

Auflösungserhöhung von Dosimetriedetektoren zur Bildgebung in der Strahlentherapie

Rekonstruktion von Projektionsbildern mit CT-Algorithmen

Peter Decker

ZFUW / Medizinische Physik und Technik,
Universität Kaiserslautern, 67663 Kaiserslautern
Email: decker@rhrk.uni-kl.de

Zusammenfassung. Die moderne Strahlentherapie verlangt neben einer exakten Dosimetrie auch eine effektive Kontrolle der Lage des Patienten während des Bestrahlungsvorganges. Die Lagekontrolle wird durch das sog. Portal-Imaging realisiert, das die therapeutische Strahlung im Sinne einer radiologischen Projektionsbildgebung zur Gewinnung eines Bildes des Patienten in der Behandlungsposition nutzt. Daraus resultiert die Notwendigkeit, sowohl ein Bildgebungssystem als auch ein - im Rahmen moderner intensitätsmodulierter Strahlentherapie (IMRT) ebenfalls hochauflösendes - Dosimetriesystem bereitstellen zu müssen. Diese Arbeit zeigt auf, wie durch die Anwendung von Bildrekonstruktionsalgorithmen Aufgaben der hochauflösten Dosimetrie als auch der Lagekontrolle mit einem einzigen neuen 2D-Ionisationskammer-Array erfüllt werden können.

1 Einleitung

Dosimetrie erfolgt mit Strahlungsdetektoren verschiedenster Bauart unterschiedlichster Abmessungen, die abhängig von der einwirkenden Strahlung einen entsprechenden Messwert liefern. Bauart und Abmessungen sind gemäß dem Anwendungszweck in weiten Grenzen wählbar; charakteristisch ist jedoch, dass sie Strahlung in einem Volumen messen, das nicht beliebig klein gewählt werden kann [1]. Projektions-Bildgebung erfolgt, indem ein Objekt (z.B. ein Patient) von ionisierender Strahlung durchdrungen wird, die Strahlung danach auf einen großflächigen Detektor (z.B. Röntgenfilm, Speicherfolie oder ein digitales Halbleiter-Array) trifft und das durchstrahlte Objekt als Schattenprojektion aufgezeichnet wird [2].

Die moderne Strahlentherapie setzt die Bildgebung ein, um die Lage des Patienten während des Bestrahlungsvorganges kontrollieren und so eine zielgenaue Bestrahlung gewährleisten zu können (sog. Portal-Imaging). Dies wird realisiert, indem die therapeutische Strahlenquelle - i.d.R. ein Linearbeschleuniger - analog zur konventionellen diagnostischen Bildgebung in der Radiologie zur Gewinnung eines Projektionsbildes des Patienten in der Behandlungsposition genutzt

wird. Prinzipiell können dazu aus der diagnostischen Radiologie bekannte Aufnahmeelemente wie Film oder Speicherfolie eingesetzt werden, wobei sich heute zunehmend digitale Halbleiter-Arrays durchsetzen (vgl. z.B. [3]).

Die Dosimetrie in der Strahlentherapie verlangt eine gewisse örtliche Auflösung, um Anforderungen der Qualitätskontrolle oder diverser Therapieverfahren (z.B. intensitätsmodulierte Strahlentherapie, IMRT) erfüllen zu können. Für Dosimetrie-Zwecke werden auch Detektoren der Projektions-Bildgebung eingesetzt (z.B. densitometrische Auswertung von Röntgenfilmen oder dosimetrische Auswertung von digital vorliegenden Halbleiter-Array-Aufnahmen), die jedoch nicht die messtechnische Exaktheit und/oder Strahlungs-Belastbarkeit von speziellen Dosimetrie-Detektoren wie z.B. Ionisationskammern erreichen. Die neueste Entwicklung besteht darin, dass 256 Detektoren in Form eines zweidimensionalen Arrays angeordnet werden und so mehrere Messwerte gleichzeitig liefern. Dies ist jedoch für das Portal-Imaging aufgrund der im Vergleich zu den o.a. Bildgebungssystemen extrem niedrigen Auflösung nicht geeignet.

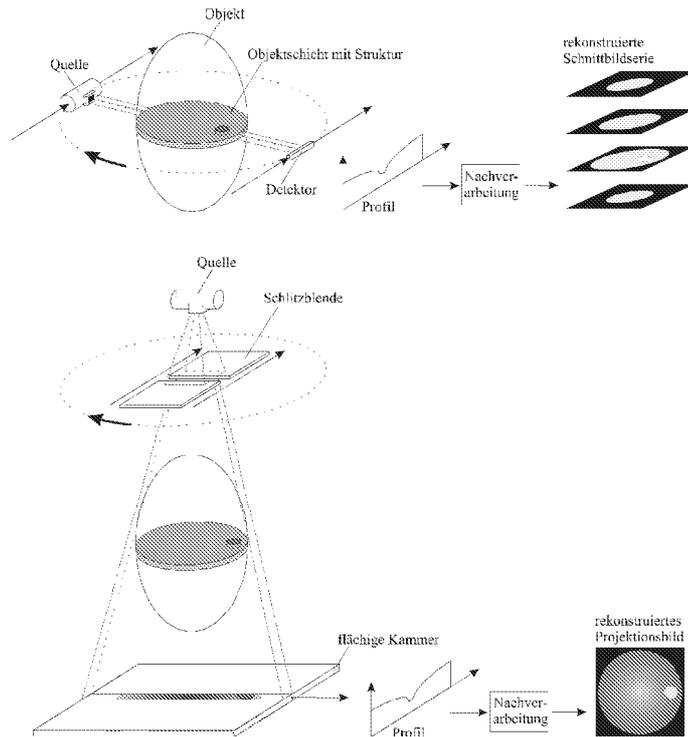
Eine optimale Lösung der dosimetrischen und bildgebenden Aufgaben der Strahlentherapie erfordert deshalb z.Zt. den Einsatz zweier Systeme. Eine Reduzierung auf ein einziges System, das sowohl örtlich hochaufgelöste Dosimetrie als auch die Bildgewinnung in für das Portal-Imaging hinreichender Qualität ermöglicht, würde zu erheblicher Aufwands- und Kostenreduzierung beitragen.

2 Material und Methoden

Detektoren in flächiger Bauweise zeichnen sich durch ein Messvolumen aus, das in Einfallrichtung der ionisierenden Strahlung einen großflächigen Querschnitt aufweist. Befindet sich ein Objekt im Strahlengang zwischen der Strahlenquelle und dem Detektor, wirft das Objekt wie bei einer konventionellen Röntgenaufnahme ein „Strahlen-Schattenbild“ auf den Detektor. Da dieser jedoch nur ein einziges Messvolumen besitzt, ist dieses Schattenbild nicht auflösbar; der Detektor liefert nur einen Messwert entsprechend der durch das Objekt verursachten Gesamtschwächung des auftreffenden Strahlenfeldes. Wird der Strahlengang jedoch durch eine Schlitzeblende begrenzt, die sich über den Detektor hinwegbewegt, wird nur noch ein linienförmiger Objektausschnitt auf den Detektor projiziert und aufgrund der Blendenbewegung ein Messwertprofil gewonnen. Wird nun das Blendensystem in der Bewegungsebene um einen kleinen Winkel gedreht und dieser Abtastvorgang wiederholt, wird ein weiteres Profil erzeugt. Durch mehrmalige Ausführung erhält man einen Satz von Messwertprofilen, der prinzipiell einem Profilsatz entspricht, der beim sog. Parallelstrahlverfahren aus den Anfängen der Computertomografie entsteht (Abb. 1).

Damit wird es möglich, auf diese Profile geeignet modifizierte CT-Bildrekonstruktionsalgorithmen anzuwenden und so eine Messwertmatrix zu gewinnen, deren Auflösung nicht mehr durch die Abmessungen des Detektors, sondern durch die verfügbare Messzeit und die Strahlenbelastbarkeit des abzubildenden Objektes begrenzt wird. Im Unterschied zur Computertomografie wird dabei nicht ein Schnittbild, sondern ein Projektionsbild rekonstruiert. Auf diese Weise gelingt

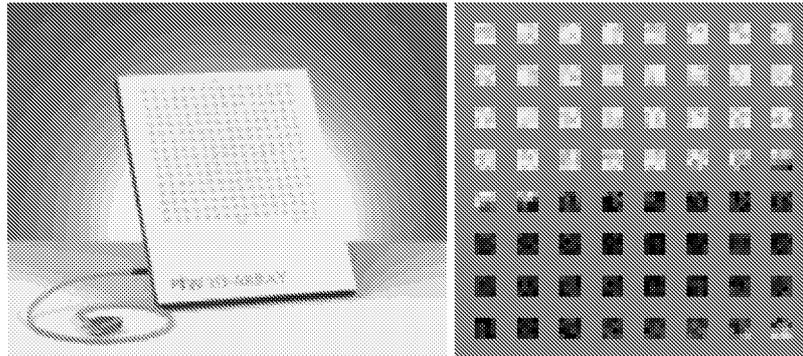
Abb. 1. Abtastprinzip. Oben: Parallelstrahlverfahren; CT-Schnittbilder werden aus Röntgenstrahl-Schwächungsprofilen rekonstruiert, die durch wiederholtes paralleles Verfahren einer Röntgenquelle mit gegenüberliegendem Detektor und nachfolgender Drehung um ein geringes Winkelinkrement gewonnen wurden. Unten: Übertragung auf die Projektionsbildgebung; ein Projektionsbild wird aus Röntgenstrahl-Schwächungsprofilen rekonstruiert, die durch wiederholtes Verfahren einer Schlitzeblende zwischen einer Röntgenquelle mit gegenüberliegendem großflächigen Detektor und nachfolgender Drehung der Blende um ein geringes Winkelinkrement gewonnen wurden.



die Kombination der Vorzüge eines Dosimetriedetektors (Robustheit, Reproduzierbarkeit, Langzeitstabilität, hohe Strahlenbelastbarkeit) mit den Anforderungen des Portal-Imaging an die Ortsauflösung der Bildmatrix und der Möglichkeit des dauerhaften Verbleibs des Bildsensors im Strahlengang. Gleichzeitig wird, indem die Messwerte nicht als Bild, sondern als hochaufgelöste Messwertverteilung interpretiert werden, hochaufgelöste Dosimetrie realisiert.

Das Abtastverfahren befindet sich zur Zeit in der Entwicklung. Für erste experimentelle Bildrekonstruktionen mittels eines iterativen Verfahrens [4] wird das in jedem therapeutisch genutzten Beschleuniger zur Strahlbegrenzung vorhandene Blenden-system auch zur Realisierung der benötigten profilerzeugenden Schlitzeblende eingesetzt und ermöglicht damit eine elegante Zweitnutzung. Aktuell wird ein Linearbeschleuniger Siemens Mevatron KD2 als Strahlenquelle

Abb. 2. Bildrekonstruktion mit 2D-Detektor-Array. Links: eingesetztes Array mit 256 Ionisationskammern, Matrix 16×16 , Kammerabmessungen jeweils $8 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$, Kammerabstand 8 mm (Abbildung mit freundl. Genehmigung PTW Freiburg). Rechts: erste Ergebnisse der Rekonstruktion mit einer Auflösung von 4×4 Pixeln pro Kammer; dargestellt ist die Abbildung eines Array-Ausschnittes von 8×8 Kammern, der in der unteren Hälfte von einem schräg liegenden Objekt abgedeckt wird [4].



genutzt, der mit einem sog. dynamischen bzw. virtuellen Keilfilter ausgerüstet ist und damit ein ausreichend flexibel steuer- und verfahrbares Blendsystem aufweist. Um eine für Portal-Imaging-Aufgaben ausreichend große Bildfläche abzudecken, wurde nicht eine einzelne Ionisationskammer, sondern ein neues 2D-Ionisationskammer-Array der Physikalisch-Technischen Werke (PTW) Freiburg eingesetzt (Abb. 2 links), das 256 Ionisationskammern mit einer Querschnittsfläche von $8 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ in einer Matrixanordnung von 16×16 und eine nutzbare Gesamtmesfläche von $26 \text{ cm} \times 26 \text{ cm}$ bereitstellt.

3 Ergebnisse

Die ersten praktischen Bildrekonstruktionen (Abb. 2 rechts, [4]) haben gezeigt, dass die Erzielung einer für das Portal-Imaging ausreichend hohen Bildauflösung die Aufnahme einer so großen Profilanzahl bedingt, dass die dazu notwendigen Rotations- und Translationsbewegungen des Blendsystems für einen klinisch-praktischen Einsatz zu viel Zeit in Anspruch nehmen. Zusätzlich geben die technischen Besonderheiten der Strahlenquelle Linearbeschleuniger (Impulsfolge des Strahls etc., vgl. [1,4]) sowie des Detektors und der Messwert erfassung (Zeiten zur Messwertgewinnung und -auslesung, relativ große Zwischenräume zwischen den einzelnen Kammern etc.) Randbedingungen vor, die die Handhabung im klinischen Routineeinsatz behindern. Für die klinische Anwendung ist deshalb eine Modifikation des Kammerlayouts des 2D-Arrays sinnvoll, die aktuell realisiert und ab Anfang 2003 zur Verfügung stehen wird. Dieses Layout ersetzt die 16×16 Kammern quadratischen Querschnittes durch schmale, linienförmige Kammern, die sich über die Breite der Bildfläche hinziehen. Der Abtastvorgang reduziert

sich damit auf eine Translationsbewegung der Schlitzblende senkrecht zur Orientierung der Linienkammern zur gleichzeitigen Gewinnung eines einzigen Profils pro Kammer; sämtliche weiteren Rotations- und Translationsvorgänge entfallen. Es wird erwartet, dass sich der Abtastvorgang so von mehreren Minuten auf wenige Sekunden verkürzt.

4 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren der Abtastung eines flächigen Sensors mittels einer translatorisch und rotatorisch verschobenen Schlitzblende verbunden mit der Computertomografie-ähnlichen Rekonstruktion einer Bildmatrix aus den so gewonnenen Messwertprofilen stellt unabhängig vom bildgebenden System einen interessanten Ansatz dar, um hochauflösende Bilder mittels großflächiger Sensoren zu gewinnen, wenn spezielle Gegebenheiten der Bildgewinnungsaufgabe den Einsatz üblicher Bildsensoren ausreichender Auflösung erschweren. Wie sich gezeigt hat, ist dies jedoch nur bei Aufgaben sinnvoll, bei denen die erhöhte Auflösung durch eine entsprechend verlängerte Aufnahmezeit und den Einsatz von Blendensystemen „erkauft“ werden kann. Im hier beschriebenen Anwendungsfall verspricht dieses Vorgehen die Verwirklichung zweier Ziele der modernen Strahlentherapie mit einem einzigen System: hochauflösende Dosimetrie sowie Portal-Imaging in einer Auflösung, die zwar nicht diejenige von ausschließlich bildgebenden Systemen erreicht, jedoch hinreichend für die Lagekontrolle der behandelten Patienten ist.

5 Danksagung

Die vorgestellte Arbeit beschreibt die Grundprinzipien des von der Stiftung Rheinland-Pfalz für Innovation geförderten Forschungsprojektes „Bildgebung und intensitätsmodulierte Bestrahlungstechniken mit Flächendetektoren in der Strahlentherapie“, das in Kooperation zwischen der Universität Kaiserslautern, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, und dem Westpfalz-Klinikum, Abteilung für Strahlentherapie, durchgeführt wird.

Literaturverzeichnis

1. Krieger H: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz (Bd. 2). Teubner, Stuttgart, 1997.
2. Morneburg H: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Publicis MCD, München, 1995.
3. Decker P, Schmidt EL, Rittler J, et al.: Portal Imaging mit einem SE-Detektor. Procs Medizinische Physik 2000: 8-9, 2000.
4. Winkes J: Bildgebung in der Strahlentherapie mit einem PTW-2D-Ionisationskammer-Array. Diplomarbeit Fachbereich EIT Universität Kaiserslautern, 2002.