

Elektronenfelder in der klinischen Anwendung - ein Vergleich von Pencilbeam- und Monte-Carlo-Algorithmus

Electron fields in clinical application – a comparison of pencil beam and Monte Carlo algorithm

Marius Treutwein, Ludwig Bogner

Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie – Medizinische Physik, Regensburg

University Medical Center

Zusammenfassung

Einleitung

Schon länger werden in der 3D-Planung von Elektronenfeldern Pencilbeam-Algorithmen verwendet. In jüngerer Zeit wurden auch genauere Monte-Carlo-Algorithmen kommerziell verfügbar, die eine gute Übereinstimmung mit experimentellen Ergebnissen bringen. Anhand von klinischen Beispielen sollen die Abweichungen in der Dosisverteilung von Plänen untersucht werden, die mit Pencilbeam- und Monte-Carlo-Algorithmus berechnet wurden.

Material und Methode

Es werden zwei klinische Fälle untersucht: eine Bestrahlung der Thoraxwand und ein Elektronenfeld auf die Wirbelsäule. Die Berechnung der Dosisverteilung erfolgt einerseits im Planungssystem Oncentra MasterPlan™ V1.4 mit dem Monte-Carlo-Code VMC++, andererseits im Planungssystem Helax™ TMS (beide Fa. Nucletron™ B.V., Veenendaal, Niederlande). Profile und Tiefendosiskurven werden mit dem Programm Verisoft™ der Fa. PTW™ untersucht.

Ergebnisse

Für den Fall der Thoraxwandbestrahlung zeigen die Tiefendosiskurven bei den drei Energiestufen 9, 15 und 21 MeV eine gute Übereinstimmung auch im Lungengewebe. Die Mittelwerte für die Lunge liegen maximal um 4% der Maximaldosis auseinander. Deutliche Unterschiede treten bei der Wirbelkörperbestrahlung auf. Der Mittelwert in der prävertebralen Region liegt mit VMC++ 56% unter dem Pencilbeam-Plan.

Schlussfolgerung

Für Bestrahlungen im Bereich der Thoraxwand ist der Pencilbeam-Algorithmus geeignet, um klinisch relevante Dosisverteilungen darzustellen. Im Bereich größerer Knocheninhomogenitäten sollte dem genaueren Monte-Carlo-Verfahren der Vorzug gegeben werden.

Abstract

Introduction

Since several years 3D therapy planning systems use pencil beam algorithms in the calculation of electron fields. Nowadays exact Monte Carlo methods are commercially available, showing good correspondence to experimental results. Clinical examples are investigated to find differences in the dose distribution of treatment plans, which are calculated with both pencil beam and Monte Carlo algorithm.

Material and method

We regard two different clinical applications. First an irradiation of the chest wall, second an electron field to the vertebral column. The dose distributions are calculated on the one hand by Oncentra MasterPlan™, using the Monte Carlo code VMC++, on the other hand by Helax™ TMS (both Nucletron™ B.V., Veenendaal, Netherlands). Profiles and depth dose curves are evaluated by the Verisoft™ program of PTW™.

Results

In the chest wall case the depth dose curves for the three investigated energies 9, 15 and 21 MeV agree rather well, also in lung tissue. The mean value for the lung differs only 4% related to the dose maximum. In the case of vertebral column irradiation the dose difference is more pronounced and, in the prevertebral region, is 56% lower for the VMC++ plan than in the pencil beam calculation.

Conclusion

For irradiations of the chest wall dose distribution calculations by means of pencil beam algorithm may be applied. Calculating electron dose distributions in cases of larger bone inhomogeneities the more exact Monte Carlo algorithm should be preferred.

Einleitung

Schon länger werden in der 3D-Planung von Elektronenfeldern Pencilbeam-Algorithmen verwendet. Die Dosisverteilung der Felder wird als Summe von Nadelstrahlkernen gebildet. Die Nadelstrahlfluenz folgt dabei einer sich mit der Tiefe ändernden Gaußverteilung. Inhomogenitäten werden auf der Achse des Nadelstrahls erkannt und berücksichtigt. In der grundlegenden Arbeit von Hogstrom et al. [8], die auch die Funktionsweise detailliert beschreibt, wurde gezeigt, dass in der Nachbarschaft von Inhomogenitäten Dosisabweichungen von etwa 10% gegenüber Messwerten auftreten. In einer weiteren Arbeit [12] wiesen Mah et al. in Phantommessungen hinter verschiedenen Materialien nach, dass z.B. bei Knochenmaterial Bereiche auftreten, in denen ein 3D-Pencilbeam-Algorithmus die Dosis um 14% überschätzt, und solche, in denen 6% zu wenig berechnet werden. Vergleichsmessungen mit TLDs haben gezeigt [5], dass die Dosisberechnung auch für Standardfelder noch verbesserbar ist; als mögliche Fehlerquelle wurde (neben Fehlern bei der Kalibrierung) der Algorithmus genannt. In jüngerer Zeit wurden genaue Monte-Carlo-Algorithmen beschrieben, die kommerziell verfügbar sind [9,10]. Die Grundidee ist die Simulation von möglichst vielen Elektronengeschichten vom Eindringen in den Berechnungskörper bis zur Absorption oder zum Verlassen. Shortt et al. [18], später Fippel et al.[5], Cygler et al. [2], Coleman et al. [1], Ding et al. [3] und Pemler et al. [14] zeigten, dass die Monte-Carlo-Algorithmen VMCEGS4, VMC und Macro Monte Carlo (MMC) gute Übereinstimmung mit experimentellen Ergebnissen aufweisen. Potentiell ist eine Genauigkeit von besser als $\pm 2\%$ zu erreichen [7]. Für den Anwender stellt sich im Rahmen der Dosisverordnung und Planbeurteilung die Frage nach den Auswirkungen bei Wechsel des Dosisalgorithmus [11]. In klinischen Beispielen sollen die Abweichungen in der Dosisverteilung von Plänen untersucht werden, die mit Pencilbeam und Monte-Carlo-Algorithmus berechnet wurden.

Material und Methode

Betrachtet werden zwei verschiedene klinische Anwendungen. Erstens eine Bestrahlung der Thoraxwand, wie sie z.B. bei Aufsättigungsfeldern bei Ganzkörperbestrahlung, Thoraxwandmetastasen, Brust- oder in neuerer Zeit auch Teilbrustbestrahlung [13,14,16] Anwendung finden. Als kritische Nebenwirkungen gelten Pneumonitiden und Fibrosen [4]. Zweitens ein Elektronenfeld auf die Wirbelsäule wie dies etwa bei Neuroachsenbestrahlung bei Kindern angewandt wird. In diesem Fall stellt sich die Frage nach dem Einfluss der Knocheninhomogenität auf die Dosisverteilung. Der Patientendatensatz wird im Planungssystem Oncentra MasterPlan™ (Version 1.4 SP3, Theranostic™) für die Therapieplanung vorbereitet. Dieses System wurde vor Inbetriebnahme gründlich geprüft und zeigte sehr gute Übereinstimmung zwischen berechneten und gemessenen Kurven und Dosiswerten in Wasser [17]. Die Dosisverteilung wird mit Hilfe des Elektronen-Monte-Carlo-Codes VMC++ berechnet. Das Rechenraster für die Darstellung der Isodosen ist 0,3cm in beiden Achsen der axialen Schichten. Die Voxelgröße in Oncentra MasterPlan™ ist dagegen nicht frei wählbar, sondern wird durch die Größe des Patientenquerschnitts automatisch festgelegt; in unserem Fall beträgt sie 0,39x0,39x0,39 cm³. Es werden 50.000 Elektronen pro cm² gerechnet. Damit reduziert sich der statistische Fehler auf ca. 1,5% [2]. Anschließend wird der Plan im DICOM-Format auf das TMS-Planungssystem (Version 6.1b, Theranostic™) übertragen und dort noch einmal mit Pencilbeam-Algorithmus berechnet. Für beide Anwendungen werden jeweils 9 MeV, 15 MeV und 21 MeV mit den Daten eines Primus™ Mevatron™ der Fa. Siemens™ für einen quadratischen Tubus der Größe 10 x 10 cm² ohne zusätzlichen Absorbereinsatz bei einem Fokus-Haut-Abstand von 1m verwendet. Die Gegenüberstellung der Profile und Tiefendosiskurven erfolgt mit Hilfe des Programms Verisoft™ 3.0 der Fa. PTW™, das der Auswertung zweidimensionaler Dosisverteilungen dient. Die Tiefendosiskurven werden jeweils in Feldmitte erstellt. Das Profil in 2 cm Tiefe liegt für alle Energien in der Nähe des Dosismaximums, das zweite Profil wurde in der Tiefe der 80% Isodose des Pencilbeam-Plans erstellt.

Ergebnisse

In den Abbildungen 1a bis 1d ist die Dosisverteilung in einem transversalen Schnitt für 15 MeV Elektronenstrahlung dargestellt. Für den Fall der Thoraxwandbestrahlung

zeigen die Tiefendosiskurven bei allen drei Energiestufen eine relativ gute Übereinstimmung auch im Lungengewebe. Abbildung 2a,b und c zeigt den Verlauf für 9, 15 und 21 MeV Strahlung. In der Thoraxwand ist die Übereinstimmung sehr gut, d.h. die Abweichung der Werte voneinander ist kleiner als 2%; in der Lunge liegt der Pencilbeam-Algorithmus bis ca. 12% (bezogen auf das Maximum) unter der Monte Carlo-Berechnung. Auch in den lateralen Profilen unterscheiden sich die Dosisverteilungen nur wenig (Beispiel 15 MeV in Abbildung 3a und b). Die Profile in der Tiefe des Dosismaximums stimmen gut überein. In der Tiefe der 80% Isodose des Pencilbeam-Plans liegt das mit Pencilbeam-Algorithmus gerechnete Profil entsprechend den Abweichungen in der Tiefendosiskurve im Zentralstrahl maximal 12% niedriger als das mit VMC++ gerechnete Profil. Tabelle 1 listet eine Dosisstatistik für das Risikoorgan linke Lunge. Deutlicher werden die Unterschiede im zweiten Fall bei Knocheninhomogenität. Zwar stimmen die Profile im Dosismaximum und in der Tiefe der Isodose80%-Isodose des Pencilbeam-Plans auch gut überein (Abbildung 3c und d). Die Tiefendosiskurven weichen bis zum 70%-Tiefendosiswert weniger als 5% voneinander ab. Beim Durchgang durch den Wirbelkörper wird die Tiefendosis in der VMC++-Berechnung jedoch deutlich stärker reduziert als beim Pencilbeam-Algorithmus (Abbildung 2d, e, f) und beträgt in Abbildung 2e bei 15 MeV z.B. in 10 cm Tiefe kaum die Hälfte. Dieser Effekt tritt bei den höheren Energien deutlicher auf, aber auch hier erst jenseits des 70%-Tiefendosiswertes. Zur klinischen Bewertung wurde die Wirbelsäule im betrachteten Bereich markiert, ebenso die prävertebrale Region mit einem Durchmesser von 3cm, die hier die Aorta und den Oesophagus einschließt. In der Wirbelsäule findet sich der größte Unterschied bei 15 MeV, wo der Mittelwert für den VMC++-Plan 14% niedriger liegt als im Pencilbeam-Plan (Tabelle 2). Wie auch aus den Tiefendosiskurven ersichtlich, ist die Abweichung in der prävertebralen Region größer: der Mittelwert bei 15 MeV liegt im VMC++-Plan um 56% unter dem Pencilbeam-Plan.

Diskussion und Schlussfolgerung

Die Untersuchungen beschränken sich auf ein einfaches 10x10cm²-Feld ohne Abschirmungen. Scherf et al. [17] zeigten jedoch, dass der Monte-Carlo-Algorithmus die Dosisverteilung auch für andere Tubusgrößen und Absorbereinsätze sehr genau berechnet. Wie die in der Einleitung erwähnten zahlreichen Veröffentlichungen

zeigen, kommen die modernen Monte-Carlo-Algorithmen mit Inhomogenitäten von Luft bis Aluminium in Phantomen sehr gut zurecht; es gibt allerdings keine Garantie auf Genauigkeit. Der Anwender hat meist auf zwei wichtige Parameter Einfluss: die statistische Genauigkeit und eventuell die Voxelgröße [3].

Wie Ding et al. [3] und Mah et al. [12] an Phantomen gezeigt haben, liegt eine Schwäche des Pencilbeam- Algorithmus in der Berechnung der Dosis hinter kleinen Inhomogenitäten. Auch bei ihnen wird die Dosis direkt hinter dichtem Knochenmaterial überschätzt. Darüber hinaus fanden Ding et al. [3], dass nicht nur die Geometrie der Inhomogenität, sondern auch deren Position einen starken Einfluss auf die Dosisberechnung hat. Eine generelle Abschätzung des zu erwartenden Fehlers kann daher aus unseren Berechnungen auch nicht abgeleitet werden; im hier untersuchten Fall ist er jedoch klinisch relevant für die höheren Energien, bei 9 MeV spielt er wegen der niedrigen Absolutdosis noch keine Rolle.

Der Thoraxwandplan kommt von der Geometrie her der dem Pencilbeam-Algorithmus zugrunde liegenden Betrachtungsweise des geschichteten Mediums näher; dementsprechend fallen hier die Differenzen geringer aus.

Im Rahmen des betrachteten Energiebereichs ab 9 MeV kann in dieser Arbeit festgestellt werden: Für Bestrahlungen im Bereich der Thoraxwand ist der Pencilbeam-Algorithmus geeignet, um klinisch relevante Dosisverteilungen darzustellen; ein Schluss zu dem auch Coleman et al. [1] kommen. Im Bereich dickerer Knocheninhomogenitäten sollte dem genaueren Monte-Carlo-Algorithmus der Vorzug gegeben werden.

Literatur

1. Coleman J, Park C, Villareal-Barajas J et al. A comparison of Monte Carlo and Fermi-Eyges-Hogstrom estimates of heart and lung dose from breast electron boost treatment, *Int J Rad Oncol Biol Phys* 2005; 61,2: 621-628
2. Cygler JE, Daskalov GM, Chan GH. Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning, *Med Phys* 2004;31:142-153
3. Ding GX, Cygler JE, Yu CW et al. A comparison of electron beam dose calculation accuracy between treatment planning systems using either a pencil beam or a monte carlo algorithm, *Int J Rad Oncol Biol Phys* 2005 ; 63,2 : 622-633
4. Dörr W, Bertmann S, Herrmann H. Radiation Induced Lung Reactions in Breast Cancer Therapy, *Strahlenther Onkol* 2005; 181:567-573
5. Ferreira IH, Richter J, Dutreix A et al. The ESTRO-EQUAL Quality Assurance Network for Photon and Electron Radiotherapy Beams in Germany, *Strahlenther Onkol* 2001;177:383-393
6. Fippel M, Kawrakow I, Friedrich K. Electron beam dose calculations with the VMC algorithm and the verification data of the NCI working group, *Phys Med Biol* 1997, 42:501-520
7. Fippel M, Nüsslin F. Monte-Carlo-Dosisberechnungen in der Strahlentherapie, *Strahlenther Onkol* 2001;177:206-211
8. Hogstrom KR, Mills MD, Almond PR. Electron beam dose calculations. *Phys Med Biol* 1981;26:445-459
9. Kawrakow I, Fippel M. VMC++, a fast MC Algorithm for Radiation Treatment Planning, XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiotherapy, Heidelberg, 2000 Springer-Verlag, Heidelberg
10. Kawrakow I, Fippel M, Friedrich K. 3D Electron Dose Calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC), *Med Phys* 1996;23:445 – 457
11. Koelbl O, Krieger T, Haedinger U et al. Influence of Calculation Algorithm on Dose Distribution in Irradiation of Non-Small Cell Lung Cancer (NSCLC), *Strahlenther Onkol* 2004;12:783-787

12. Mah E, Antolak J, Scrimger JW, Battista JJ. Experimental evaluation of a 2D und 3D electron pencil beam algorithm, Phys Med Biol 1989;34:1179-1194
13. Ott OJ, Schulz-Wendtland R, Uter W et al. Fat Necrosis after Conserving Surgery and Interstitial Brachytherapy and/or External-Beam Irradiation in Women with Breast Cancer, Strahlenther Onkol 2005;181:638-644
14. Pemler P, Besserer J, Schneider U, Neuenschwander H. Evaluation of a commercial electron treatment planning system based on Monte Carlo techniques (eMC), Z Med Phys 2006;16:313-329
15. Sauer G, Strnad V, Kurzeder C et al. Partial Breast Irradiation after Breast-Conserving Surgery, Strahlenther Onkol 2005;181:1-8
16. Sauer R, Wenz F, Strnad V et al. Teilbrustbestrahlung nach brusterhaltender Operation bei Brustkrebs, Strahlenther Onkol 2005;181:417-423
17. Scherf C, Scherer J, Bogner L. Verifikation und Anwendungen des voxelbasierten Monte-Carlo-(VMC++-)Elektronen-Dosismoduls von Oncentra™ MasterPlan, Strahlenther Onkol 2007; 183:81-88
18. Shortt KR, Ross CK, Bielajew AF, Rogers DWO. Electron beam dose distributions near standard inhomogeneities, Phys Med Biol 1986;3:235-249

Korrespondenzanschrift

Dipl.-Phys. (Univ.) Marius Treutwein

Klinik für Strahlentherapie

Klinikum der Universität Regensburg

Franz-Josef-Strauss-Allee 11

93042 Regensburg

Telefon (+49/9 41) 9 44 – 76 23, Fax – 7612

E-Mail : marius.treutwein@klinik.uni-regensburg.de

Abbildung 1

Isodosendarstellungen bei 15 MeV Elektronenstrahlung, 1a und c gerechnet mit VMC++, 1 b und d gerechnet mit Pencilbeam-Algorithmus

Figure 1

Dose distributions at 15 MeV electron radiation, 1a and c calculated by VMC++, 1b and d calculated by pencil beam algorithm

Abbildung 2

Tiefendosiskurven auf dem Zentralstrahl, 2a-c durch Lungengewebe, 2d-f durch den Wirbelkörper, jeweils 9, 15 und 21 MeV. Die Hautoberfläche liegt am rechten Ende der Kurve. Die senkrechten Linien zeigen die Gewebegrenzen an.

Figure 2

Depth dose curves on the central beam, 2a-c passing lung tissue, 2d-f passing the vertebral column, according to 9, 15 and 21 MeV. The skin surface lies at the right side of the curves. The vertical lines indicate the tissue boundaries.

Abbildung 3

Profile bei 15 MeV Elektronenfeldern. 3a im Dosismaximum, Thoraxwandplan, 3b in der Tiefe der 80%-Isodose des Pencilbeam-Plans, Thoraxwandplan, 3c und d entsprechend für den Wirbelkörperplan.

Figure 3

Profiles at 15 MeV electron field. 3a through dose maximum, chest wall case, 3b through the depth of the 80% isodose of the pencil beam plan, chest wall case, 3c and d corresponding to the vertebral column plan.

Tabelle 1

Dosisstatistik für die linke Lunge im Thoraxwandplan. Die Dosisangaben sind in Prozent.

Table 1

Dose statistics for the left lung in the chest wall plan. The dose values are in percent.

	Min	Max	Median	Mittelwert	Std. Abw.
9MeV, VMC++	0,1	92,8	7,5	16,3	19,9
9MeV, PB	0,1	98,4	8,6	17,2	21,0
15MeV, VMC++	2,0	101,4	32,4	39,5	26,1
15MeV, PB	0,3	99,1	28,0	35,8	27,4
21MeV, VMC++	1,8	102,5	46,7	48,5	28,8
21MeV, PB	0,1	99,4	40,2	44,4	30,1

Tabelle 2

Dosisstatistik für die Wirbelsäule im bestrahlten Bereich. Die Dosisangaben sind in Prozent

Table 2

Dose statistics for the vertebral column in the treated region. The dose values are in percent.

	Min	Max	Median	Mittelwert	Std. Abw.
9MeV, VMC++	0,3	100,8	1,8	17,9	28,1
9MeV, PB	1,0	100,8	12,3	28,8	30,2
15MeV, VMC++	3,0	103,9	58,0	57,5	32,9
15MeV, PB	2,2	101,3	69,1	67,1	27,3
21MeV, VMC++	9,1	102,6	80,4	75,6	23,6
21MeV, PB	0,9	101,2	85,2	77,1	23,4

Tabelle 3

Dosisstatistik für die Prävertebralregion im bestrahlten Bereich. Die Dosisangaben sind in Prozent.

Table 3

Dose statistics for the prevertebral region in the treated area. The dose values are in percent.

	Min	Max	Median	Mittelwert	Std. Abw.
9MeV, VMC++	0,2	6,1	1,2	1,6	1,2
9MeV, PB	0,7	14,1	6,8	6,9	3,6
15MeV, VMC++	3,6	27,7	10,9	11,8	4,9
15MeV, PB	13,2	37,6	28,3	27,1	6,0
21MeV, VMC++	7,5	57,7	25,8	27,4	10,9
21MeV, PB	17,5	63,3	44,3	42,7	11,5

Schlüsselwörter: Elektronen, Pencilbeam, Monte Carlo, Algorithmus

Key words: electrons, pencil beam, Monte Carlo, algorithm