

Automatische, robuste Anpassung von segmentierten Strukturen an geänderte Organgeometrien bei der fraktionierten Strahlentherapie

C. Frühling, A. Littmann, A. Rau und R. Bendl

Abteilung für Medizinische Physik, Deutsches Krebsforschungszentrum,
69120 Heidelberg

Email: C.Fruehling@dkfz-heidelberg.de

Zusammenfassung. In der fraktionierten Strahlentherapie werden Patienten über einen längeren Zeitraum mit ionisierenden Strahlen behandelt. Im Körperstammbereich ist die Lage und Größe der Organe Schwankungen unterworfen. Um den Tumor sicher mit der notwendigen Dosis zu bestrahlen, muss der Therapeut ein größeres Volumen bestrahlen. Die Strahlenbelastung des gesunden Gewebes könnte reduziert werden, wenn die Organbewegungen rechnerisch bestimmt und die Strahlenfelder vor jeder Dosisfraktion entsprechend angepasst würden. Dieser Artikel präsentiert einen Ansatz zur automatischen Anpassung bereits segmentierter Strukturen an Verifikationsaufnahmen. Diese Methode soll es zukünftig erlauben, vor jeder Dosisfraktion eine Kontrolle bzw. Anpassung des Therapieplans an die geänderte Anatomie durchzuführen.

1 Problemstellung

Bei der Tumorbehandlung mit Hilfe von ionisierender Strahlung sind zwei Randbedingungen zu beachten:

1. Das erkrankte Gewebe soll durch die Applizierung einer hinreichend großen Strahlendosis zerstört werden.
2. Das umliegende, bzw. das im Strahlengang liegende, gesunde Gewebe soll möglichst gering belastet werden.

Die Erfüllung dieser Randbedingungen wird durch die weitreichende Veränderungsmöglichkeiten bei der Organanordnung im Rumpf erschwert. Die große Variabilität der Organgeometrien ist dadurch begründet, dass die Lagerung des Patienten, die unterschiedlichen Füllgrade des Verdauungstraktes sowie eine evtl. Rückbildung des Tumors mit der einhergehenden Rückwanderung der Organe großen Einfluss auf die Anordnung und Gestalt der inneren Organe haben.

Die manuelle Segmentierung therapierelevanter anatomischer Strukturen und die Definition eines Strahlentherapieplans ist zeitaufwendig und erfordert ein großes Fachwissen. Daher wird diese Planung bisher bei der fraktionierten Strahlentherapie nur einmal zu Beginn der gesamten Therapie durchgeführt. Um die

Variabilität der Organgeometrie zu berücksichtigen und den Tumor sicher mit dem Therapiestrahle zu erfassen ist es i.d.R. notwendig, einen Bereich zu bestrahlen, der deutlich über den sichtbaren Tumor hinaus geht (Zielvolumen). Dadurch wird ein beträchtlicher Teil gesunden Gewebes der therapeutisch wirksamen Dosis ausgesetzt. Mögliche Nebenwirkungen im gesunden Gewebe begrenzen deshalb die Dosis, mit welcher der Tumor bestrahlt werden kann.

Das Ziel der adaptiven Strahlentherapie ist, den Bestrahlungsplan der sich verändernden Anatomie anzupassen, um so besser die Strahlendosis auf den Tumor konzentrieren zu können. Dadurch sinkt die Dosisbelastung im gesunden Gewebe und damit die Wahrscheinlichkeit für Nebenwirkungen. Gleichzeitig ergibt sich die Möglichkeit, die Dosis im Tumor und damit die Tumorkontrollwahrscheinlichkeit zu erhöhen.

2 Stand der Forschung

Der Zeitaufwand, der für die Planung einer tumorkonformen Strahlentherapie notwendig ist, wird entscheidend beeinflusst von der Zeit, die für die Segmentierung der therapielevanten Strukturen notwendig ist. Eine Segmentierung ist zur quantitativen Evaluation der Bestrahlungspläne notwendig. Da sich Zielvolumen und oft auch Bereiche mit sensiblen Risikostrukturen nicht an wahrnehmbaren Bildinformationen orientieren, sind bislang alle Ansätze zur automatischen Segmentierung gescheitert. Aufgrund des Zeitbedarfs ist es nicht möglich, vor jeder einzelnen Dosisfraktion Bildgebung, Segmentierung und Therapieplanung zu wiederholen. Durch die Verfügbarkeit von CT Scannern in unmittelbarer Nähe des Therapiegerätes ist es in jüngster Zeit möglich geworden, vor einer Dosisfraktion Verifikationsdatensätze zu akquirieren. Eine konventionelle Segmentierung der therapielevanten Strukturen in diesen Bildsequenzen dauert aber zu lange und kann nicht vor der Bestrahlung erfolgen. Damit ist eine sofortige Modifikation des Bestrahlungsplans nicht möglich.

3 Wesentlicher Fortschritt durch diesen Beitrag

Der hier vorgestellte Ansatz basiert auf der schnellen, automatischen Anpassung der zu Beginn der Behandlungsserie erstellten Planungsdatensätze an die aktuelle Patientengeometrie, die mit Hilfe von CT Verifikationsaufnahmen vor jeder Bestrahlungsfraktion bestimmt wird. Wenn es gelingt, eine elastische Transformation zu finden, die alle Voxel des Planungsdatensatzes ausreichend gut auf den Verifikationsdatensatz abbildet, können die zuvor segmentierten Strukturen der gleichen Transformation unterworfen werden. Damit könnte der Aufwand für die Segmentierung vermieden bzw. deutlich reduziert werden. Die besonderen Randbedingungen werden durch den engen zeitlichen Rahmen und durch den schwachen Weichteilkontrast in den CT Bildserien gegeben. Erste Tests haben gezeigt, dass es mit dem implementierten Verfahren möglich ist, einen Standardplanungsdatensatz in kurzer Zeit (< 2 min) an eine Verifikationsbildsequenz anzupassen.

4 Methoden

Das Verfahren beruht auf der Kombination von Template Matching und der Auswertung des optischen Flusses. Die Anwendung optischer Flussmethoden findet normalerweise ihre Grenzen, wenn Bewegungen grösser als die zu beobachtenden Objekte sind bzw. in Regionen mit überwiegend homogenen Strukturen. Deshalb kombinieren wir diesen Ansatz mit einer Template Matching Methode [1], bei der initial korrespondierende Bildbereiche gesucht werden. Die elastische Transformation zwischen beiden Datensätzen wird dadurch ermittelt, dass Transformationen, die zwischen kleinen korrespondierenden Bildregionen (Templates) berechnet werden, mit Hilfe eines Thin-plate-spline Verfahrens über das gesamte Datenvolumen propagiert werden. [2] Die Qualität aber auch die Performance dieses template-basierten Ansatzes hängt entscheidend von der Anzahl der ausgewählten Templates ab. Wenige Templates liefern i.d.R. keine ausreichend gute Gesamttransformation, sie können aber eine ausreichend gute Abschätzung liefern, so dass das nachfolgende Flussverfahren nur noch die Aufgabe hat, die gefundenen Verschiebungsvektoren in engen Grenzen zu modifizieren.

4.1 Korrespondenzbestimmung

In einem ersten Schritt werden in den Bildern Templates bestimmt. Dies sind markante Bildbereiche, die sich durch ihre höhere Varianz von den umliegenden Bereichen unterscheiden. Als Ähnlichkeitskriterium zum Auffinden der korrespondierenden Bildregion verwenden wir einen modifizierten Korrelationskoeffizienten. Da es sich bei der gegebenen Aufgabenstellung um die Registrierung mono-modaler Bildsequenzen handelt, ergäbe sich aus der Verwendung der Mutual Information kein Vorteil, gleichzeitig erfordert dieses Verfahren eine gewisse Größe der zu vergleichenden Bildbereiche. Um die Transformation zwischen Templates möglichst präzise bestimmen zu können, sollte deren Größe aber relativ gering sein. Die Suche nach korrespondierenden Regionen in der Kontrollaufnahme erfolgt ausgehend von den ursprünglichen Koordinaten eines Templates unter Berücksichtigung bereits gefundener Transformationen von benachbarten Templates mit Hilfe der Powell-Optimierung.[3]

4.2 Bewegungsberechnung

Die Transformationen zwischen den einzelnen Templates werden mit Hilfe des Thin-Plate-Spline Ansatzes [2] über das ganze Volumen propagiert. In einem zweiten Schritt erfolgt eine detailliertere Bewegungsbestimmung über die Auswertung des optischen Flusses in einer Auflösungsrampe. Die hierarchische Bestimmung des optischen Flusses [4] wurde gewählt, da dieser Ansatz eine grobe Bestimmung des optischen Flusses auch für Regionen mit geringem Informationsgehalt (homogene Regionen) verspricht. Weiterhin kann so eine Heuristik zur Bewertung der berechneten Bewegungen implementiert werden.

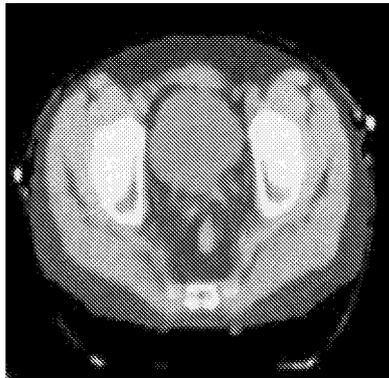


Abb. 1. Originalbild: Behandlungsbeginn



Abb. 2. Originalbild: Kontrollaufnahme

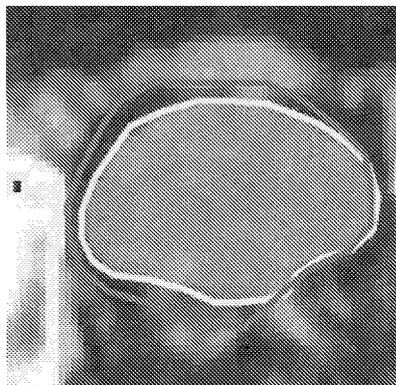


Abb. 3. Kontrollaufnahme mit Blasenkontur (dunkel) und Kontur aus Planungs-CT (hell)

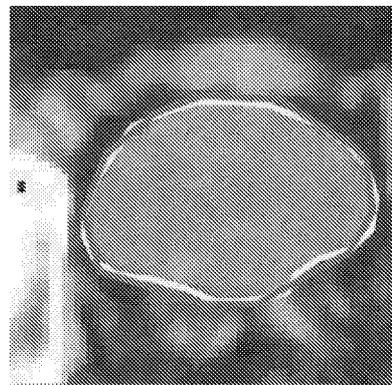


Abb. 4. Kontrollaufnahme mit angepasster Blasenkontur (dunkel) und Kontur aus Planungs-CT (hell)(weitere Informationen s. Text)

5 Ergebnisse

Das Verfahren wurde bisher anhand einiger weniger CT-Datensätze von Prostata-Patienten evaluiert. Der Algorithmus lieferte bei Verschiebungen um mehrere Zentimeter bei gleichzeitiger Rotation des Körpers um seine Längsachse korrekte Ergebnisse.

Die Verwendung der Varianz als Auswahlkriterium für die zur Korrespondenzbestimmung verwendeten Templates macht das Verfahren anfällig für kleinere Bilddefekte und Bildrauschen. Dieses Problem kann durch die Vorschaltung eines Median-Filters stark reduziert werden.

Die Anpassung der vordefinierten Strukturen war bei einer Auflösung von 256x256 Bildpunkten in 36 Schichten auf einem Pentium 3 mit 800MHz in ca. 5 Minuten möglich. Auf einem Pentium 4 mit 2,4 GHz wurden noch 1:25 Minuten benötigt.

5.1 Bildbeispiele

Bild 1 zeigt eine CT Schicht des Planungsdatensatzes, Bild 2 eine annähernd korrespondierende des Verifikationsdatensatzes. Bild 3 und 4 zeigen einen vergrößerten Ausschnitt der Region der Blase aus Bild 2. Dem Bild 3 sind zwei Konturen überlagert. Eine davon umfasst direkt die Blase, sie wurde auf Basis von Bild 2 durch den Strahlentherapeuten zu Kontrollzwecken segmentiert. Die grössere Kontur zeigt die Blasendefinition auf Basis des Planungs-CTs. Aufgrund der gefundenen Transformation wurde diese Kontur deformiert und passt in Bild 4 ausreichend gut zur Segmentierung, die durch den Therapeuten erfolgte.

6 Diskussion

Unter Verwendung des optischen Flusses alleine ist die Bestimmung der Transformationen in vielen Fällen nicht zuverlässig möglich. Gerade bei großen Lageveränderungen des Körpers oder starken Organbewegungen ist die initiale Approximierung der Bewegung mit Hilfe von Templates eine gute Initialisierung für die Berechnung des optischen Flusses. Beide Verfahren ergänzen sich und machen das Verfahren insgesamt robuster und gleichzeitig detailgenauer. Die Kombination mit dem Flussverfahren ermöglicht, die Anzahl der Regionen beim templatebasierten Verfahren klein zu halten und verkürzt damit die Rechenzeit. Bislang wurde das Verfahren nur an wenigen Datensätzen evaluiert, aufgrund der positiven Erfahrungen soll eine umfangreichere Evaluation unter klinischen Bedingungen erfolgen. Durch die Einbeziehung zusätzlicher Constraints (z.B. Kenntnisse über die Lage knöcherner Strukturen) hoffen wir sowohl Präzision als auch Performance des Verfahrens weiter zu verbessern.

Literaturverzeichnis

1. P. Rösch et al. Template selection and rejection for robust non-rigid 3D registration in the presence of large deformations. In *SPIE 2001 Medical Imaging, San Diego*, 2001.
2. F.L. Bookstein. Principal Warps: Thin-Plate Splines and the Decomposition of Deformations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(6):567–585, 1989.
3. W.H. Press, S.A. Teukolsky, W.T. Vetterling, B.P. Flannery. *Numerical Recipes in (C): The Art of Scientific Programming*. Cambridge University Press, 1993.
4. J. Weber, J. Malik. Robust Computation of Optical Flow in a Multi-Scale Differential Framework. *International Journal of Computer Vision*, (2):5–19, 1994.