

Dosimetrische Unsicherheiten und Applikationsfehler in der IMRT. Ein Versuch der Visualisierung während der Therapieplanung.

P. Haering, C. Lang, M. Splinter

DKFZ German Cancer Research Center, Heidelberg, Germany

Einleitung

Der normale Weg dosimetrische Unsicherheiten bei komplexen Therapieformen abzuschätzen ist die Verifikationsmessung. Grundsätzlich sind aber alle möglichen Unsicherheiten bei der Therapieplanung und Applikation bekannt. Daher wird in dieser Arbeit versucht Unsicherheiten anhand eines Modells zu berechnen und diese in 3D als Hilfestellung bei der Planung Verifikationsmessung zu verwenden.

Material und Methoden

Das Modell basiert auf der Tabelle mit den tolerierbaren Unsicherheiten aus dem AAPM TG53 Report (Abb. 1). Das jeweilige RT-Plan-File enthält alle Parameter der Feldsequenz, die für das Modell benötigt werden. Unsicherheiten bei MU, MU-Rate, Lage und Form des Feldsegments bilden wie in Abb. 2 a-c gezeigt zunächst ein 2D Modell eines Segments und durch Überlagerung aller Segmente der Einstrahlrichtung. Durch Einbezug der Tiefencharakteristik (Unsicherheiten im Build up Bereich bzw. große Tiefen) wird dann die 3D Verteilung projiziert. Dichteunterschiede im Patienten werden anhand der CT-Zahlen berücksichtigt. Werte die von Wasser abweichen und Bereiche mit Dichtegradienten werden höhere Unsicherheiten zugeordnet (Abb. 4). Das Modell wurde in IDL (Exelis) umgesetzt und die Daten in Raystation, (Raysearch) weiterverarbeitet und dargestellt.

Ergebnisse

Bisher wurden für einige Patienten beispielhaft Unsicherheitsverteilungen berechnet und den Ergebnissen der Verifikationsmessung gegenübergestellt (PTW Octavius 4D, Verisoft). Das Modell kann meist gut vorhersagen wo Differenzen auftreten (Abb.5).

Auch der Vergleich mit der Dosisverteilung des Planungssystems wurde durchgeführt wie in Abb. 6 zu sehen. Hier erkennt man gut Bereiche mit erhöhten Unsicherheiten.

Diskussion

Das Modell liefert nachvollziehbare dosimetrische Unsicherheitsverteilungen sowohl in Phantom als auch im Patienten. Für die Anwendung ergeben sich 2 Szenarien:

- Auswahl geeigneter Verifikationsmethoden je nach der zu erwartenden Höhe des dosimetrischen Risikos
- Generierung von Behandlungsplänen mit geringeren dosimetrischen Unsicherheiten durch entsprechende Wahl der Feldgeometrien.

Dazu sollte ein solches Model im Optimierungsprozess des TPS integriert werden.

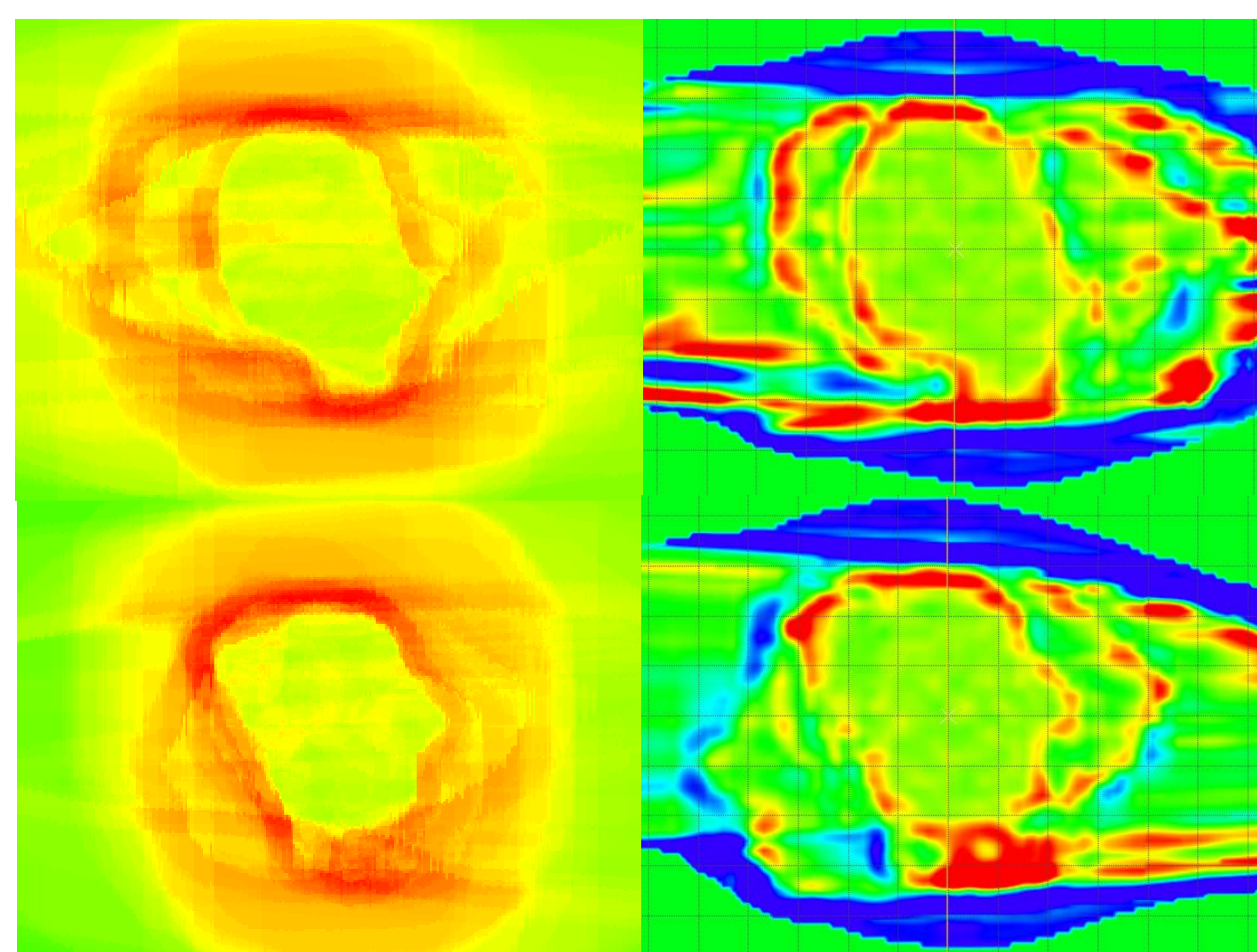


Abb. 5: Frontaler (oben) und sagittaler (unten) Schnitt durch die Unsicherheitsverteilung des Modells links. Verifikationsergebnis des entsprechenden Planes als Differenzmatrix rechts. Trotz unterschiedlicher Farbskalen erkennt durchaus, die grundsätzliche Ähnlichkeit der Verteilungen.

Literature

(1) American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical Radiotherapy treatment planning. Med. Phys. 25 (10), 1998

| Situation | Abs. Dose @normpt (%)** | Central Axis (%) | Inner Beam (%) | Penumbra (nm) | Outer Beam (%) | Buildup Region (%) |
|-----------------------------|-------------------------|------------------|----------------|---------------|----------------|--------------------|
| Homogeneous phantoms: | | | | | | |
| Square fields | 0.5 | 1 | 1.5 | 2 | 2 | 20 |
| Rectangular fields | 0.5 | 1.5 | 2 | 2 | 2 | 20 |
| Asymmetric fields | 1 | 2 | 3 | 2 | 3 | 20 |
| Blocked fields | 1 | 2 | 3 | 2 | 5 | 50 |
| MLC-shaped fields | 1 | 2 | 3 | 3 | 5 | 20 |
| Wedge fields | 2 | 2 | 5 | 3 | 5 | 50 |
| External surface variations | 0.5 | 1 | 3 | 2 | 5 | 20 |
| SSD variations | 1 | 1 | 1.5 | 2 | 2 | 40 |
| Inhomogeneous phantoms* | | | | | | |
| Slab inhomogeneities | 3 | 3 | 5 | 5 | 5 | - |
| 3-D inhomogeneities | 5 | 5 | 7 | 7 | 7 | - |

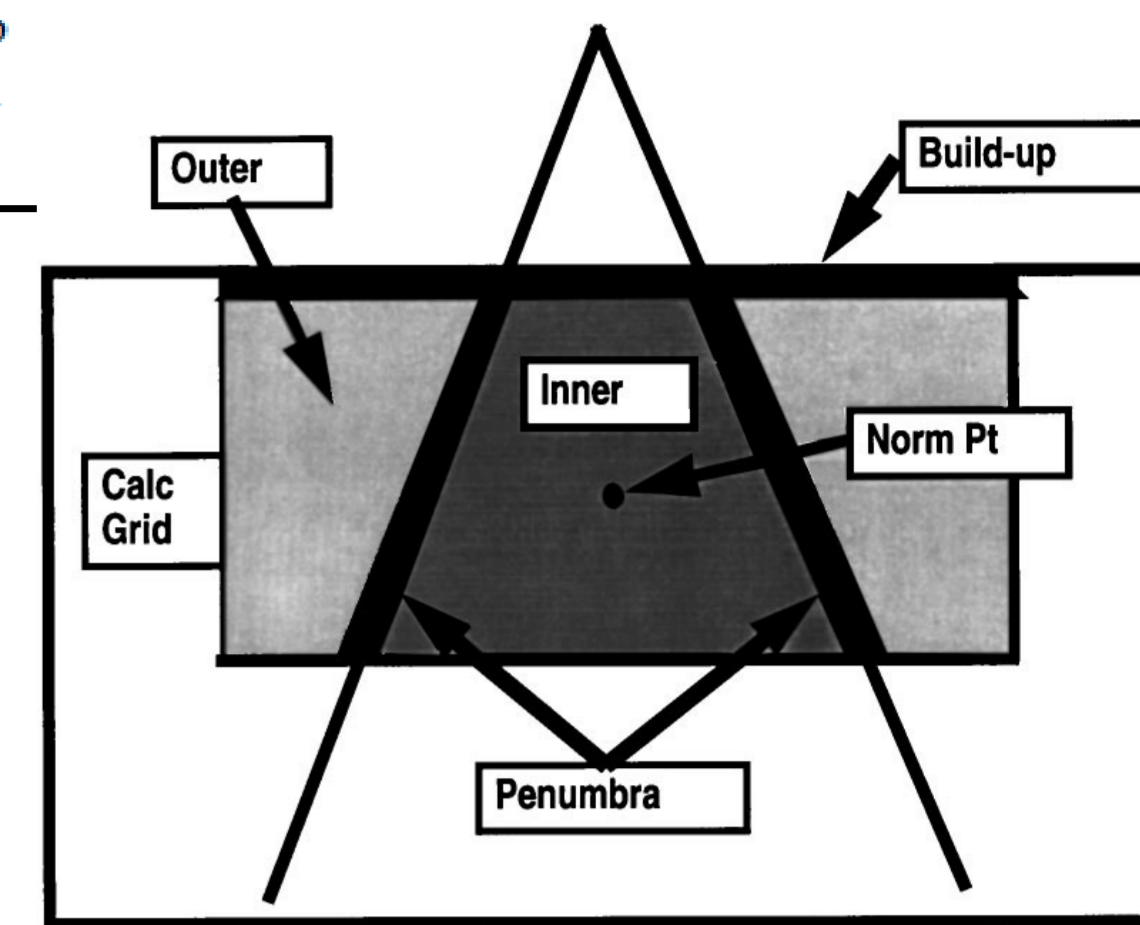


Abb. 1: Tabelle aus dem AAPM TG 53 Report mit tollerablen Unsicherheiten in der Radiotherapie. Diese Werte (angepasst) sind Basis für das Modell.

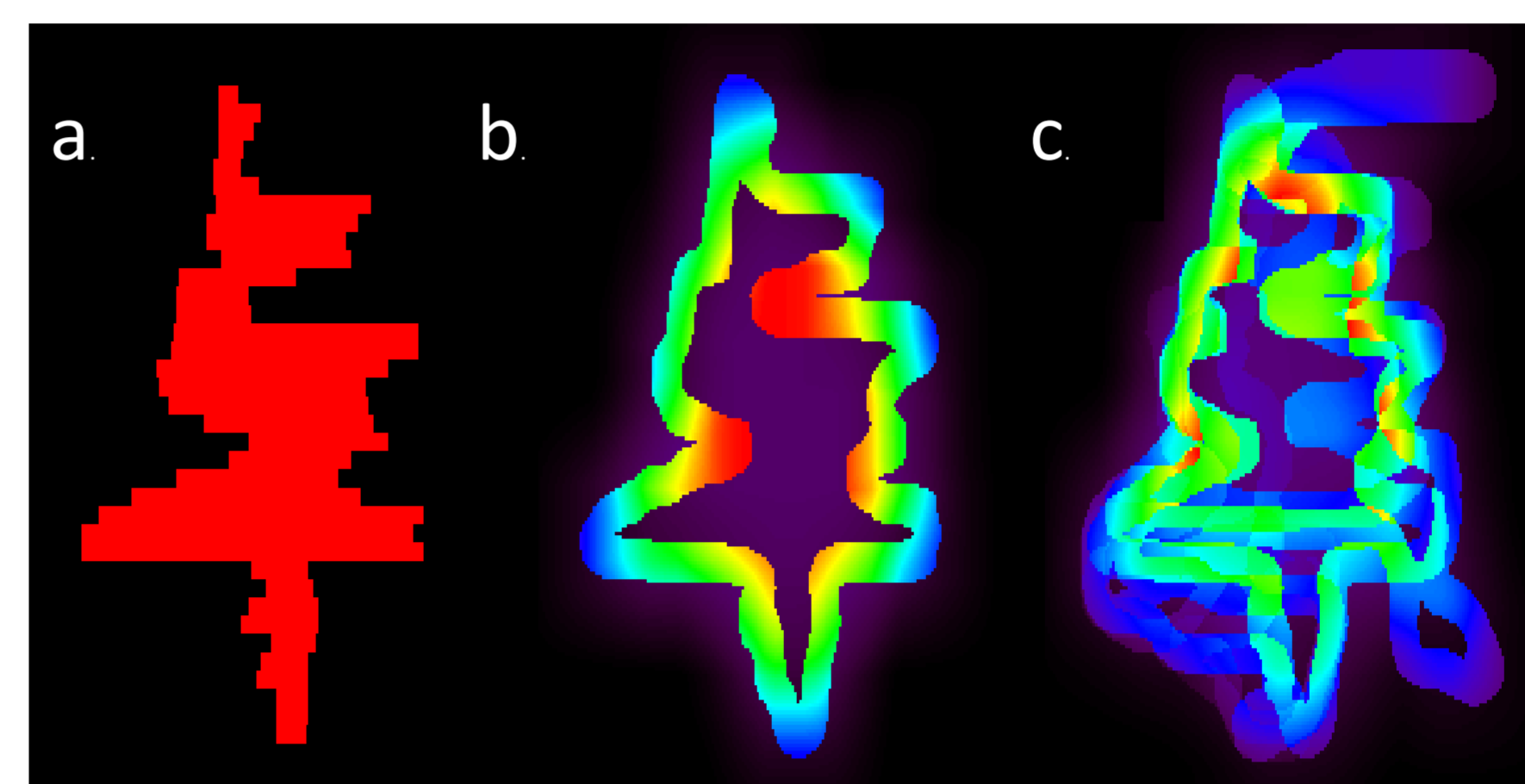


Abb. 2: Erstellen der 2D Unsicherheitsverteilung: a: MLC-Segment eines Control-point, b: Unsicherheit des Einzelfeld im Gradienten, c: Mehrere Segmente der Sequenz überlagert

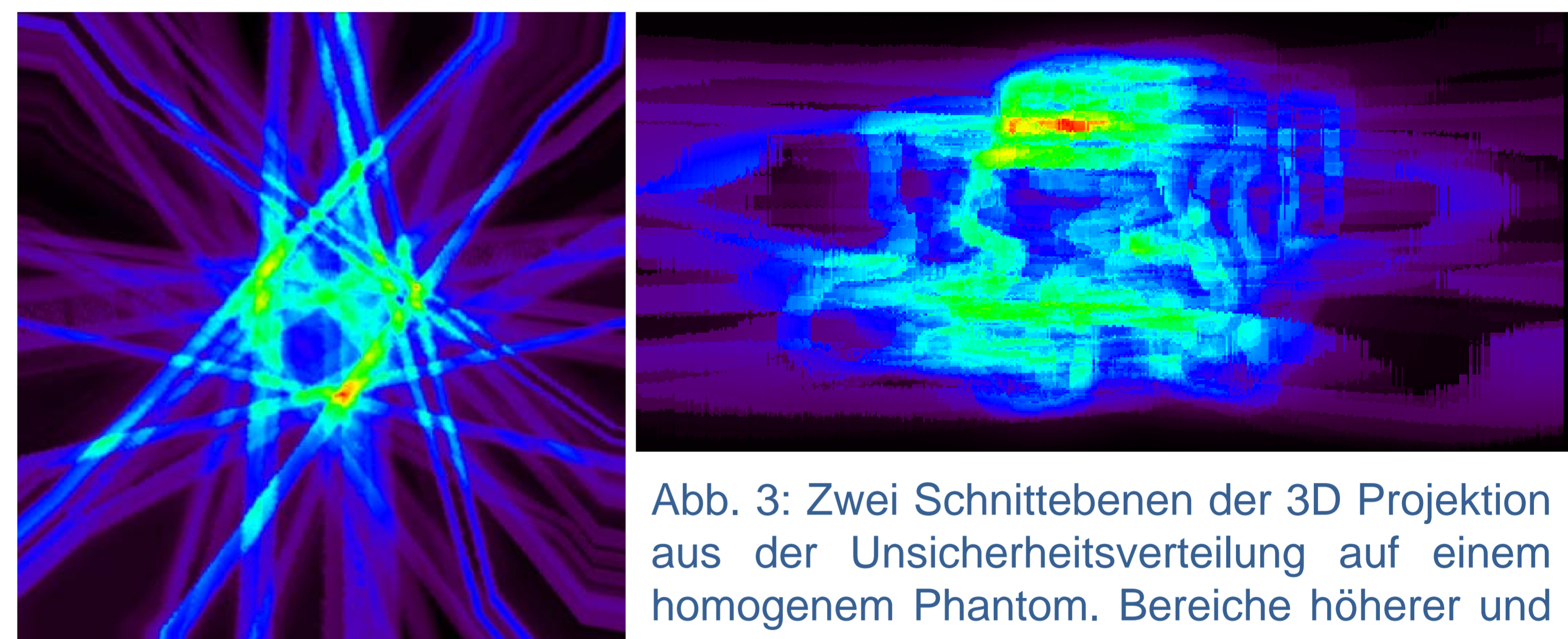


Abb. 3: Zwei Schnittebenen der 3D Projektion aus der Unsicherheitsverteilung auf einem homogenem Phantom. Bereiche höherer und niedrigerer Unsicherheit sind erkennbar.

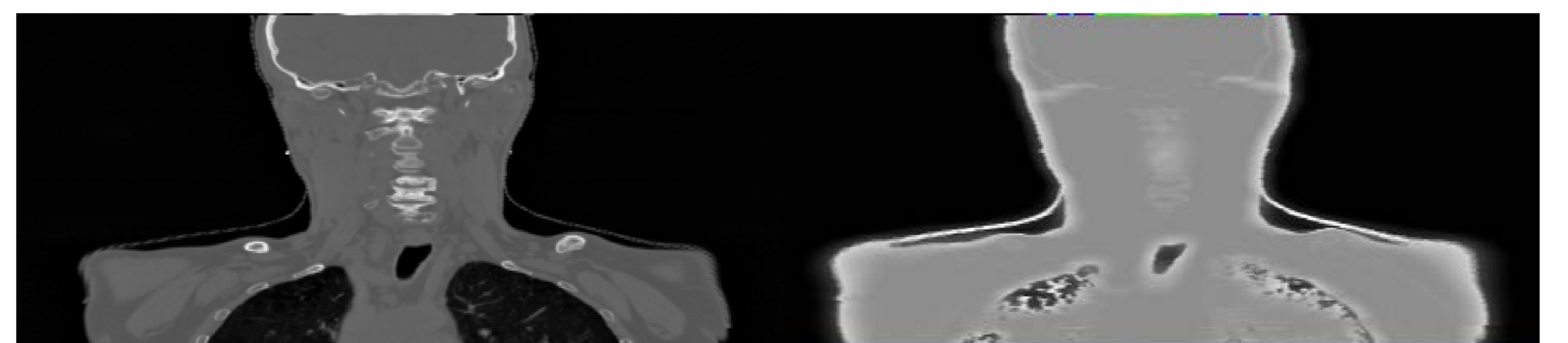


Abb. 4: Unsicherheitsmodell für der Patienten: Original CT und CT gefüllt mit den Unsicherheitsfaktoren.

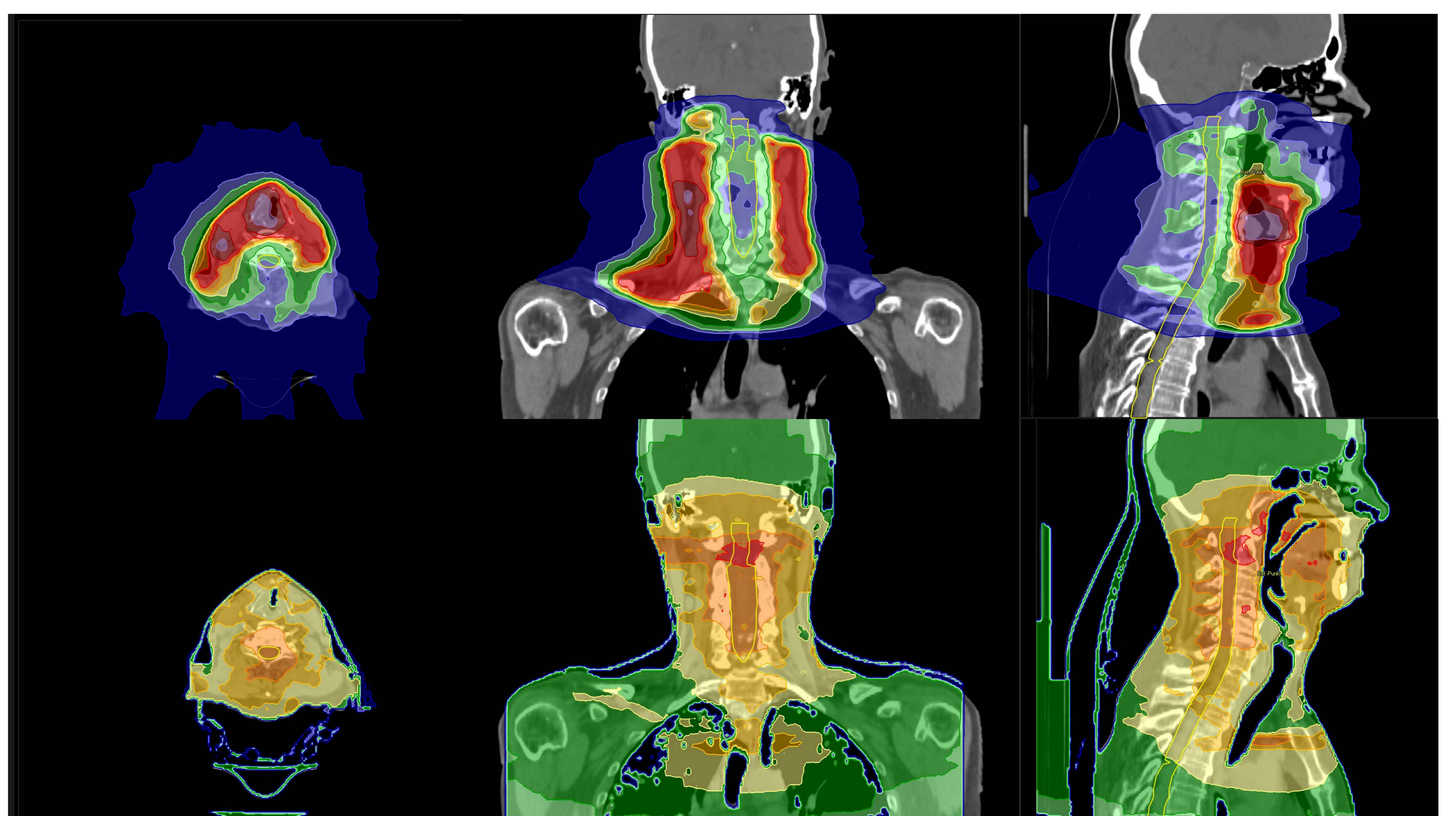


Abb. 6: Patientendosisverteilung oben und die entsprechende Unsicherheitsverteilung in Colorwash-Darstellung unten. Obwohl wenig Dosis am Rückenmark ankommt, ist hier die Unsicherheit am größten.