

Messungen und Berechnungen in der Radio-Onkologie

Einleitung

In der Radio-Onkologie sind viele Messungen notwendig. Einerseits geht es um den Einfluss von hohen Dosen, und andererseits verändern zahlreiche Materialien im Gewebe und ausserhalb des Körpers die Dosisverteilung gewollt oder ungewollt. Dies gilt es zu berücksichtigen. Mit den heutigen Bestrahlungsplanungssystemen kann vieles berechnet werden. Mit der erforderlichen Genauigkeit kann dies aber nur innerhalb bestimmter Grenzen erfolgen. Zudem basieren solche Berechnungen stets auf Messungen. Früher stützte man sich noch mehr auf Messungen als heute, da die Berechnungsmöglichkeiten erst teilweise gegeben waren. Aber auch heute noch lautet unsere Devise: Im Zweifelsfall messen. Die Berechnung kann das Resultat dann bestätigen.

Von der spezifischen Integraldosis zum Dosis-Volumen-Histogramm

Die Angabe der Dosis in einem Organ bei einer Bestrahlung ist komplex: mittlere Dosis, minimale und maximale Dosis, integrale Dosis usw. Die in einem Organ absorbierte Strahlenenergie ist vom Volumen abhängig. Um die Dosisverteilung in einem bestrahlten Organ sowie im gesamten Körper darzustellen und sie zu vergleichen, haben wir mit den Radio-Onkologen zusammen bereits anfangs der 80er Jahre die Volumina zwischen zwei Isodosenflächen mit dem Planimeter gemessen und in Abhängigkeit von der relativen Dosis dargestellt (vgl. Abb. 1). Wir nannten diese Grösse „spezifische Integraldosis“ [4]. Später wurde dann der Begriff „Dosis-Volumen-Histogramm“ definiert, bei dem das gesamte innerhalb einer Isodose liegende Volumen in Abhängigkeit der relativen Dosis aufgezeichnet wird [8]. Heutige Bestrahlungsplanungssysteme bestimmen diese Grösse für verschiedene Organe oder Körperabschnitte standardmässig – und mit wesentlich geringerem Aufwand.

Bei uns wurden somit bereits vor etwa 20 Jahren für verschiedene Strahlqualitäten und Bestrahlungstechniken die Gewebemassen in den einzelnen Isodosenintervallen berechnet und dargestellt. Damit konnte die Dosisverteilung von verschiedenen Bestrahlungstechniken bzw. Strahlqualitäten miteinander verglichen und beurteilt werden. So wurde quantitativ gezeigt, dass Mehrfeldertechnik oder Rotationsbestrahlung besser geeignet sind als z.B. eine opponierende Bestrahlung. Es zeigte sich z.B. auch, dass die isozentrische Bestrahlungstechnik eine bessere Dosisverteilung ergab als die SSD-Technik, d.h. Bestrahlungen bei konstantem Fokus-Haut-Abstand.

Es wurde auch der Anteil der Strahlenenergie berechnet, welcher bei einer Bestrahlung innerhalb des Zielvolumens absorbiert wird. Auf den ersten Blick mag es überraschen, dass es nur wenige Prozente sind und der grösste Teil der Energie das übrige Körpergewebe „belastet“, wobei natürlich die Grösse des Zielvolumens eine Rolle spielt. Je nach Strahlqualität und Bestrahlungstechnik beträgt die sogenannte relative Integraldosis im Zielvolumen (z.B. Blase, Ösophagus) zwischen 4 und 8 % [4, 8]. Bei der gynäkologischen intrakavitären Afterloading-Bestrahlung beträgt die relative Integraldosis immerhin etwa 15 – 30 %.

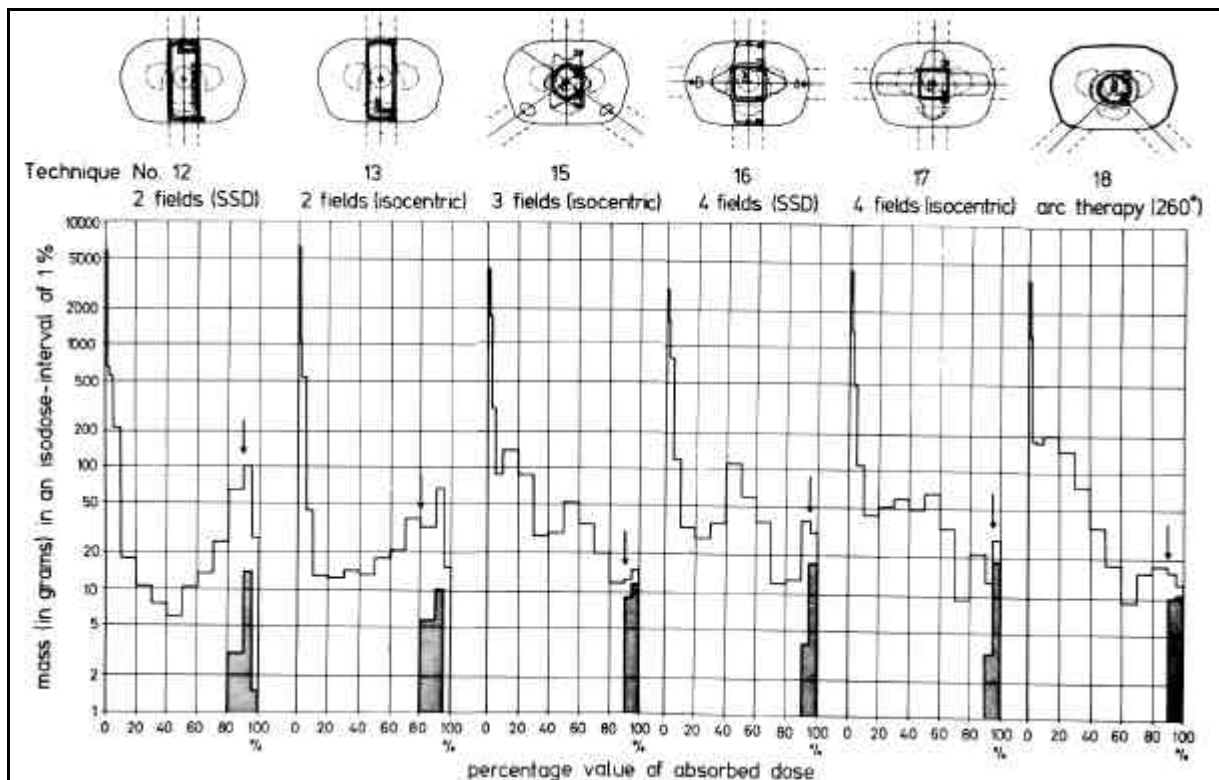


Abbildung 1: Spezifische Integraldosis. Verteilung der absorbierten Energie im gesamten Körper und im Zielvolumen (Blase) bei verschiedenen Bestrahlungstechniken mit 8-MV-Photonen. Die Pfeile kennzeichnen die Dosis von 2 Gy pro Fraktion [4].

Gemessen Querprofile und die Bestrahlungsplanung

Der Dosisverlauf in einer bestimmten Wassertiefe kann mit einem Detektor in einem motorgesteuerten Wasserphantom bestimmt werden. Die – üblicherweise in den beiden Achsenrichtungen und über die Diagonalen gemessenen – Profile sind abhängig von der Strahlqualität, Feldgrösse, Feldform, Messtiefe und Zusätzen wie Keilfiltern oder Kompensatoren. Die sogenannte Flatness (Homogenität) eines Strahlenfeldes wird beurteilt nach dem Unterschied zwischen minimaler und maximaler Dosis innerhalb von 80 % der eingestellten Feldseite sowie nach der Symmetrie der beiden Halbfelder (bezogen auf den Zentralstrahl). Die Toleranz für die Homogenität wird international mit 6 % und für die Symmetrie für grosse Felder mit 3 % angegeben. Diese Werte sind realistisch, wie in Abbildung 2 gezeigt wird, oder bedingen eventuell eine Justierung des Strahlenfeldes, da sich aufgrund verschiedener Maschinenparameter die Flatness ändern kann.

Die im Bestrahlungsplanungssystem gespeicherten Profile für die Berechnung der individuellen Dosisverteilungen entsprechen einer Momentaufnahme. In Abbildung 2 entspricht dies der fett gezeichneten Kurve (jeweils symmetrisches Halbprofil). Es erscheint unbefriedigend, dass in heutigen Bestrahlungsplanungssystemen nur ein einziges mittleres Halbprofil berücksichtigt wird, d.h. eine rotationssymmetrische Dosisverteilung um den Zentralstrahl vorausgesetzt wird, was nicht der Realität entspricht. Die Unterschiede können (bei einer Feldgrösse von 20 cm x 20 cm) in unter-

schiedlichen Richtungen bis zu 4 % betragen. Bei unserem früheren Planungssystem (OSS von Philips, 1987 – 1999 am KBS in Betrieb) wurden unterschiedliche Halbprofile in den beiden Achsenrichtungen berücksichtigt.

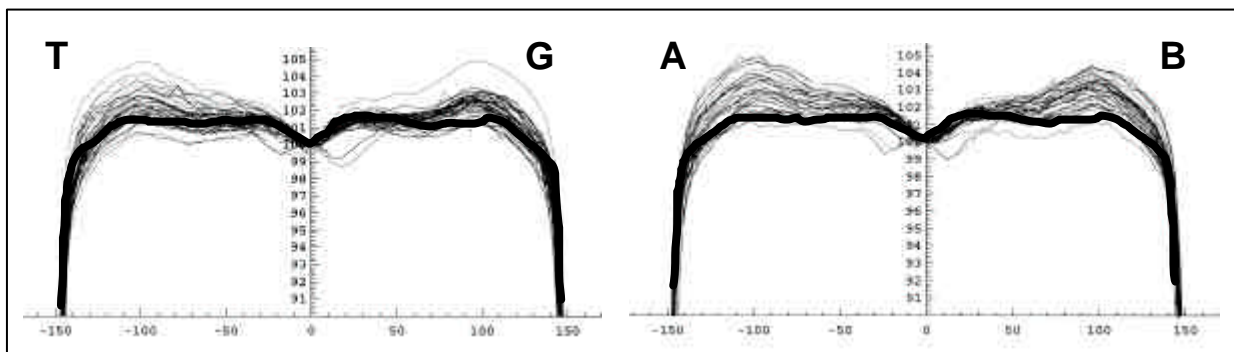


Abbildung 2: Profile von 6-MV-Photonenstrahlung in 5 cm Wassertiefe ($FOD = 90$ cm, Feldgröße 30 cm x 30 cm bei FAD), aufgezeichnet in monatlichen Intervallen. Links in Richtung (T-G Target-Gantry), rechts in Richtung A-B (Leaf-Richtung). Die fetten Kurven entsprechen dem im Bestrahlungsplanungssystem gespeicherten Halbprofil.

Es stellt sich die Frage, wie gut mit solchen Halbprofilen eine realistische Dosisverteilung berechnet werden kann. Insbesondere bei der IMRT (intensitätsmodulierte Radiotherapie) müssen die von mehreren Feldern summierten Isodosen besser an die Praxis angepasst werden, als dies mit konventioneller Bestrahlungstechnik der Fall ist. Ansonsten wäre der damit verbundene grosse Aufwand kaum sinnvoll.

Der Einfluss von Materialien

Jedes Material, das bestrahlt wird, verändert die Dosisverteilung. Dies ist teilweise beabsichtigt, so beispielsweise beim Ausgleichskörper im Kopf des Linearbeschleunigers, bei einem Keilfilter, bei einem Kompensator, bei einer Moulage usw. Stoffe im Innern des Körpers, die sich vom Weichteilgewebe unterscheiden, müssen bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden, so Luftkavitäten [7], Lunge, Knochen.

In den vergangenen Jahren wurden zahlreiche Messungen zur Bestimmung des Einflusses verschiedener Materialien durchgeführt, häufig nur für einen einzelnen Patienten. Unter verschiedenen Bestrahlungsbedingungen (Strahlenart und -energie, Fokus-Oberflächen-Abstand, Feldgröße, Tiefe im Körper usw.) wurden Schwächungs- und Streueigenschaften bestimmt an:

- Knochen, Zahn
- Stahl, Titan-Legierung (Kieferspangen, künstliches Hüftgelenk, Harrington-Stäbe [1], Platten und Schrauben), Goldplättchen [3], Zahnfüllungen
- diverses Zahnschutzmaterial (Bioplast, Copolosit, Paraffin usw.)
- Abschirmmaterial zur Begrenzung eines Strahlenfeldes (Blei, Wolfram, Wood-, Lipowitz- und Newton-Legierung [2])

Vor allem die Veränderungen an den Grenzschichten zum Weichteilgewebe oder am Knochen können sowohl Dosisüberhöhungen wie auch -defizite von bis zu 50 % aufweisen [1, 3].

Aneinandersetzen von Bestrahlungsfeldern

Bei der Bestrahlung von Hodgkin-Lymphomen, Medulloblastomen, dem gesamten Zentralnervensystem sowie bei Mantel- und para-aortalen Feldern ist es manchmal notwendig, Bestrahlungsfelder nahtlos aneinander anzusetzen. Dabei soll an diesen Übergängen eine möglichst homogene Dosisverteilung erreicht werden. Insbesondere sollen zu hohe und zu niedrige Dosen vermieden werden, vor allem im Bereich des Rückenmarks. Die genaue und homogene Bestrahlung im Übergangsbereich zwischen zwei angrenzenden Gewebevolumina ist ein aufwändiges und nur annähernd befriedigend zu lösendes Problem in der Radio-Onkologie.

Mehrere Lösungsvorschläge wurden bereits 1987 gemacht [5] und in der Praxis angewandt: Berechnung des Zwischenraumes (Gap Calculation), Halbschatten-Erzeugung (Penumbra Generator), zeitliche Verschiebung der Feldgrenzen (Moving Gap), Ausblockung ab Zentralstrahl (Split Field). Alle Methoden besitzen Vor- und Nachteile. Voraussetzung ist stets eine hohe Genauigkeit der Reproduzierbarkeit. Dies bedingt eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Licht- und Strahlenfeld. Die Wahl der geeigneten Technik ist eine Frage des Aufwandes und der realisierbaren Genauigkeit. Das Problem der Unter- und Überdosierung bei angrenzenden Bestrahlungsfeldern wird oft unterschätzt. Ideal wären Schwankungen im Dosisbereich innerhalb von $\pm 10\%$. Drei Aspekte sind an der Dosisverteilung im Übergangsbereich massgebend: Strahldivergenz, Halbschatten und Einstellgenauigkeit bzw. -reproduzierbarkeit.

Generell kann gesagt werden: Je breiter der Halbschatten des Strahlenfeldrandes umso kleiner das Risiko und umso leichter die Feldanpassung. Dies widerspricht den heute üblichen scharf begrenzten Feldern sowie der angewendeten Split-Field-Technik – mit dem grossen Risiko für eine Unter- und Überdosierung. Dabei kann eine Verschiebung von 1 – 2 mm bereits eine schwerwiegende Auswirkung für den Patienten haben. Mit der heute zur Verfügung stehenden Berechnung der 3D-Dosisverteilung kann dieser Einfluss besser und einfacher zur Darstellung gebracht werden als mit den früheren Methoden. Je nach Strahlenenergie, Fokus-Oberflächen-Distanz, Abstand vom Zentralstrahl (Divergenz) und Gewebetiefe kann eine Feldverschiebung von 4 mm im Übergangsbereich zu einer Dosisüberhöhung von 100 % führen.

Vieles bleibt zu tun

Zur Zeit scheint die Zukunft in der Radio-Onkologie fast ausschliesslich in der IMRT zu liegen. Es wird dafür sehr viel investiert. Es bestehen aber noch zum Teil ungeklärte Probleme, so beispielsweise nach [10]:

- Beeinflussung der inversen Planung durch Störung des Sekundärelektro-nengleichgewichts (Lunge und Mediastinum, Nasenhaupt- und Nebenhöhlen). In Grenzbereichen können Dosisberechnungsfehler selbst bei Anwendung von Pencil-Beam-Algorithmen von deutlich über 10 % auftreten.
- Physikalische Realisierung der Feldmodulation mit einer empfindlichen Verifizierung.
- Hohe Anforderungen an die Qualitätssicherung wegen der Komplexität der Berechnung und Realisierung der IMRT.

- Die Methode ist aus Sicht der Radio-Onkologen a priori unanschaulich und schränkt die Therapiesimulation erheblich ein. Dies bedingt höhere Anforderungen an die Präzision der Patientenlagerung.
- Verifikation der dreidimensionalen Dosisverteilung im Patienten.
- Organbewegungen während der Bestrahlung.

Die Anforderungen und damit auch die Qualitätssicherung bei der IMRT werden auf allen Stufen vermehrt beachtet werden müssen: Lokalisation und Simulation, Bestrahlungsplanung, Einstellung, Bestrahlung, Dokumentation.

In Zukunft stellt sich vermehrt die Frage, ob der Ort des Tumors und das Bestrahlungsvolumen bei jeder Bestrahlung identisch sind. Viele Faktoren können zu Differenzen führen. Vor allem bei der IMRT, bei der wegen der Anpassung an die Tumorform und -lage eine genauere Bestrahlung des Tumors eine Voraussetzung ist, sowie bei der Erhöhung der Gesamtdosis muss eine hohe Reproduzierbarkeit bezüglich der Patientenlagerung sowie der Tumorposition vorausgesetzt werden. In früheren Jahren haben wir periodisch die Einstellungen an Patienten überprüft. Dabei wurde jeweils während sämtlichen Bestrahlungen die Lage des Feldes (bzw. von Abschirmblöcken) bezogen auf Knochen, Lungen oder Luftkavitäten mit Hilfe von Filmen festgehalten und ausgewertet. Die Verschiebungen während der ungefähr 30 Fraktionen sind im allgemeinen grösser als erwartet [6].

Um den Stellenwert der Radio-Onkologie für die Strahlenexposition der Schweizer Bevölkerung zu bestimmen, ist eine Erhebung über die Anzahl und die Techniken der Bestrahlungen der verschiedenen Zielvolumina (Tumorarten) geplant. Aus den Angaben soll die effektive Dosis für die Bestrahlung eines Zielvolumens berechnet werden. Dabei muss man die effektive Dosis allerdings etwas anders definieren. Das Zielvolumen soll dabei keinen Beitrag leisten. Als Ziel soll die mittlere effektive Dosis infolge der Radio-Onkologie ermittelt werden. Das Projekt wurde bisher Kollegen in der Schweiz und in Deutschland vorgestellt und mit ihnen diskutiert. Erste Abschätzungen zur Bestimmung der effektiven Dosen wurden durchgeführt [9].

Literatur

- [1] J. Roth, R. Hünig: Der Einfluss von Metallimplantaten auf die Dosisverteilung bei der Strahlenbehandlung maligner Tumoren. *Orthopäde* **11** (1982) 143-145
- [2] J. Roth: Lipowitz-Metall als Schwächungsmaterial für Elektronenstrahlen mit Energie von 3 – 45 MeV. *Strahlentherapie* **158** (1982) 94-96
- [3] J. Roth, H.W. Nemeč: Rückstreuung bei Bestrahlungen mit hochenergetischen Photonen. *Medizinische Physik* 1984 (Hrsg.: T. Schmidt). Nürnberg (1984), 147-150
- [4] J. Roth, R. Hünig, J. Kurtz: Specific integral dose: A reconsideration of the integral dose concept. *Radiotherapy and Oncology* **5** (1986) 215-221
- [5] J. Roth: Zum Problem des Aneinandersetzens von Bestrahlungsfeldern. *Medizinische Physik* 1987 (Hrsg.: H. Bergmann). Innsbruck (1987), 150-155
- [6] J. Roth, H.W. Nemeč, J. Kurtz: Die Überprüfung der Reproduzierbarkeit von Feldeinstellungen in der Radio-Onkologie: ein Beitrag zur Qualitätssicherung. *Schweiz. Krebs-Bulletin* **3** (1990) 6-7
- [7] Z. Li, H.W. Nemeč, J. Roth: Untersuchungen zum Einfluss von Luftschichten bei Bestrahlung mit hochenergetischen Elektronen. *Strahlentherapie und Onkologie* **167** (1991) 22-25
- [8] J. Roth, R. Hünig, C. Hügli: Dosis-Volumen-Histogramme zur Optimierung von Bestrahlungsplänen am Beispiel des Ösophaguskarzinoms. *Strahlentherapie und Onkologie* **171** (1995) 149-153
- [9] J. Roth, H.W. Roser, B. Schnekenburger: Gedanken zur effektiven Dosis in der Radio-Onkologie. *Medizinische Physik* 2001 (Hrsg.: K. Welker, K. Zink), Berlin (2001), 307 - 308.
- [10] L. Bogner: Intensitätsmodulierte Strahlentherapie. *Z. Med. Phys.* **12** (2002) 73