Elastisches Matching von Röntgenmammogrammen und dreidimensionalen Magnetresonanzdaten

N. V. Ruiter, T. O. Müller, R. Stotzka

Forschungszentrum Karlsruhe, 76344 Eggenstein
Email: nicole.ruiter@hpe.fzk.de

Zusammenfassung. Vorgestellt wird ein Ansatz zum elastischen Matching von Röntgenmammogrammen mit entsprechenden MR Daten. Die Deformation der Brust durch die Kompression während der Mammographie wird durch ein Modell des Verhaltens der Brust simuliert. Dies ermöglicht eine dreidimensionale Darstellung verdächtiger Strukturen im MR–Volumen, die sonst nur in Mammogrammen zu erkennen sind.

1 Einleitung

Das Mammakarzinom (Brustkrebs) ist eine der am weitesten verbreiteten Krebsarten der westlichen Hemisphäre. Jede elfte Frau ist im Laufe ihres Lebens betroffen. Je früher die Diagnose gestellt wird, desto höher ist die Überlebensrate der Patientinnen[1]. Eine frühzeitige Diagnose schwierig, da kleine, nicht tastbare Veränderungen gefunden werden müssen.
Röntgenmammographie ist, nach der Abtastung der Brust, die gebräuchlichste Methode zur Diagnose von Mammakarzinomen. Die Brust wird dabei zwischen zwei Platten zusammen gepreßt und dadurch stark deformiert. Bei weiteren Diagnoseschritten, z.B. Biopsie, oder beim Vergleich mit Bildern anderer bildgebender Verfahren, wie der Magnetresonanztomographie (MR), müssen jedoch Abbildungen der undeformierten und der deformierten Brust korreliert werden.
Dieser Ansatz beschreibt die Verschmelzung von zwei Mammogrammen und einem korrespondierenden MR–Volumen zu einer integrierten Darstellung.

2 Matching multimodaler Bilder der Brust

Matching von Bildern einer verformten Mamma ist schwierig, da die weibliche Brust aus deformierbarem, beweglichem und inhomogenem Gewebe besteht, das unterschiedlich stark gequetscht wird. Das innere Brustgewebe enthält keine auffälligen Strukturen, die in multimodalen Bildern, wie MR und Röntgen, identifizierbar sind. In dieser Arbeit wird die Deformation des Brustgewebes durch ein Modell simuliert.

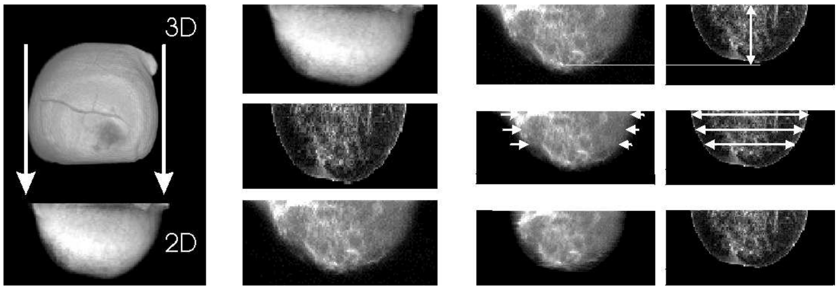

Abb. 1. Matchingprozeß: a) Projektion des MR–Volumens. b) Oben: MR–Projektion. Mitte: Projektion ohne Fettgewebe. Unten: Mammogramm der gleichen Brust. c) Beispiel für die Dekompression eines Mammogramms: Oben: Mammogramm und 0° Projektion. Pfeil deutet die unterschiedlichen Längen verursacht durch die Kompression an. Mitte: Mammogramm ist nun gleich lang wie MR–Projektion. Pfeile verdeutlichen unterschiedliche Brustkontur. Unten: Länge und Umfang gleich.

2.1 Modellierung der Kompression

Novak[4] analysierte das Verhalten von Markierungen in und auf der Brust während der Mammographie. Anhand seiner Ergebnisse entwickelte er eine Methode, die Tiefe einer Läsion ausgehend von zwei Mammogrammen abzuschätzen. Er führte so rund 100 Biopsien erfolgreich durch.
Das hier verwendete Modell für die Deformation der Brust wurde aufbauend auf diesen Ergebnissen entwickelt. Die erste Annahme ist Konstanz der relativen Abstände vom innerem Gewebe und Brustkontur trotz der Deformation. Daher wird eine Projektion des MR–Volumens (Siehe Abb.1a) als Spezialfall eines Mammogramms der unkomprimierten Brust angenommen. Die Deformation innerer Strukturen kann so anhand der Deformation der Brustkontur approximiert werden. Eine zweite Annahme gibt einen Zusammenhang zwischen Mammogrammen, die unter verschiedenen Patientenpositionen und –körperhaltungen aufgenommen wurden. Auf dieser Basis ergibt sich ein Modell, das eine generelle Beziehung zwischen verschiedenen Mammogrammen und dem MR–Volumen etabliert.

2.2 Matchingtransformation

Für die vorliegende Fragestellung wurde eine zweidimensionalen Transformation entwickelt, die das beschriebene Deformationsmodell erfüllt. Da eine Projektion durch das MR–Volumen als Spezialfall eines Mammogramms angesehen wird, kann die gleiche Transformation sowohl zur Deformation einer MR–Projektion anhand eines Mammogramms, als auch zur Entkomprimierung eines Mammogramms analog einer MR–Projektion verwendet werden. (Siehe Abb.1c). Um eine MR–Projektion zu komprimieren, wird wie folgt vorgegangen: Die Projektion wird linear skaliert, so daß die Länge der Brust in beiden Abbildun-

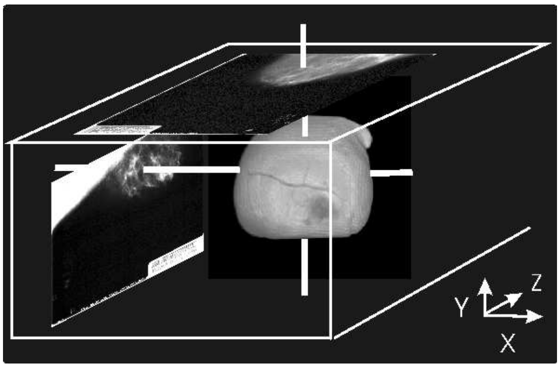

Abb. 2. Rückprojektion.
Diese Abbildung zeigt den räumlichen Zusammenhang zwischen zwei "dekomprimierten" Mammogrammen und einem entsprechenden MR–Volumen. Ist eine Läsion in beiden Mammogrammen identifizierbar, liegt sie im Schnittvolumen der simulierten Röntgenstrahlen.

gen übereinstimmen. Danach wird die Brustkontur der Projektion anhand der Kontur des Mammogramms (pixel–)zeilenweise skaliert. Die relativen Abstände bleiben so erhalten. Nach diesem ersten Schritt liegt eine "komprimierte" Projektion des MR–Volumens entsprechend unserem Modell vor. Solche komprimierten Projektionen werden in einer Nachbarschaft ($\pm 25°$) eines approximierten Projektionswinkels des Mammogramms berechnet und ihre Übereinstimmung mit dem Mammogramm bewertet, wie in Kapitel 2.3 beschrieben wird. Der Projektionswinkel α_{max} des ähnlichsten Paares beschreibt zusammen mit der Verlängerung δz der Brust durch die Kompression den räumlichen Zusammenhang zwischen MR–Volumen und Mammogramm.

2.3 Bewertungsfunktion

Die Anforderungen an die Bewertungsfunktion bei dieser Anwendung sind der nicht lineare Zusammenhang der Grauwertfunktionen von MR– und Röntgenabbildungen, unterschiedliche Rauschverteilungen und das einseitige Fehlen von Strukturen in einem Bild. Das entropiebasierte Maß *Normalized Mutual Information* (NMI)[2] wurde daher eingesetzt. Da eine der Grundannahmen für NMI ist, daß die größten zusammenhängenden Strukturen überlagert werden müssen, mußte das Fettgewebe des T_2 gewichteten MR–Volumens entfernt werden. (Siehe Abb.1b).

2.4 Rückprojektion

Um die dreidimensionale Position einer Läsion im MR–Volumen zu finden, werden zwei dekomprimierte Mammogramme benötigt. Die Entkomprimierung wird

analog der Komprimierung in 2.2 durchgeführt. (Siehe Abb.1c).
Die dekomprimierten Mammogramme und das MR werden anhand der Parameter für den räumliche Zusammenhang ausgerichtet, wie in Abb. 2 dargestellt. Ausgehend von den Koordinaten der Läsion in jedem der beiden Mammogrammen wird ein Strahl analog des bildgebenden Röntgenstrahls in das Volumen definiert. Diese beiden Strahlen schneiden sich im gesuchten Ursprungsvolumen der Läsion.

3 Ergebnisse und Diskussion von Matchingexperimenten

3.1 Phantomexperimente

Die Funktionalität des Algorithmus wurde anhand von Phantomdaten getestet. Phantom–Mammogramme basierend auf realen MR–Volumen wurden generiert, um die Präzision des Algorithmus zu testen. Dazu wurden im MR–Volumen Läsionen definiert und Röntgenmammogramme unter den Winkeln $-5°$, $0°$, $3°$, $10°$, $30°$, $45°$, $60°$ simuliert. Rauschen, Grauwerttransformationen (z.B. zufällige Umkodierung) und Bildfehler wurden zu den Phantomen zugefügt. Nach der Detektion des Projektionswinkels und der Rückprojektion konnten alle Phantomläsionen bis zur Größe eines Voxels ($(1,37mm)^3$) rekonstruiert werden.

3.2 Experimente an klinischen Daten

In einem zweiten Experiment wurden klinische Daten verwendet, um die Parameter des Zusammenhangs für cranio–caudale (cc.) und oblique (o.) Mammogramme und dem entsprechenden MR–Volumen zu evaluieren. Die Projektionswinkel für cc. ($\alpha_{cc} \approx 0°$) und o. ($\alpha_o \approx \pm 45°$) Mammogramme sind Näherungen, der genau Winkel liegt in einer Umgebung von $\pm 25°$ und wird bei der Mammographie nicht aufgezeichnet.
Drei Datensätze bestehend aus jeweils cc., o. und MR–Volumen wurden bezüglich ihrer Plausibilität der Projektionswinkel α und der Brustverlängerung δz geprüft. Dafür wurden für Winkel zwischen $-180°$ bis $180°$ in Schritten von $1°$ Projektionen des MR–Volumens angefertigt und diese mit den Mammogrammen überlagert. Tab. 1 zeigt die Ergebnisse dieser Experimente. Die Parameter des räumlichen Zusammenhangs sind plausibel. Diese Ergebnisse bestätigen die Annahme, daß es möglich ist Röntgenmammogramme mit MR–Volumen zu matchen.

4 Schlußfolgerung

Die Ergebnisse unserer Experimente zeigen, daß trotz des mobilen, inhomogenen Brustgewebes deformierte Mammogramme und undeformierte MR–Volumen zu matchen sind.
Das verwendete Kompressionsmodell berücksichtigt das unterschiedliche Verhalten der Brustgewebearten nicht, sondern mittelt über das gesamte Volumen. Es

Datasatz Nr.	Richtung	α [°]	δz [%]
1	cc	9	5
1 (li. Brust)	o	-43	1.5
2	cc	8	7
2 (re.)	o	50	2
3	cc	18	6
3 (li.)	o	-30	2

Tabelle 1. Parameter für den räumlichen Zusammenhang von Mammogrammen und MR–Projektionen. Der Rumpf, abgebildet in Datensatzes Nummer 3, ist insgesamt um ca. 10° gedreht, was sich in den gefundenen Projektionswinkel niederschlägt.

nimmt vereinfachend eine homogene Verteilung der deformierenden Kräfte an. Die kürzlich veröffentlichten Ansätze von Samanai et al[5] und Yam et al[6] beschäftigen sich detaillierter mit jeweils einem der genannten Aspekte.
Die mittelnde Eigenschaft dieses Modells hat den Vorteil, daß es sowohl für krankes als auch für gesundes Gewebe eingesetzt werden kann, da keine Vorabdiagnose zur Modellierung von Karzinomen nötig ist. Ebenfalls wird keine zeitaufwendige oder benutzergeführte Vorverarbeitung benötigt, um Landmarken oder Gewebetypen zu segmentieren. Es bietet die Möglichkeit zur Integration von MR– und Röntgen–Daten für eine multispektrale Diagnose und ermöglicht die Lokalisation von Läsionen im MR–Volumen, die nur in Mammogrammen sichtbar sind. Eine klinische Studie ist geplant, um detailliertere Experimente durchzuführen.

Danksagung

Die Autoren danken der Abteilung für Interventionelle Radiologie der Universitätsklinik Jena für die Bereitstellung der Datensätze und medizinische Unterstützung.

Literatur

1. P. Bannasch(Eds.): Cancer Diagnosis. Early Detection. Springer–Verlag, 1992.
2. C. Studholme: Measures of 3D Medical Image Alignment. Guy's and St. Thomas's Hospitals, 1997.
3. B. Likar,F. Pernus, M.A. Viergever(Eds.): Elastic Registration of Muscle Fiber Images. WBIR, pp.24–45, 1999.
4. R. Novak: Transformation of the female breast during compression at mammography with special reference to the importance for localization of a lesion. Acta Radiol. Suppl., Vol. 371, 1988.
5. A. Samani, J. Bishop, E. Ramsay, et. al.: Large Breast Tissue Deformation Finite Element Modeling for MR/X-ray Mammography Data Fusion. IWDM, 2000. In press.
6. M. Yam, J.M. Brady, R.P. Highnam, et. al.: Three–dimensional reconstruction of microcalcification clusters from two mammographic views. IWDM, 2000. In press.