

VERIFY – eine Methode zur Verifikation der Dosisberechnung

DANA-FARBER/BRIGHAM AND WOMEN'S



CANCER CENTER



Entwicklung und
Implementierung eines
unabhängigen
Dosisberechnungsalgorithmus
inkl. versch. MLC Effekte

KLINIKUM
Universitätsklinikum



MANNHEIM
gGmbH

Fakultät für Klinische Medizin Mannheim der Universität Heidelberg

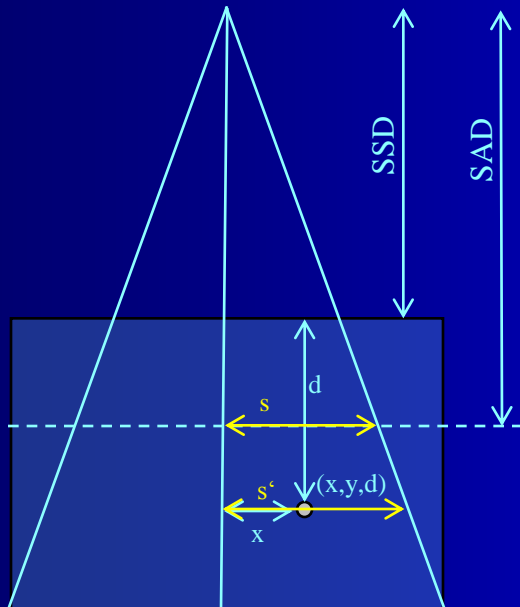
Dr. Friedlieb Lorenz
Adrian Nalichowski, M.Sc.
Florin Rosca, Ph.D.
Prof. Dr. Frederik Wenz
Piotr Zygmanski, Ph.D.

Ziele bei der Entwicklung und Eigenschaften des Algorithmus

- Konsistent mit Standard-Basisdaten (Golden Beam Data) des Varian 6Ex Beschleunigers
- Berechnung durch Dosisverhältnisse
- Phantom Streuung: 3 Gauß-Funktionen
- Statische und dynamische IMRT
- Einbeziehung aller relevanten MLC Effekte

Dosisberechnung: Standardansatz für ein offenes Feld

- Folgende Gleichung wird verwendet, um die **Dosis** für ein beliebiges MLC Feld im **homogenen Wasserphantom** zu berechnen



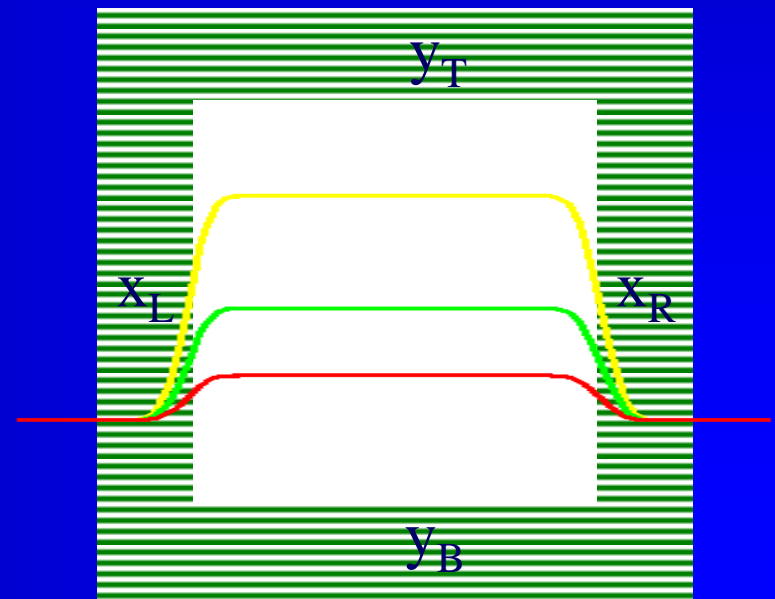
$$D_{x,y}^{d,SSD} \cdot c, s = OAR_{x,y}^d \cdot c, s \cdot \frac{SAD^2}{x^2 + y^2 + SSD + d^2} \cdot TPR^d \cdot s' \cdot S_c \cdot c \cdot S_p \cdot s' \cdot MU \cdot OF_{10 \times 10, d_{ref}}$$

Modellierung des OAR: Ansatz

$$F_{x,y}^d(x_R, x_L, y_T, y_B) =$$

$$\sum_{j=1}^3 \frac{A_j^d}{4} s \left[\operatorname{erf} \left(\frac{x'_L - x}{\sigma_j^d s} \right) - \operatorname{erf} \left(\frac{x'_R - x}{\sigma_j^d s} \right) \right] \cdot \left[\operatorname{erf} \left(\frac{y'_T - y}{\sigma_j^d s} \right) - \operatorname{erf} \left(\frac{y'_B - y}{\sigma_j^d s} \right) \right]$$

- Jedes quadratische (oder rechteckige) Feld wird mit einer Summe aus drei Erf-Funktionen modelliert
- Die Amplituden und sigmas sind tiefen- und feldgrößenabhängig (lineare Funktionen)



Auswirkungen des Ausgleichsfilters auf das OAR

- Radial-Faktoren sind relative Dosisverteilungen in radialer Richtung

$$RF_{x,y}^d = \frac{D_{x,y}^{d,SSD} \quad c, s}{D_{0,0}^{d,SSD} \quad c, s}$$

- Die Radial-Faktoren (=Hörner) im OAR werden separat modelliert

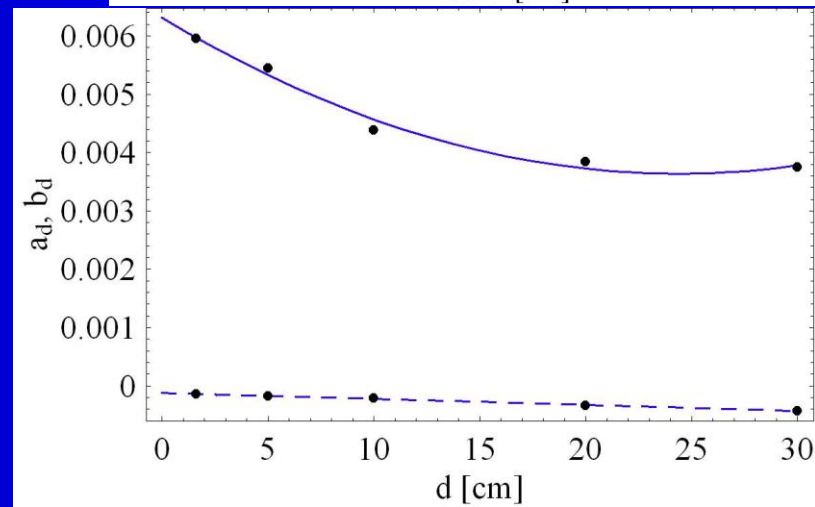
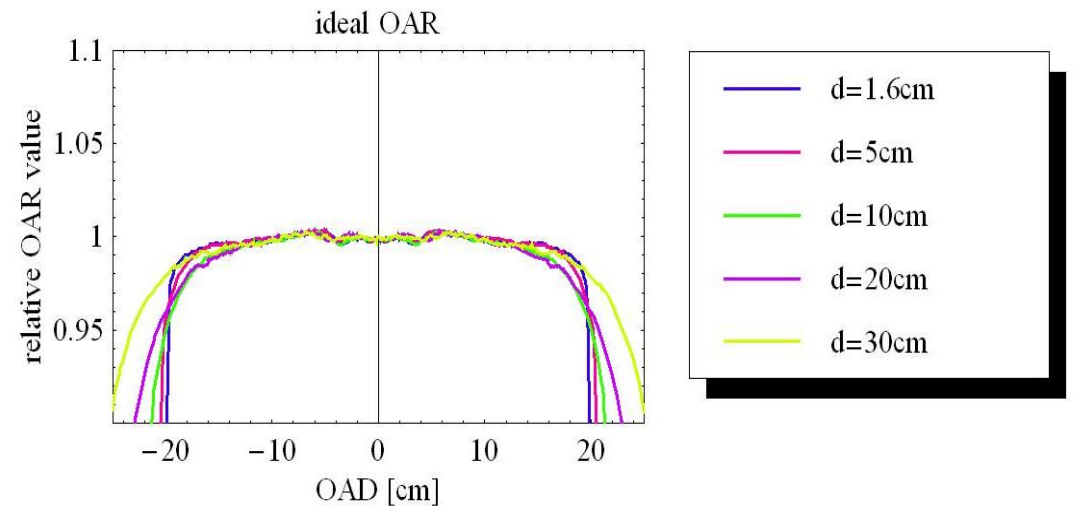
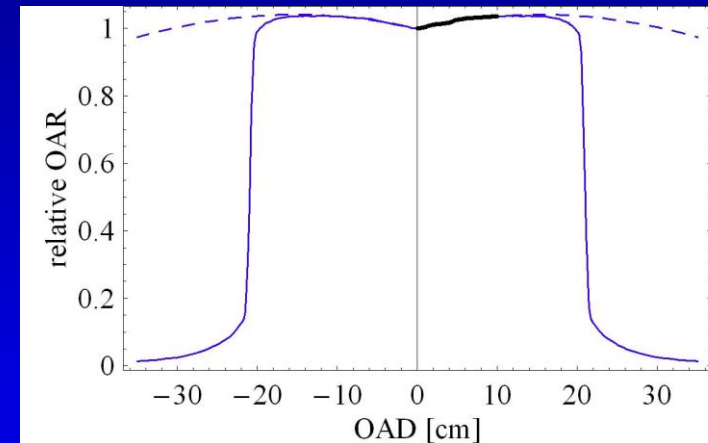
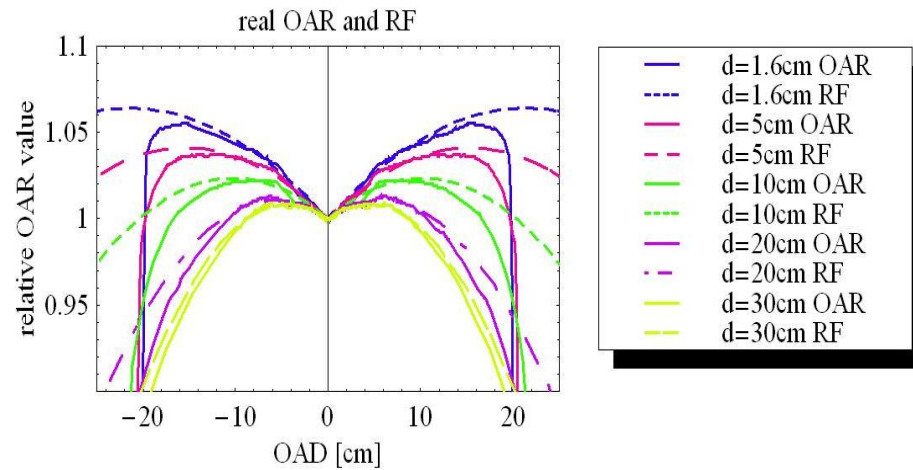
$$OAR_{x,y}^{d, ideal} \quad c, s = \frac{1}{RF_{x,y}^d} \cdot \frac{D_{x,y}^{d,SSD} \quad c, s}{D_{0,0}^{d,SSD} \quad c, s} = \frac{OAR_{x,y}^d \quad c, s}{RF_{x,y}^d}$$

RF Modellierung

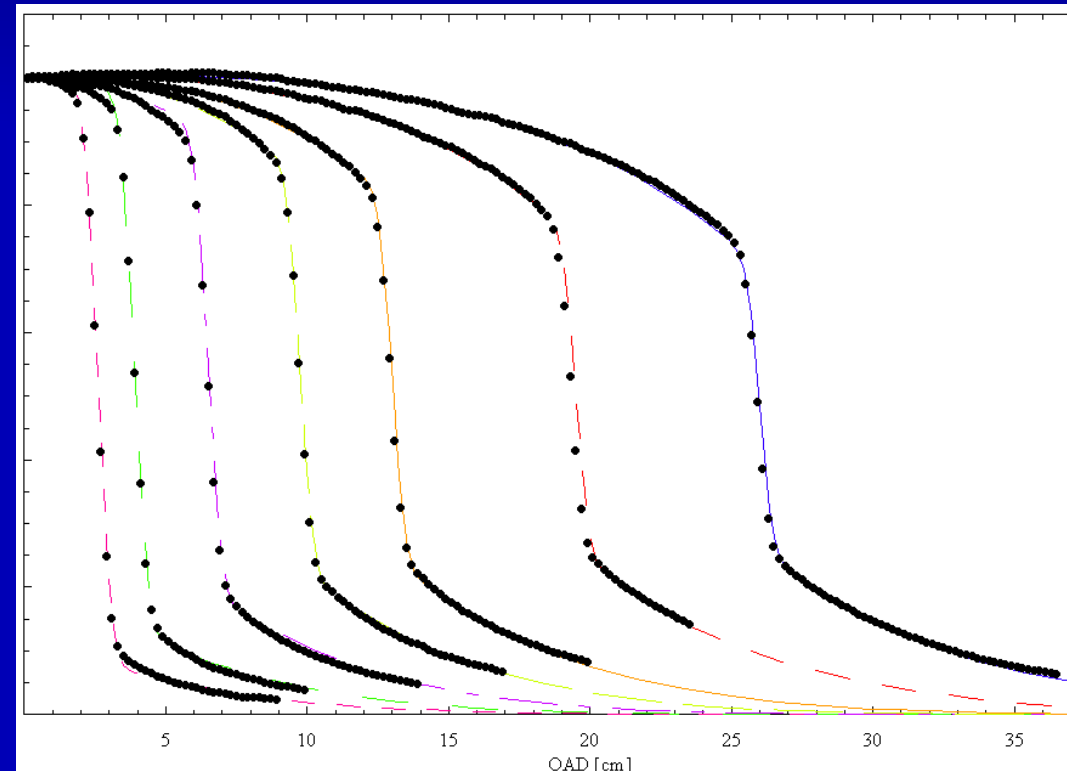
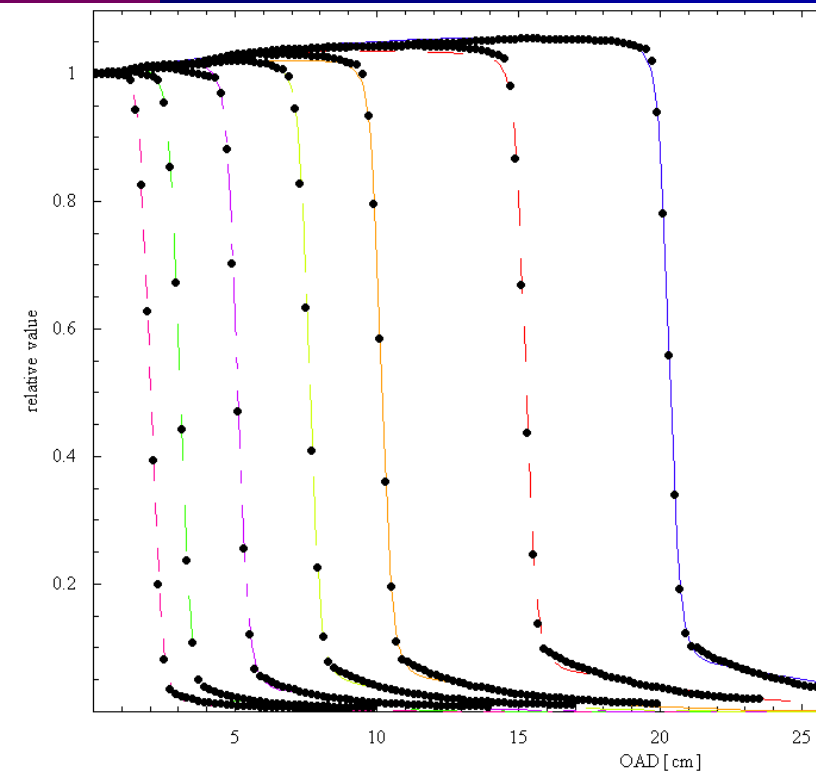
$$RF_{x,y}^d = 1 + a_d \cdot \sqrt{x^2 + y^2} + b_d \cdot x^2 + y^2$$

$$a_d = r_0 + r_1 \cdot d + r_2 \cdot d^2$$

Der Fit für RF wird gleichzeitig mit dem Fit für OAR durchgeführt

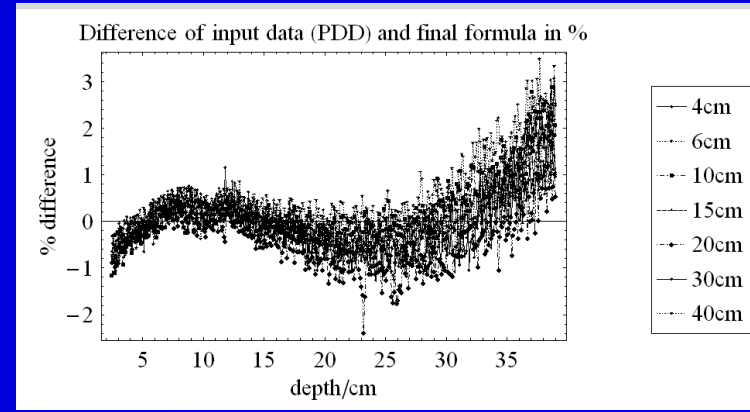
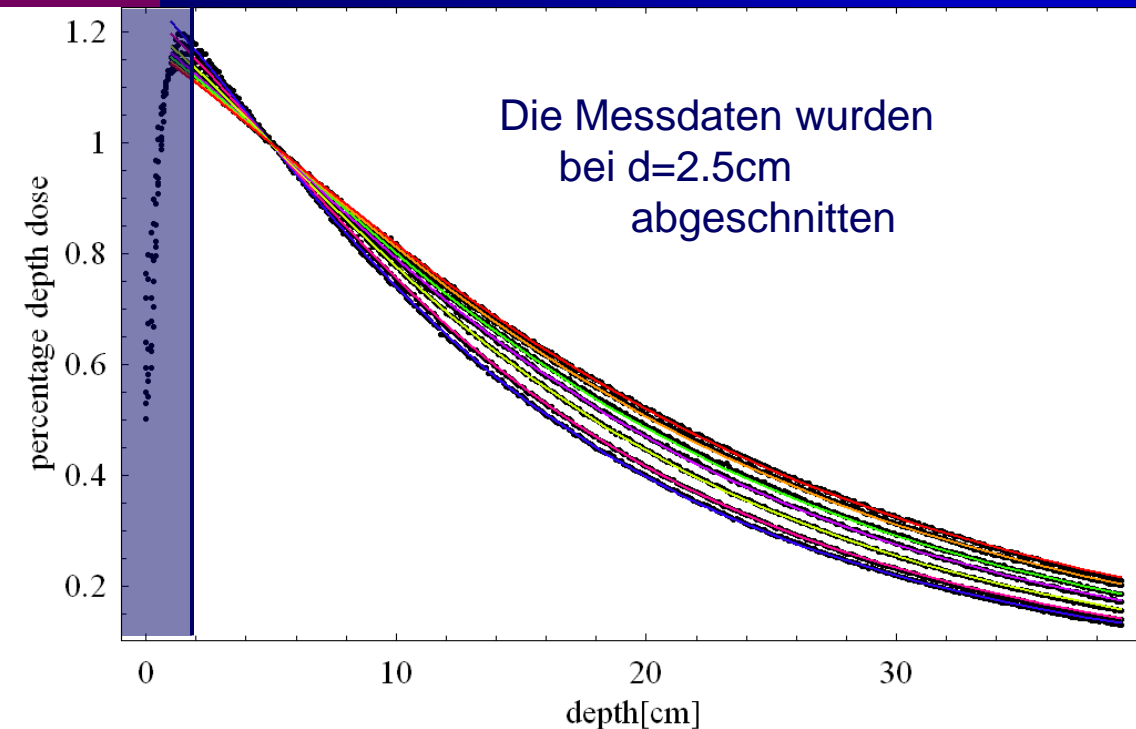


OAR Modellierung: Ergebnisse



TPR Modellierung

$$PDD^d_s = \frac{D_{0,0}^{d,SSD_0} S}{D_{0,0}^{d_{ref},SSD_0} S} \quad \text{wurde konvertiert zu} \quad TPR^d_s = \frac{D_{0,0}^{d,SAD-d} S}{D_{0,0}^{d_{ref},SAD-d_{ref}} S}$$



Linac Kalibrierfaktor

- Der Kalibrierfaktor OF ist definiert als

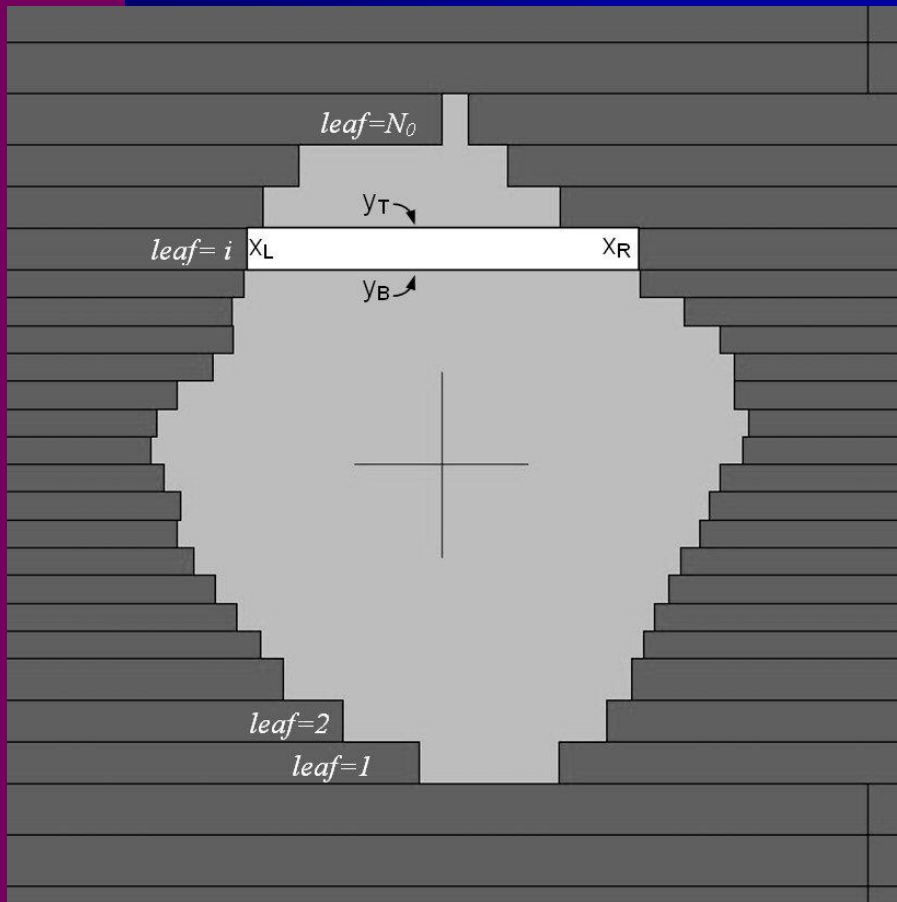
$$OF_{10 \times 10, d_{ref}} = D_{0,0}^{5cm, 95cm} \quad 10cm, 10cm = \frac{92.42cGy}{100MU}$$

- Jeder Beitrag zur Dosisberechnung ist nun bestimmt:

$$D_{x,y}^{d, SSD} \quad c, s = OAR_{x,y}^d \quad c, s \cdot \frac{SAD^2}{x^2 + y^2 + SSD + d} \cdot TPR^d \quad s'$$

$$\cdot S_c \quad c \cdot S_p \quad s' \cdot MU \cdot OF_{10 \times 10, d_{ref}}$$

OAR: Summation



- Jedes statische MLC Feld wird in einzelne Rechtecke zerlegt, die mit Erf-Funktionen modelliert werden
- Die Dosis wird für jedes Rechteck berechnet, und die Summe über alle Rechtecke ergibt die Dosis für das komplette Feld

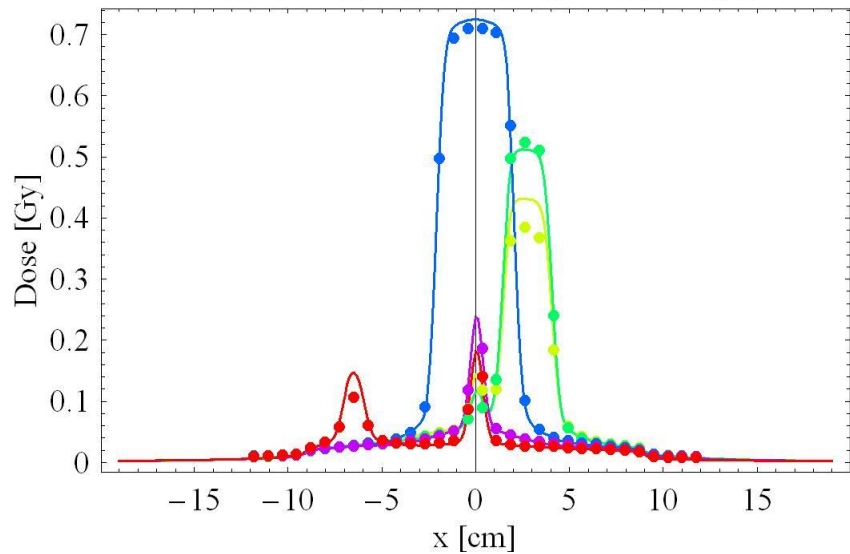
dMLC Summation

$$S_p \cdot TPR \cdot OAR \rightarrow \left(\begin{array}{l} S_p \cdot s'_{\max} \cdot TPR(d, s'_{\max}) \cdot \sum_{k=1}^{N_{\text{subfields}}} \Delta\mu_k \cdot OAR_{\text{open}}^k(d, x, y) \\ T(d, x, y) \cdot \sum_{k=1}^{N_{\text{subfields}}} S_p \cdot cArea' \cdot TPR(d, cArea') \cdot \Delta\mu_k \cdot OAR_{\text{closed}}^k(d, x, y) \end{array} \right)$$

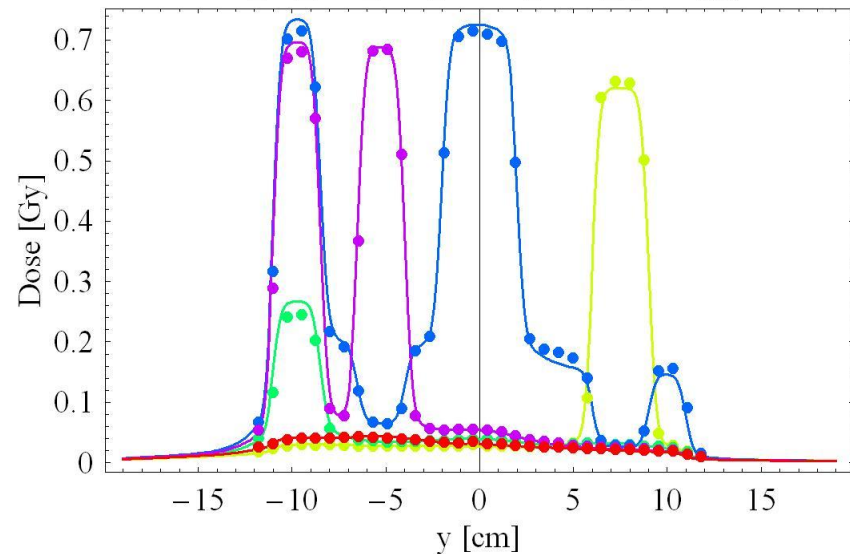
- Für jedes Segment existiert ein Beitrag von offenem und geschlossenem MLC
- s_{\max} ist die maximale Gesamtfeldgröße



05_10_100_100_18x22_sagittal_aprof.jpg

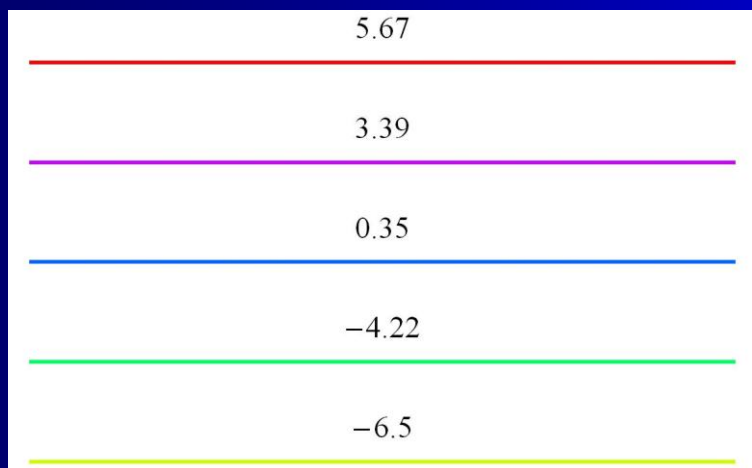


05_10_100_100_18x22_axial_aprof.jpg

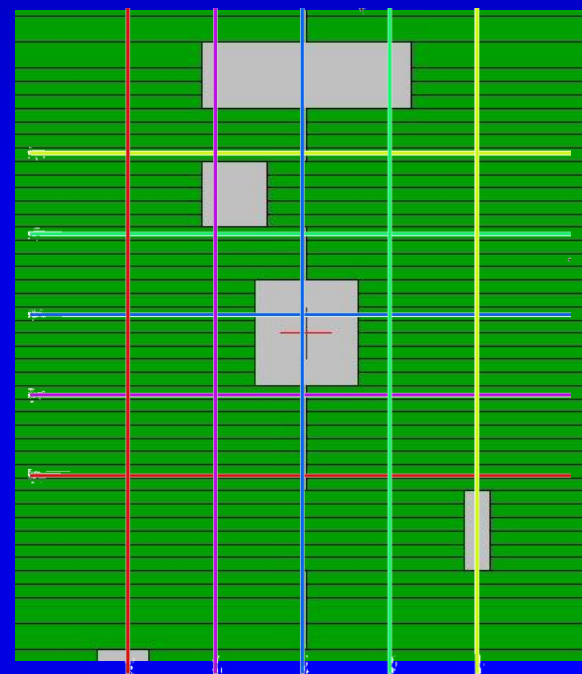


sagittal

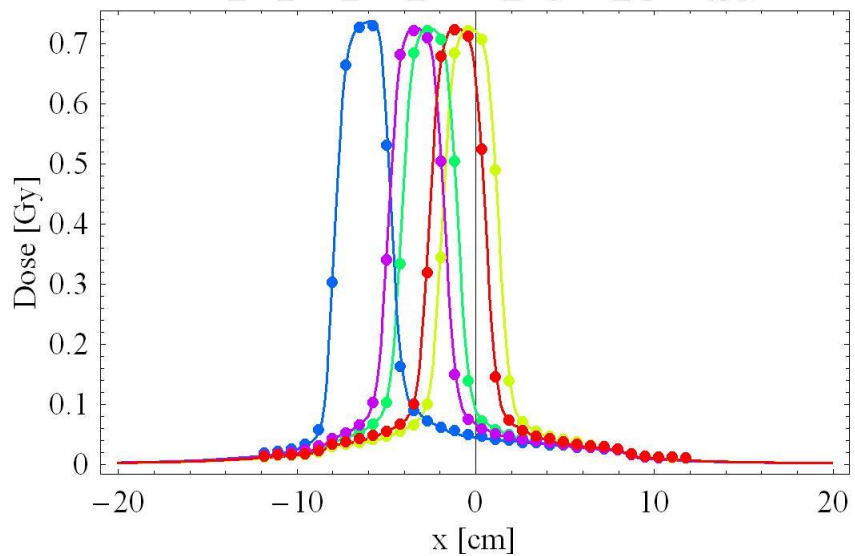
axial



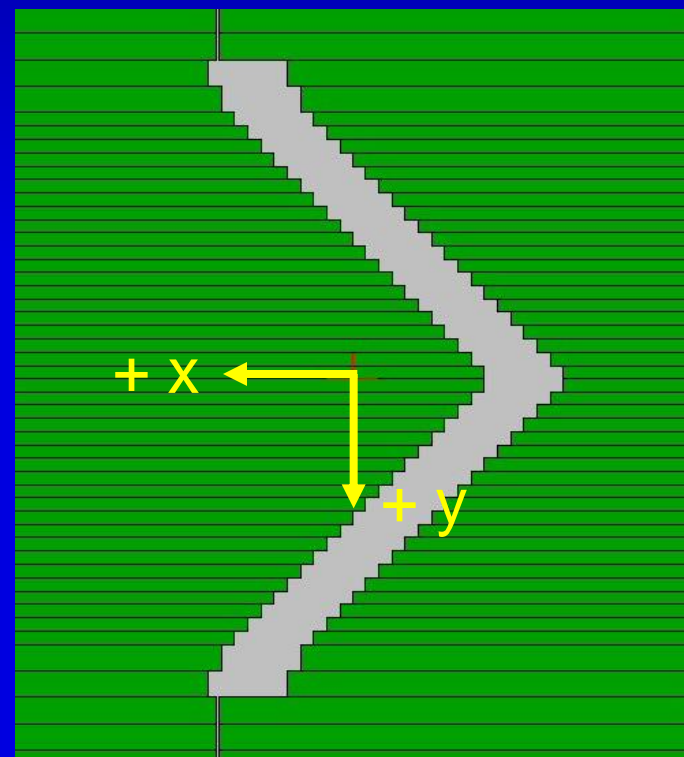
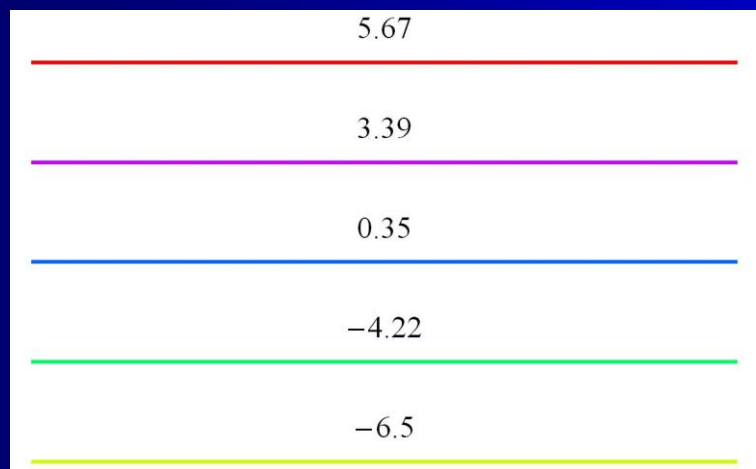
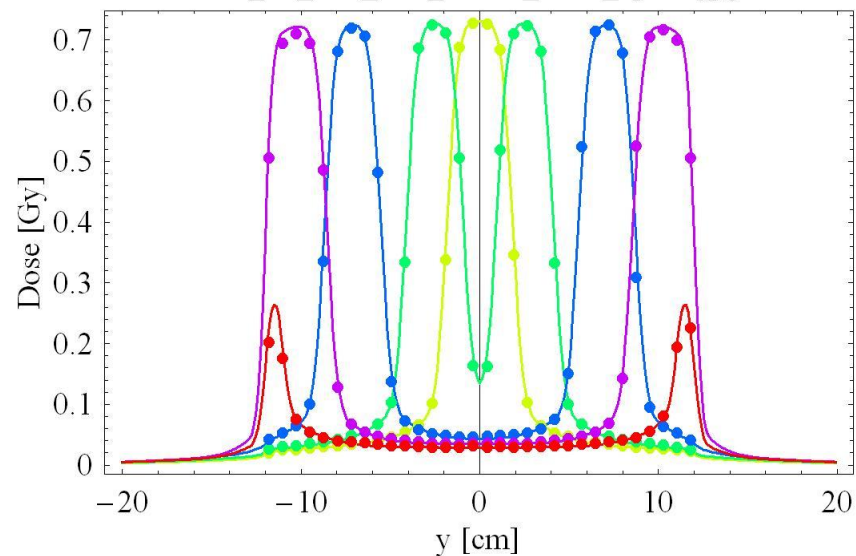
+ x ←
 ↓ + y



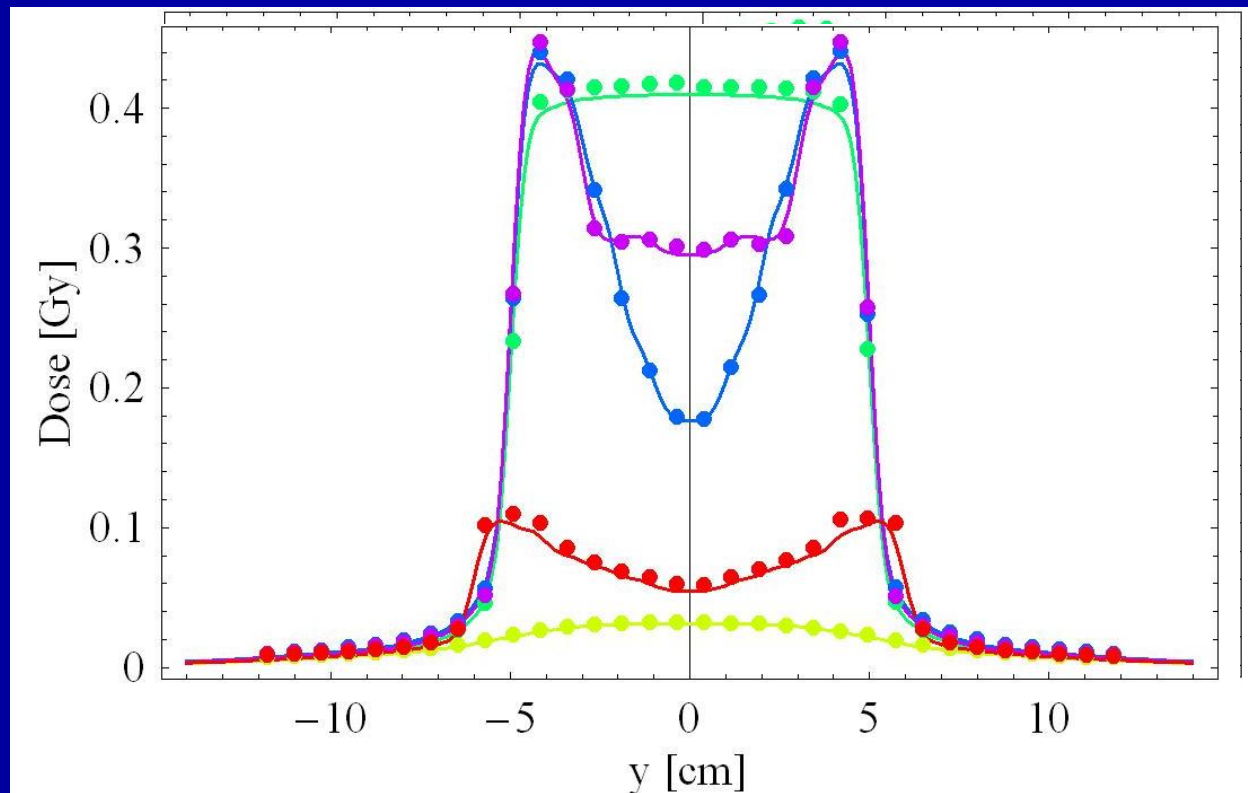
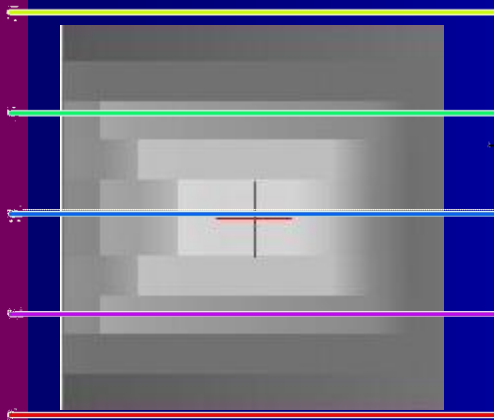
09_10_100_100_17x24_sagittal_aprof.jpg



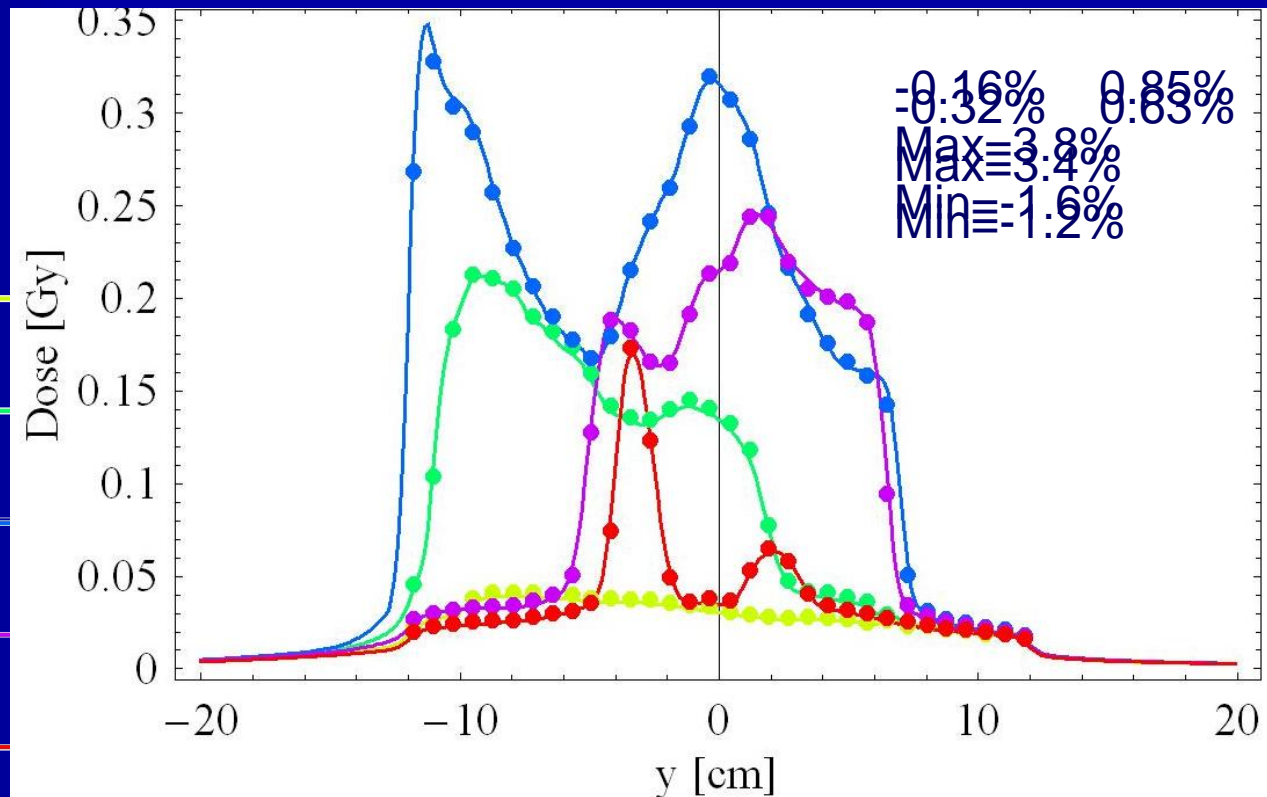
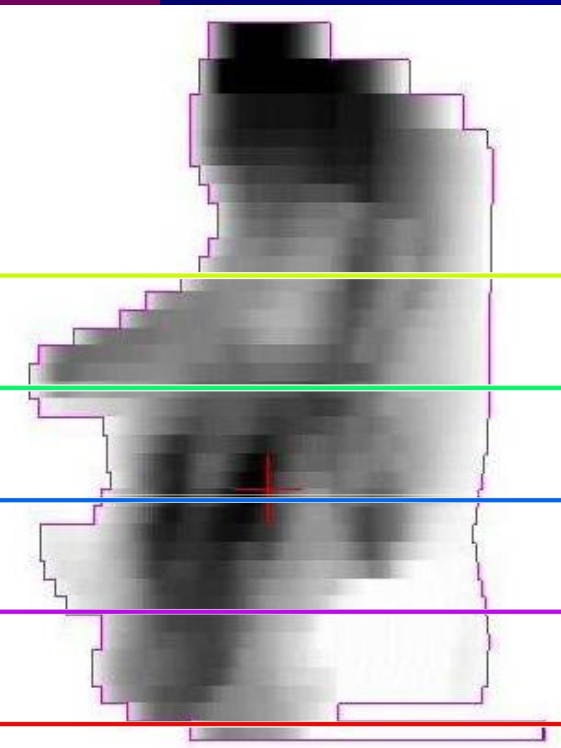
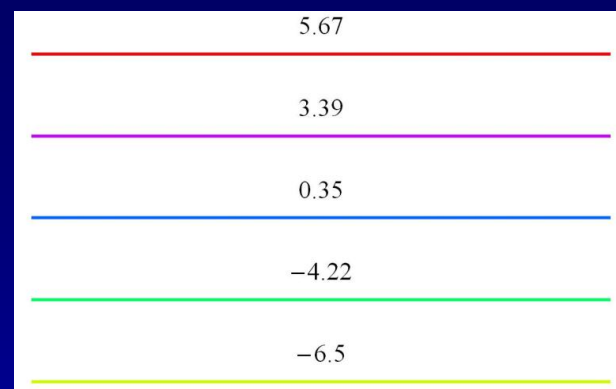
09_10_100_100_17x24_axial_aprof.jpg



dMLC Berechnung vs. MatrixX Messung

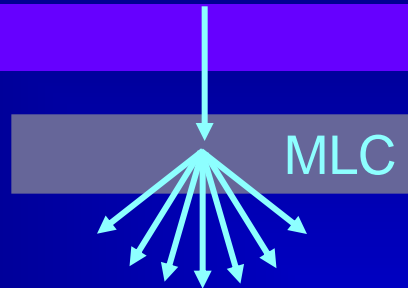


dMLC Berechnung für ein Patientenfeld

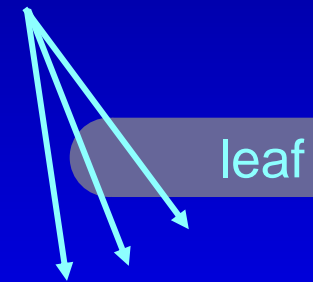


Berücksichtigung verschiedener MLC-Effekte

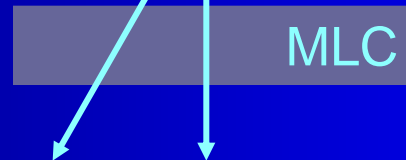
- Streuung



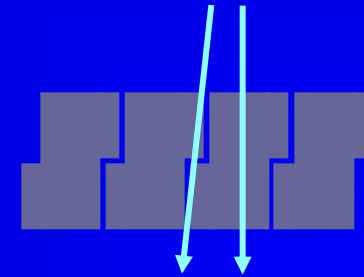
- Transmission an den Leaf-Enden



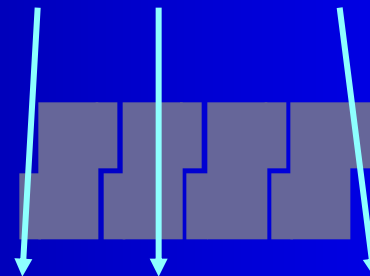
- Strahldivergenz



- Interleaf-Transmission



- Tongue & Groove Effekt



Modell der MLC Transmission

- Die Transmission am Zentralstrahl wird als Funktion der Feldgröße und der Tiefe charakterisiert; alle anderen Effekte gehen dabei als Korrekturfaktoren ein
- Die abgerundeten Leaf-Enden werden in Form eines dosimetrischen Spaltes ΔG berücksichtigt, der die Leaf-Positionen um einen bestimmten Betrag modifiziert
- Variationen in der Materialdichte werden in dem Modell durch die Verwendung eines dynamischen geschlossenen MLC berücksichtigt

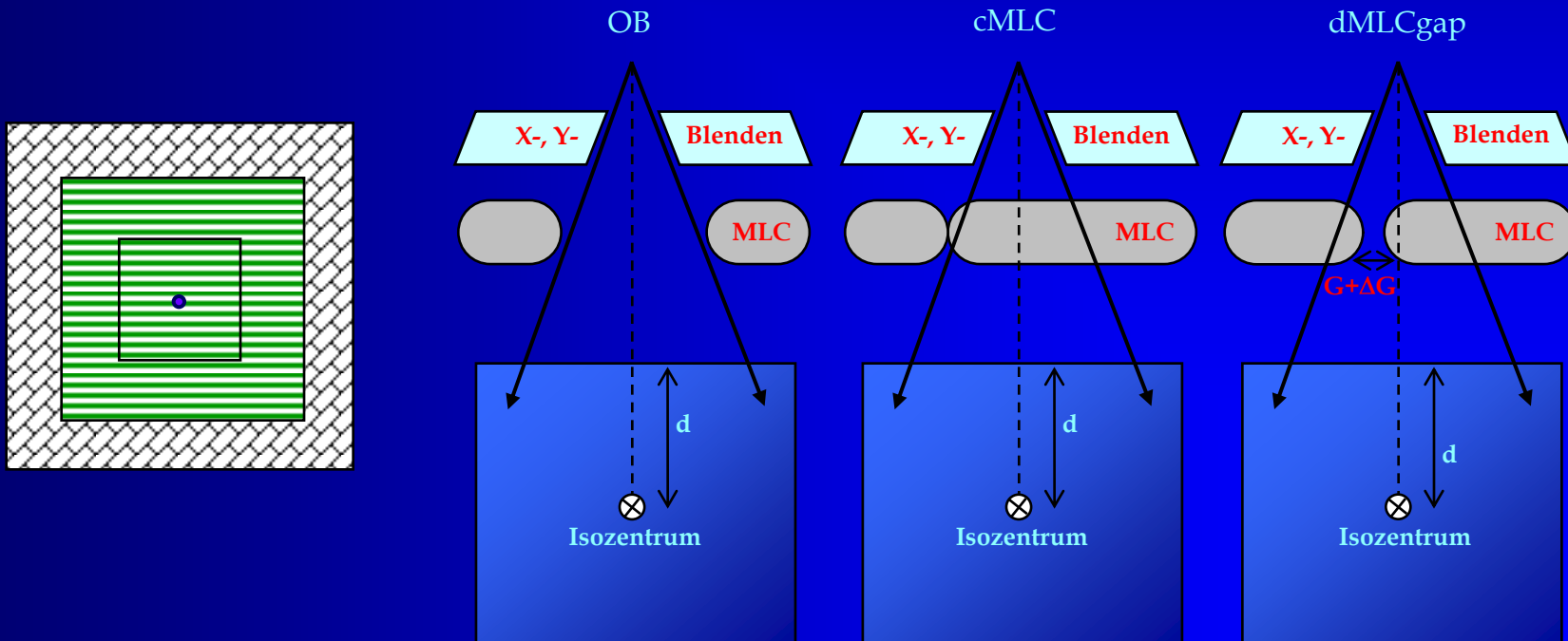
$$\begin{aligned} T_{x, y, d, c} &= \frac{D_{cMLC}(x, y, d, c)}{D_{OB}(x, y, d, c)} = \\ &= T_{direct}(d) \cdot TF_{scatter}(d, s_c) \cdot TF_{interleaf}(y, d) \cdot TF_{divergence}(r, d) \end{aligned}$$

$$\phi = \frac{G + \Delta G}{\Delta x}$$

MLC Streuung and ΔG

$$\frac{R - \phi}{1 - \phi} = \frac{D_{cMLC} \quad x, y, d, c}{D_{OB} \quad x, y, d, c}$$

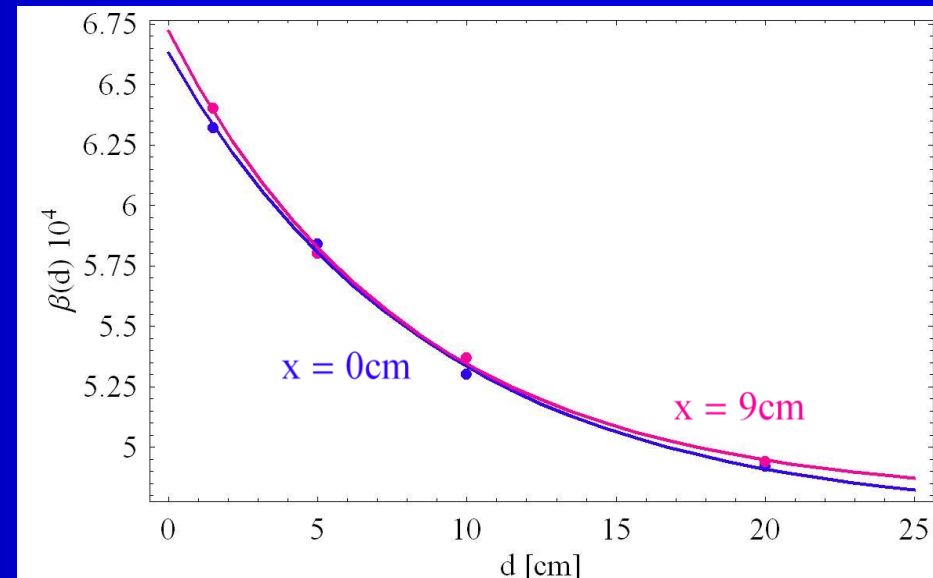
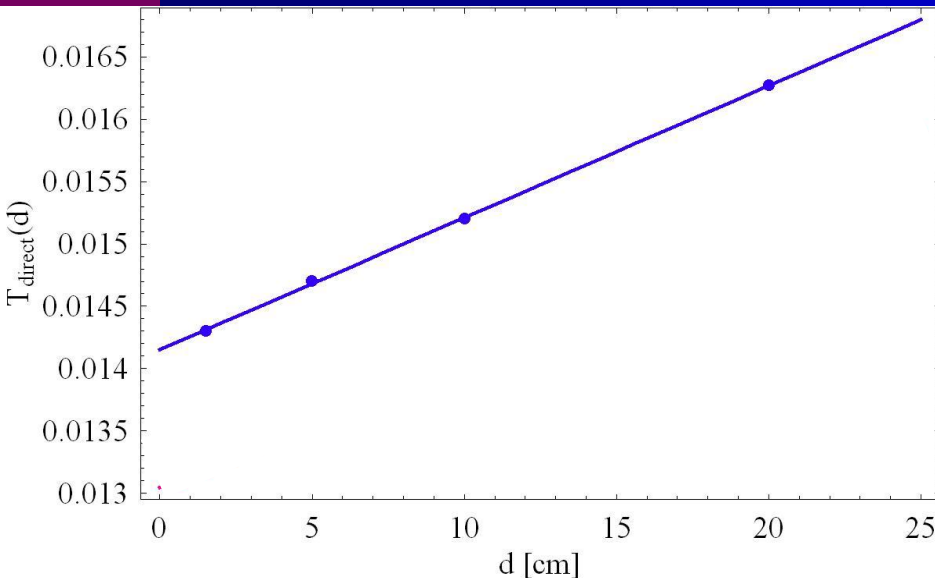
- T(d), MLC Streuung und ΔG ($=0.14\text{mm}$) werden durch OB, cMLC und der Messung eines sich bewegenden Spalts (dMLCgap) für verschiedene Feldgrößen und Tiefen bestimmt



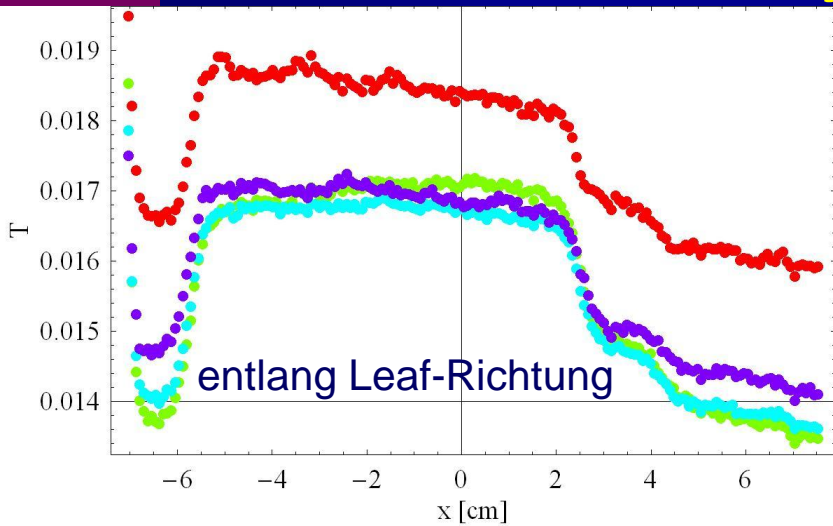
MLC Streuung and Strahlaufhärtung

- Die MLC Streuung hängt von der Feldgröße und Tiefe ab, da sich das Energiespektrum ändert
- Die erforderlichen Parameter werden von OB und cMLC Messungen für verschiedene Feldgrößen extrahiert

$$T_{CAX} \rightarrow T_{direct} \quad d \quad 1 + \beta \quad d \cdot s_c^2$$



Interleaf Transmission: statisch vs. dynamisch



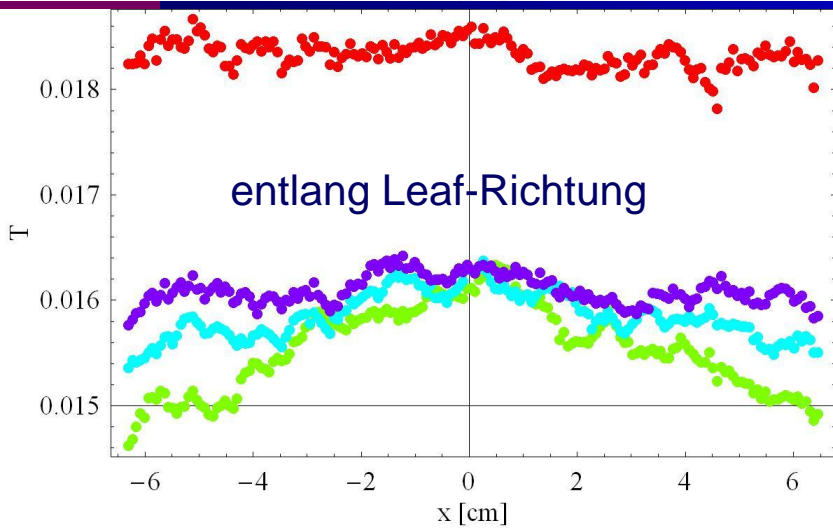
statisch

$d = 20\text{cm}$

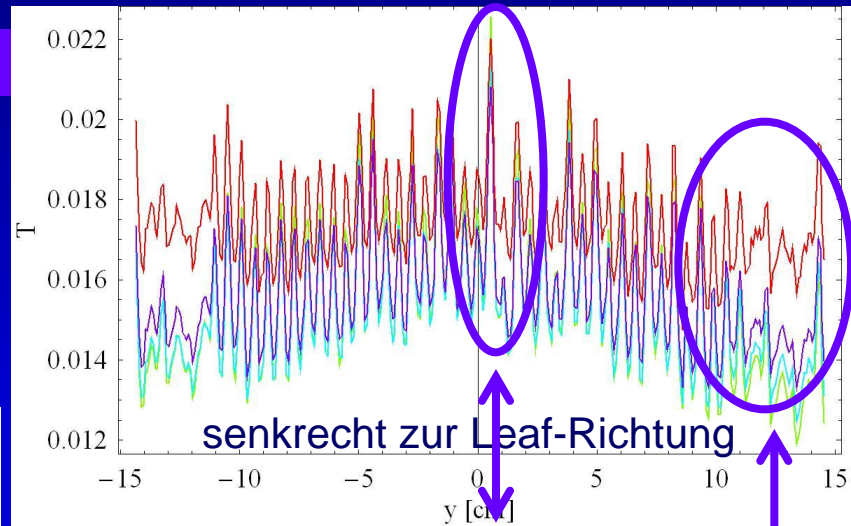
$d = 10\text{cm}$

$d = 5\text{cm}$

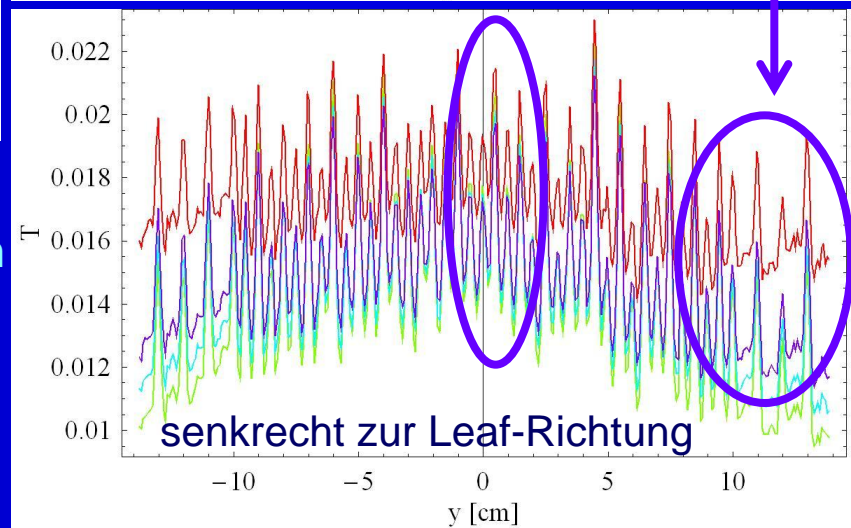
$d = 1.5\text{cm}$



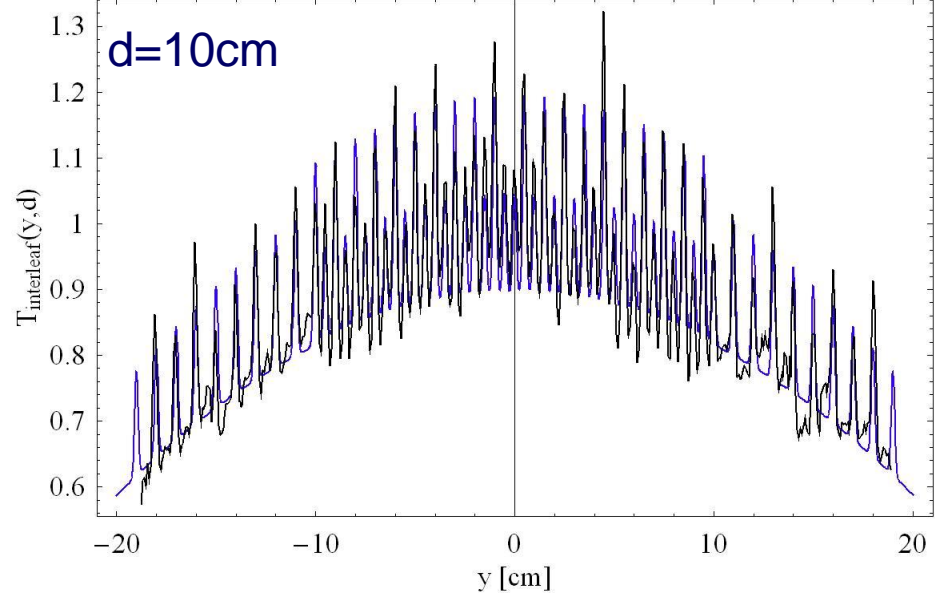
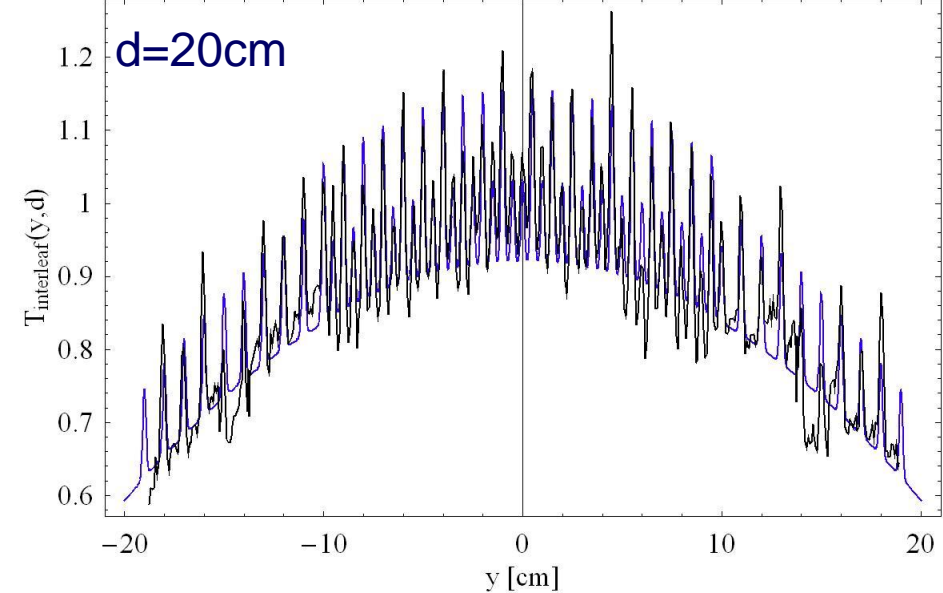
dynamisch



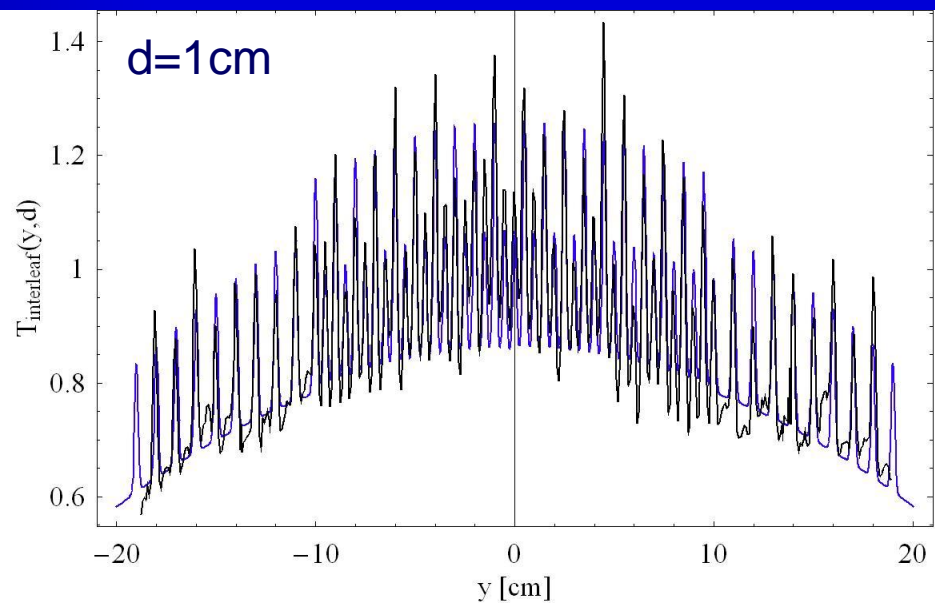
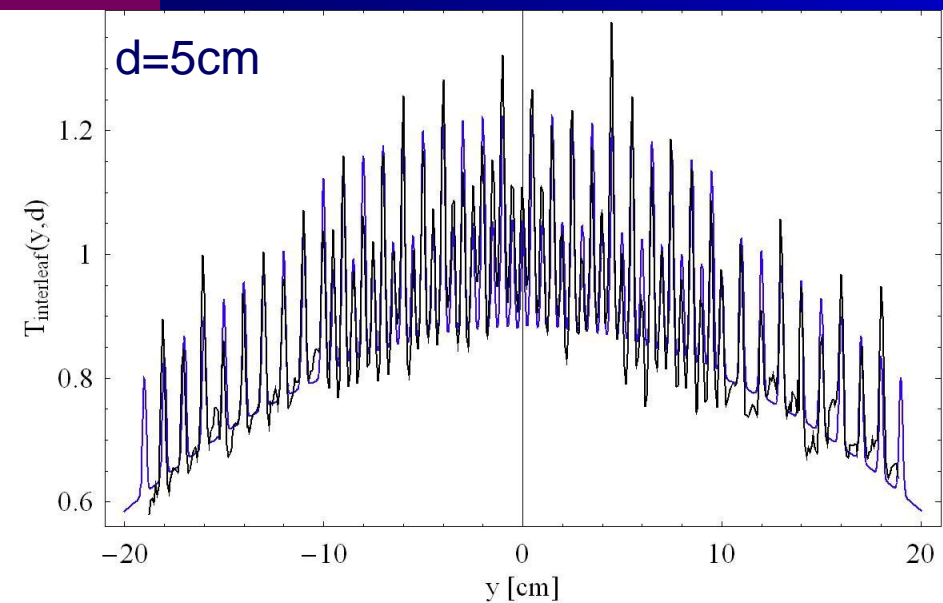
senkrecht zur Leaf-Richtung



senkrecht zur Leaf-Richtung



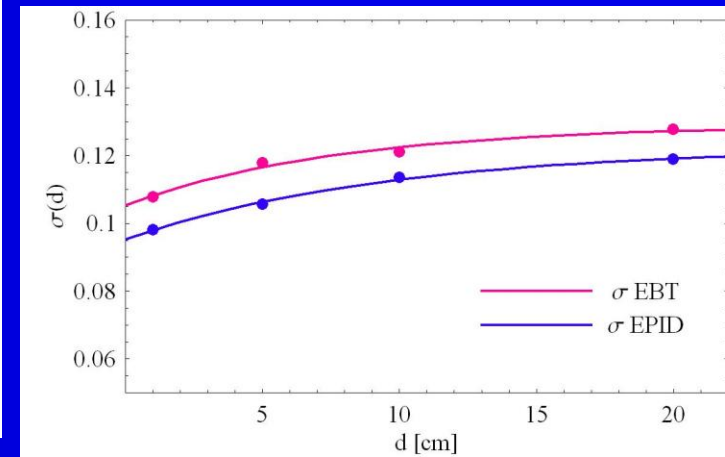
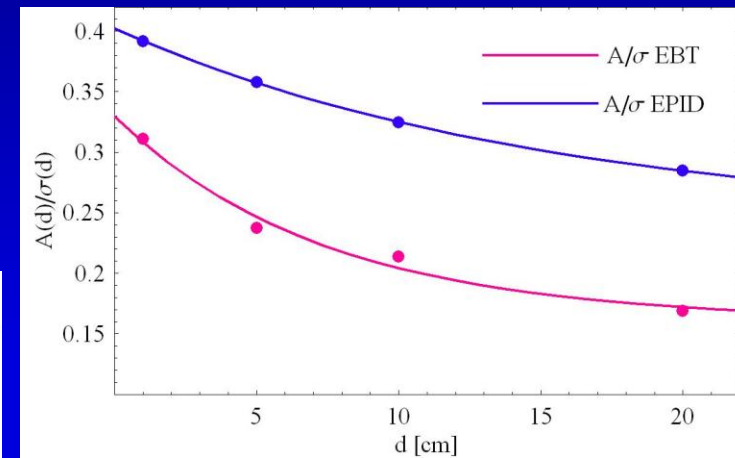
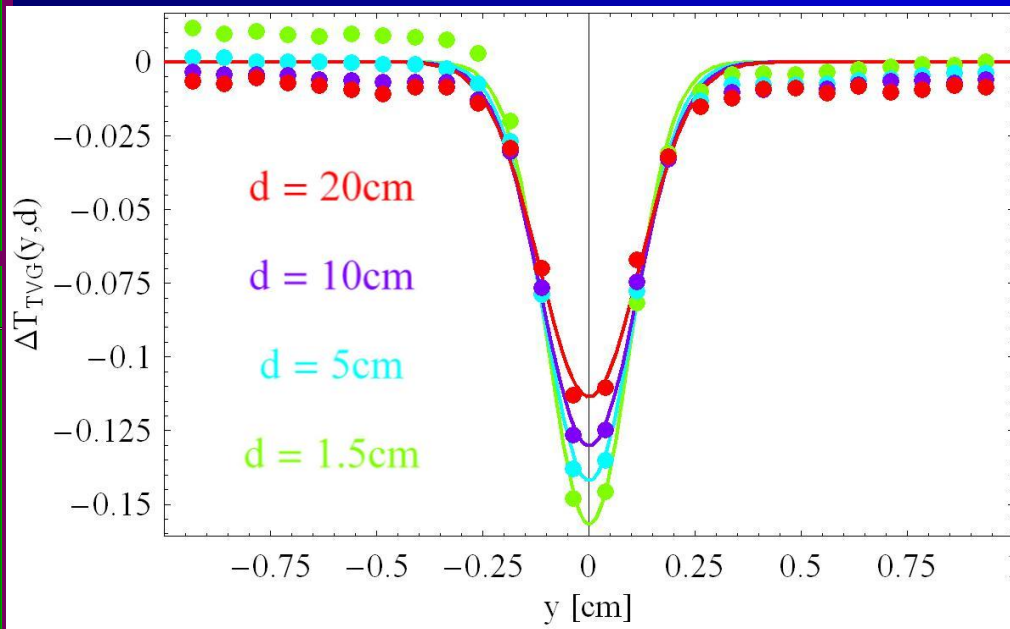
$$TF_{interleaf}(y, d) = \left(\sum_i w_i \cdot G_i - \left\langle \sum_i w_i \cdot G_i \right\rangle \right) + 1$$

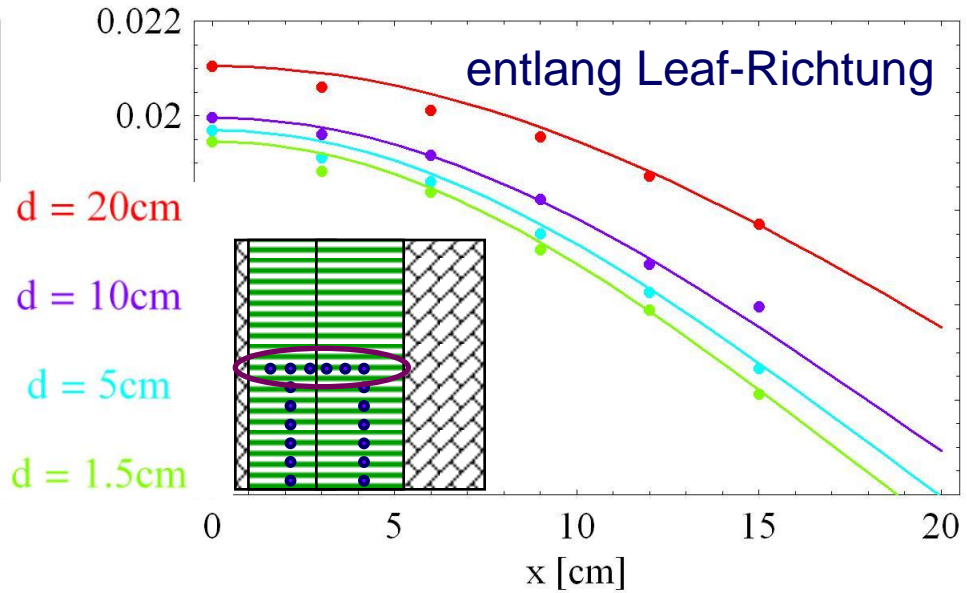
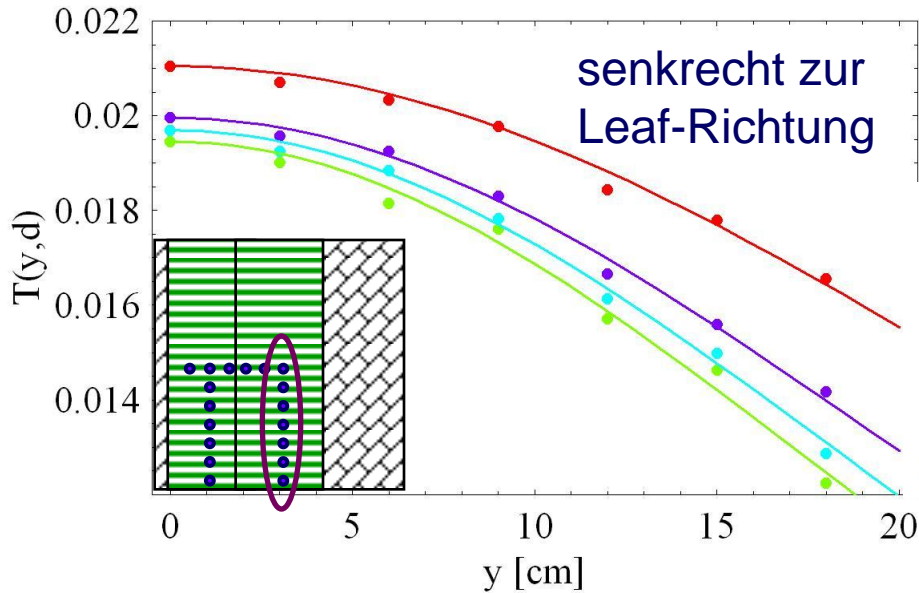


Tongue & Groove Effekt

$$\Delta T_{TVG} = \frac{1}{\phi_{TVG}} \cdot \left(\frac{gap_{delayed} - gap_{uniform}}{OB} \right)$$

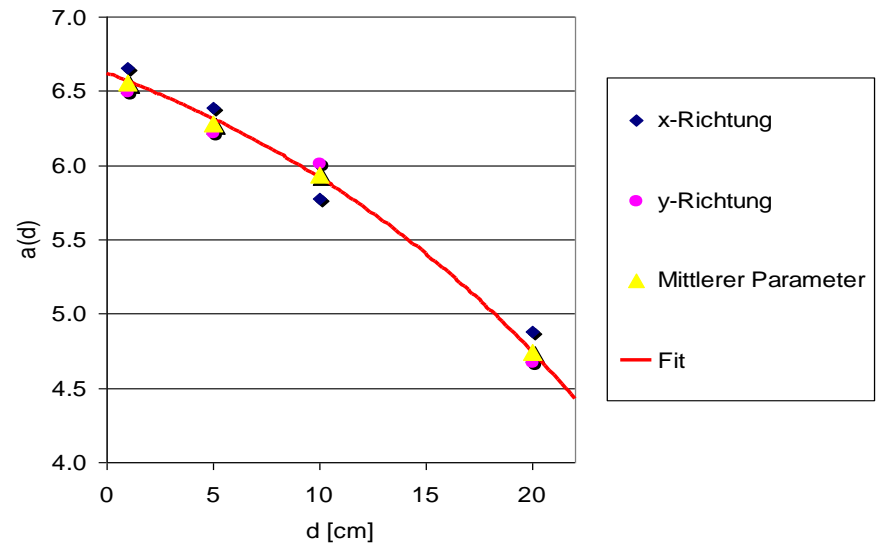
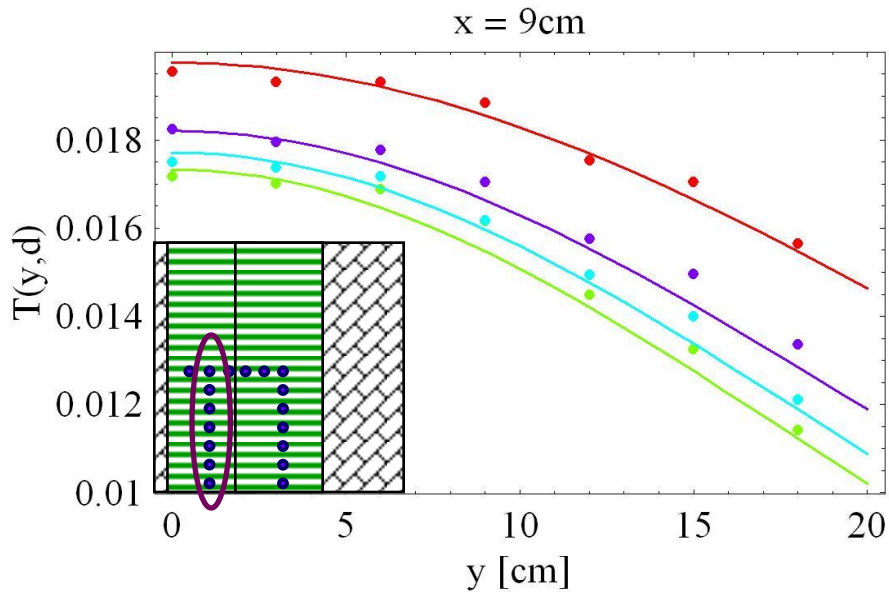
$$\phi_{TVG} = \frac{E}{\Delta x} = \frac{1}{2} \phi_{T\&G}$$

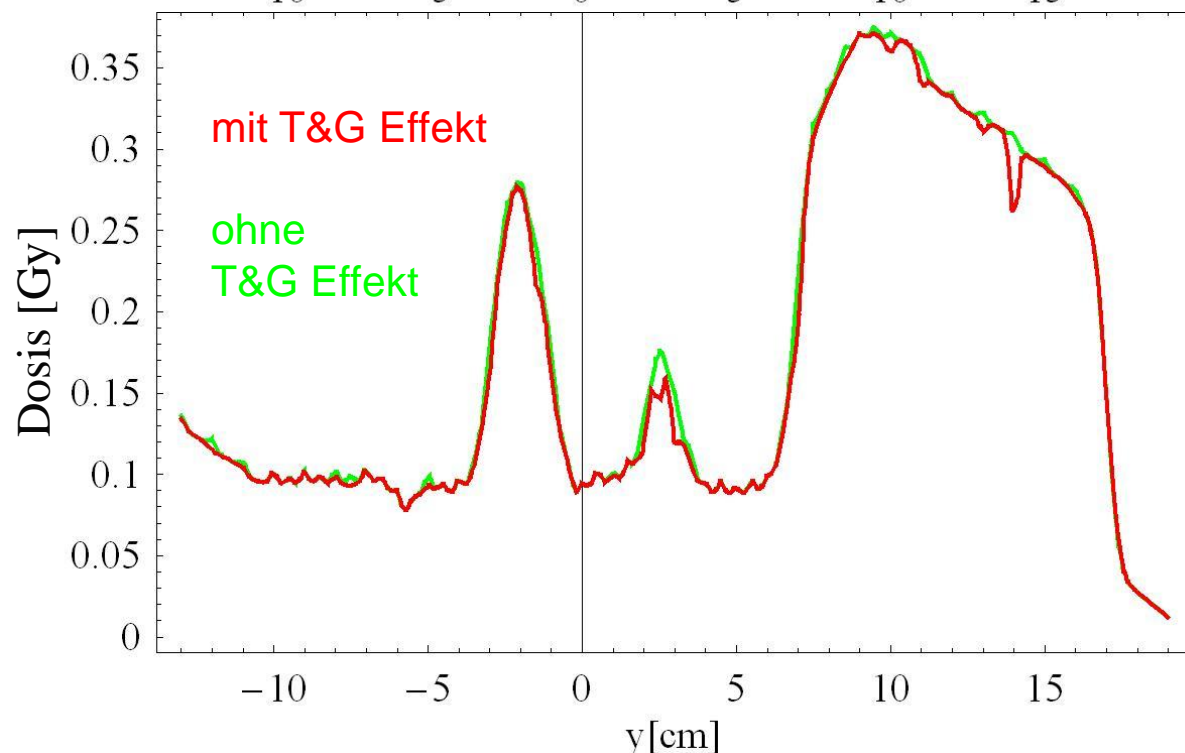
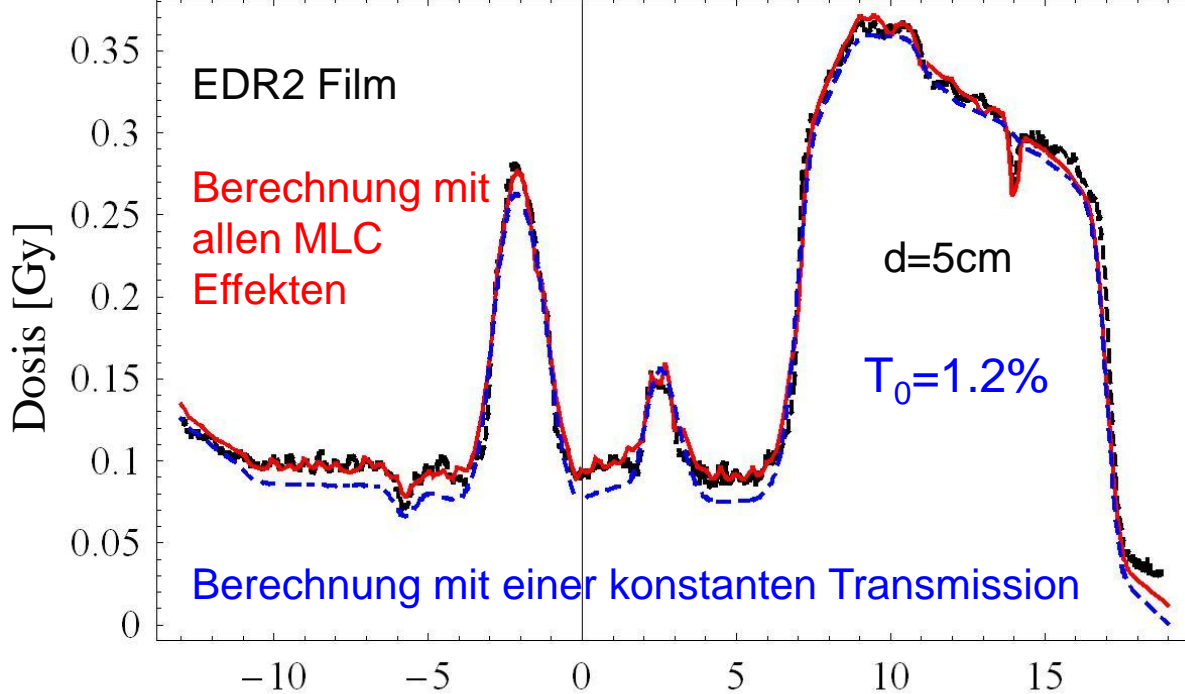




Aufgrund von Geometrieüberlegungen und spektralen Änderungen nehmen wir an:

$$TF_{divergence} \quad r, d = T_{CAX} \sqrt{1 + a \cdot d \cdot r^2 / SAD^2}$$





Die Berechnung unter Verwendung einer konstanten MLC Transmission verwendet $T_0=1.4\%$, (1.2%) welches in Bestrahlungsplanungssystemen ein üblicher Wert ist

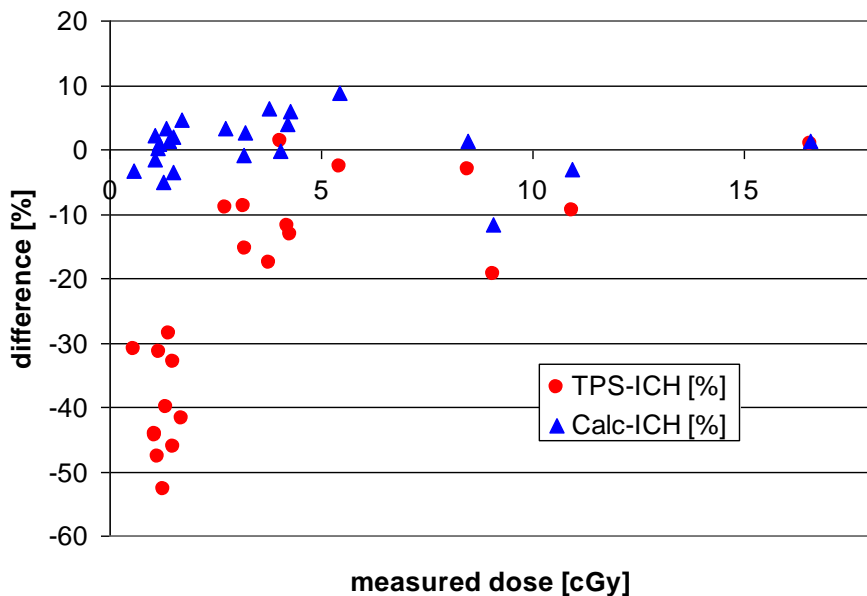
Der Vergleich zwischen den Berechnungen mit und ohne T&G Effekt zeigt die Stellen, wo der T&G auftritt

Einfluss der MLC Effekte auf die abgestrahlte Dosis eines IMRT Plans

(9 Einstrahlrichtungen, $d=15\text{cm}$, Vergleich mit $T_0=1.4\%$)

- MLC Streuung und spektrale Änderungen
 - Differenz für die integrierte Dosis aller Felder: +12.3%
 - Zwischen 0.9% und 2.5% für jedes Einzelfeld relativ zur Maximaldosis in diesem Feld
 - 4.9% Überdosierung für das Gesamtfeld relativ zum Dosismaximum
 - Lokale Diskrepanzen von mehr als 103% in allen Einzelfeldern
- T&G Effekt
 - zwischen -5.7% und -13.8% relativ zum Dosismaximum in den Einzelfeldern
 - bis zu -8.9% durchschnittliche Unterdosierung im Hochdosisbereich des Gesamtfelds
- Auswirkung Strahldivergenz im Gesamtfeld
 - durchschnittlich ca. 2% Unterdosierung
 - lokal bis zu 10% Unterdosierung (radial gemittelt)

(x,y)=(0,0): low dose



Zusammenfassung

- VERIFY wurde als zuverlässiger, unabhängiger Dosisberechnungsalgorithmus in die klinische Routine implementiert
- Ein tiefenabhängiges, analytisches Modell für
 - die mittlere MLC Transmission
 - die MLC-Streuung
 - Strahlaufhärtung
 - Strahldivergenz,
 - Interleaf-Transmission,
 - Abgerundete Leaf Enden und
 - T&G Effekt

wurde entwickelt und eine Abschätzung der klinischen Relevanz dieser Effekte durchgeführt

- Eine präzise Modellierung der MLC Transmission ist Voraussetzung für eine zuverlässige Dosisberechnung

**Vielen Dank
für ihre Aufmerksamkeit!**

