Verbesserte Volumenrekonstruktion aus 2D transesophagal Ultraschallbildserien

Uwe Graichen[1], Rainer Zotz[2] und Dietmar Saupe[3]

[1]Universität Leipzig, Institut für Informatik, Augustusplatz 10-11, 04109 Leipzig
Email: graichen@informatik.uni-leipzig.de
[2]Kardiovaskuläre Forschungsgruppe am Klinikum Schwalmstadt,
Krankenhausstr. 27, 34613 Schwalmstadt
[3]Universität Konstanz, Fachbereich Informatik und Informationswissenschaft,
78457 Konstanz

Zusammenfassung. Mit TEE-Sonden ist es möglich, Ultraschallbildserien vom Herzen in sehr guter Qualität aufzunehmen. Aus diesen Bildserien kann man Volumendatensätze rekonstruieren. Diese Volumendaten sind, trotz Triggerung nach Herz- und Atemphase, von starken Bewegungsartefakten gestört, die aber reduziert werden können, wenn man die benachbarten Bilder der Serie paarweise registriert. Es wird ein schnelles Verfahren vorgestellt, um artefaktarme Volumendatensätze aus TEE-Ultraschallbildserien zu rekonstruieren.

1 Einleitung

Volumendatensätze können aus 2D-Ultraschallbildserien rekonstruiert werden, die durch transesophagal Echokardiographie (TEE-Sonde) aufgezeichnet wurden. Bedingt durch die Bewegung des Herzens und des Patienten während der Aufnahme und trotz Triggerung nach Atem- und Herzphase enthalten die Bildserien Bewegungsartefakte. Feine Strukturen können in Volumendaten, die aus nicht registrierten Bildserien rekonstruiert wurden, schlecht detektiert werden.

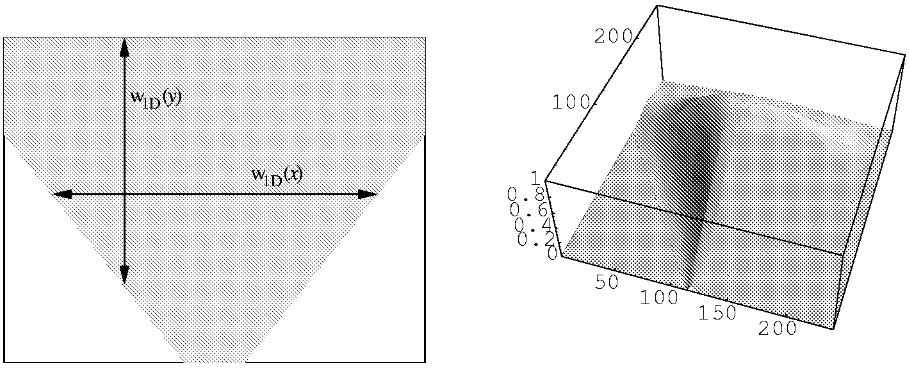
Die Bewegungsartefakte können verringert werden, wenn man benachbarte Bilder der Serie vor der Volumenrekonstruktion registriert. Die Rekonstruktion soll schnell erfolgen, deshalb werden für die Registrierung affine Transformationen verwendet. Die Parameter der Transformationen werden durch Korrelationsverfahren ermittelt. Die Rotations- und Skalierungsparameter werden aus den Fourier-Mellin invarianten Deskriptoren der Bilder bestimmt.

Die HP-Ultraschallbilder haben eine besondere Struktur, die zu sehr starken Nebenkeulen im Fourierspektrum führt. Bevor Verfahren, die auf der Fouriertransformation beruhen, auf diese Bilder angewendet werden können, muß der Ultraschallkegel mit einer Fensterfunktion maskiert werden.

2 Methoden

In den folgenden Abschnitten werden die Fensterfunktionen, die Fourier-Mellin invariante Deskriptoren (FMID) und die Korrelationsverfahren vorgestellt, die für die Volumenrekonstruktion verwendet werden.

Abb. 1. An den Ultraschallkegel angepaßte 2D-Fensterfunktionen.



(a) Generierung der 2D-Fensterfunktion

(b) 2D-Fensterfunktion, an Ultraschallkegel angepaßt

2.1 Fensterverfahren

In Ultraschallaufnahmen befinden sich die wichtigen Bildinformationen im Ultraschallkegel, der nur einen Teil des Bildes ausmacht. Die Kanten zwischen Ultraschallkegel und Hintergrund können zu starken Leckeffekten im Fourierspektrum führen. Korrelationsverfahren können deshalb nicht auf das gesamte Bild angewendet werden. Der Bereich des Ultraschallkegels muß vorher mit einer Fensterfunktion maskiert werden.

Aus der digitalen Signalverarbeitung sind eine Reihe von Fensterfunktionen bekannt [1]. In der vorliegenden Arbeit wurden die Hann-, Hamming-, Blackman- und Riemann-Fensterfunktion untersucht und mit der Rechteck-Fensterfunktion verglichen [2]. Für die Maskierung des Ultraschallkegels müssen die Fensterfunktionen aus dem Raum $\mathbb{R}^1$ für den Raum $\mathbb{R}^2$ erweitert und an die Form des Ultraschallkegels angepaßt werden. Die 2D-Fensterfunktion erhält man durch Multiplikation von zwei Serien orthogonal zueinander stehenden 1D-Fensterfunktionen

$$\mathrm{w}_{2\mathrm{D}}(x, y) = \mathrm{w}_{1\mathrm{D}}(x, \tau(y)) \cdot \mathrm{w}_{1\mathrm{D}}(y, \tau(x)) \; , \tag{1}$$

deren Position und Weite an das Ultraschallfenster angepaßt wurde, siehe auch Abbildung 1. Die Weite τ der beiden 1D-Fensterfunktionen wird in Abhängigkeit von ihren Positionen im Ultraschallkegel ermittelt. Die Maskierung geschieht im Ortsraum durch Multiplikation des Ultraschallbildes mit der Fensterfunktion.

2.2 Fourier-Mellin Invariante Deskriptoren

Die Translationsparameter zweier Bilder, die sich nur durch Verschiebung voneinander unterscheiden, lassen sich leicht durch Korrelationsverfahren ermitteln. Rotations- und den Skalierungsparameter kann man durch Korrelation der FMID der Bilder ermitteln [3,4]. Gegeben ist ein Referenzbild $f(x,y)$ und eine translatierte, rotierte und skalierte Kopie

$$g(x,y) = f(\sigma(x\cos(\alpha) + y\sin(\alpha)) - x_0, \sigma(-x\sin(\alpha) + y\cos(\alpha)) - y_0) \tag{2}$$

mit dem Rotationsparameter α, dem Skalierungsparameter σ und dem Verschiebungsvektor (x_0, y_0). Für die Fouriertransformierten von $f(x,y)$ und $g(x,y)$ gilt

$$\begin{aligned} G(u,v) = \mathrm{e}^{-i\phi_g(u,v)}\sigma^{-2}|F(\sigma^{-1}(u\cos(\alpha) + v\sin(\alpha)),& \\ \sigma^{-1}(-u\sin(\alpha) + v\cos(\alpha)))|\ ,& \end{aligned} \tag{3}$$

wobei $\phi_g(u,v)$ die Phase der Fourier-Transformierten von $g(x,y)$ ist. Die Phase ist abhängig von Rotation, Skalierung und Translation. Die Amplitude

$$|G(u,v)| = \sigma^{-2}|F(\sigma^{-1}(u\cos(\alpha) + v\sin(\alpha)), \sigma^{-1}(-u\sin(\alpha) + v\cos(\alpha)))| \tag{4}$$

der Fourier-Transformierten von $g(x,y)$ ist hingegen translationsinvariant. In Gleichung 4 ist zu sehen, eine Rotation des Bildes um α bewirkt eine Rotation der Amplitude der Fourier-Transformierten um α, und die Skalierung des Bildes um σ bewirkt eine Skalierung des Amplitudenbildes im Frequenzraum (u,v) um σ^{-1}. Die Rotation und die Skalierung können entkoppelt werden, indem man das Amplitudenspektrum in Polarkoordinaten transformiert. Wenn das Originalbild reell ist, dann ist das Amplitudenspektrum eine periodische Funktion von θ, mit einer Periodenlänge π. Es ist also ausreichend, wenn man für den FMID zwei aneinander angrenzende Quadranten des Amplitudenspektrums verwendet. Aus

$$\begin{aligned} \sigma^{-1}(u\cos(\alpha) + v\sin(\alpha)) &= \frac{r}{\sigma}\cos(\theta - \alpha) \\ \sigma^{-1}(-u\sin(\alpha) + v\cos(\alpha)) &= \frac{r}{\sigma}\sin(\theta - \alpha) \end{aligned} \tag{5}$$

folgt

$$g_\mathrm{p}(\theta, r) = \sigma^{-2} f_\mathrm{p}(\theta - \alpha, r/\sigma)\ . \tag{6}$$

In der Darstellung nach Gleichung 6 ergibt eine Rotation des Bildes eine Verschiebung entlang der Winkelachse. Die Skalierung des Bildes ist reduziert zu einer Skalierung der radialen Achse und einer Verstärkung der Intensität durch den konstanten Faktor σ^{-2}. Auch die Skalierung des Bildes kann zu einer Verschiebung entlang der radialen Achse reduziert werden, wenn man die radialen Koordinaten mit einem logarithmischen Koordinatensystem darstellt

$$f_\mathrm{pl}(\theta, \lambda) = f_\mathrm{p}(\theta, r) \tag{7}$$

$$g_\mathrm{pl}(\theta, \lambda) = g_\mathrm{p}(\theta, r) = \sigma^{-2} f_\mathrm{pl}(\theta - \alpha, \lambda - \kappa) \tag{8}$$

mit $\lambda = \log(r)$ und $\kappa = \log(\sigma)$. Durch Fouriertransformation erhält man

$$G_\mathrm{pl}(\omega, \psi) = \sigma^{-2}\mathrm{e}^{-j2\pi(\omega\alpha + \psi\kappa)} F_\mathrm{pl}(\omega, \psi) \tag{9}$$

mit Rotation und Skalierung als Phasenverschiebung. Die Funktion $f_\mathrm{pl}(\theta, \lambda)$ ist der FMID des Bildes $f(x,y)$. Der FMID ist invariant gegenüber Verschiebungen zwischen den Bildern $f(x,y)$ und $g(x,y)$.

2.3 Korrelationsverfahren

Ein gebräuchliches Verfahren, die Translationsparameter x_0, y_0 zwischen zwei diskreten Bilder $f(x, y)$ und $g(x, y)$ zu ermitteln, ist die Kreuzkorrelation. Im Frequenzraum, mit $F(u, v) = \mathcal{F}\{f(x, y)\}$ und $G(u, v) = \mathcal{F}\{g(x, y)\}$, gilt

$$C(u, v) = F(u, v)G^*(u, v) \tag{10}$$

mit g^* der komplex Konjugierten zu g. Die Funktion $c(x, y) = \mathcal{F}^{-1}\{C(u, v)\}$ hat an der Stelle (x_0, y_0) ein Maximum. Das Ergebnis der Kreuzkorrelation hängt vorwiegend von der Bildenergie ab und nicht von der Bildstruktur. Mit Hilfe der Kreuzkorrelation kann man deshalb schlecht zwischen Objekten von unterschiedlicher Gestalt aber gleicher Größe und gleichem Energiegehalt unterscheiden. Die Kreuzkorrelation bildet oft kein deutlich abgrenzbares Maximum aus.

Die Spektralphase enthält die Ortsinformationen der Objekte im Bild und ist unempfindlich gegenüber der Bildenergie. Man kann deshalb als Korrelationsfunktion die invers Fouriertransformierte von

$$C_{\mathrm{POMF}}(u, v) = F(u, v)T(u, v) \; , \tag{11}$$

mit der Transferfunktion

$$T(u, v) = \mathrm{Phase}(G^*(u, v)) = \mathrm{e}^{j(-\phi_g(u,v))} \tag{12}$$

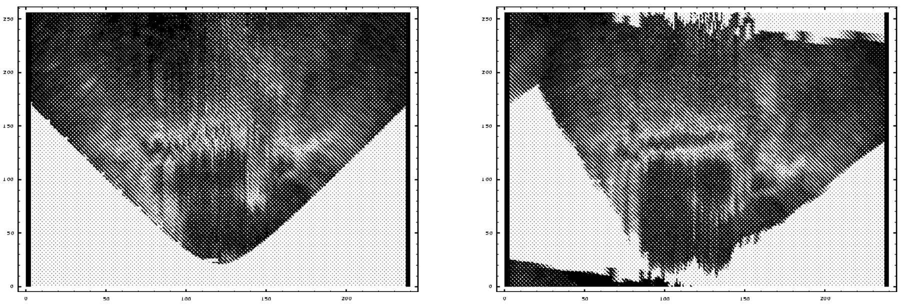
verwenden mit der Spektralphase $\phi_g(u, v)$ des Bildes $g(x, y)$. Dieses Korrelationsverfahren wird auch „phase-only matched filter“ (POMF) genannt [3]. Bei Bildern, die sich nur durch Translation voneinander unterscheiden und die Objekte mit kontrastreichen Kanten enthalten, liefert der POMF ein wesentlich besser abgrenzbares Maximum als die Kreuzkorrelation.

3 Ergebnisse

Die für die verbesserte Volumenrekonstruktion verwendbaren Registrierungsverfahren wurden an jeweils 1100 künstlichen Bildpaaren getestet, die mit unterschiedlich starkem, multiplikativen Gaußschen Rauschen versehen wurden. Es wurde ermittelt mit welcher Kombination aus Fensterfunktion und Korrelationsfunktion am besten die einzelnen Transformationsparameter ermittelt werden können [2]. Die Tests an künstlichen Datensätzen haben ergeben, daß man für die Ermittelung der Translationsparameter und der Rotationsparameter verschiedene Fensterfunktionen verwenden muß. Die FMID werden am besten von Bildern bestimmt, die mit der Blackman-Fensterfunktion maskiert wurden. Die Translationsparameter können bei verrauschten Bildern am besten mit Hilfe der Riemann-Fensterfunktion ermittelt werden. Für die Bestimmung der Rotationsparameter eignet sich besonders die Kreuzkorrelation, für den Skalierungsparameter verwendet man am besten die POMF. Die Translationsparameter lassen sich für schwach verrauschte Bilder am besten durch POMF bestimmen, für stärker verrauschte Bilder verwendet man die Kreuzkorrelation.

Die Bewegungsartefakte in den Ultraschalldatensätzen konnten durch das neue Rekonstruktionsverfahren erheblich reduziert werden. Ein Beispiel ist in Abbildung 2 zu sehen.

Abb. 2. Schnittbilder durch rekonstruierte Volumendatensätze.



(a) Ohne Registrierung (b) Mit Registrierung

4 Diskussion

Durch das vorgestellte Verfahren konnten die Bewegungsartefakte in den Volumendatensätzen deutlich gesenkt werden. Feinere Strukturen, wie z. B. Blutgefäße, sind in unregistrierten Datensätzen nicht oder nur sehr schlecht zu erkennen. In Datensätzen, die aus registrierten Bildserien rekonstruiert wurden, ist auch der Verlauf von sehr feinen Strukturen erkennbar und kann mit Verfahren der digitalen Bildverarbeitung ermittelt werden.

Die Korrelationsfunktionen und die FMID lassen sich mit Hilfe der schnellen Fouriertransformation sehr effizient berechnen. Auch die Fensterfunktionen können sehr schnell angewendet werden. Mit dem vorgestellten Verfahren lassen sich sehr schnell artefaktarme Volumendatensätze rekonstruieren.

Die für die Registrierung verwendeten affinen Transformationen können die sehr komplexen Bewegungen des Herzens nicht vollständig kompensieren, die teilweise für die Bewegungsartefakte verantwortlich sind. Eine weitere Verminderung der Bewegungsartefakte in den Volumendatensätzen läßt sich sicher durch nichtrigide Registrierungsverfahren erreichen, die aber auch deutlich aufwendiger sind.

Literaturverzeichnis

1. F.J. Harris. On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform. *Proc. IEEE*, 66(1):51–83, January 1978.
2. U. Graichen, R. Zotz, D. Saupe. Volumenrekonstruktion aus TEE-Ultraschallbildserien. Technical Report, Universität Leipzig, Institut für Informatik, http://dol.uni-leipzig.de, December 2002.
3. Q. Chen, M. Defrise, F. Deconinck. Symmetric Phase-Only Matched Filtering of Fourier-Mellin Transforms for Image Registration and Recognition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 16:1156 – 1168, December 1994.
4. B. Srinivasa Reddy, B.N. Chatterji. An FFT-Based Technique for Translation, Rotation and Scale-Invariant Image Registration. *IEEE Transactions on Image Processing*, 5:1266–1271, August 1996.