

Simulation mammographischer Brustkompression zur Generierung von MRT-Projektionsbildern

Julia Krüger¹, Jan Ehrhardt¹, Arpad Bischof², Heinz Handels¹

¹Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck

²Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein

krueger@imi.uni-luebeck.de

Kurzfassung. Um die Brustkrebsdiagnose zu unterstützen, kann zusätzlich zu einer Mammographie ein MRT-Bilddatensatz akquiriert werden. Die kombinierte Analyse der Bilddaten wird erschwert durch die unterschiedliche Dimensionalität und Kontrastwerte sowie eine unterschiedliche Lage und Deformation der Brust während der Untersuchungen. Die hier vorgestellte Methode liefert einen Ansatz, die Korrespondenzanalyse zwischen 2D-Mammographie und 3D-MRT erheblich zu erleichtern. Der starke Deformationsunterschied wird durch eine oberflächenbasierte 3D/3D-Registrierung ausgeglichen. Anschließend wird ein MRT-Projektionsbild simuliert. Eine erste Evaluation zeigt, dass die Analyse korrespondierender Strukturen deutlich verbessert werden kann.

1 Einleitung

Aufgrund der überlagerungsbehafteten Darstellung von Strukturen und des geringen Kontrasts zwischen Tumor- und gesundem Drüsengewebe, ist die Auswertung von Mammographie-Daten herausfordernd. Daher können weitere Modalitäten zur genaueren Abklärung der Diagnose eingesetzt werden, wie zum Beispiel die kontrastverstärkte Magnetresonanztomographie (MRT), die neben 3D-Bilddaten auch Informationen über die Funktionalität zur Verfügung stellt. Im Gegensatz zur Mammographie, wird ein MR-Bild ohne Brustkompression akquiriert. Um die Informationen der Bilddaten beider Modalitäten kombiniert zu analysieren und auszuwerten, muss der untersuchende Radiologe korrespondierende Strukturen in den Bilddaten lokalisieren. Diese Aufgabe wird erschwert durch (1) die unterschiedliche Dimensionalität und Auflösung der Daten, (2) die unterschiedlichen Kontrastwerte zwischen den verschiedenen Gewebstypen und (3) der unterschiedlichen Lage und Deformation der Brust der Patientin während der Untersuchung.

Bei bisher veröffentlichten Arbeiten wurde das Problem der unterschiedlichen Brustdeformation mittels biomechanischer Finite Element Modellierungstechniken (FEM) gelöst [1, 2]. Diese Methoden sind jedoch teilweise manuell, zeitaufwändig und schwierig in die klinische Routine zu integrieren. Werden nach Deformation weitere Anpassungen an die vorliegende Mammographie

durchgeführt, erfolgt dies meist durch 2D/2D-Registrierung zwischen Mammographie und MRT-Projektion [3, 4]. Mertzaniou et. al führen eine 2D/3D-Registrierung zwischen Mammographie und MRT mithilfe einer affinen Transformation durch [5]. Diese bietet jedoch nur eine grobe Approximation der Weichgewebedeformation. Im Gegensatz dazu stellt die B-Spline-Transformation eine flexiblere Deformation bereit.

2 Methoden

Die vorgestellte Methode der 2D/3D-Korrespondenzanalyse zwischen Mammographie und MRT-Aufnahmen unterteilt sich in vier Schritte (Abb. 1), die im Folgenden genauer beschrieben werden.

2.1 Vorverarbeitung

Da die Bilddaten unter sehr unterschiedlichen Bedingungen (Kompression, Kontrast) akquiriert wurden, müssen die Daten im ersten Schritt einander angeglichen werden. Zuerst werden sowohl in der 2D-Mammographie als auch im 3D-MRT mithilfe von Schwellwertverfahren das Brustgewebe vom Hintergrund getrennt und die Brustoberfläche bzw. Brustkontur mit Marching Cubes/Squares extrahiert. Anschließend wird jeweils die Mamillenposition als anatomisch eindeutiger Punkt bestimmt und im MRT die Grenzen zwischen linker und rechter Brust ermittelt (Abb. 2(a)).

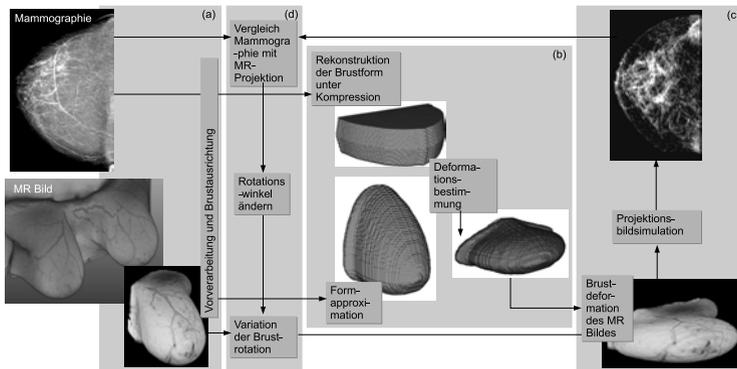


Abb. 1. Übersicht des Workflows: (a) Vorverarbeitung der Bilddaten: Segmentierung des interessierenden Brustbereiches mit anschließender Ausrichtung der MRT-Daten zu den Mammographie-Daten und Segmentierung von Drüsen- und Fettgewebe. (b) Bestimmung der 3D-Deformation zwischen 3D-MRT-Brustoberfläche und rekonstruierter 3D-Brustoberfläche unter Mammographie-Kompression. (c) Projektion der deformierten MRT-Daten mit anschließendem (d) Vergleich der MRT-Projektion und der Mammographie und daraus resultierender Korrektur der MRT-Brustausrichtung.

Da in der Mammographie dichte Strukturen, Gefäße und Drüsengewebe hell erscheinen, wohingegen diese Strukturen im T1-gewichteten MRT dunkel erscheinen, ist ein direkter Vergleich der Grauwerte der Bilddaten nicht sinnvoll. Daher wird im MRT eine Segmentierung von Drüsen- und Fettgewebe durchgeführt, die bei der MRT-Projektionssimulation zur Anwendung kommt (Abb. 2(b)).

2.2 Bestimmung der zu registrierenden Oberflächen

Im Gegensatz zu früheren Ansätzen, wie FEM-Modellierung oder 2D/3D-Registrierung, schlagen wir eine oberflächenbasierte 3D/3D-Registrierung vor. Hierfür ist es zuerst notwendig, die beiden zu registrierenden Oberflächen zu rekonstruieren (Abb. 3, ausführlicher in [6]).

Durch die stark unterschiedliche Lage der Brust in beiden Aufnahmen ist eine initiale Ausrichtung beider Oberflächen in 3D nötig. Hierfür wird die Mamillenposition beider Aufnahmen als gemeinsamer fixer Punkt gewählt. Weiterhin wird

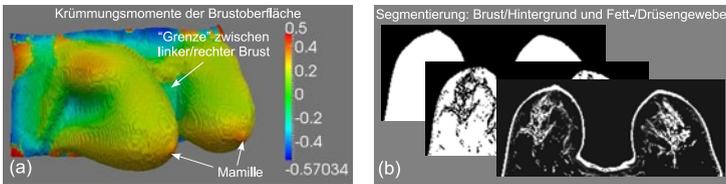


Abb. 2. Vorverarbeitung der MRT-Daten: (a) Krümmungsmomente der Brustoberfläche zur automatischen Bestimmung der Mamillenposition (größte Krümmung (orange/rot) im vorderen Brustbereich) und der „Grenze“ zwischen linker und rechter Brust (größte negative Krümmung (blau) im mittleren Brustbereich). (b) Segmentierung von Brustgewebe und Hintergrund mithilfe eines Schwellwertverfahrens auf den Grauwerten und grobe Segmentierung des Drüsen- und Fettgewebes durch ein Schwellwertverfahren auf den Gradientenwerten der Grauwerte.

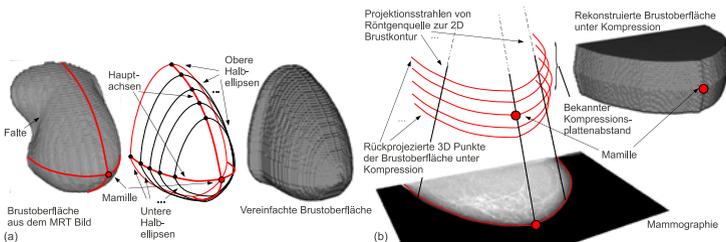


Abb. 3. Rekonstruktion der zu registrierenden 3D-Brustoberflächen: (a) Die MRT-Oberfläche wird aus den MRT-Daten generiert. Hierbei wird die Brustform durch Ellipsen schichtweise approximiert, um während der Aufnahme entstandene Faltungen zu eliminieren. (b) Bei der Mammographie wird aus der 2D-Brustkontur mithilfe der bekannten Röntgenquellenposition und des bekannten Abstandes der Kompressionsplatten die wahrscheinliche Form der komprimierten 3D-Brust rückprojiziert.

die MRT-Aufnahme rotiert, sodass die Schwerpunkte beider von den Oberflächen umschlossenen Brustformen im Brustwandbereich übereinstimmen (Abb. 4).

2.3 Approximation der Deformation

Für die Registrierung der approximierten MRT-Oberfläche und der rückprojizierten Mammographie-Oberfläche wurde eine ICP-basierte B-Spline-Methode entwickelt, die in [6] genauer beschrieben ist.

2.4 Projektionssimulation

Um die Mammographie mit den deformierten MRT-Daten vergleichen zu können, wird ein Projektionsbild der MRT-Daten simuliert. Hierfür wird die bekannte Geometrie der Röntgenquelle verwendet und das segmentierte Drüsengewebe (siehe Vorverarbeitung) in die Mammographie-Ebene projiziert. Daher erscheint

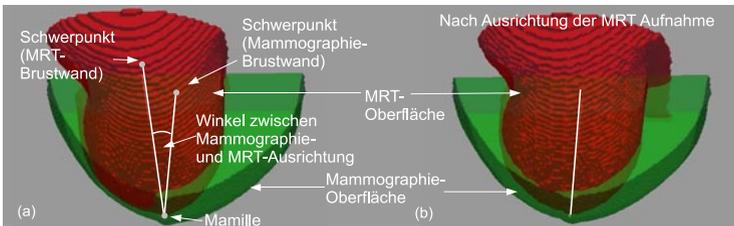


Abb. 4. Rotation der MRT-Aufnahme zur initialen Ausrichtung: Der Rotationswinkel ist bestimmt durch die Abweichung der Schwerpunkte der MRT- (rot) und der Mammographie-Brustform (grün) im Bereich der Brustwand. Die Mamille wird in beiden Brustformen als fixer Punkt (Rotationszentrum) gewählt.

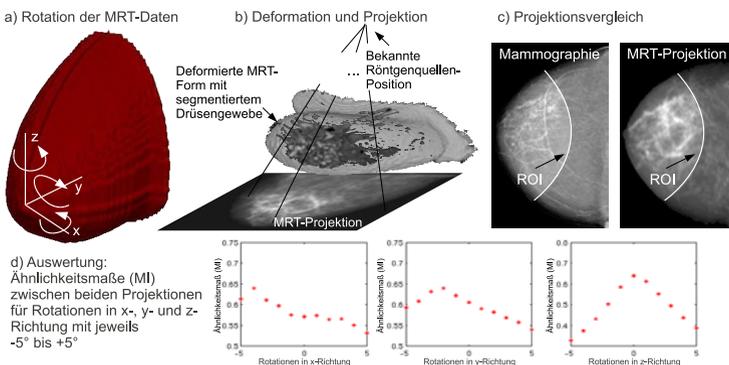


Abb. 5. Vergleich der Mammographie und der MRT-Projektion: a) Variation der Ausrichtung der MRT-Daten, b) Deformation der rotierten und segmentierten MRT-Daten mit anschließender Projektion auf die Mammographie-Ebene, c) Vergleich der Projektionen innerhalb einer ROI im vorderen Brustbereich, d) Winkelbestimmung.

sowohl in der Mammographie als auch in der MRT-Projektion dichtes Gewebe und Drüsengewebe hell.

2.5 Korrektur der Ausrichtung

Da es sich bei der mammographischen Komprimierung der Brust um eine sehr starke Deformation handelt, ist diese Deformation und damit auch die resultierende Projektion stark abhängig von der initialen Lage der Brust vor der Deformation. Daher ist es sinnvoll, diese Lage zu variieren, um die optimale Brustausrichtung zu ermitteln. Abb. 2.3 stellt das Vorgehen bei der hierfür genutzten Projektionsauswertung dar, wobei mithilfe der Mutual Information (MI) die Winkel, die zu der höchsten Übereinstimmung zwischen Mammographie und MRT-Projektion führen, ausgewählt werden.

2.6 Evaluation

Für eine erste Evaluation wurden sechs Mammographien von zwei Patientinnen genutzt (Patientin 1: rechts/links, CC/MLO, Patientin 2: rechts, CC/MLO). Der Effekt der Deformation und Ausrichtung der MRT-Daten wurde evaluiert, indem korrespondierende Strukturen in der Mammographie und der MRT-Projektion manuell markiert wurden und der mittlere Abstand der Skelette dieser Strukturen vor und nach Deformation sowie nach Ausrichtung der MRT-Daten bestimmt wurde (Abb. 2.3).

3 Ergebnisse

Abb. 2.3(d) zeigt beispielhaft für eine Mammographie die MI in Beziehung zur Winkelvariation in x -, y - und z -Richtung der MRT-Daten vor der Deformation. Dabei ist ersichtlich, dass die Rotation in y - und z -Richtung einen Einfluss auf die Güte der MRT-Projektion hat und der Einfluss der Rotation in x -Richtung (in Projektionsrichtung) geringer ist. Tab. 1 zeigt, dass sich der Abstand korrespondierender Strukturen nach Deformation der MRT-Daten deutlich reduziert hat und dass eine weitere Verbesserung nach Ausrichtung der MRT-Daten erreicht werden konnte.

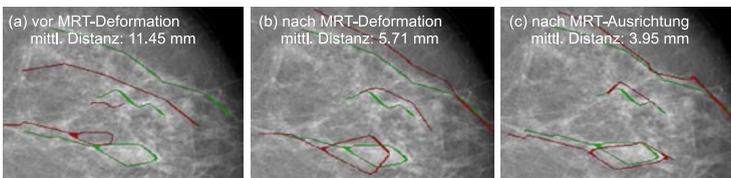


Abb. 6. Überlagerung der Skelette von leicht zu identifizierenden Strukturen wie Gefäße oder Drüsengänge in der Mammographie (grün) und der MRT-Projektion (rot): (a) ohne Deformation mit großen Abständen zwischen den korrespondierenden Strukturen, (b) nach Deformation mit wesentlich geringeren Abständen und (c) nach Ausrichtung der MRT-Daten.

Tabelle 1. Mittlere Distanzen zwischen den Skeletten korrespondierender Strukturen in Mammographie und MRT-Projektion.

MRT	Mammographie	vor Deformation	nach Deformation	nach Ausrichtung
1	CC re.	14.08 mm	6.46 mm	6.47 mm
1	CC li.	11.45 mm	5.71 mm	3.95 mm
1	MLO re.	35.61 mm	9.88 mm	5.30 mm
1	MLO li.	37.35 mm	21.06 mm	10.94 mm
2	CC re.	24.69 mm	11.26 mm	7.39 mm
2	MLO re.	23.22 mm	16.35 mm	6.09 mm

4 Diskussion

Der vorgestellte Workflow erleichtert die Korrespondenzanalyse zwischen 2D-Mammographie und 3D-MRT. Zum einen wird der starke Deformationsunterschied durch eine oberflächenbasierte 3D/3D-Registrierung ausgeglichen, bei der nicht nur die MRT-Informationen (wie bei FEM-Modellen), sondern auch die 3D-rückprojizierten Mammographie-Daten mit einfließen. Dies ermöglicht es, initial die Daten 3D auszurichten. Die unterschiedliche Dimensionalität der beiden Modalitäten wird durch die Simulation eines MRT-Projektionsbildes kompensiert.

Die Ergebnisse zeigen, dass durch Deformation und Ausrichtung der MR-Daten eine Korrespondenzanalyse zwischen Mammographie und simulierter MR-Projektion deutlich verbessert werden kann, was die Grundlage für eine möglichst genaue Punkt-zu-Linien-Korrespondenz zwischen 2D-Mammographie und deformiertem Projektionsstrahl im 3D-MRT-Datensatz darstellt. Weitergehende Aussagen über die Genauigkeit der Verfahren sind nach einer Analyse einer größeren Anzahl an Datensätzen zu erwarten.

Literaturverzeichnis

1. Ruiter NV, Müller TO, Stotzka R, et al. Registration of X-ray mammograms and MR-volumes of the female breast based on simulated mammographic deformation. Proc IWDM. 2004.
2. Tanner C, White M, Guarino S, et al. Large breast compressions: observations and evaluation of simulations. Med Phys. 2011;38(2):682–90.
3. Behrenbruch C, Marias K, Yam M, et al. The use of magnetic resonance imaging to model breast compression in X-ray mammography for MR/X-ray data fusion. Proc IWDM. 2000.
4. Martí R, Zwiggelaar R, Rubin CME, et al. 2D-3D correspondence in mammography. Cybernet Syst. 2004;35(1):85–105.
5. Mertzanidou T, Hipwell J, Cardoso MJ, et al. MRI to X-ray mammography registration using a volume-preserving affine transformation. Med Image Anal. 2012;16(5):966–75.
6. Krüger J, Ehrhardt J, Bischof A, et al. Breast compression simulation using ICP-based B-spline deformation for correspondence analysis in mammography and MRI datasets. Proc SPIE. 2013;(accepted).