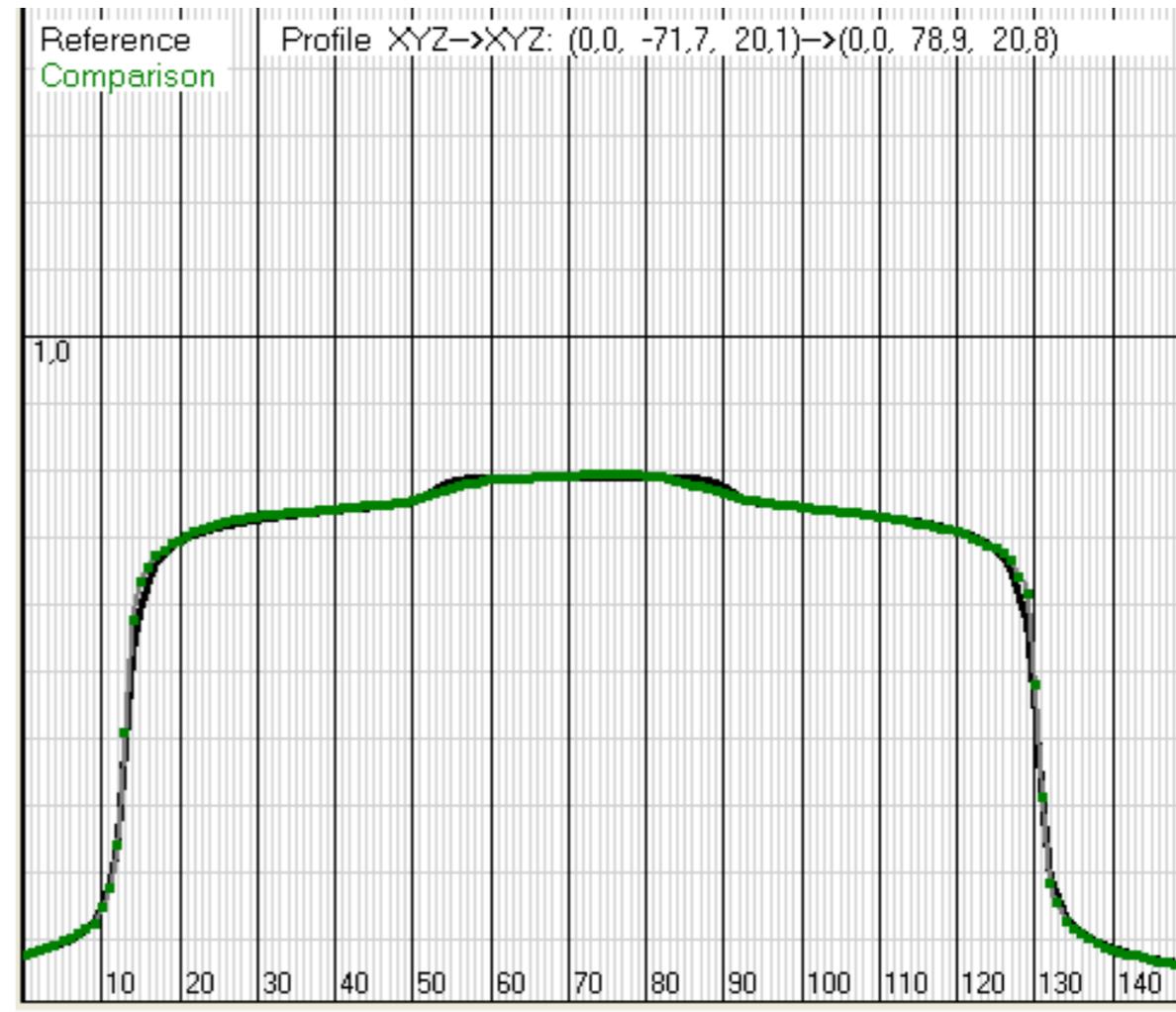
Masterarbeit: J. Hytry KHDF/Oncoray, April – August 2012



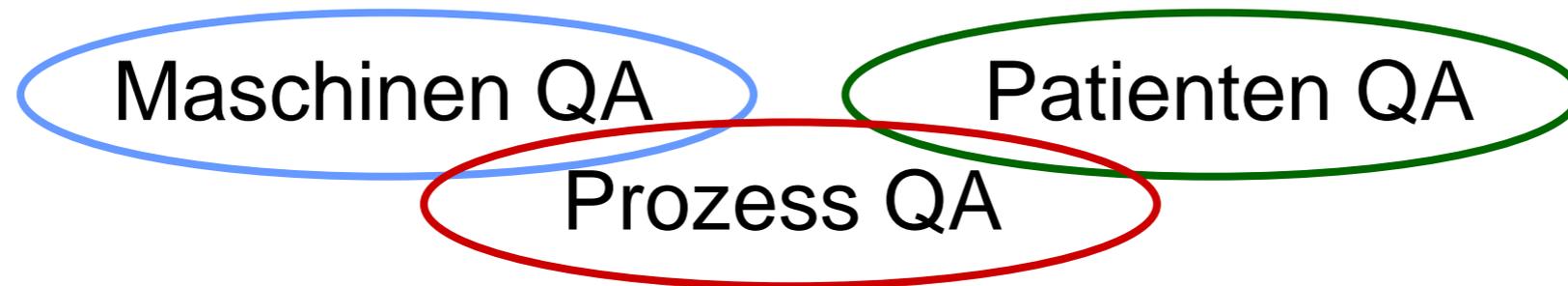
homogenes Feld = Erwartung



homogenes Feld + Fehler = applizierte Dosis

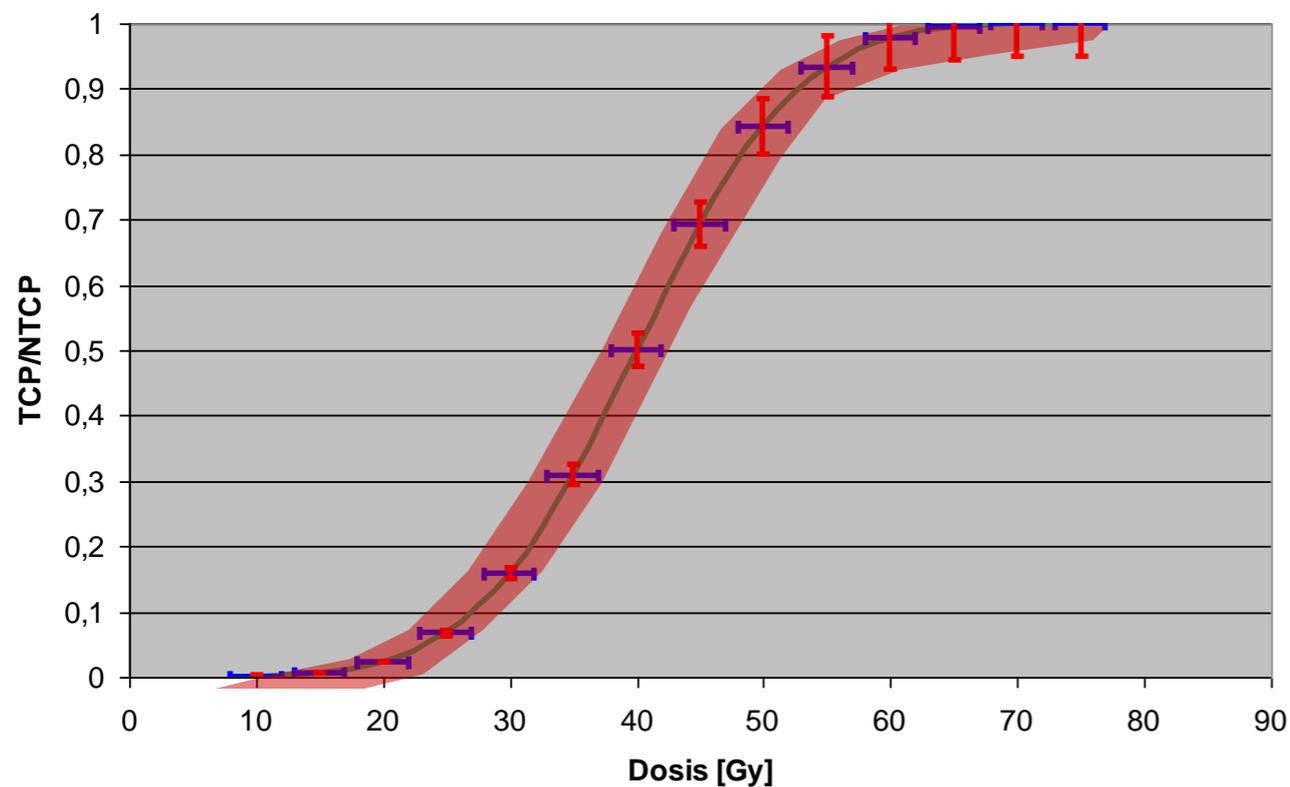


3DVH 2.2 beta

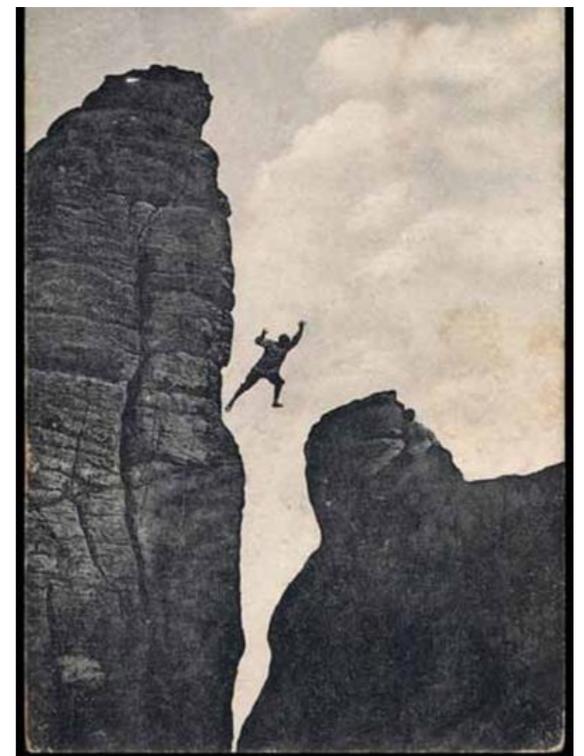


Klinisch relevante Abweichungen entdecken und *reagieren*.
Datenlage verbessern.

Und mit den Unsicherheiten leben lernen...



- Inhomogenität der Patientenpopulation
- Dosisunsicherheit



Bleiben Sie kritisch!



Mein Dank geht an das Physikteam des KHDF!
B. Theilig, P. Schilling, ☺, M. Reimann, S. Pensold, K. Merla

