

# Einführung der IMRT mit extern gefertigten Kompensatoren

R. Lösch, A. Schwennicke, H. Wirtz

Klinikum St. Marien Amberg

## Einleitung

Intensitätsmodulierte Bestrahlungsfelder für die IMRT lassen sich – außer durch eine dynamische oder statische Abfolge von MLC-Segmentfeldern – auch durch das Einbringen von Kompensatoren in den Strahlengang erzeugen (vgl. Salz et al. in Medizinische Physik 12 (2002)). An der Strahlentherapie des Klinikums St. Marien in Amberg wird erwogen, diese IMRT-Variante klinisch einzusetzen. Die Anschaffung einer Fräsmaschine verbietet sich aus räumlichen und finanziellen Gründen. Es wurde jedoch mit der Firma positronic beam service ein Anbieter gefunden, der im Auftrag Kompensatoren aus MCP96 anfertigt. Während des vergangenen halben Jahres wurde erprobt, welche Genauigkeit bei der IMRT mit Kompensatoren mit der gegebenen apparativen und softwaretechnischen Ausstattung erzielt werden kann, und mit welchen apparativen und softwaretechnischen Modifikationen eine Verbesserung der Genauigkeit erzielt werden kann.

## Material und Methoden

### Bestrahlungsgerät und Kompensatormontage

Die verwendeten Kompensatoren werden extern bei der Firma positronic beam service aus MCP96-Rohlingen gefräst. Die Nutzhöhe der Kompensatoren beträgt üblicherweise 4cm. Hinzu kommt jeweils aus fertigungstechnischen Gründen eine Basisplatte von 5mm aus dem selben Material. Als Photonenquelle dient ein

Linearbeschleuniger SLi von Elekta mit einer Photonenenergie von 6MeV. Die Kompensatoren werden fokusnah auf die Blockträgerplatte des Bestrahlungsgerätes montiert, wobei die Basisplatte dem Fokuspunkt näher liegt als der eigentliche Nutzanteil des Kompensators.

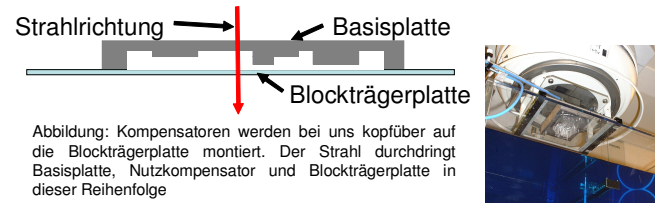


Abbildung: Kompensatoren werden bei uns kopfüber auf die Blockträgerplatte montiert. Der Strahl durchdringt Basisplatte, Nutzkompensator und Blockträgerplatte in dieser Reihenfolge

### Planungssystem

Es wird das Planungssystem Pinnacle<sup>3</sup> von Philips eingesetzt. Für die Kompensatorplanung wurden zusätzliche Basisdaten erhoben: Querprofile, Tiefendosiskurven sowie Outputfaktoren wurden mit Basisplatte und Blockträgerplatte im Strahlengang bestimmt. Basierend auf diesen Messungen wurde für die Kompensatorplanung ein eigenes Maschinenmodell erzeugt, bei dem die Basisplatte wie ein Keilfilter modelliert wurde. Darüberhinaus wurde ein Stufenkompensator mit zwei Plateaus angefertigt und der Modellparameter „Wedge/Compensator Scatter Factor“ von Pinnacle<sup>3</sup> dergestalt modifiziert, dass das Querprofil dieses Kompensators befriedigend wiedergegeben wird.

Die Kompensatoren werden in Pinnacle<sup>3</sup> nach Optimieren der Fluenzmatrizen unter Angabe der Dichte, der Maximaldicke und des Stützstellenabstandes erzeugt. Anschließend wird die resultierende Dosis berechnet, wobei dem Planungssystem mitgeteilt werden kann, ob sich die Kompensatordicke zwischen den Stützstellen linear oder stufenförmig verändert. Die Kompensatordaten werden im sogenannten ParScientific-Format aus Pinnacle<sup>3</sup> exportiert.

### Kompensatorherstellung

Die Kompensatoren werden bei positronic beam service aus MCP96-Rohlingen gefräst. Die ParScientific-Daten geben eine Materialstärke wieder, die die an der jeweiligen Stützstelle erforderliche Schwächung der Fluenz beschreibt. Da der Strahl aber divergent ist, müssen die ParScientific-Daten einer Divergenzkorrektur unterworfen werden, bei der jede Stützstelle entsprechend der jeweiligen Materialdicke in der Kompensatorebene verschoben und die Materialstärke korrigiert wird (Vgl. untenstehende Grafik).

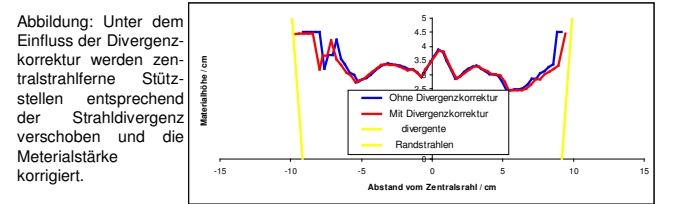


Abbildung: Unter dem Einfluss der Divergenzkorrektur werden zentralstrahlferne Stützstellen entsprechend der Strahldivergenz verschoben und die Materialstärke korrigiert.

## Verifikation der Kompensatorplanung

Für einen klinischen Routinebetrieb ist die folgende patientenindividuelle Qualitätskontrolle vorgesehen: Einzelfelder sollen durch die Messung der zweidimensionalen Dosisverteilung sowie der auf die Kalibrierbedingungen normierten Punktdosis mit einer 0,125ccm-Ionisationskammer im Wasserphantom verifiziert werden. Die Plausibilität des Summenplanes wird durch Messung von Punktdosiswerten mit Ionisationskammern sowie von zweidimensionalen Dosisverteilungen mit Filmen an einem RW3-Ersatzphantom überprüft. Die zum Einsatz kommende Messtechnik stammt zum Großteil von PTW.

Vor der Übernahme in die klinische Routine wurden folgende elementare Tests durchgeführt, deren Ergebnisse auf diesem Poster vorgestellt werden:

- Überprüfung der geometrischen Präzision (< 1,5mm im Isozentrum)
- Überprüfung der dosimetrischen Präzision für ebene Kompensatoren (< 2%)
- Überprüfung der dosimetrischen Präzision für heterogen dicke Kompensatoren mit Plateaus (Stufenkompensatoren) (< 3%)
- Vollständige Verifikation einer für das RW3-Phantom geplanten typischen 5-Felder-IMRT-Technik

Wir setzen uns das Ziel, die angegebenen Toleranzwerte möglichst einzuhalten.

## Ergebnisse

### Geometrische Präzision

Mit Pinnacle<sup>3</sup> wurde ein Kompensator erzeugt, der unterschiedliche Plateaus aufwies, und zudem innerhalb dieser Plateaus einzelne „Spitzen“ und „Löcher“, die in lokalen Dosismaxima und -minima in einer Ebene senkrecht zum Zentralstrahl resultieren (vgl. Bild). Die berechneten Positionen dieser Maxima und Minima sowie der Dosisstufen stimmten hervorragend mit den gemessenen überein. Voraussetzung war jedoch die Anwendung der Divergenzkorrektur. Ohne diese ergaben sich mit zunehmendem Abstand vom Zentralstrahl zunehmende Abweichungen bis zu 5mm bei einer Feldgröße von 20x20 cm<sup>2</sup>.

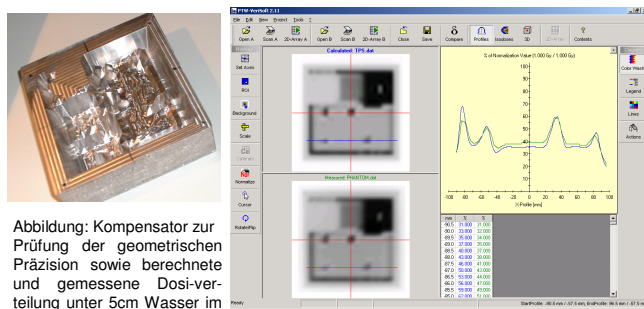


Abbildung: Kompensator zur Prüfung der geometrischen Präzision sowie berechnete und gemessene Dosisverteilung unter 5cm Wasser im Isozentrumsabstand mit Liniendosisprofil durch einige lokale Maxima.

## Dosimetrische Präzision für ebene Kompensatoren auf dem Zentralstrahl

Es wurden plane Kompensatoren mit Dicken von 1cm, 2cm und 3cm angefertigt. Diese wurden in Felder mit Feldgrößen von 5x5cm<sup>2</sup>, 10x10cm<sup>2</sup>, 17x17cm<sup>2</sup> und 25x25cm<sup>2</sup> eingebracht. Die Dosis für jeweils 100MU wurde bei einem Fokus-Phantom-Abstand von 95cm in 2,5cm, 5cm und 10cm Tiefe bestimmt. Es zeigte sich bei allen Messtiefen eine unbefriedigende Übereinstimmung, die Messwerte lagen zwischen +7,9% und -9,3% relativ zur Rechnung, vergleiche untenstehende Grafik.

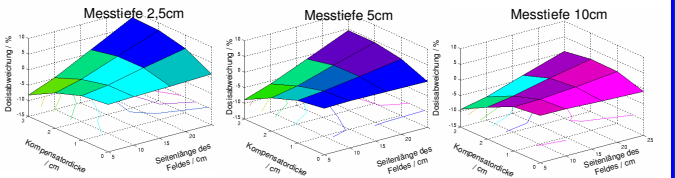


Abbildung: Dosisabweichung zwischen Messung und Rechnung für ebene Kompensatoren

Diese Dosisabweichungen können reduziert werden, indem für jede Feldgröße und für jede Kompensatordicke in Pinnacle<sup>3</sup> ein „Outputfactor Correction Factor“ eingegeben wird, der die beobachtete Dosisabweichung bei 5cm Messtiefe (der Korrekturtiefe) kompensiert. Durch Interpolation kann diese Korrektur für beliebige Feldgrößen und Kompensatorstärken gewonnen werden. Damit wurden die beobachteten Dosisabweichungen auf Werte zwischen +3,0% und -3,4% reduziert.

Trägt man die verbleibende Dosisabweichung auf dem Zentralstrahl nach Korrektur auf, so zeigt sie eine gegen das durchstrahlte Kompensatorvolumen zunehmende Tendenz, siehe untenstehende Grafik. Die gemessene Dosis weicht in kleineren Messtiefen als der Korrekturtiefe mit zunehmenden Kompensatorvolumen nach oben von der Berechnung ab. In höheren Messtiefen weicht die Dosis nach unten ab. Die in Pinnacle<sup>3</sup> vorhergesagte Dosis würde einer härteren Strahlung entsprechen als die tatsächlich unter dem Kompensator vorhandene, wobei der Unterschied mit zunehmendem durchstrahltem Kompensatorvolumen wächst. Wir führen dies darauf zurück, dass Pinnacle<sup>3</sup> die im Kompensator erzeugte Streustrahlung ungenügend modelliert. Dies zeigt sich auch bei der Auswertung von berechneten Querprofilen unter unterschiedlich dicken planen Kompensatoren, die durchweg fast unabhängig von der Kompensatorstärke erscheinen, während sie nach Messung ausgeprägte „Verschmierungeffekte“ zeigen.

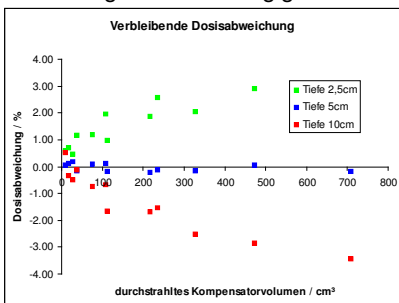


Abbildung: Dosisabweichung zwischen Messung und Rechnung für ebene Kompensatoren nach Korrektur.

## Dosimetrische Präzision bei Stufenkompensatoren

Im nächsten Schritt wurden stufenförmige Kompensatoren erzeugt und Dosisvergleiche unter den einzelnen Stufen erzeugt und Dosisvergleiche unter den einzelnen Stufen auch außerhalb des Zentralstrahls in unterschiedlichen Messtiefen angestellt. Für die Bestimmung der oben beschriebenen OF-Korrektur wurde die mittlere Kompensatorstärke benutzt. Über weite Parameterbereiche zeigten sich Dosisabweichungen von weniger als 5%, erst bei relativ extremen Bedingungen (mittlere Kompensatorstärke 2cm, FG 25x25cm<sup>2</sup>, 8cm off-axis unter der 2cm-Kompensatorstufe) zeigten sich auch Abweichungen bis zu 7%.

### Qualitätskontrolle bei einem realen Kompensatorplan

Nachdem nach Korrektur die beobachteten Dosisabweichungen im vertretbaren Rahmen blieben, wurde ein realistischer 5-Felder-Kompensator-IMRT-Plan gerechnet (siehe unten), die Kompensatoren angefertigt und der vorgesehenen Qualitätskontrolle unterworfen. Für die Einzelfeldverifikation wurden zweidimensionale Dosisverteilungen im Wasserphantom gemessen und durch Punktdosismessung an repräsentativen Stellen normiert. Bei einer Messtiefe von 5cm zeigten sich bei den Punktdosismessungen Abweichungen von zwischen -4% und +3%. Der Vergleich der normierten Dosisverteilungen der 5 Einzelfelder war befriedigend (Beispiel siehe unten). Zusätzlich wurde der Gesamtplan an einem Plattenphantom bestrahlt und dabei an zwei repräsentati-

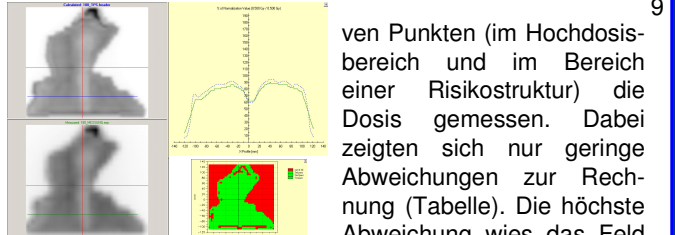


Abbildung: gerechnete und in Wasser gemessene Dosisverteilung für einen Kompensator im Vergleich, unten rechts die mit den Kriterien 3% Dosisabweichung und 3mm DTA mit VERISOFT durchgeführte Akzeptanzanalyse.

ven Punkten (im Hochdosisbereich und im Bereich einer Risikostruktur) die Dosis gemessen. Dabei zeigten sich nur geringe Abweichungen zur Rechnung (Tabelle). Die höchste Abweichung wies das Feld HNO180 auf, das das mit dem Abstand größte durchstrahlte Kompensatorvolumen besaß. Außerdem wurde die zweidimensionale Dosisverteilung per Film ermittelt und auf die Dosisberechnung normiert. Das Ergebnis war befriedigend (Abbildung).

Feld	Dosisabweichung / %		Volumen / cm <sup>3</sup>
	PTV	OAR	
HNO252	0.6	1.1	208
HNO324	1.7	0.8	431
HNO36	1.9	-1.2	460
HNO108	2.3	2.6	314
HNO180	-3.8	-4.7	637
Summe	0.9	-0.1	

Tabelle: Abweichung zwischen gemessener und berechneter Dosis an ausgewählten Positionen im Plattenphantom bei der Summenplanverifikation.

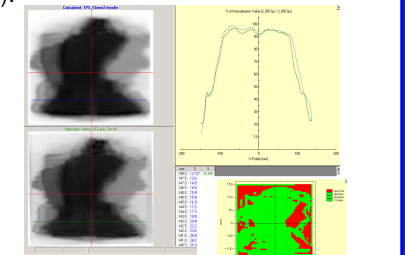


Abbildung: gerechnete und per Film gemessene Dosisverteilung für einen 5-Felder-IMRT-Plan, unten die Akzeptanzanalyse mit 3% und 3mm als Kriterien für Dosisabweichung und DTA.

## Ausblick und Dank

Wir konnten bei unserer Verifikation die anfangs gesteckten Ziele bezüglich geometrischer Präzision voll, die bezüglich dosimetrischer Präzision nicht vollständig erreichen. Die Ursachen der Ungenauigkeiten liegen vermutlich in der Berechnung des Streustrahlungsanteils aus den Kompensatoren, und können zumindest zum Teil korrigiert werden. Für nicht zu dicke Kompensatoren sowie nicht zu große Felder bewegen sich die Dosisabweichungen in einem vertretbaren Rahmen, bei einem exemplarisch berechneten Fall war die Übereinstimmung sehr gut. Bei einem klinischen Einsatz wird zumindest am Anfang eine umfangreiche Qualitätskontrolle sowohl für Einzelfelder als auch den Summenplan durchgeführt werden. Wir bedanken uns bei unseren Partnern von positronic beam service für die rasche Befriedigung aller unserer bisherigen Kompensatorwünsche.