

Zwei Effekte in kleinen Bestrahlungsfeldern

Martin Janich , Michael Schaks , Johannes Möller

Universitätsklinik für Strahlentherapie, Halle (Saale)



martin.janich@medizin.uni-halle.de

UKH

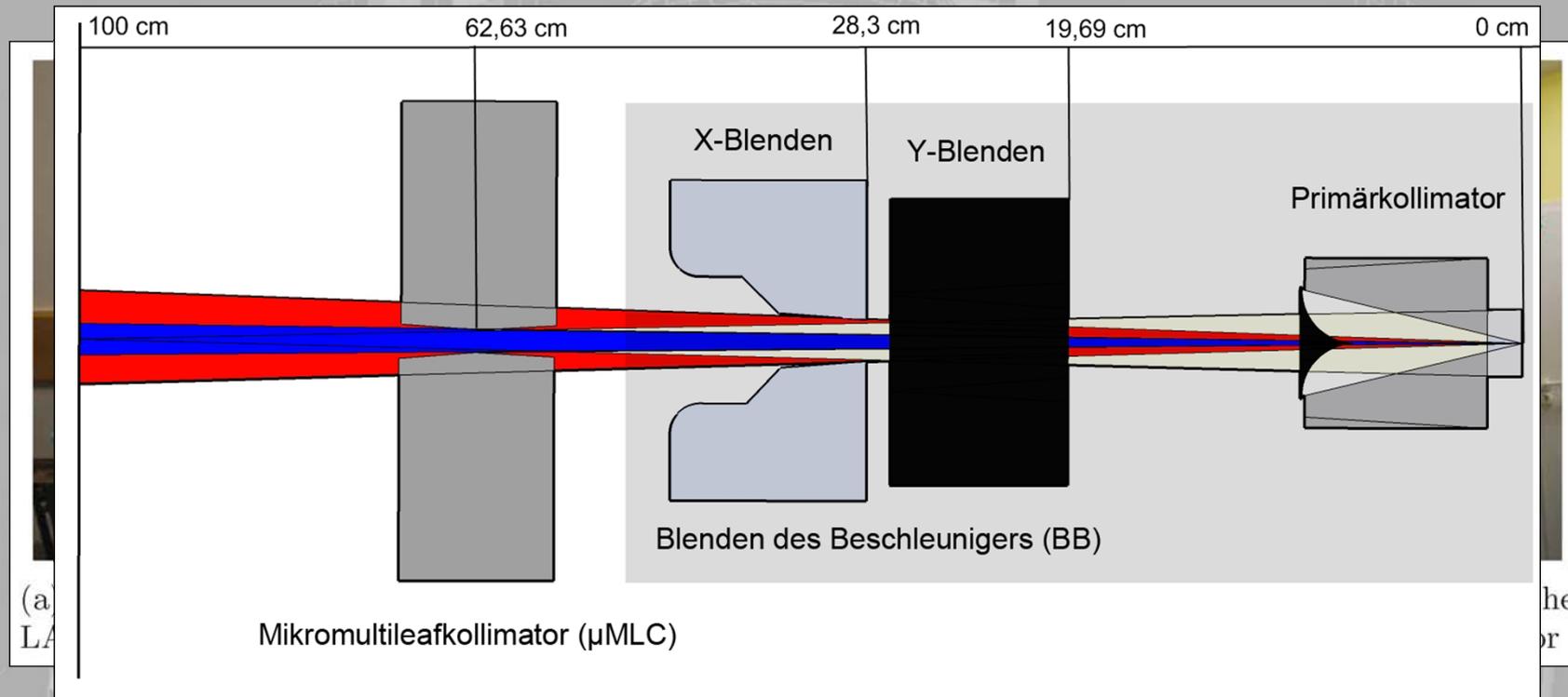
Universitätsklinikum
Halle (Saale)

Programm

1. Optimale Anpassung der Blendengröße des Beschleunigers an die μ MLC-Feldgröße eines add-on-Collimators
2. Quantitative Analyse der Strahlenfeldaufhärtung in kleinen Bestrahlungsfeldern



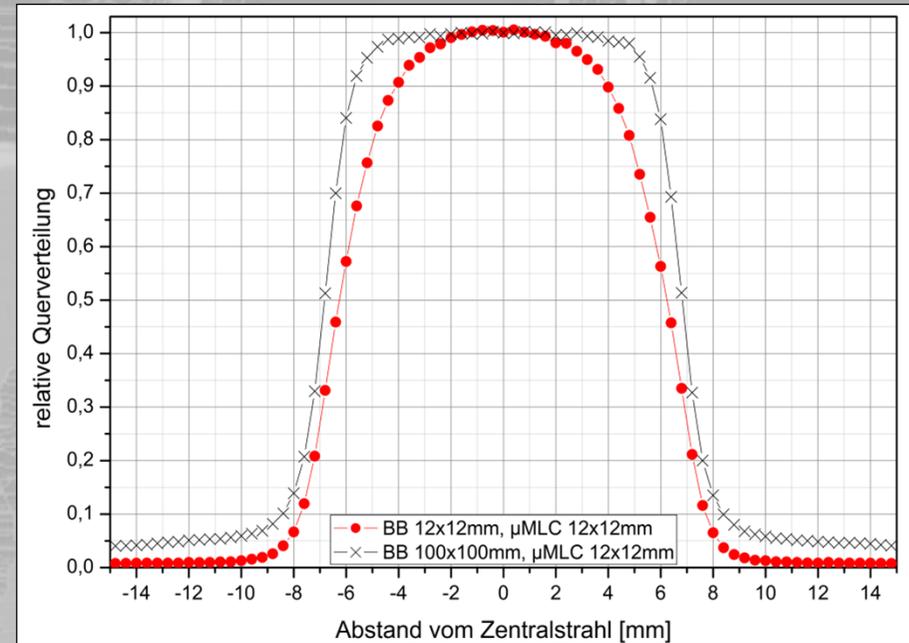
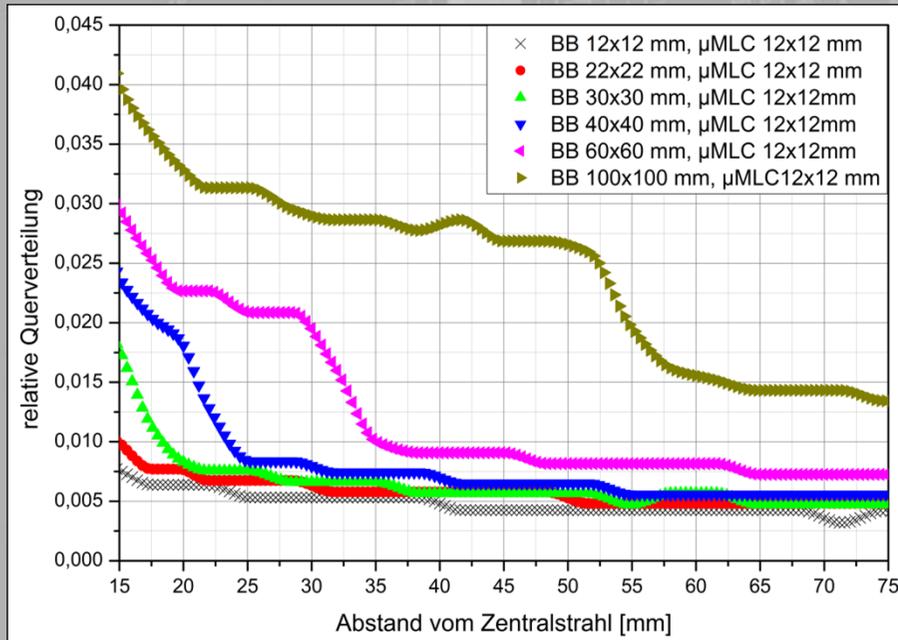
1.1 Motivation



Empfehlung BrainLab-Benutzerhandbuch: $BB = \mu\text{MLC} + 16\text{mm}$ (8mm Rand)



1.1 Motivation



Durchlassstrahlung minimieren!

μ MLC-Feldgröße/-form erhalten!

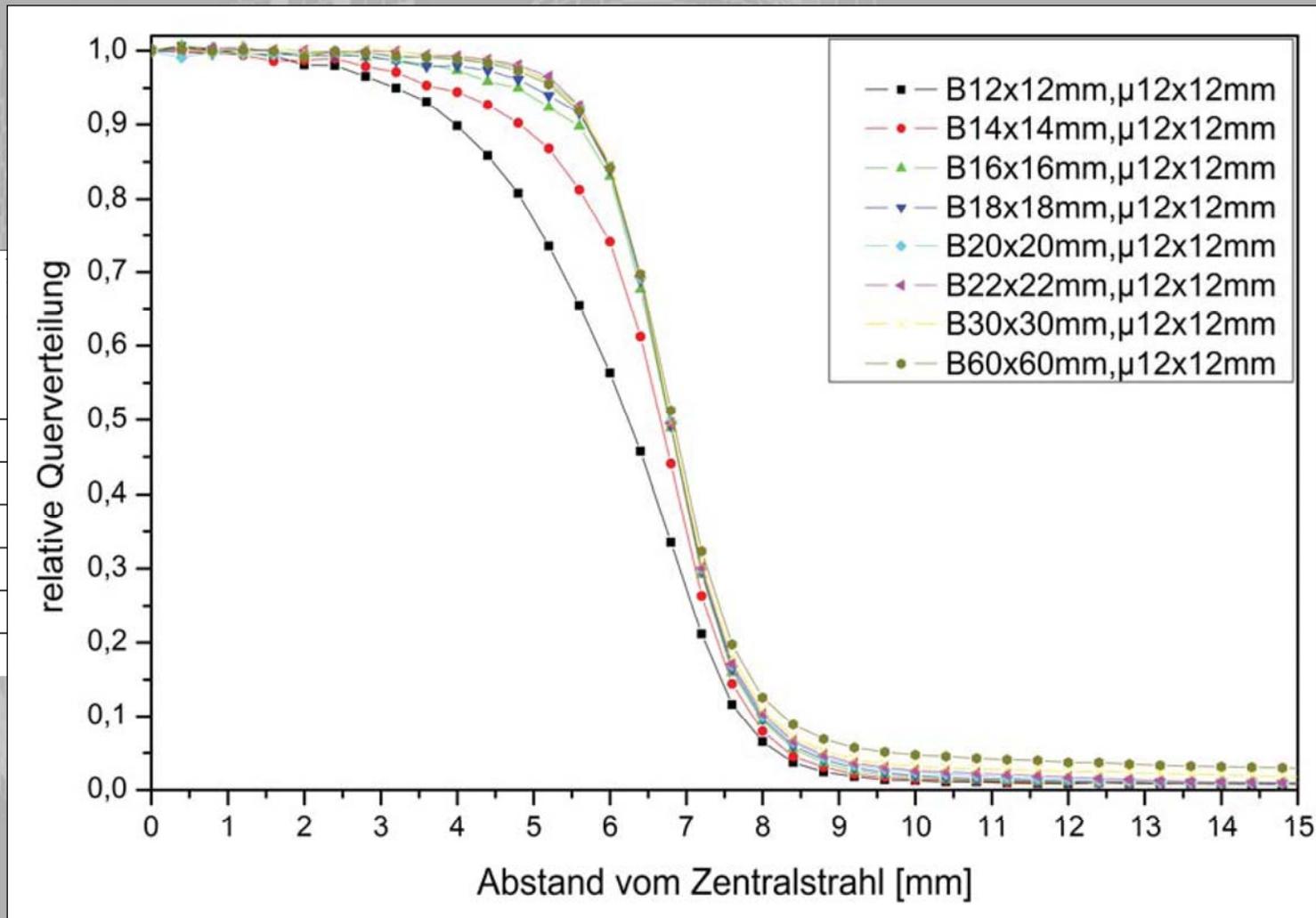


martin.janich@medizin.uni-halle.de

UKH

Universitätsklinikum
Halle (Saale)

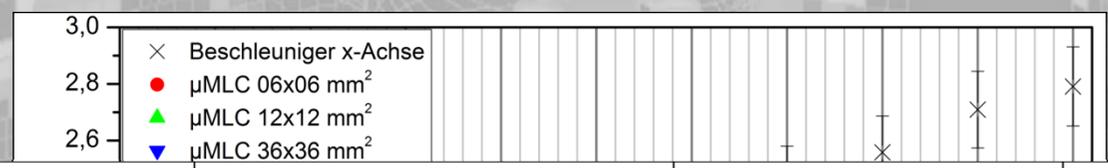
1.2 Optimierung



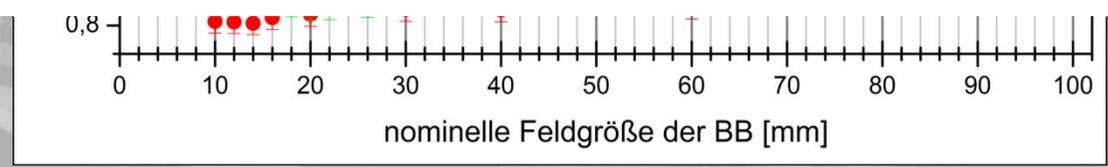
1.2 Optimierung

Anpassen der gemessenen Feldprofile mithilfe der Faltungsmethode

$$\Phi(x) = \frac{1}{2} \left(\operatorname{Erf} \left[\frac{a-x}{\sqrt{2}\sigma} \right] + \operatorname{Erf} \left[\frac{a+x}{\sqrt{2}\sigma} \right] \right) \quad \text{mit} \quad \operatorname{Erf}(z) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^z e^{-\tau^2} d\tau$$



Nominelle Feldgröße des μ MLCs	Abstand der Blenden des Beschleunigers beim Übergang der Feldgröße in das Plateau	Abstand der Blenden des Beschleunigers beim lokalem Minimum von σ	Anstieg im Bereich des Übergangs
06 x 06 mm ²	4 mm	8 mm	-
12 x 12 mm ²	4 mm	8 mm	-0.132
36 x 36 mm ²	6 mm	8 mm	-0,133
42 x 42 mm ²	6 mm	8 mm	-0,130
51 x 51 mm ²	5 mm	9 mm	-0.141



1.3 Zusammenfassung

- Für Nutzer des m3- μ MLC der Firma BrainLab empfiehlt sich eine Beschleunigerblendenanpassung von 4-5mm um die maximale Ausdehnung des μ MLC-Feldes
- Für Nutzer anderer μ MLC-Typen sei eine Analyse der Feldformen für verschiedene BB- μ MLC-Feldgrößenkombinationen empfohlen

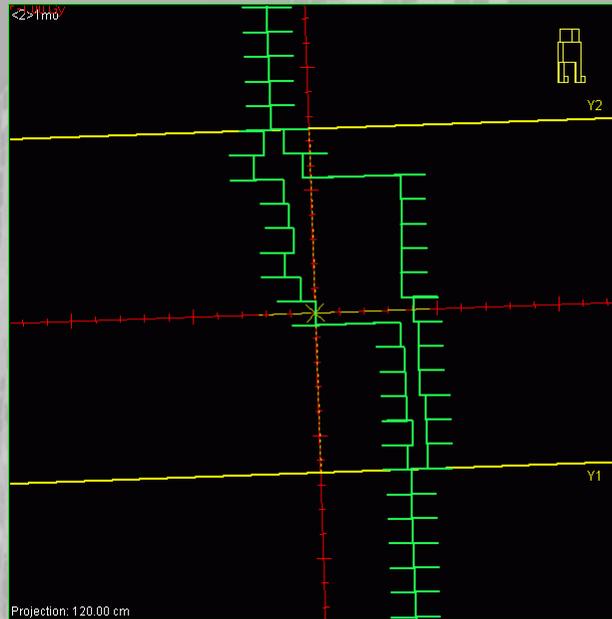


Programm

1. Optimale Anpassung der Blendengröße des Beschleunigers an die μ MLC-Feldgröße eines add-on-Collimators
2. Quantitative Analyse der Strahlenfeldaufhärtung in kleinen Bestrahlungsfeldern



2.1 Motivation



typ. IMRT-Segmente



- Basisdatenmessung endet oft bei 3×3 - $5 \times 5 \text{cm}^2$, kleiner wird empfohlen!!!
- DIN 6809-8 „Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder“ ist kurz vorm Gelb-Druck
- Ionisationskammern sind zu groß \Rightarrow HL-Detektoren empfohlen (meist Si)

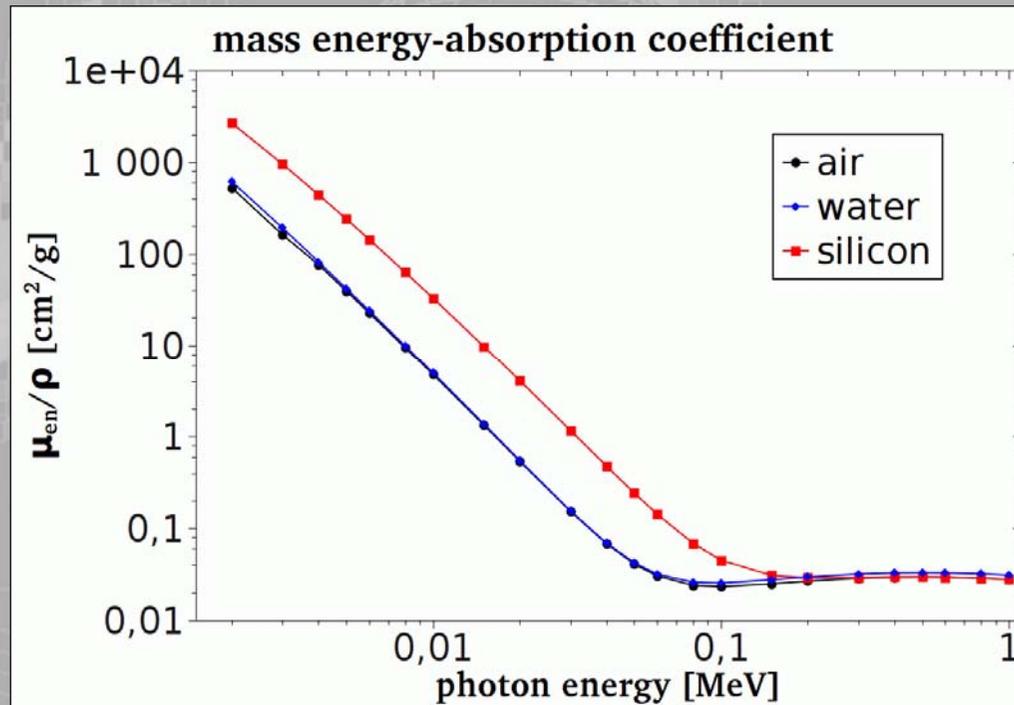


martin.janich@medizin.uni-halle.de

UKH

Universitätsklinikum
Halle (Saale)

2.1 Motivation

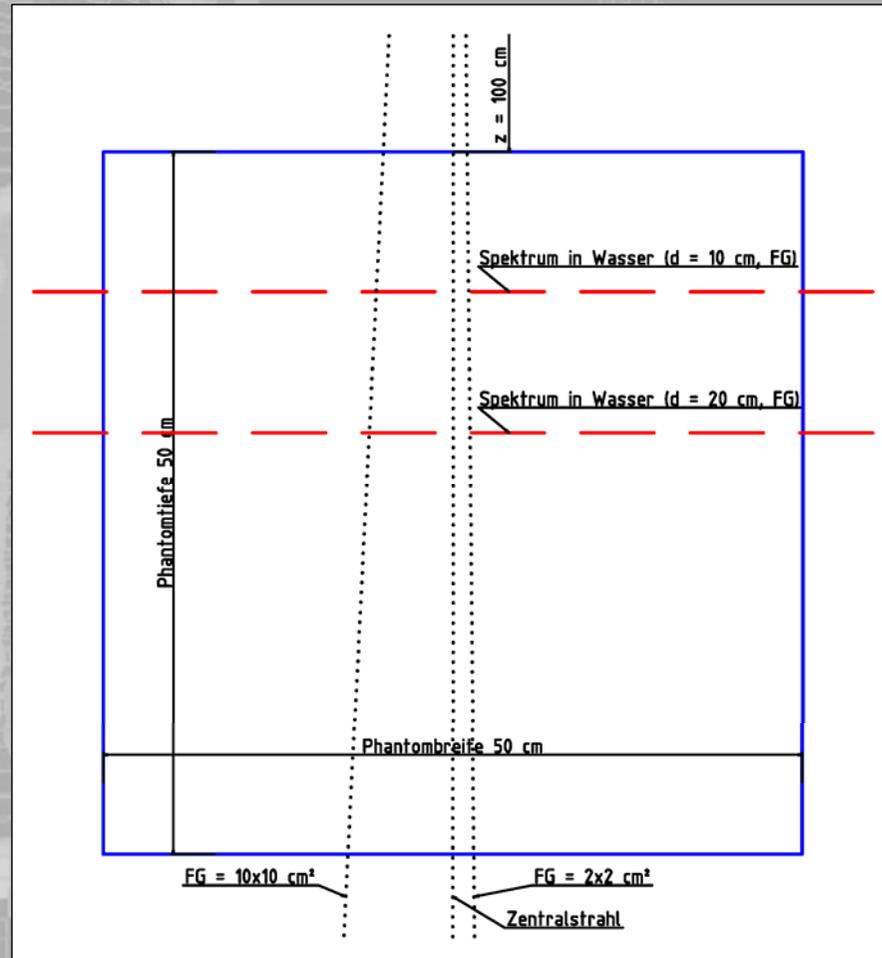


- Schwedas et. al. „Einfluss der Feldgröße bei der Dosimetrie“, Tagungsband DGMP-Tagung 2004, S. 302
- Sauer et. al. „Measurement of output factors for small photon beams“, Med. Phys. 34 (2007), 6, S. 1983-1988



2.2 Monte-Carlo-Simulation

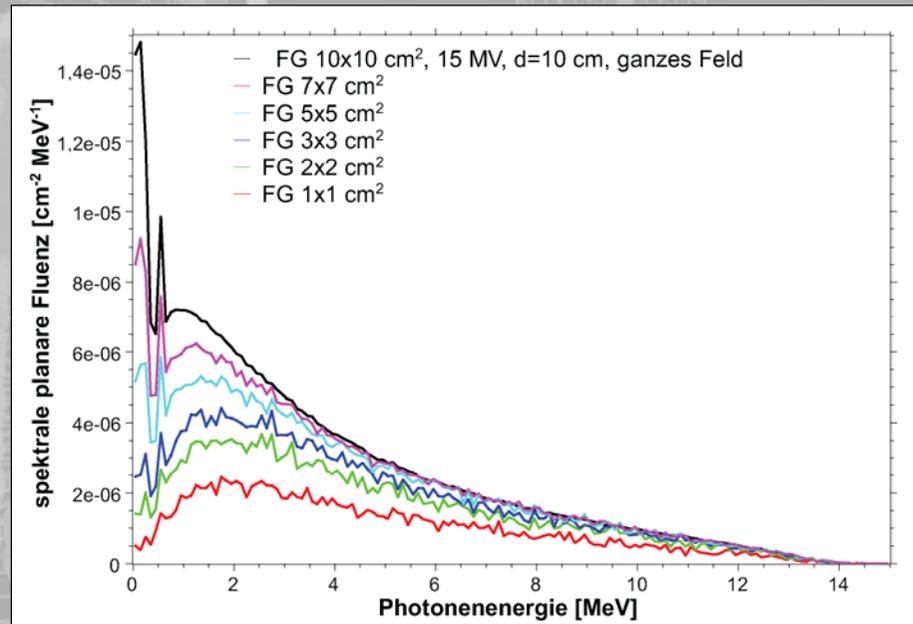
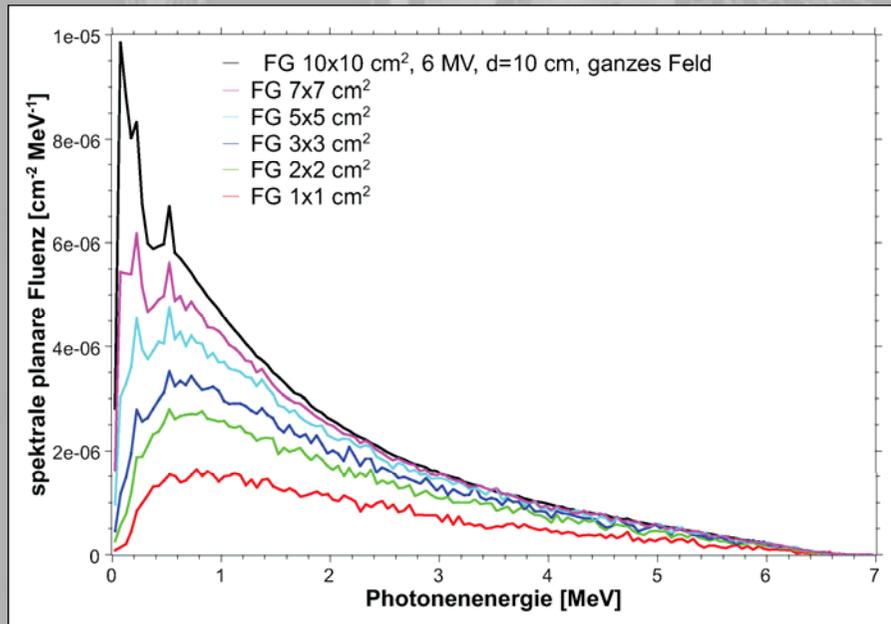
- **BEAMnrc / EGSnrcMP V4 2.3.1 /**
- **Siemens Primus 6 + 15MV Simulation**
- **Spektren-Berechnung für 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 7x7 10x10cm² aus Phasenraumdateien mithilfe von BEAMDP**



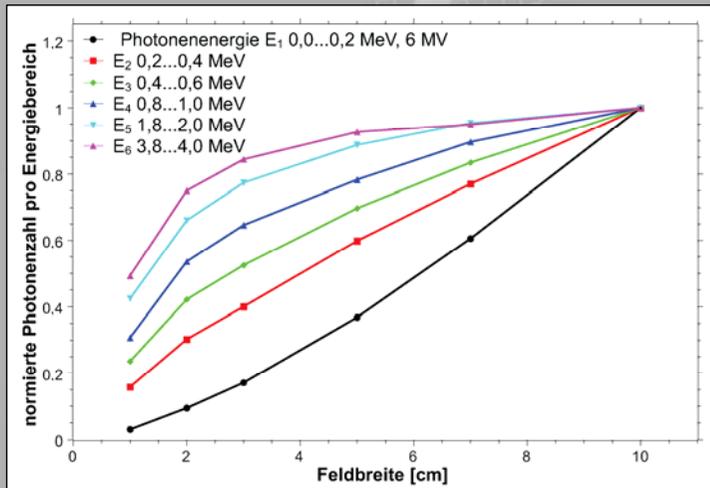
2.2 MC-Simulation Ergebnisse

6 MV

15 MV

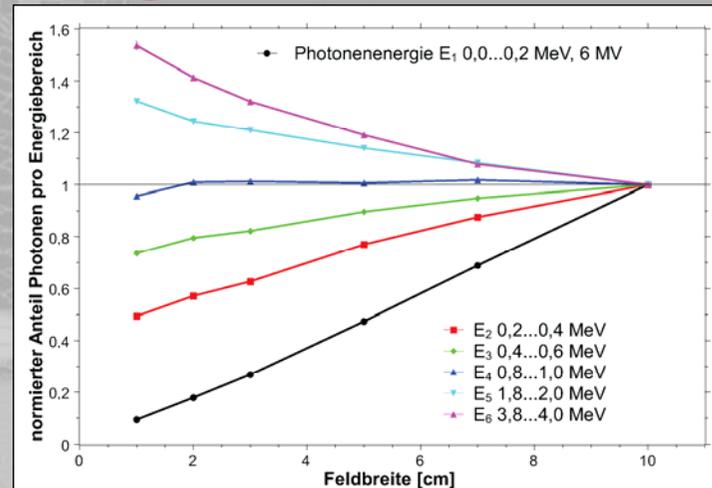


2.2 MC-Simulation Ergebnisse

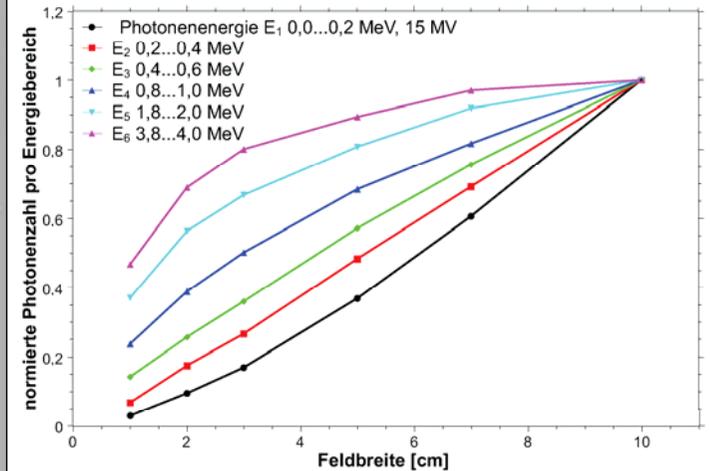


(a)

6 MV

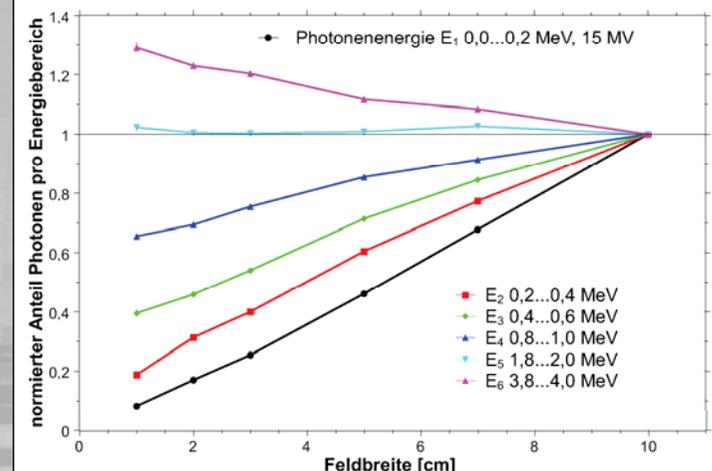


(a)



(b)

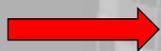
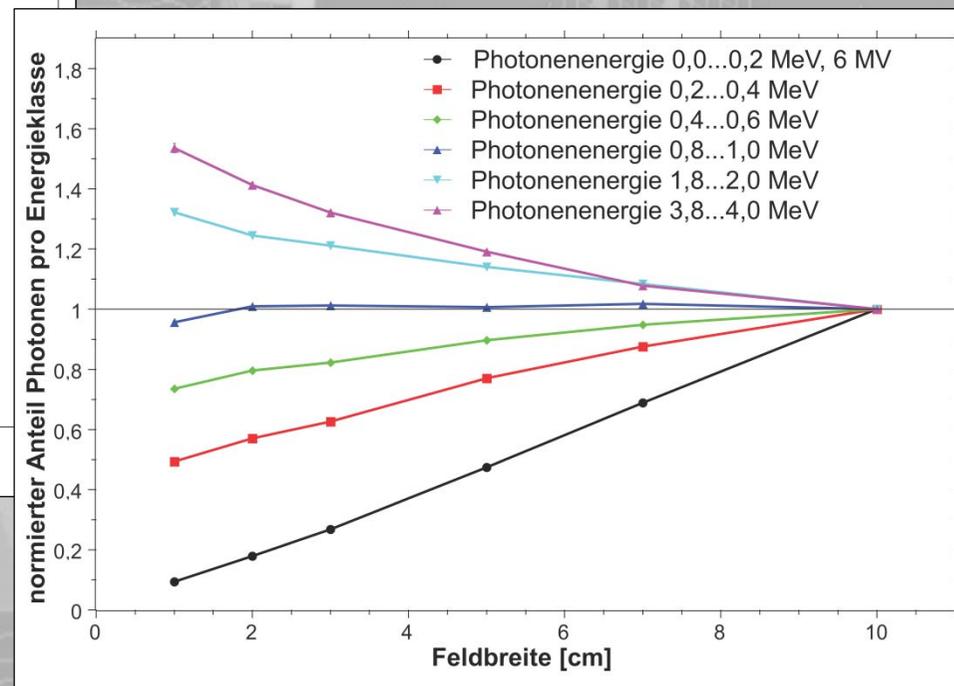
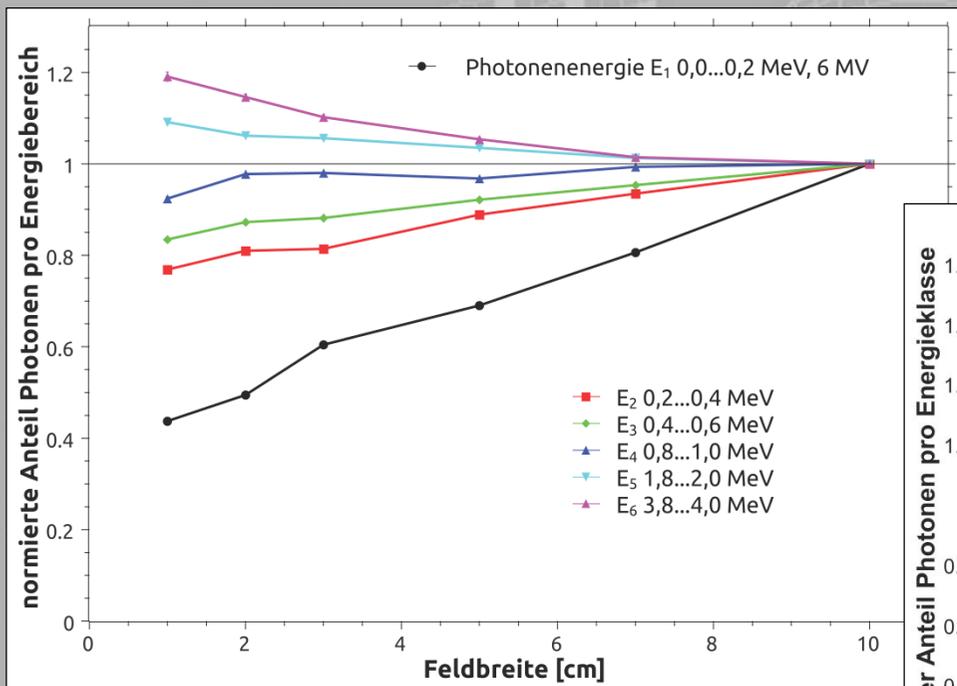
15 MV



(b)



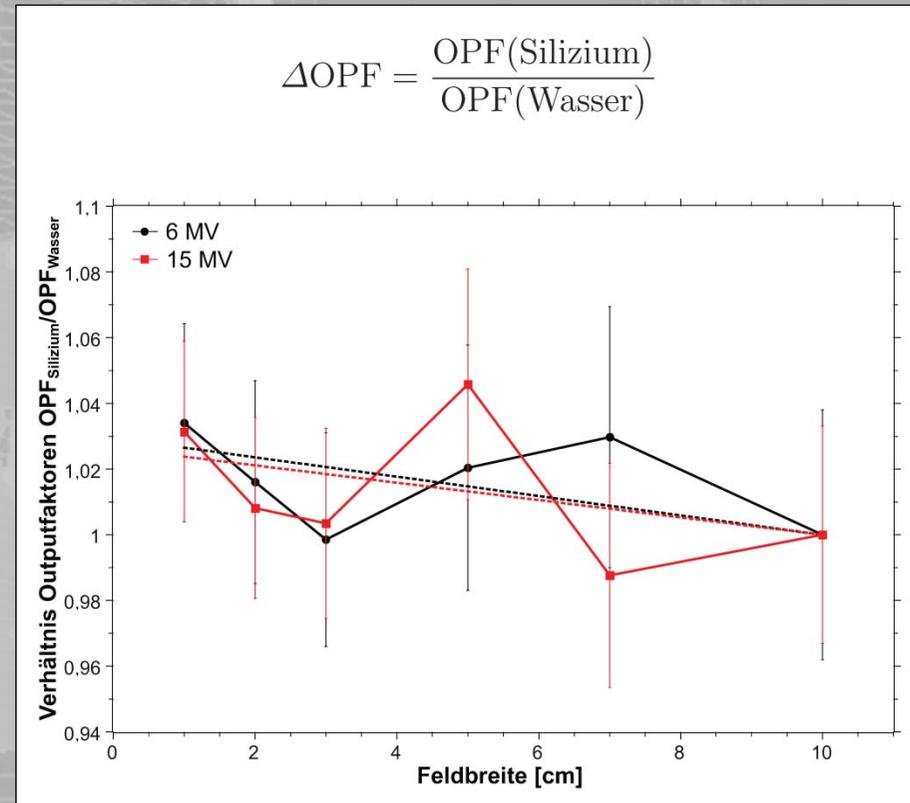
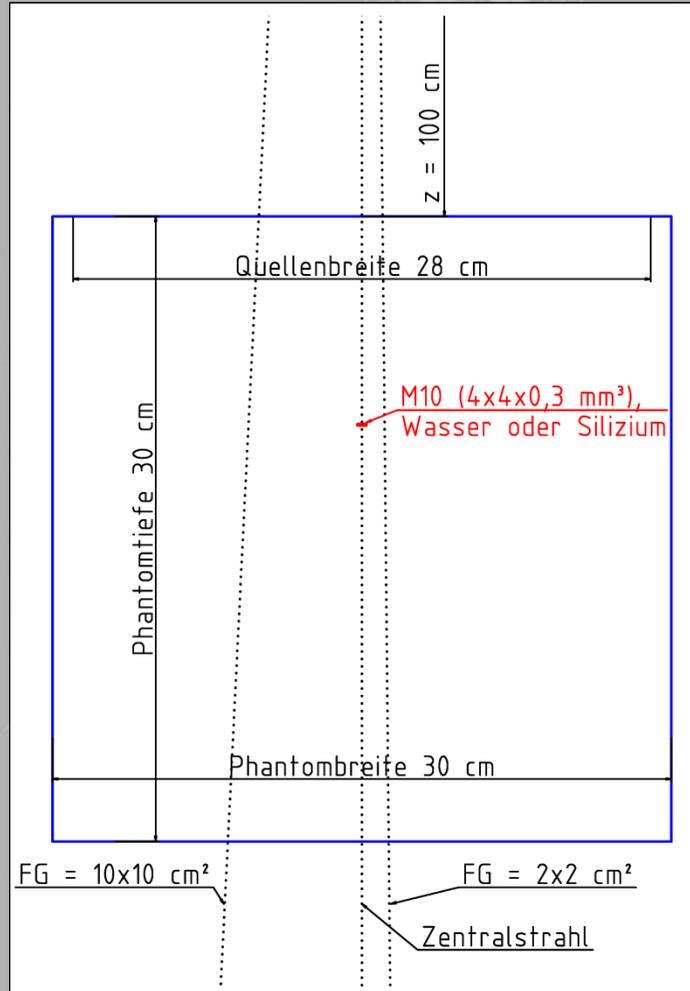
2.2 MC-Simulation Ergebnisse



Ursache: Compton – Streuung im Phantom



2.2 MC-Simulation Ergebnisse



bis zu 3% Unterschied zum Referenzfeld



2.3 Zusammenfassung

- je kleiner die Strahlenfeldgröße um so härter das Strahlenfeldspektrum
- Ursache dafür ist der bei kleinen Feldern zurückgehende Anteil an Compton-Phantom-Streuung
- bei Nutzung von Si-Detektoren können Dosisabweichungen bis 3% auftreten



Vielen Dank für die Aufmerksamkeit!



martin.janich@medizin.uni-halle.de

UKH

Universitätsklinikum
Halle (Saale)