

Nichtrigide Bildregistrierung für die adaptive Strahlentherapie mittels Free Form Deformation

Gernot Wurst¹, Rolf Bendl^{1,2}

¹Abteilung Medizinische Physik in der Strahlentherapie, DKFZ Heidelberg

²Fakultät für Informatik, Hochschule Heilbronn

g.wurst@dkfz-heidelberg.de

Kurzfassung. Im Rahmen der Adaptiven Strahlentherapie müssen zum Behandlungszeitpunkt Abweichungen der aktuellen Patientengeometrie von den Planungsdaten bekannt sein, damit eine Anpassung des Bestrahlungsplans vorgenommen werden kann. State of the Art ist in diesem Zusammenhang die rigide Registrierung von Planungs- und Kontrolldaten. Hierbei werden jedoch komplexere, nichtrigide Deformationen nicht angemessen berücksichtigt. Daher wurde ein Verfahren entwickelt, das diese komplexen Deformationen durch ein Free Form-Deformationsmodell beschreibt. Die dafür vorzugebenden Translationsvektoren wurden durch Template Matching bestimmt. Es zeigte sich, dass die vorhandenen Deformationen weitgehend erkannt werden. Weiterhin ist das Verfahren aufgrund seines günstigen Laufzeitverhaltens prädestiniert für die Adaptive Strahlentherapie.

1 Einleitung

Die Kenntnis der Abweichungen der Patientengeometrie zum Bestrahlungszeitpunkt von den Planungsdaten ermöglicht eine Anpassung des Bestrahlungsplans. Bisher wird hierzu das Lagekontroll-CT rigide auf das Planungs-CT registriert. Da dabei jedoch komplexere nichtrigide Deformationen unberücksichtigt bleiben, wie sie etwa durch Gewichtsverlust oder Füllungsunterschiede von Hohlorganen entstehen, besteht Bedarf an alternativen Ansätzen. Von besonderer Relevanz ist in diesem Zusammenhang die Performance, weil zwischen Lagekontrolle und Bestrahlung möglichst wenig Zeit vergehen soll. Ein am DKFZ entwickelter, auf Template Matching und einer globalen Interpolation basierender Algorithmus [1] beschleunigt die Registrierung durch Verzicht auf iterative Optimierung, ist jedoch wegen der hohen Komplexität der globalen Interpolation bezüglich der möglichen Anzahl der Landmarken limitiert. Der hier realisierte Ansatz kombiniert daher Template Matching mit einem lokal interpolierten Free Form-Deformationsmodell, das ein lineares Laufzeitverhalten aufweist.

2 Material und Methoden

Gesucht ist ein Deformationsvektorfeld, das ein zu deformierendes Bild (Zielbild) an ein Referenzbild angleicht.

Prinzip der Free Form Deformation (FFD, [2]): Über den zu registrierenden Bereich des Zielbildes wird ein äquidistantes Gitter gelegt. Das Deformationsvektorfeld ist dann definiert durch Translationen der Gitterpunkte (Kontrollpunkte) sowie eine Interpolation.

Prinzip des Template Matchings: Für Überlagerungen einer Umgebung des Kontrollpunktes (Template) und einen größeren Bildausschnitt aus dem Referenzbild (Suchbereich) werden Werte eines Ähnlichkeitsmaßes berechnet. Aus der Translation des Templates hin zum Maximum dieser Ähnlichkeitswerte ergibt sich die Translation des Kontrollpunktes.

2.1 Gitteraufbau und Klassifikation der Gitterpunkte

Über einen vorzugebenden Bereich des Zielbildes wird ein äquidistantes Gitter gelegt. In einem zweiten Schritt werden anhand eines Gewebekantendichtemaßes diejenigen Gitterpunkte aussortiert, die sich in homogenen Bildbereichen befinden, da dort aufgrund mangelnder Bildinformation kein verwertbares Matchingergebnis zu erwarten ist. Die übrigen Punkte heißen Kontrollpunktkandidaten. Sie werden dem Matching zugeführt.

2.2 Matching und Bewertung der Matchingresultate

Da hier monomodale Registrierung von CT auf CT praktiziert wird, kommt als Ähnlichkeitsmaß die Kreuzkorrelation zum Einsatz. Sie ist im Unterschied zu der in diesem Fall ebenfalls populären SSD-Metrik (sum of squared differences) unabhängig von den absoluten Grauwerten und lässt sich unter Ausnutzung des Faltungssatzes und der Verwandtschaft zwischen Korrelation und Faltung besonders effizient berechnen.

Im Anschluss werden die gefundenen Matchings durch eine Korrelationsschwelle sowie hinsichtlich des Erfüllens der hinreichenden Bedingung für lokale Maxima bewertet [3]. Diejenigen Matchings, bei denen das Korrelationsmaximum zu niedrig ausfällt, werden verworfen, da mit dem Korrelationswert die Zuverlässigkeit des Matchings abnimmt [1]. Für die übrigen Matchings wird geprüft, ob ein ausgeprägtes Korrelationsmaximum vorliegt. Dies ist erforderlich, da es Fälle gibt, in denen die Translation in eine (z.B. parallel zu einem Röhrenknochen) oder zwei (z.B. an größeren Oberflächen) Richtungen nicht eindeutig bestimmbar ist. In diesem Fall wird zur Entschärfung des Blendenproblems [1] ein erneutes Matching unter Verwendung eines größeren Bildbereiches durchgeführt und neu klassifiziert. Kann wieder kein ausgeprägtes Maximum gefunden werden, so wird der Kontrollpunktkandidat verworfen.

Kontrollpunktkandidaten, deren Templates erfolgreich gematcht wurden, wird die gefundene Translation zugeordnet. Sie sind nun FFD-Kontrollpunkte.

2.3 Aufbau des Translationsvektorfeldes

Die bei Free Form-Verfahren üblichen globalen Interpolationsverfahren wie etwa Thin Plate Splines [4] haben den Nachteil, dass der Rechenaufwand mit

der Anzahl verwendeter Kontrollpunkte überproportional zunimmt. Unter der Annahme eines äquidistanten Gitters können jedoch auch schnelle lokale Verfahren mit linearer Laufzeit zum Einsatz kommen. Hier wurde mit Trikubischen Hermite-Splines (Tri-kubische Polynome mit Glattheitsbedingungen [5]) interpoliert. Da nach Abschluss des Matchings jedoch nur ein Teil des FFD-Gitters mit Kontrollpunkten besetzt und somit kein verwendbares äquidistantes Gitter vorhanden ist, wird dieses in einem Vorverarbeitungsschritt aufgefüllt. Dabei ergeben sich iterativ die fehlenden Translationsvektoren durch distanzgewichtete Linearkombinationen der Translationen benachbarter Kontrollpunkte.

2.4 Testdaten

Zum Testen der Registrierung wurden zwei Datensätze (P1: Prostatakarzinom, P2: Paraspinaltumor) herangezogen, die je aus einem Planungs- und einem rigide vorregistrierten Lagekontroll-CT sowie einem Satz manuell definierter Landmarkenkorrespondenzen für die quantitative Analyse des Registrierungsergebnisses bestehen. Die Auflösung beträgt 256×256 Pixel pro Schicht bei einem Pixelabstand von ca. 1,95 mm. Der Schichtabstand beträgt 3,00 mm. Bei P1 wurden 60 Schichten registriert, und es standen 60 Landmarken zur Verfügung, während es bei P2 73 Schichten und 56 Landmarken waren.

3 Ergebnisse

3.1 Funktionsweise

Die Bildfolge in Abb. 1 zeigt die Arbeitsweise sowie die Möglichkeiten und Grenzen des vorgestellten Verfahrens. Im Bereich und in der Umgebung des Wirbels sowie lateral wurden die Lageunterschiede gut korrigiert. Der Darm im oberen Bildbereich bleibt dagegen unregistriert. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die

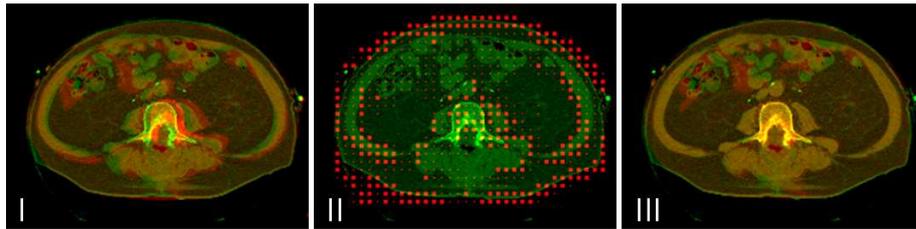


Abb. 1. Visualisierung der Situationen vor (I) und nach (III) einer Registrierung sowie einer FFD-Gitterebene (II) durch transversale Überlagerungsbilder von Datensatz P2. In grün dargestellt ist eine Schicht aus dem Planungs-CT. In (I) und (III) ist diese mit dem unregistrierten bzw. registrierten Lagekontrollbild in rot überlagert. (II) zeigt durch kleine Markierungen die Positionen der verworfenen Kontrollpunktkandidaten und durch große Markierungen die Positionen der gefundenen FFD-Kontrollpunkte.

Tabelle 1. Gegenüberstellung von FFD und Vergleichsalgorithmus (V)

	P1-FFD	P1-V	P2-FFD	P2-V
Dauer f. Auswahl der Landmarken (s)	18	29	15	24
Anzahl gewählter Landmarken	6207	3019	3926	2590
Dauer des Matchings (s)	322	176	200	139
Anzahl erfolgreicher Matchings	1953	1355	2017	1669
Matching-Erfolgsrate (%)	32	45	51	64
Dauer der Interpolation (s)	8	341	8	631
Gesamtdauer (s)	348	546	223	794

dort auftretenden schnellen Deformationsänderungen durch lokal-rigide Templates nicht erfassbar sind. (II) zeigt, dass in der Konsequenz keine Kontrollpunkte gefunden werden konnten und somit lokal Translationsinformation fehlt.

3.2 Performance

Für die Gegenüberstellung von FFD und dem vorhandenen Algorithmus von [1] (im Folgenden Vergleichsalgorithmus V genannt) wurden die gemeinsamen Parameter Templategröße ($7 \times 7 \times 5$ Pixel), Suchbereichsgröße ($19 \times 19 \times 14$ Pixel), Korrelationsschwelle für die Akzeptanz der Matchingergebnisse (0,8) und Anzahl zu registrierender Schichten (60 bzw. 73) identisch gewählt. Alle Registrierungen wurden auf einem PC mit P4-CPU (3 GHz) und 3 GB RAM berechnet. Offenbar hat sich (Tab. 1) der Rechenzeitbedarf für die Interpolation durch die Einführung der lokalen Interpolationsmethode vom Löwenanteil hin zur Vernachlässigbarkeit reduziert. Auf der anderen Seite hat sich der Aufwand für das Matching erhöht. Dies ist einerseits auf eine höhere Anzahl von Landmarken und andererseits auf eine geringere Matching-Erfolgsrate zurückzuführen. Die niedrigere Erfolgsrate kann dadurch erklärt werden, dass die Kontrollpunkte an FFD-Gitterpunktpositionen und nicht wie bei (V) direkt auf den Gewebekanten sitzen, wodurch das Matching etwas erschwert wird.

3.3 Qualitative Evaluierung

Für beide Datensätze standen von einem Radiologen manuell definierte Landmarkenkorrespondenzen zur Verfügung. Diese geben die nach der rigiden Vorregistrierung noch vorhandenen Lageunterschiede an. Durch Transformation der Landmarkenpositionen im Zielbild mit Translationsvektorfeldern aus der nichtrigiden Registrierung wurden neue Korrespondenzen hergestellt, die die verbleibenden Lageunterschiede nach der nichtrigiden Registrierung angeben.

Tabelle 2 zeigt, dass die mittleren Registrierungsungenauigkeiten für beide Algorithmen im Subvoxelbereich ($x, y < 1,95$ bzw. $z < 3$ mm) liegen. Beim FFD-Verfahren treten stets deutlich höhere Maxima auf, was vom teilweisen lokalen Fehlen von Translationsinformation herrührt. Aus dem Vergleich von Mittelwert und Median geht hervor, dass es sich hierbei um einige Ausreißer handelt.

Tabelle 2. Statistische Kenngrößen der Lageunterschiede zwischen Planungs- und Kontroll-CT nach rigider Vorregistrierung bzw. Registrierung mit FFD und Vergleichsalgorithmus V (Werte aus [1]) nach Raumrichtungen. Alle Angaben sind in mm.

	rigide			FFD			V		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
P1 Mittelwert	1,47	1,75	2,14	0,88	0,97	1,79	0,70	0,80	1,20
P1 Median	1,10	1,46	3,00	0,73	0,88	1,50	na	na	na
P1 Maximum	4,39	5,37	6,00	2,76	2,42	5,57	1,90	2,20	3,10
P2 Mittelwert	9,34	2,34	3,05	1,36	1,12	1,40	1,10	0,60	0,90
P2 Median	10,04	2,29	3,00	0,81	0,82	1,23	na	na	na
P2 Maximum	14,16	5,37	8,25	5,86	4,64	4,14	3,20	2,00	2,90

4 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren ist ein vielversprechender Ansatz für die schnelle Detektion nicht-rigider Deformationen. Gegenüber dem Vergleichsalgorithmus kann durch lokale Interpolation des Deformationsvektorfeldes fast die ganze Rechenzeit für diesen Schritt eingespart werden. Andererseits werden mehr Matchings bei gleichzeitig niedrigerer Erfolgsrate durchgeführt.

Gegenwärtig werden Deformationen berücksichtigt, die durch Matching mit lokal-rigiden Templates erfassbar sind. Bei schnellen Deformationsänderungen, etwa im Darm, misslingt das Matching, weswegen dann keine Deformationen bestimmbar sind. Durchweg wurden mittlere Registrierungsungenauigkeiten im Subvoxelbereich erreicht. Allerdings führt das lokale Fehlen von Kontrollpunkten dazu, dass nicht alle Lageunterschiede ausreichend korrigiert werden.

FFD in Verbindung mit lokaler Interpolation eignet sich für die Beschreibung von Lageunterschieden. In Verbindung mit Template Matching entstehen zwar weitgehend gute Ergebnisse, das Potential des FFD-Modells wird jedoch nicht ausgeschöpft. Verbesserungen sind durch besseres Propagieren gefundener Translationen sowie weitere Methoden zur Translationsbestimmung erzielbar.

Literaturverzeichnis

1. Malsch U. An enhanced block matching algorithm for fast elastic registration in adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2006;51(51):4789–4806.
2. Sederberg TW, Parry SR. Free-form deformation of solid geometric models. *Computer Graph Procs.* 1986; p. 151–160.
3. Söhn M, Birkner M, Chi Y, et al. Model-independent, multimodality deformable image registration by local matching of anatomical features and minimization of elastic energy. *Med Phys.* 2008;35:866 ff.
4. Bookstein F. Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 1998;11(11):567–585.
5. Lekien J F und Marsden. Tricubic interpolation in three dimensions. *Int J Numer Methods Eng.* 2005;63(63):455–471.