

# **„Comptografie“:**

## **Visualisierung der applizierten Dosis**

Peter Lewe-Schlosser, Logi Tsogtbaatar  
Claudia Lämmner, Klemens Zink

Dreiländertagung ÖGMP, DGMP, SGSMP  
28.09. – 01.10.2011 in Wien

**ÖGMP:** Österreichische Gesellschaft für Medizinische Physik  
**DGMP:** Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik  
**SGSMP:** Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik

Fragestellung:

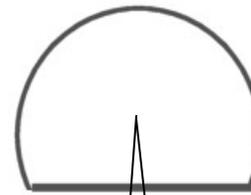
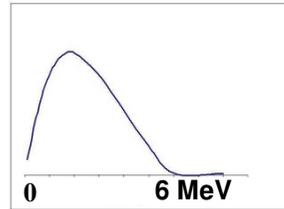
Ist die Compton-Streustrahlung  
zur Bildgewinnung nutzbar?

Ziel:

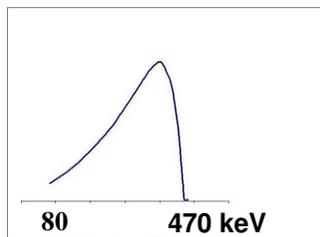
Generierung von Projektionsbildern  
der örtlichen Verteilung der applizierten Dosis.

**Die Compton-Streustrahlung ist ein Begleiteffekt während der strahlentherapeutischen Anwendung. Hier ist die Compton-Wechselwirkung die Vorstufe zur Energiedeposition im Gewebe. Projektionsbilder der Compton-Streustrahlung liefern also in erster Näherung ein Bild der im Gewebe therapeutisch wirkenden Dosis.**

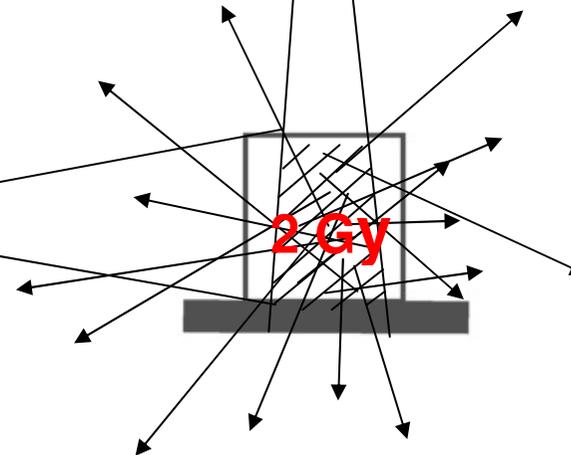
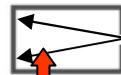
Pinhole-Kamera:  
Wandstärke: 4 cm (MCP96)  
Loch- $\varnothing$ : 2 mm  
Auflagemaß: 20 cm  
Abstand zum Objekt: 1 m  
Speicherfolie:  
AGFA CR HD5.0 FLFS



**~ 10  $\mu$ Gy**



**~ 0,5  $\mu$ Gy**



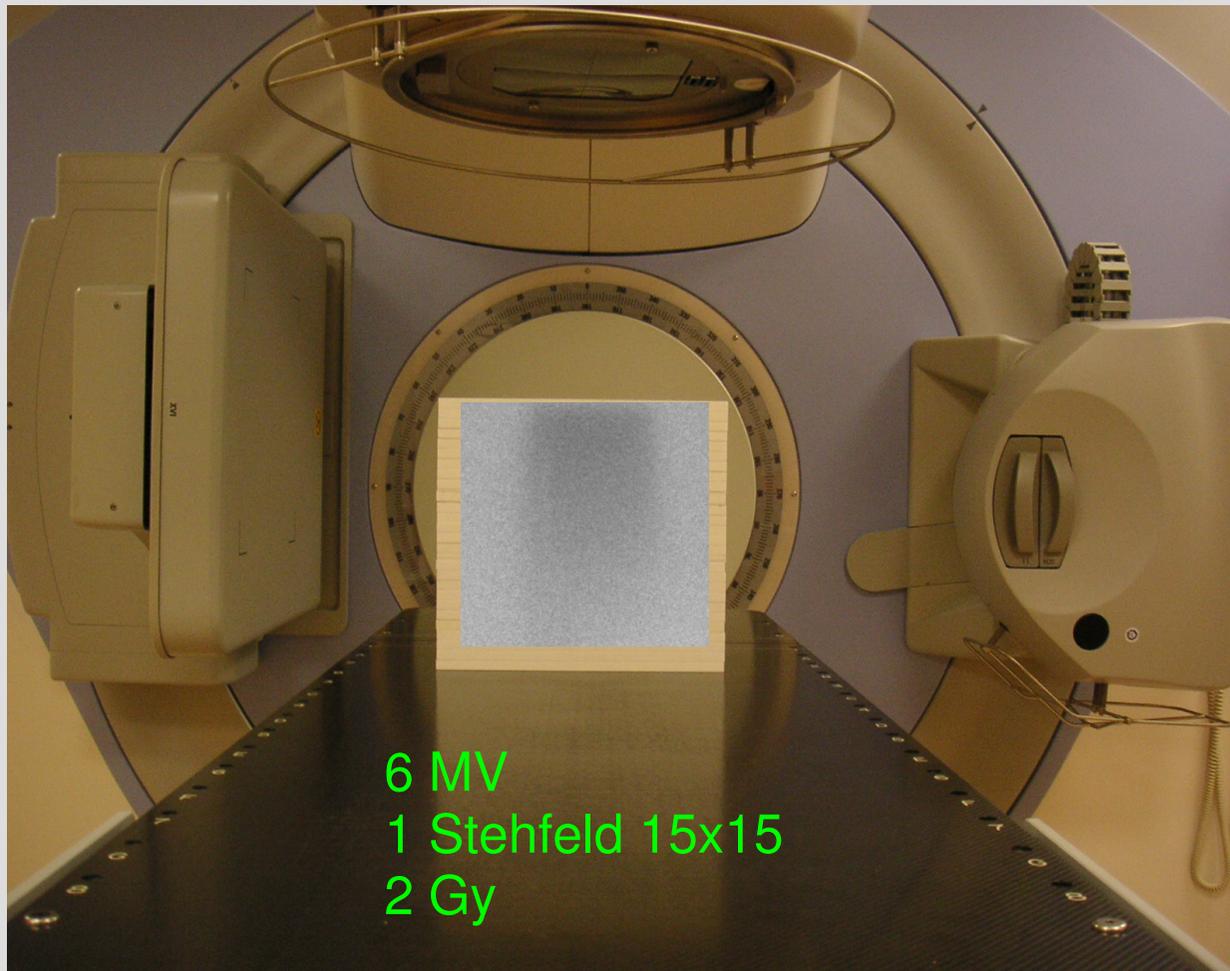
Der Beschleuniger appliziert eine therapeutisch übliche Fraktionsdosis von 2 Gy in einem gewebeäquivalenten Phantom. Es tritt - chaotisch verteilt - Compton-Streustrahlung auf; ein geringer Anteil davon wird in einer Pinhole-Kamera erfasst. Bei einer Umgebungs-Streustrahldosis von etwa 10  $\mu$ Gy ist die bildgebende Dosis in der Pinhole-Kamera kleiner 0,5  $\mu$ Gy.



**Bei einer 6MV-Nennspannung des Beschleunigers liegt die Energie der bildgebenden Comptonphotonen im Winkel von  $90^\circ$  zum Primärstrahl im Bereich von 100 und 500 keV. Die zur Bildgewinnung genutzte Intensität ist gering, ebenso die Quantenefficiency des Detektors. Als bildgebendes Medium ist eine Nadelkristall-Speicherfolie der Fa. AGFA im Einsatz.**



**Das Szenario aus der Sicht der Pinhole-Kamera (Strahlerkopf auf  $0^\circ$ ): Da mit gestreuten Compton-Photonen ein Bild erzeugt werden soll, haben wir das Verfahren in Anlehnung an die Fotografie „Comptografie“ genannt.**

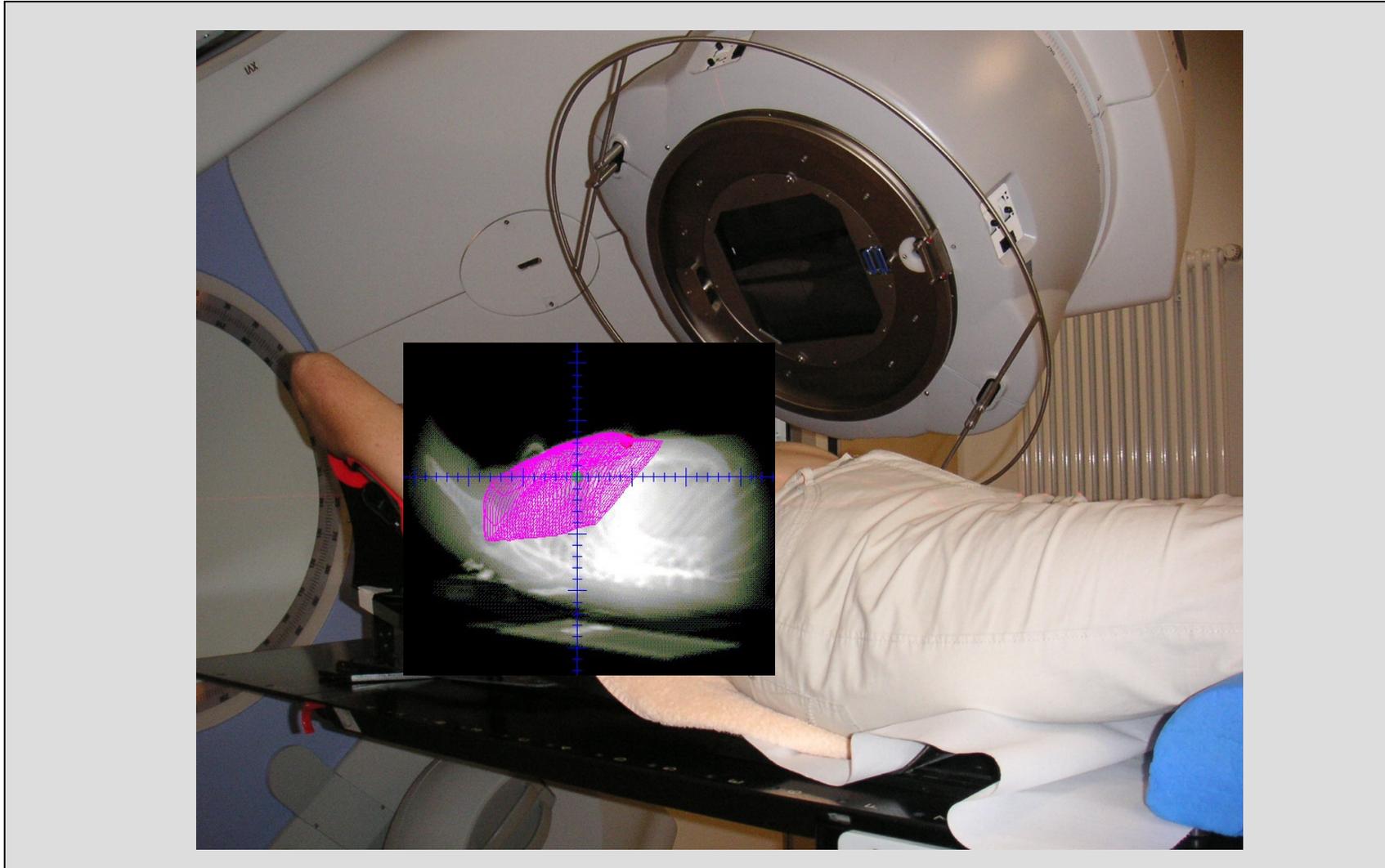


**Die gezeigte Comptografie bildet das Geschehen im Inneren des gewebeäquivalenten Kubus ab, aufgenommen aus 1 m Abstand. Der helle senkrechte Längsstreifen ist der Schatten eines vor dem durchstrahlten Volumen angebrachten Metallstabs von 5 mm Durchmesser.**

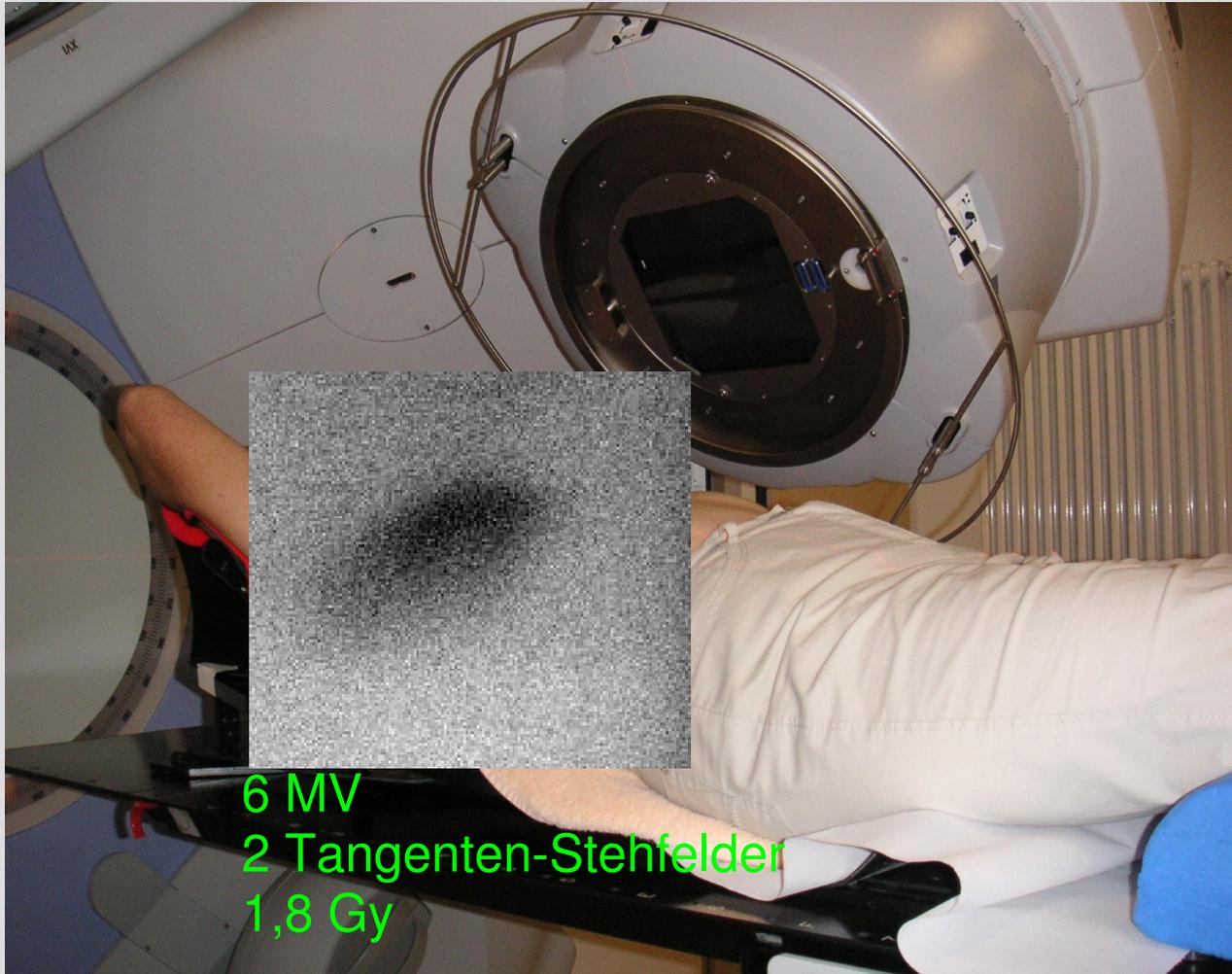


**Erzeugung von Comptografien in der Teletherapie:**

**Fall 1: Mamma-Ca-Patientin; 2 tangentielle Stehfelder; 6 MV; Blickwinkel der Kamera 45° zwischen Tisch und Gantry-Ebene**



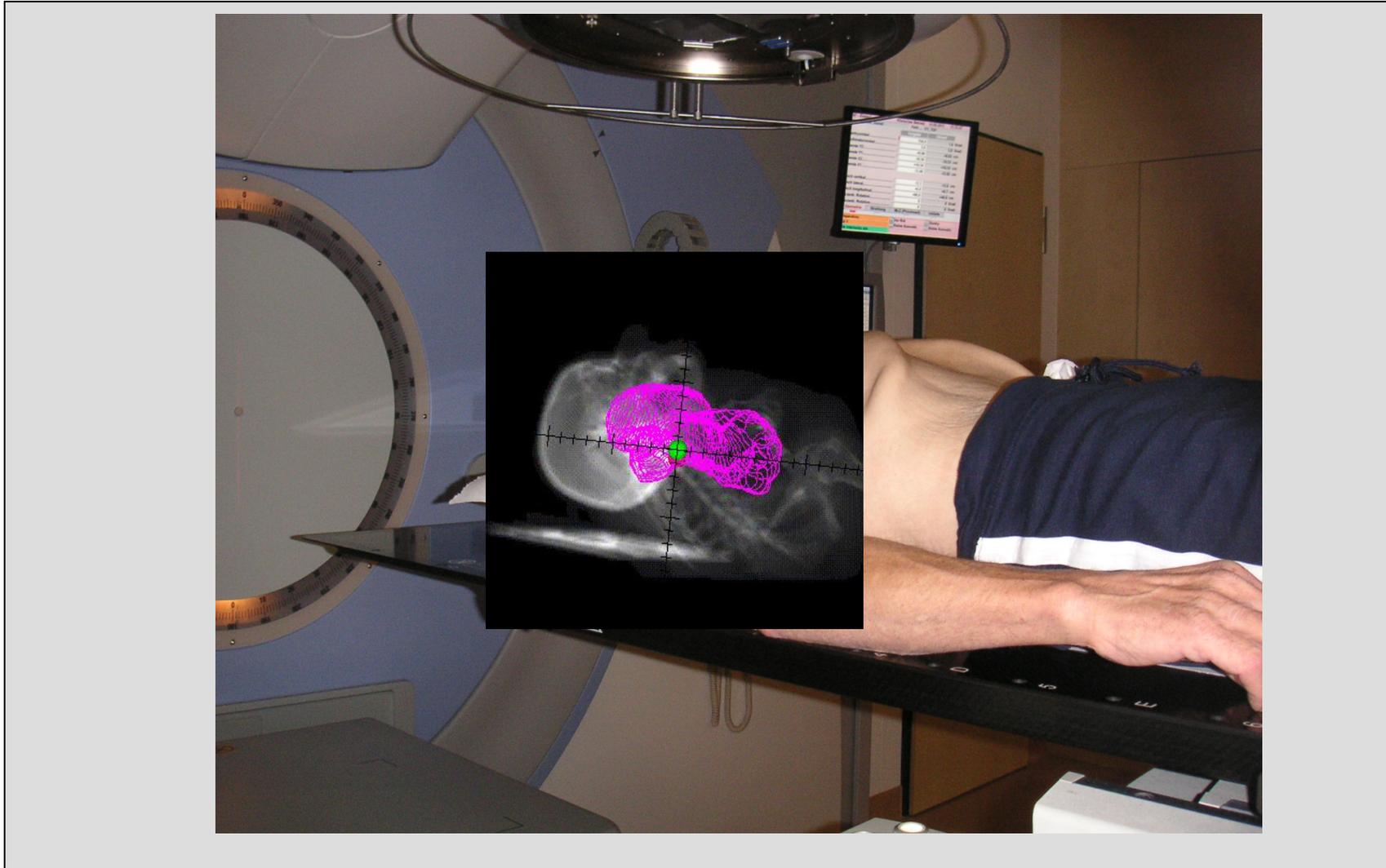
- Der Observer-Eye-View des Planungsrechners zeigt die prognostizierte Dosisverteilung (95 % Isodose)



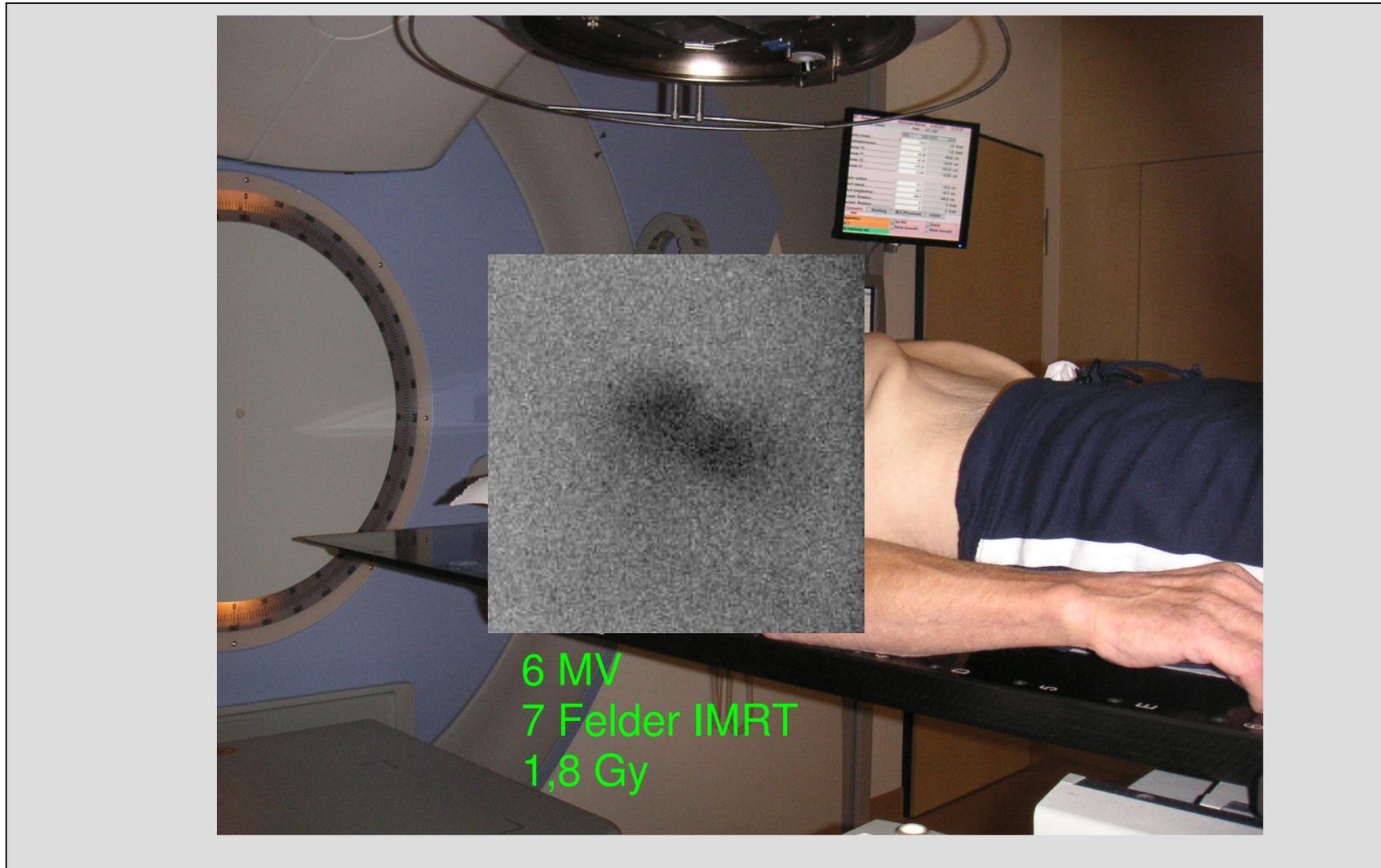
- Die Comptografie liefert das Bild der Dosiswolke in vivo.



**Fall 2: HNO-Patient; 7 Felder IMRT (äquidistante Winkelordnung); 6 MV**



- Observer-Eye-View mit 95 % Isodose



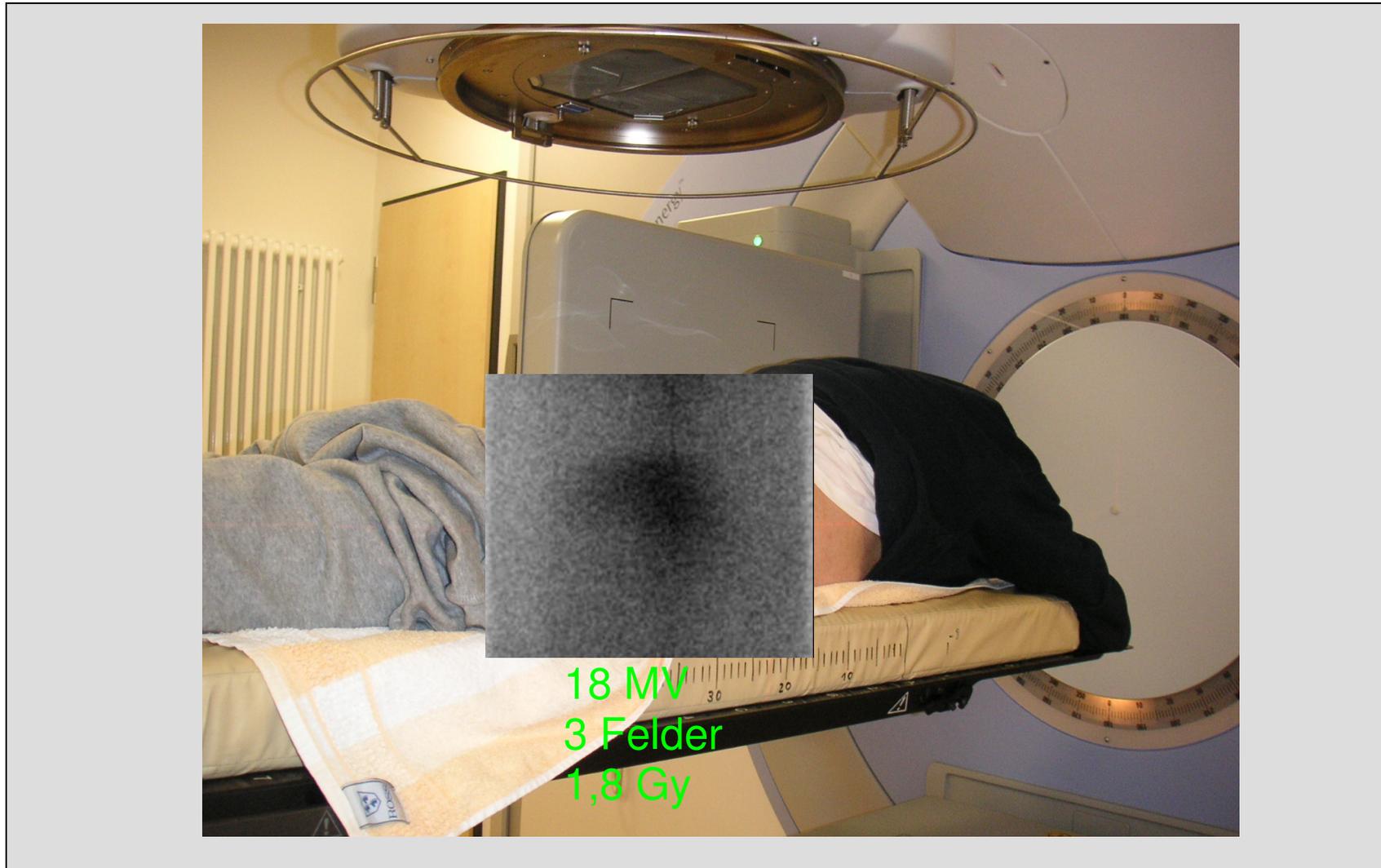
- das Bild der Dosiswolke in vivo



**Fall 3: Rectum-Patient; 3 Felder (0°, 90°, 270°); 18 MV**

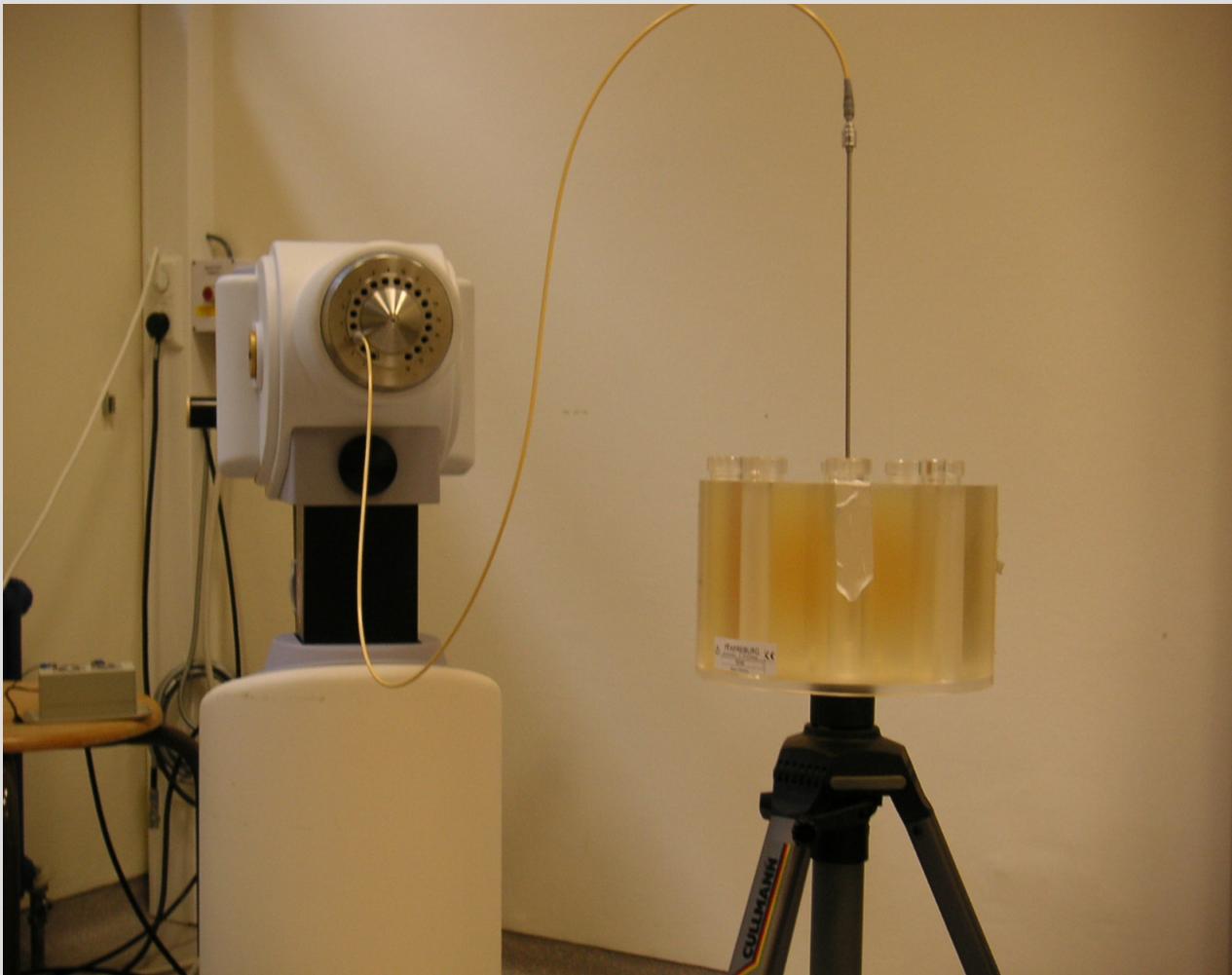


- Observer-Eye-View

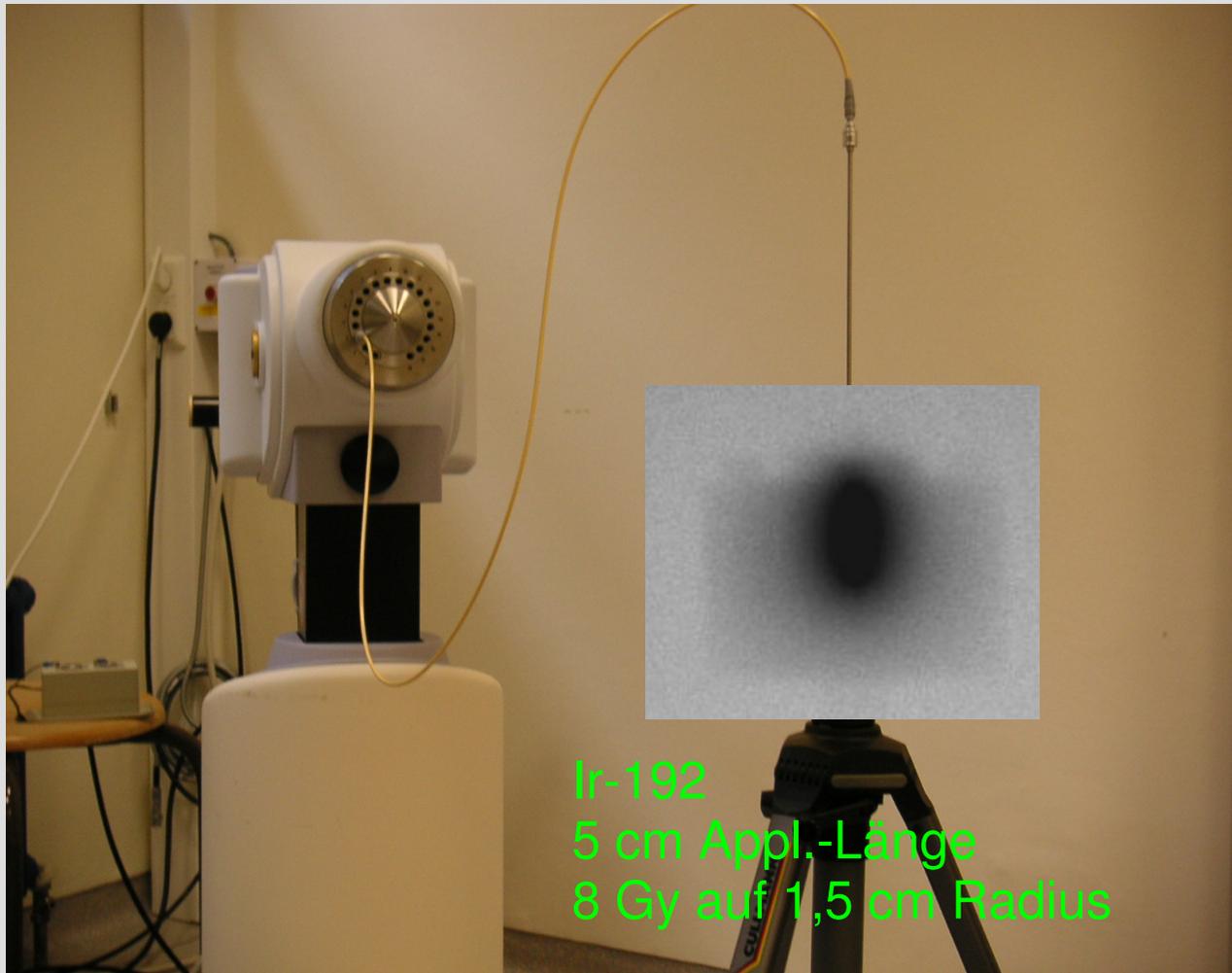


- das Bild der Dosiswolke in vivo.

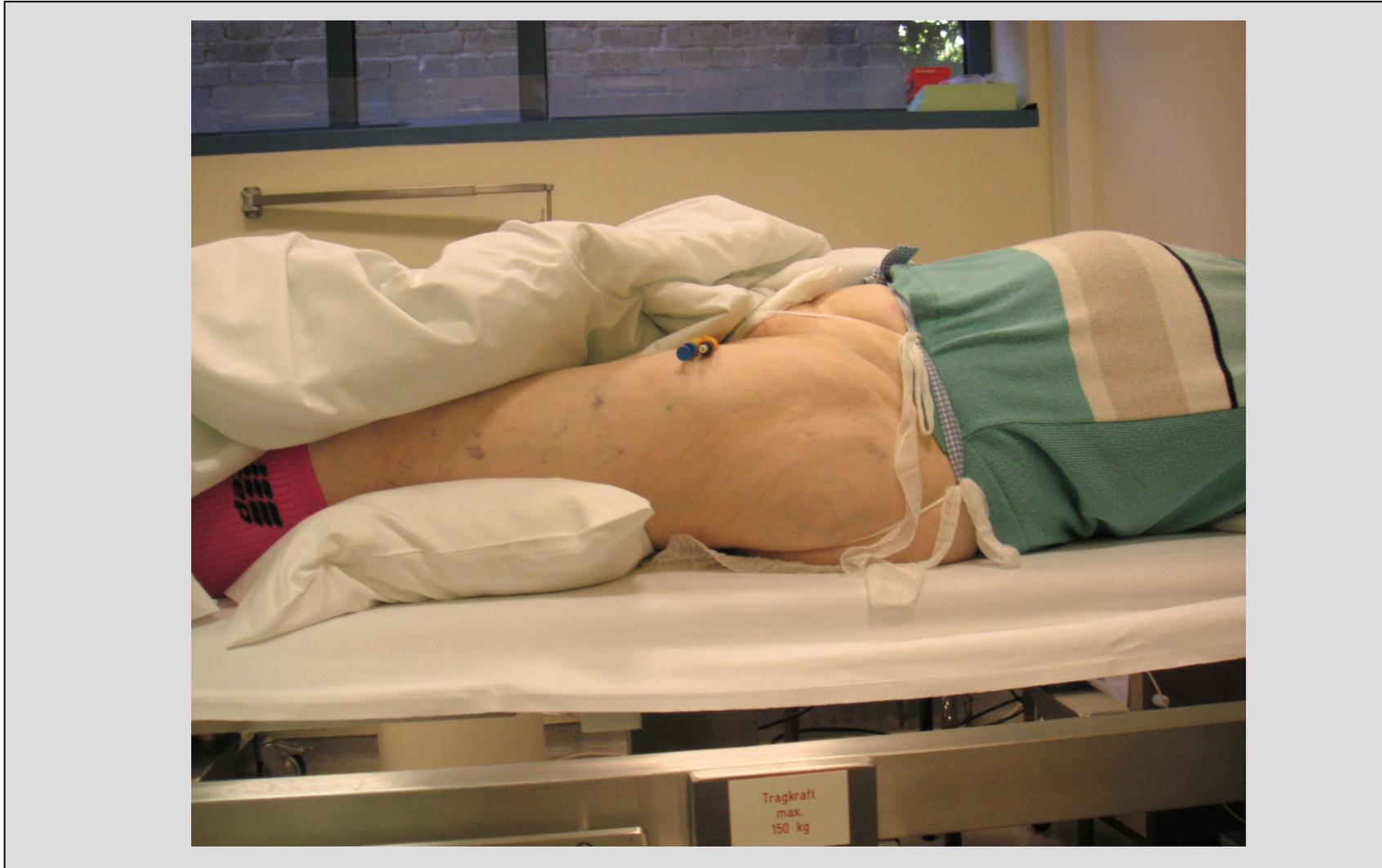
Wegen der bevorzugten Vorwärtsstreuung der Comptonstreustrahlung mit zunehmender Energie wird das Bildsignal bei einer 18 MV Primärstrahlung sehr schwach. Umgekehrt liefern geringere Primärenergien höhere Intensitäten zur Bildgebung.



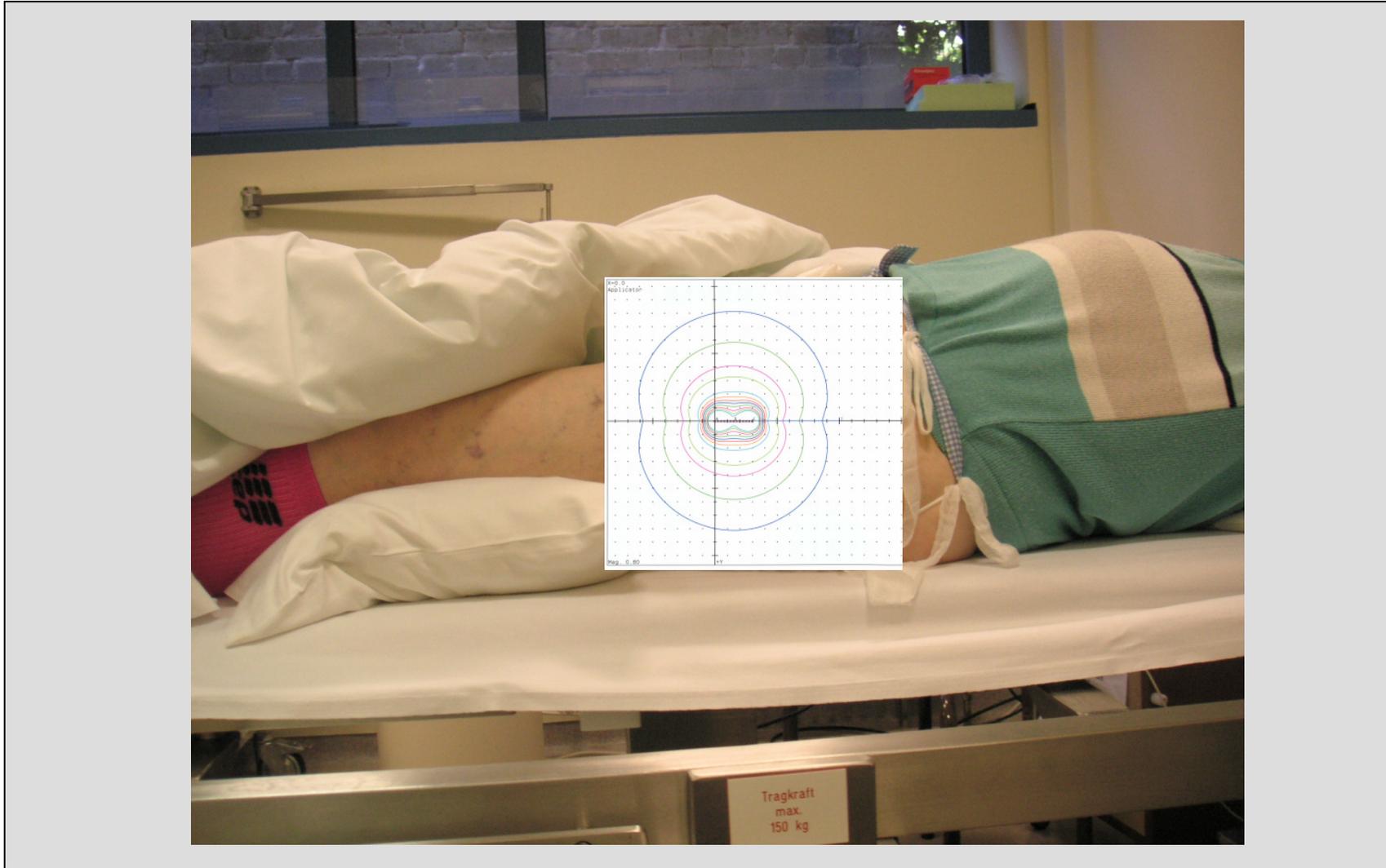
**Hier das Beispiel für die Ir-192-Afterloading-Therapie:**



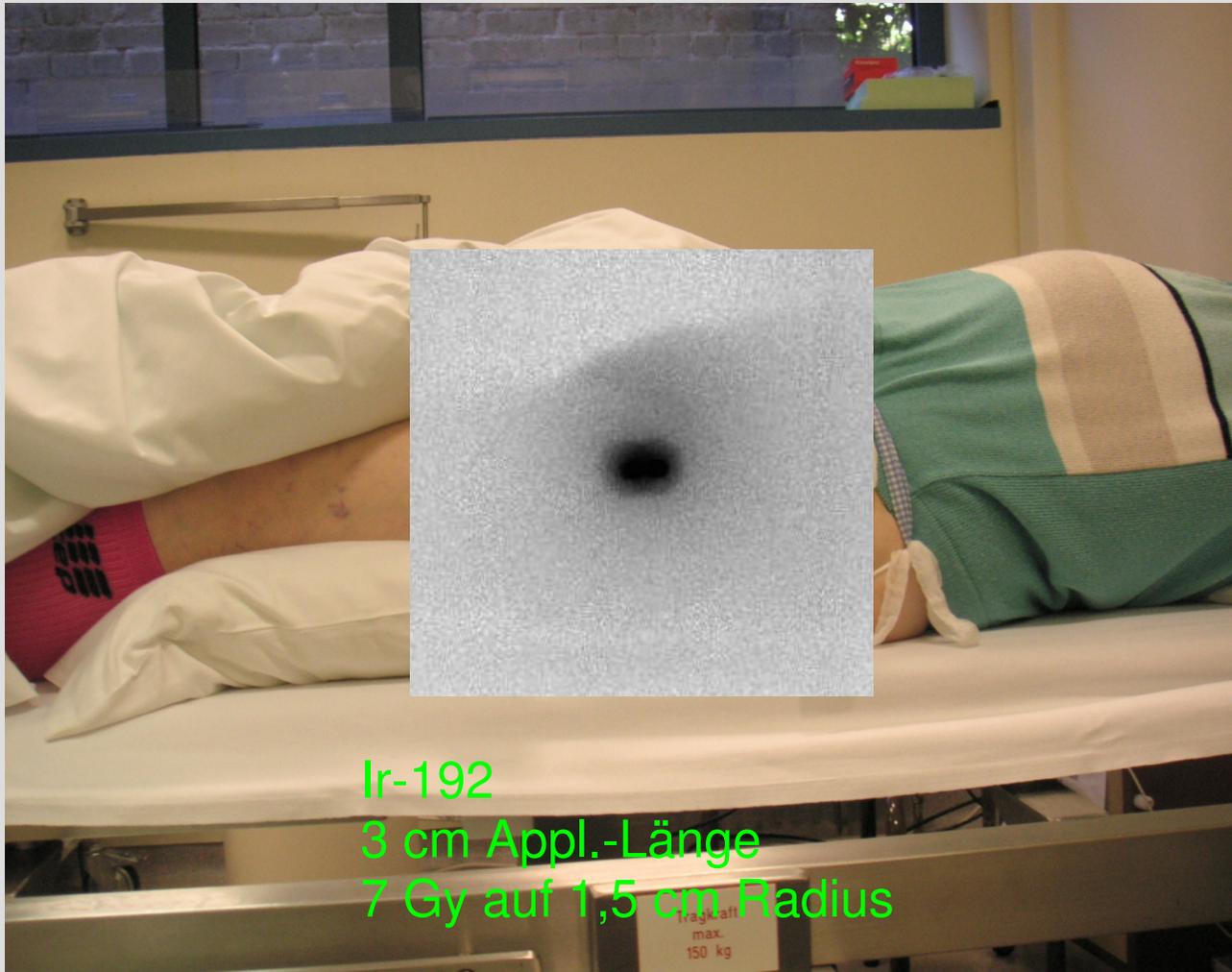
- das Bild der Dosiswolke einer ca. 360 keV Primärstrahlung im „Krieger“-Phantom



**Fall 4: Scheidenstumpf-Ca; Ir-192-Afterloading; Kameraposition 90° zur Patientenachse; 1 m Abstand**



- Schnittbild der prognostizierten Isodosen des Planungsrechners

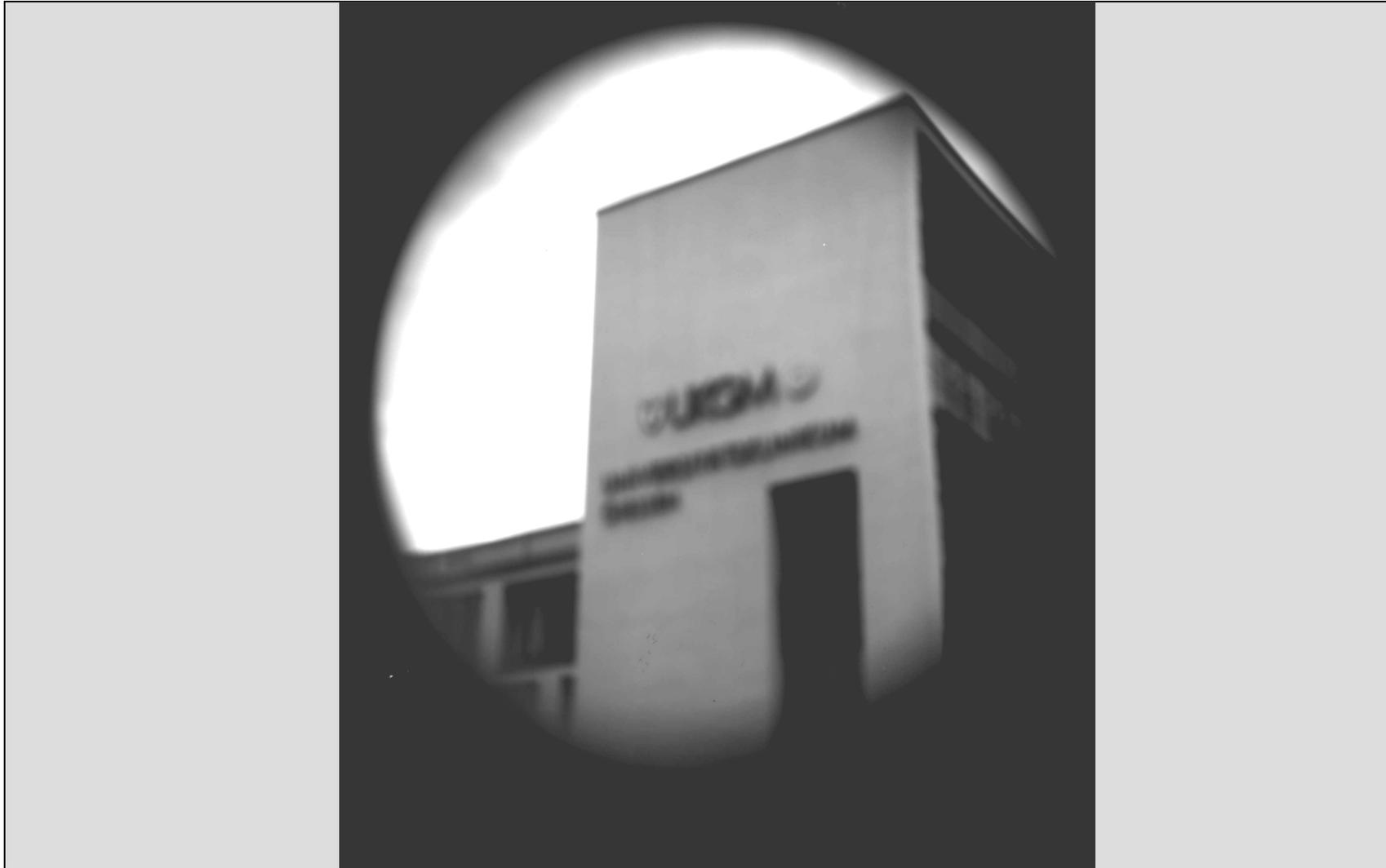


Ir-192  
3 cm Appl.-Länge  
7 Gy auf 1,5 cm Radius

- das Bild der Dosiswolke in vivo



**Zur Optimierung stehen Auflösung, Quantenausbeute und Geometrische Zuordnung in der Diskussion. Ein klassisches „Camera Obscura“ – Bild mittels der mit Schwarz-Weiß-Film bestückten Pinhole-Kamera zeigt die vorhandene Auflösung:**



**Auf dem 10 cm x 10 cm Schwarz-Weiß- Bild werden 1 mm Strukturen aufgelöst; bei einem Abbildungsmaßstab von 1 : 5 entspricht dem eine Objektauflösung von 5 mm in 1 m Abstand. Eine Erhöhung der Auflösung durch Reduzierung des Lochblendendurchmessers geht einher mit einer Reduzierung der bildgebenden Quantenintensität.**



## Zusammenfassung und Ausblick:



- Ort und Dichte der Compton-Wechselwirkung sind visualisierbar
- energie- und winkelabhängig korrelieren diese mit Ort und Größe der Dosis
- Auflösung, Ausbeute und geometrische Zuordnung sind zu optimieren

**Die Nutzung von Bildspeichermedien höhere Empfindlichkeit können diesen Nachteil kompensieren. Die geometrischen Zuordnung läßt sich leicht bestimmen, da Patient, Beam und sämtliche Bildgebung auf das gemeinsame Isozentrum ausgerichtet sind.**