

# Klassifikation von Standardebenen in der 2D-Echokardiographie mittels 2D-3D-Bildregistrierung

Christoph Bergmeir<sup>1</sup>, Navneeth Subramanian<sup>1</sup>

<sup>1</sup>GE Global Research, Bangalore, India  
navneeth.s@ge.com

**Kurzfassung.** Zum Zweck der Entwicklung eines Systems, das einen unerfahrenen Anwender von Ultraschall (US) zur Aufnahme relevanter anatomischer Strukturen leitet, untersuchen wir die Machbarkeit von 2D-US zu 3D-CT Registrierung. Wir verwenden US-Aufnahmen von Standardebenen des Herzens, welche zu einem 3D-CT-Modell registriert werden. Unser Algorithmus unterzieht sowohl die US-Bilder als auch den CT-Datensatz Vorverarbeitungsschritten, welche die Daten durch Segmentierung auf wesentliche Informationen in Form von Labeln für Muskel und Blut reduzieren. Anschließend werden diese Label zur Registrierung mittels der Match-Cardinality-Metrik genutzt. Durch mehrmaliges Registrieren mit verschiedenen Initialisierungen ermitteln wir die im US-Bild sichtbare Standardebene. Wir evaluierten die Methode auf sieben US-Bildern von Standardebenen. Fünf davon wurden korrekt zugeordnet.

## 1 Einleitung

Ultraschall (US) ist eine wichtige Bildgebungsmodalität in der medizinischen Diagnostik und Therapie. Nicht zuletzt durch neueste Trends in Herstellung und Miniaturisierung finden 2D-Ultraschall-Scanner immer größere Verbreitung. Ihr allgegenwärtiger Gebrauch wird damit vor allem noch durch eingeschränkte Bildqualität und die dadurch schwierige Interpretation der Aufnahmen verhindert. Bisher wird dieses Problem durch ausgedehntes Training und Erfahrung im Rahmen der Ausbildung von Spezialisten gelöst, so dass der Arzt mit kritischen Parametern umzugehen lernt, z. B. welches Schallfenster zu wählen ist oder wie eine Standardebene aufgenommen werden kann.

Wir untersuchen die Machbarkeit eines bildbasierten Ansatzes, um diese Informationen zu erhalten. Schlussendlich soll der unerfahrene Anwender interaktiv durch die Anzeige eines 3D-Modells zur Aufnahme der relevanten anatomischen Strukturen geleitet werden. Wir verwenden rigide 2D-3D-Registrierung, um in der 2D-Echokardiographie Aufnahmen von Standardebenen zu lokalisieren. Es wurde jedoch darauf geachtet, dass der Ansatz auf Nicht-Standardebenen und andere Organe (durch die Verwendung eines geeigneten 3D-Modells) übertragbar ist.

In der Literatur finden sich einige Arbeiten zu Klassifikation von Standardebenen und Registrierung von US zu anderen Modalitäten. Penney et al. [1]

entwickelten eine Methode, um 3D-Freehand-US zu MR-Bildern der Leber zu registrieren. Sie nutzen dabei Gefäße als Landmarken. Wein et al. [2] entwickelten effektive Ähnlichkeitsmaße für 3D-US zu CT Registrierung. Lu et al. [3] extrahierten Standardebenen aus 3D-US-Datensätzen mit Hilfe von Lernalgorithmen. All diese Ansätze arbeiten mit 3D-US- oder 3D-Freehand-US-Daten.

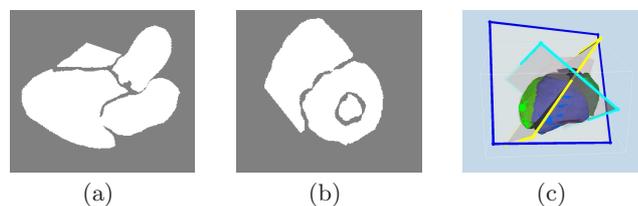
Neben den Studien von Wachowiak et al. [4], welche sich auf Teilprobleme beschränkten, wurden unseres Wissens nach bislang keine Versuche unternommen, reine 2D-US-Daten zu 3D-Daten anderer Modalitäten zu registrieren. Denn die spärlich vorhandene Information in den 2D-US-Datensätzen macht eine genaue Registrierung schwierig bis unmöglich. Wir untersuchen die Registrierung jedoch nicht im Hinblick auf hohe Genauigkeit, sondern hinsichtlich brauchbarer Orientierungsinformationen.

## 2 Material und Methoden

Die vorgestellte Methode arbeitet in zwei Stufen. Zuerst wird die US-Aufnahme mit Hilfe von Vorwissen über mögliche Aufnahmepositionen grob ins lokale Koordinatensystem des Modells positioniert. Dann wird aufbauend auf dieser Initialisierung eine verfeinernde Registrierung durchgeführt.

### 2.1 Generierung des 3D-Modells

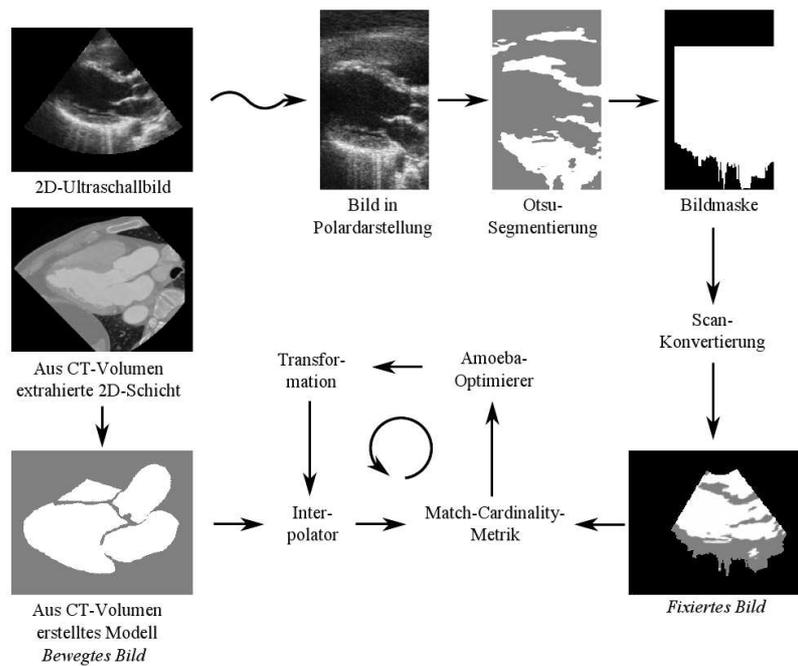
Eine kontrastverstärkte CT-Aufnahme des Herzens wird als 3D-Modell verwendet. Dass die CT-Aufnahme und das US-Bild weder vom selben Patienten, noch vom gleichen Zeitpunkt des Herzzyklus stammen, scheint mit Blick auf den Zweck der Registrierung vertretbar. Ein Radiologe segmentiert in diesem CT-Datensatz die vier Ventrikel und die Aorta manuell. Ein weiterer Radiologe definiert drei Ebenen mit jeweils zwei unterschiedlichen Ursprungspunkten, welche den sechs Standardansichten des Herzens entsprechen: parasternaler Langachsenblick (plx), parasternaler Kurzachsenblick (psx), apikaler Langachsenblick (alx), apikaler Vierkammerblick (afc), subkostaler Kurzachsenblick (ssx) und subkostaler Vierkammerblick (sfc), siehe Abb. 1. Die Bereiche zwischen den einzelnen Segmentierungen werden mit Hilfe einer Erosionsoperation vergrößert. Das Modell wird für alle durchgeführten Registrierungen verwendet.



**Abb. 1.** Generierung des 3D-Modells und Extraktion der Standardebenen. (a) plx. (b) psx. (c) 3D-Modell der Segmentierungen mit den definierten Standardebenen.

## 2.2 Vorverarbeitung des Ultraschallbildes

Die gesamte Vorverarbeitung wird auf Rohbildern vollzogen, d. h. vor der Scan-Konvertierung, wodurch Methoden verwendet werden können, welche die Bilder entlang des Ultraschallstrahls bearbeiten. Die Vorverarbeitung verfolgt erstens das Ziel, markante Strukturen (Muskeln, Blut) zu identifizieren, zweitens soll sie Artefakte im Nah- und Fernfeld eliminieren (siehe Abb. 2). Zuerst wird eine Bildmaske erzeugt, welche die Bildbereiche identifiziert in denen wir die relevanten Strukturen erwarten. Dazu nutzen wir die von Penney et al. [1] vorgeschlagene Methode, welche die Maske durch zwei Parameter definiert. Der erste Parameter gibt eine Distanz  $d$  von der Sonde aus an und definiert damit eine Region im Nahfeld, welche von der Maske entfernt wird. Diese Region enthält mit hoher Wahrscheinlichkeit nur Aufnahmen der Haut. Wir verwenden  $d = 2,5 \text{ cm}$ . Der zweite Parameter definiert einen Schwellwert  $th$ . Beginnend am Ende eines jeden Ultraschallstrahls werden Pixel so lange aus der Maske entfernt, bis der Grauwert eines Pixels einmalig  $th$  überschreitet. Dieses Vorgehen ist dadurch motiviert, dass Reflexionen (im Bild sehr hell zu sehen) den Ultraschallstrahl



**Abb. 2.** Flussdiagramm des Algorithmus. Sowohl das US- als auch das CT-Bild werden in einer Weise vorverarbeitet, dass nur die prominentesten Strukturen erhalten bleiben. Dann wird die Registrierung mit der Position einer Standardebene initialisiert und anschließend durchgeführt.

**Tabelle 1.** Ergebnisse der Registrierung. Wenn das Ergebnis der Methode mit der Ground Truth übereinstimmt, dann ist der Algorithmus in der Lage, die 2D-US-Aufnahme korrekt im 3D-Modell zu lokalisieren.

Datensatz	1	2	3	4	5	6	7
Ground Truth	plx	plx	plx	plx	psx	psx	psx
Unsere Methode	plx	plx	plx	alx	plx	psx	psx

so stark schwächen, dass er dahinterliegende Strukturen nicht mehr hinreichend abbildet. Wir wählen  $th = 150$  für unsere Experimente.

Schließlich glätten wir das Bild mit einem anisotropischen Diffusionsfilter und segmentieren es durch einen Otsu-Schwellwertfilter. Damit wird das Bild in zwei Klassen eingeteilt, die wir als Muskel und Blut interpretieren (siehe Abb. 2).

### 2.3 Registrierung

Durch die extrahierten Standardebenen des Modells sind sechs Initialisierungen für die Registrierung möglich. Wir starten die Registrierung nacheinander von allen diesen Positionen. Die Endposition derjenigen Registrierung, welche den besten Endwert der Metrik liefert, wird anschließend als die korrekte Position angenommen. Die Registrierungsparameter sind so eingestellt, dass die Registrierung das US-Bild lokal gut mit dem Modell zur Deckung bringt; sie soll (und kann) jedoch keine so starke Fehlpositionierung ausgleichen, dass die Endposition im Bereich einer anderen Standardebene liegt.

Da durch die Vorverarbeitungsschritte sowohl aus dem CT- als auch aus den US-Datensätzen Binärbilder entstehen, wird das Registrierungsproblem auf ein Zuordnen von Muskel zu Muskel und Blut zu Blut reduziert. Hierfür nutzen wir die Match-Cardinality-Metrik als Ähnlichkeitsmaß. Sie bringt Regionen mit gleichem Label zur Deckung, indem sie die Anzahl der übereinstimmenden Pixel zählt und anschließend mit Hilfe der Anzahl betrachteter Pixel (der Pixel in der Maske) normalisiert. Zur Optimierung verwenden wir den Amoeba-Optimierer.

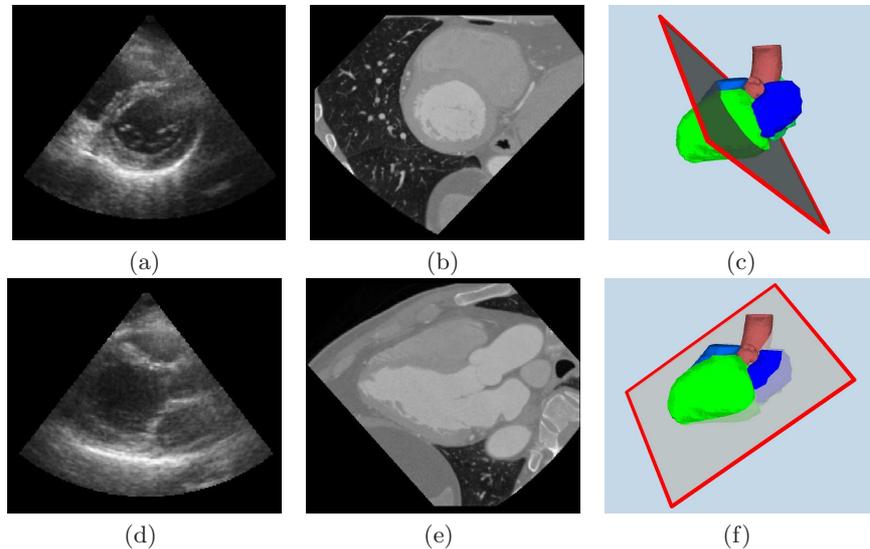
## 3 Ergebnisse

Wir evaluierten unsere Methode mit Hilfe von vier plx- und drei psx-Aufnahmen, alle von verschiedenen Patienten. Ergebnisse, die korrekte Aufnahmeansicht zu finden, d.h. den besten Wert der Metrik in der korrekten Ansicht zu erhalten, zeigt Tab. 1. Repräsentative Einzelfälle (mit korrekter Zuordnung) zeigt Abb. 3.

## 4 Diskussion

Unser System kann zwischen verschiedenen Standardansichten des Herzens unterscheiden und findet die korrekte Ansicht in fünf von sieben Fällen. Werden nur

**Abb. 3.** Registrierungsergebnisse. Linke Spalte: 2D-Eingabebilder. Mittlere Spalte: 2D-Schicht des CT-Datensatzes nach der Registrierung. Rechte Spalte: Visualisierung der Schichtposition im 3D-Modell. (a-c) psx. (d-f) plx.



Standardansichten betrachtet, so könnten Klassifikationsalgorithmen oder 2D-2D-Registrierung u. U. bessere Ergebnisse liefern. Das eigentliche Ziel unserer Arbeit ist es jedoch, das vorgestellte Verfahren auch für Nicht-Standardebenen zu nutzen, um den Anwender dann zu einer Standardebene zu führen. Hierfür ist 2D-3D-Registrierung sinnvoll. Da wir Interpatientenvariabilität, unterschiedliche Modalitäten und mit dem Herz ein sehr dynamisches Organ zu Grunde legen, scheint eine Registrierung mit guter Genauigkeit schwierig bis unmöglich. Dass eine Registrierung dennoch sinnvolle Informationen zur Navigation und Orientierung liefern kann, zeigt unser Ansatz. Weitere geplante Arbeiten bestehen im Testen des Systems auf mehr Datensätzen und anderen Standard- und Nicht-Standardansichten, wofür auch ein Ultraschallphantom zur Verfügung steht.

## Literaturverzeichnis

1. Penney G, Blackall J, Hamady M, et al. Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images. *Med Image Anal.* 2004;8:81–91.
2. Wein W, Roper B, Navab N. Integrating diagnostic B-mode ultrasonography into CT-based radiation treatment planning. *IEEE Trans Med Imaging.* 2007;26:866–879.
3. Lu X, Georgescu B, Zheng Y, et al. AutoMPR: Automatic detection of standard planes in 3D echocardiography. *Proc ISBI.* 2008; p. 1279–1282.
4. Wachowiak MP, Smolikova R, Elmaghraby AS. Hybrid optimization for ultrasound and multimodal image registration. *Eng Med Biol Soc.* 2001;3:2418–2421.