



# IMRT-Planung bei Schädelbasistumoren mit iplan-dose (BrainLab): Qualitätskriterien

Hilbert Blank, Tobias Hofmann, Peter Geyer, Horst Alheit

Department of Radiotherapy and Radiooncology,

University Hospital Carl Gustav Carus,

University of Technology, Dresden, Germany



## Einleitung

Die fraktionierte stereotaktisch geführte Radiotherapie stellt eine Möglichkeit der Behandlung intrakranieller Tumoren dar, bei denen eine chirurgische Resektion nicht oder nicht vollständig möglich ist. Wir vergleichen die Dosisverteilung von Bestrahlungsplänen, die mittels fluenzmodulierter (IMRT) und 3D konformaler stereotaktisch geführter Bestrahlungstechnik für Hypophysenadenome und petroclivale Meningeome erstellt wurden. Auf Basis des CT-Datensatzes eines Alderson-Phantoms erfolgten zunächst die systematische Untersuchung der IMRT Eingabeparameter und die Definition von Dosis-Volumen-Constraints für beide Tumorentitäten. Im Anschluss wurden die gewonnenen Erkenntnisse bei der fluenzmodulierten Bestrahlungsplanung von 10 realen Patienten, 5 je Tumorentität, angewendet. Zusätzlich wurde für jeden dieser Patienten ein 3D konformaler Bestrahlungsplan erstellt. Die Evaluation der Bestrahlungspläne erfolgte durch verschiedene quantitativer Parameter unter Einbeziehung der subjektiven Beurteilung der Dosisverteilung.



## Material und Methoden

Die zur Bestrahlungsplanung verwendete Software iPlan® RT Dose 3.0.1 verwendet als Zielfunktion den von Llacer beschriebenen Dynamically-Penalized-Likelihood (DPL) Algorithmus, der aus dem bekannten Maximum Likelihood Estimator entwickelt wurde. Zusätzlich wird die Bayes'sche Glättungsbedingung auf die Zielfunktion angewendet. Die resultierende Dosis wird mit Hilfe des Pencil-Beam Algorithmus berechnet. Der DPL-Algorithmus gehört zu den stochastischen Methoden, ist aber bei einfacheren Bestrahlungsplänen schneller im Vergleich zu Gradienten-Techniken (Newton-Gradient, Conjugate Gradient) und dem Simulated Annealing. Außerdem ist er den genannten Techniken bei anspruchsvolleren Dosisverteilungen durch eine signifikant reduzierte Dosis in den kritischen Organen bei vergleichbarer PTV Abdeckung überlegen.



## Material und Methoden

Zusammenfassend ergeben sich aus dem DPL-Algorithmus folgende Möglichkeiten der Beeinflussung des Optimierungsprozesses:

- Anzahl und Einstrahlrichtung der Felder
- Vorgabe der Dosis-Volumen Constraints
- Maximale Anzahl an Segmenten
- Größe der Felldränder um das PTV und die OARs zum Positionieren der Lamellenblenden des Kollimators
- Feldrand um das PTV für einen Dosisgradienten (NTR)
- PTV-only, OAR-low, OAR-medium und OAR-high Gewichtung für die Optimierung
- Glättungsfilerung (engl. sharp edge smoothing)
- Unterbindung von Segmenten mit hohen Fluenzen (engl. hot beamlet restriction)
- Relative Gewichtung der OARs zueinander (engl. Guardian)
- Rastergröße für die Berechnungen (engl. grid-size)

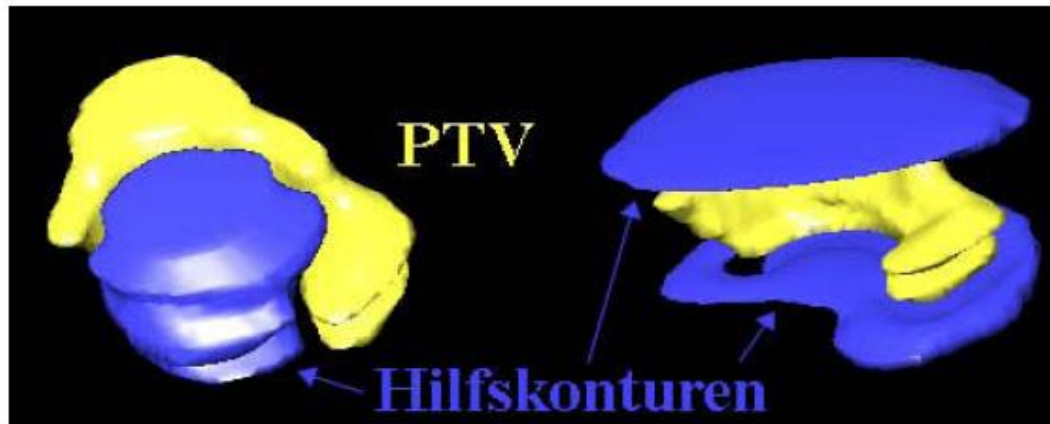


## Material und Methoden

Feld	Hypophysenadenom		Meningeom (links)		Meningeom (rechts)	
	Gantry-winkel	Tisch-winkel	Gantry-winkel	Tisch-winkel	Gantry-winkel [°]	Tisch-winkel [°]
1	270	90	270	90	270	90
2	90	0	90	0	270	0
3	0	0	110	310	250	50
4	300	0	60	330	300	30
5	240	0	180	0	180	0
6	80	300	270	35	90	325
7	45	35	145	0	215	0
8	100	320	45	35	315	325
9	260	40	225	90	135	270
10	215	90	240	40	120	320
11	300	60	45	270	315	90

*Tabelle 3-3: Einstrahlrichtungen der Felder für den Standardplan des Hypophysenadenoms und des links lateral gelegenen Meningeoms. Des Weiteren sind die Tisch- und Gantrywinkel angegeben, die sich für ein rechts lateral gelegenes Meningeom ergeben würden. Bei allen Feldern beträgt der Kollimatorwinkel 0°.*

- bei jedem OAR-Constraint muß zusätzlich noch bei 100% der Dosis und 0% Volumen ein Constraint gesetzt werden (Dosis-Display Wert geht sonst in Optimierung ein)
- Guardian bei allen OAR auf 100% damit keine relative Wichtung untereinander
- kaudal und kranial des PTV Hilfskonturen eingezeichnet und als OAR deklariert



*Abbildung 3-5: Zur Erhöhung der Dosiskonformität erzeugte Hilfskonturen im Bereich der konkaven Seite des PTV (links) bzw. kranial und kaudal des PTV (rechts).*



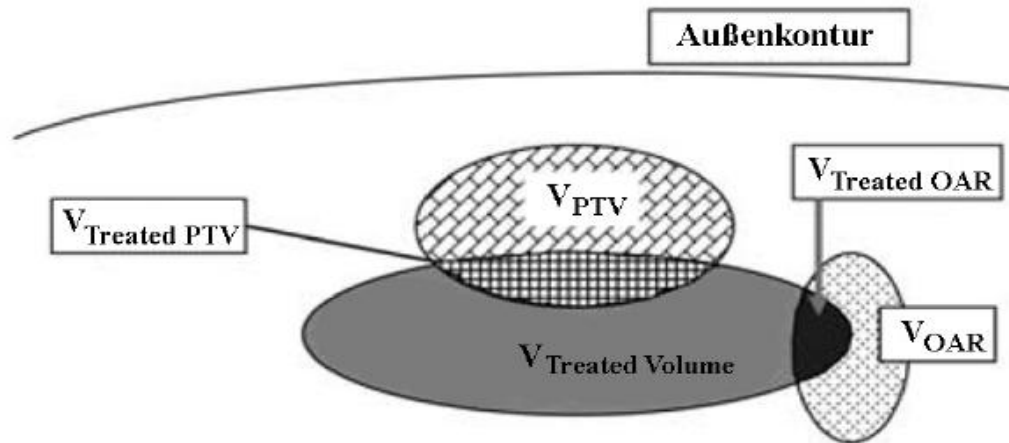
## Evaluierung

- qualitativ anhand der subjektiven Beurteilung der Isodosendarstellung
- Quantitativ durch Berechnung der folgenden Parameter:
  - minimale und maximale Dosis im PTV und in den OARs,
  - Homogenitätsindex (HI),
  - Konformationsindex (CI),
  - Neuer Konformationsindex (newCI) und
  - COIN



Außerdem wurden als weiteres Kriterium für den Vergleich der Pläne die Volumina der Gewebe außerhalb des PTV, die von den 80% bis 10% Isodosen (V80%, V70%, V60%, V50%, V40%, V30%, V20% und V10%) umschlossen sind, berechnet.





$V_{PTV}$ :	Zielvolumen	
$V_{Treated\ Volume}$ :	von der Behandlungsisodose umschlossenes Volumen	
$V_{OAR}$ :	Volumen des Risikoorgans	
$V_{Treated\ PTV}$ :	von der Behandlungsisodose umschlossenes Zielvolumen	
$V_{Treated\ OAR}$ :	von der Behandlungsisodose umschlossenes Volumen des Risikoorgans	

Abbildung 3-8: Volumendefinitionen für die Berechnung von CI, newCI und COIN (modifiziert nach [Fe06]).



$$HI = \frac{D_{\max}(PTV)}{D_{\min}(PTV)}$$

Homogenitätsindex

$$CI = \frac{V_{TreatedVolume}}{V_{PTV}}$$

Konformitätsindex

$$newCI = \frac{V_{TreatedPTV}^2}{V_{TreatedVolume} \cdot V_{PTV}}$$

Neuer Konformitätsindex

$$HTCI = \frac{V_{TreatedPTV}}{V_{TreatedVolume}}$$

healthy tissue conformity index

$$COVI = \frac{V_{TreatedPTV}}{V_{PTV}}$$

Coverage index



$$COIN = CN \cdot \prod_{i=1}^{N_{OAR}} \left( 1 - \frac{V_{TreatedOAR,i}}{V_{OAR,i}} \right)$$



## Phantomuntersuchungen Meningeome

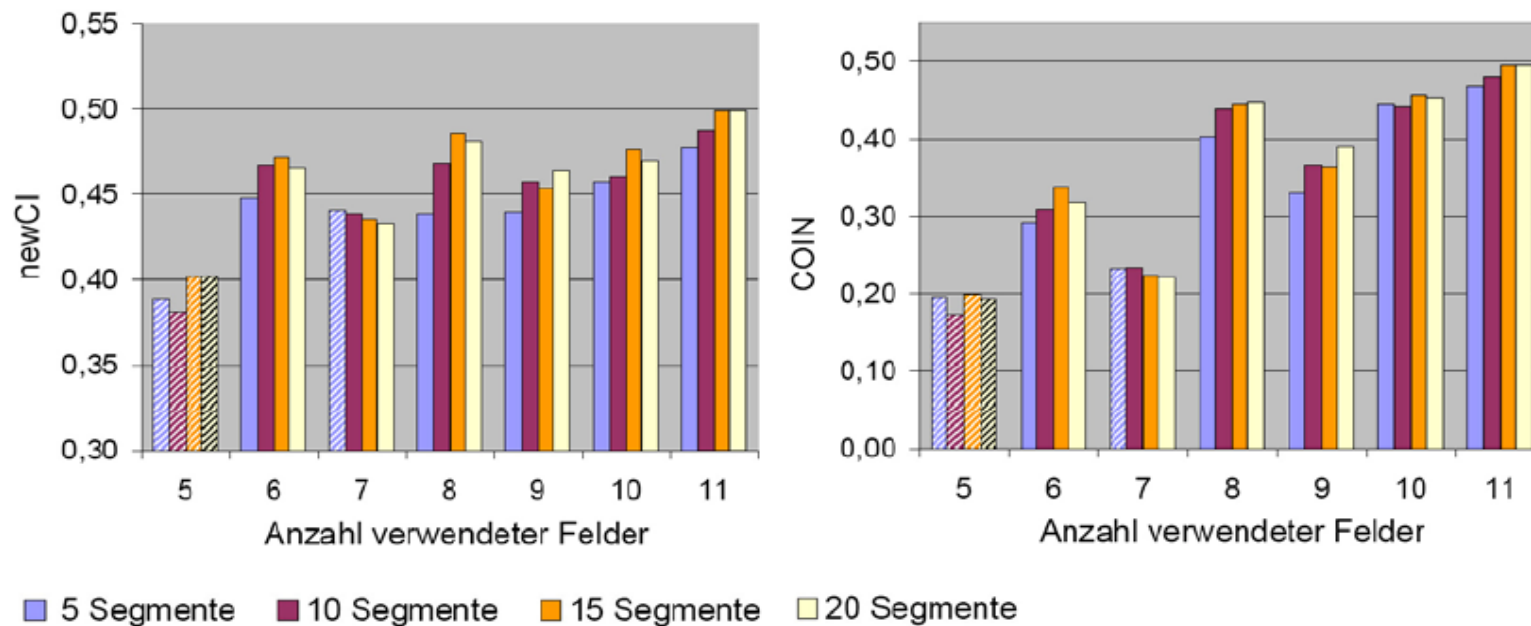


Abbildung 4-2: Abhängigkeit des newCI und COIN von der Anzahl der verwendeten Felder und Segmente bei Bestrahlung des Meningeoms. Pläne, bei denen nicht alle Constraints erfüllt wurden, sind schraffiert dargestellt.



## Phantomuntersuchungen Meningeome

Breite des virtuellen Objekts	newCI	COIN	HI
16 mm	0,48	0,48	1,31
20 mm	0,45	0,45	1,3
24 mm	0,44	0,44	1,3
28 mm	0,41	0,42	1,28
32 mm	0,42	0,39	1,33

*Tabelle 4-1: Quantitative Parameter zur Bewertung des Bestrahlungsplanes des Meningeoms bei Verwendung der NTR und der OAR-medium Gewichtung.*

## Phantomuntersuchungen Hypophysenadenome

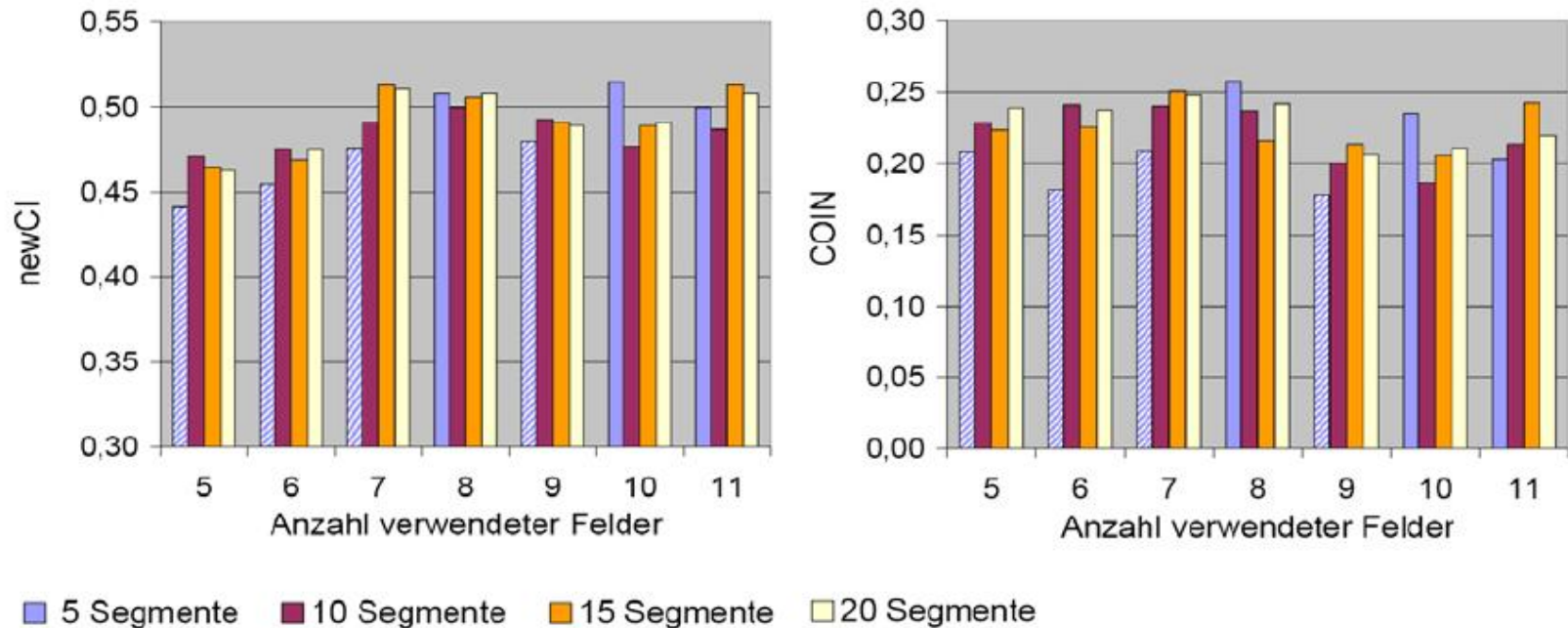


Abbildung 4-6: Abhängigkeit des newCI und COIN von der Anzahl der verwendeten Felder und Segmente bei Bestrahlung des Hypophysenadenoms. Pläne, bei denen nicht alle Constraints erfüllt wurden, sind schraffiert dargestellt.



## Ergebnisse Meningeome

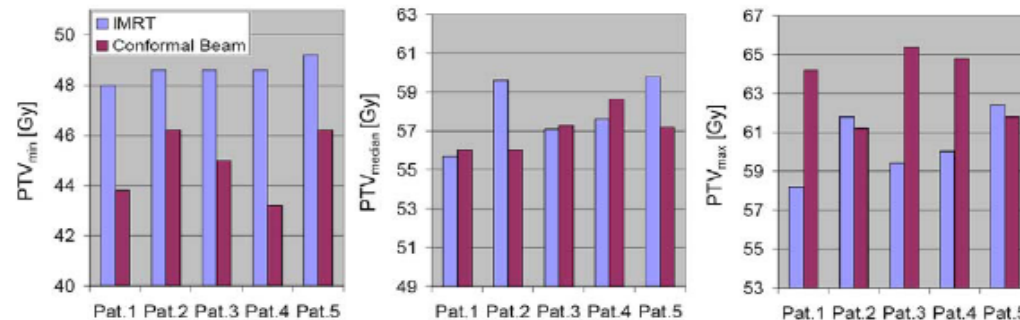
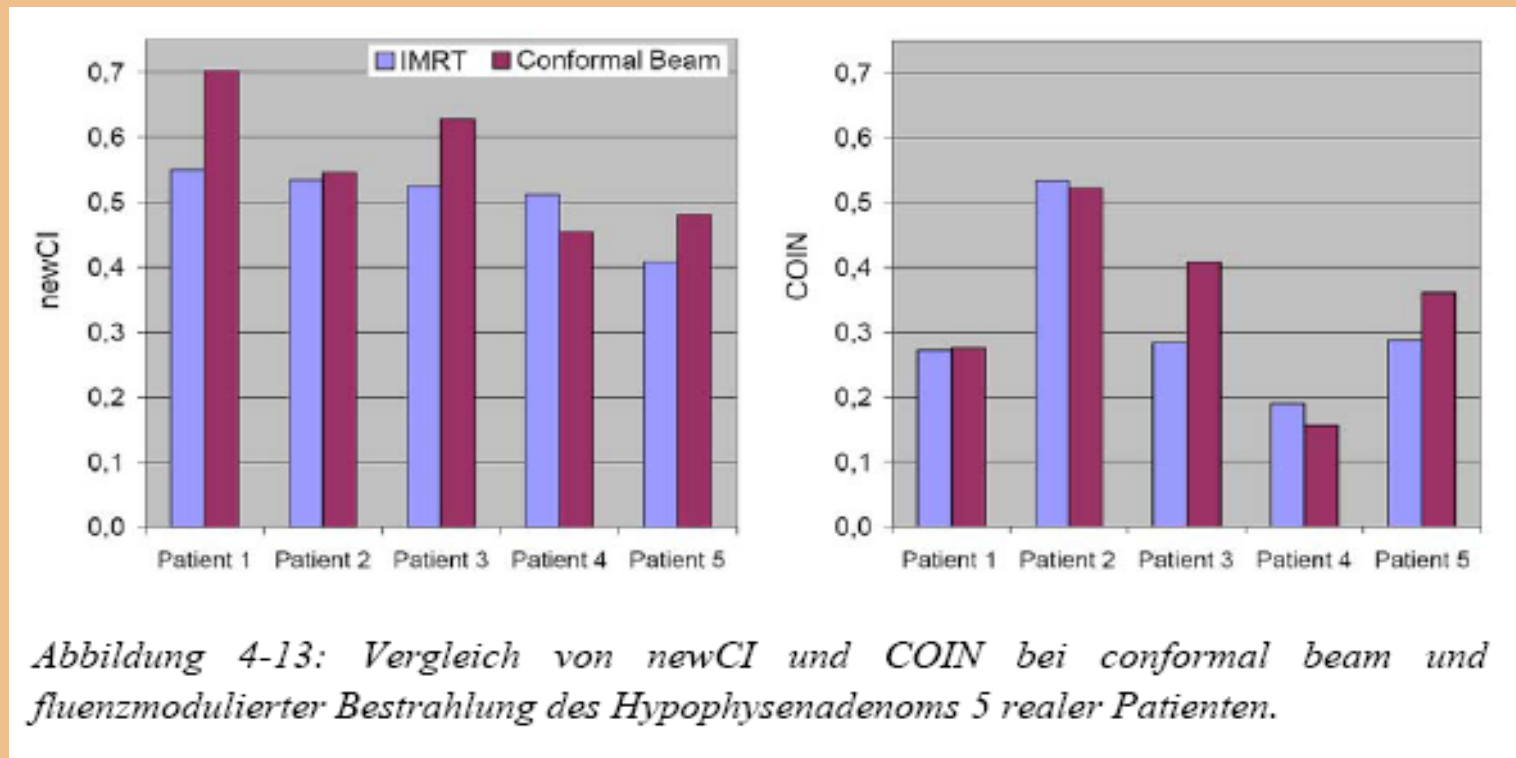


Abbildung 4-8: Vergleich der minimalen, maximalen und Median Dosis im PTV bei conformal beam und fluenzmodulierter Bestrahlung des Meningeoms 5 realer Patienten.

	COVI (IMRT)	COVI (C. B.)	HTCI (IMRT)	HTCI (C. B.)	HI (IMRT)	HI (C. B.)
Patient 1	1,0	0,976	0,51	0,56	1,21	1,47
Patient 2	1,0	0,999	0,54	0,58	1,27	1,32
Patient 3	1,0	0,993	0,55	0,48	1,22	1,45
Patient 4	1,0	0,976	0,5	0,58	1,23	1,5
Patient 5	1,0	0,999	0,48	0,6	1,27	1,34

Tabelle 4-3: Coverage Index, Healthy Tissue Conformity Index und Homogenitätsindex bei conformal beam und fluenzmodulierter Bestrahlung des Meningeoms 5 realer Patienten.

## Ergebnisse Hypophysenadenome







## Diskussion

- Zeitaufwand
- Segmente und Feldanzahl Dosisapplikation (tongue and groove)
- 7 von 10 Fälle Verbesserung durch NTR (Erhöhung Rechenzeit)
- Differenzierte Betrachtung der Indizes
- COIN Verbesserung des newCI
- Hypophysenadenome vergleichbare Ergebnisse
- Meningeome deutlicher Vorteil der IMRT



Vielen Dank für Ihre  
Aufmerksamkeit