Messung von Herzwandbewegung mit MR-Interferographie

S.Peschl,R.Strecker,M.Markl,D.Saupe*,J.Hennig

Radiologie, Abt. Röntgendiagnostik, Universitätsklinik Freiburg
Hugstetter Str. 55, 79106 Freiburg
* Institut of Informatik, University Freiburg
Am Flughafen 17, 79110 Freiburg, Germany
peschl@sun1.ukl.uni-freiburg.de

MR-Interferographie [1] ist eine Methode in der Medizinischen Bildgebung, die das nichtinvasive Messen von Herzwandbewegung ermöglicht [2]. Hierzu wird ein interferographisches Muster auf Kurzachsenschnitte des linken Ventrikels projiziert, welches die lokale Bewegung des Myokards charakterisiert. Die Bestimmung phasensensitiver Parameter in der Signalverarbeitung mit Interferographie ist eine bekannte Meßtechnik und beruht auf den Eigenschaften der Fouriertransformation für zwei oder mehr einander überlagerte Signale. MR-Interferographie erreicht eine funktionelle Auflösung, die durch das zugrunde liegende anatomische Bild gegeben ist. Die funktionelle Abbildung ist über den gesamten EKG-Zyklus möglich.

Keywords: MR-Interferographie, Segmentierung des Myokards, Phaseninterpretation, Bewegungsmodell

1 MR-Interferographie

1.1 Methode

Die Interferographie beruht auf der Überlagerung zweier Signale, die sich gering in ihrer Phase unterscheiden. Dieses, bereits in der optischen Meßtechnik ausgenützte Phänomen resultiert aus dem Additionstheorem (Glg. 1) und dem Verschiebungstheorem (Glg. 3) der Fouriertransformation.
Die Fouriertransformierte FT der Summe zweier Signale ist identisch der Summe der FT der einzelnen Signale:

$$F(s_1(t) + s_2(t)) = S_1(\omega) + S_2(\omega). \tag{1}$$

Hierbei steht F für den Fourier-Operator der FT und S(ω) für die Fouriertransformierte des einzelnen Signals s(t). Für ein Signal $s(t - \tau)$, das bis auf eine Zeitverschiebung τ identisch ist, gilt das Verschiebungstheorem:

$$F(s(t - \tau)) = S(\omega)exp(-i\omega\tau) = S(f)exp(-i2\pi ft), \tag{2}$$

d.h. es resultiert aus der Anwendung dieses Theorems eine Modulation des fouriertransformierten Datensignals s(ω) im korrespondierenden Koordinatenraum.
Werden nun simultan zwei Datensignale akquiriert, wobei das zweite Signal etwas zeitverzögert aufgenommen wird, dann ergibt sich nach der FT für diese beiden Signale durch das Additionstheorem und das Verschiebungstheorem:

$$F(s(t) + s(t - \tau)) = S(\omega)(1 + exp(-i\omega\tau)), \tag{3}$$

Der trigonometrische Term $exp(-i\omega\tau)$ führt zu einer Amplitudenmodulation von S(ω). Das resultierende sinusförmige Modulationsmuster wird dem Datensignal S(ω) überlagert dargestellt, wobei S(ω) ein anatomisches MR-Tomogramm repräsentiert. Erfährt nun das zeitverzögerte Signal $s(t - \tau)$ eine Phasenverschiebung φ_0 bezüglich s(t), so führt dies zu einer identischen Phasenverschiebung der korrespondierenden Fouriertransformierten, während das zugrundeliegende Referenzsignal s(ω) unverändert bleibt:

$$S(\omega) + F(s(t - \tau)) = S(\omega)(1 + exp(-i\omega\tau)exp(-i\varphi_0)), \tag{4}$$

In Abbildung 1 ist das resultierende Modulationsmuster und die Phasenverschiebung des zweiten, zeitverzögerten Datensignals mit der korrespondierenden Phasenverschiebung nach der FT graphisch dargestellt.

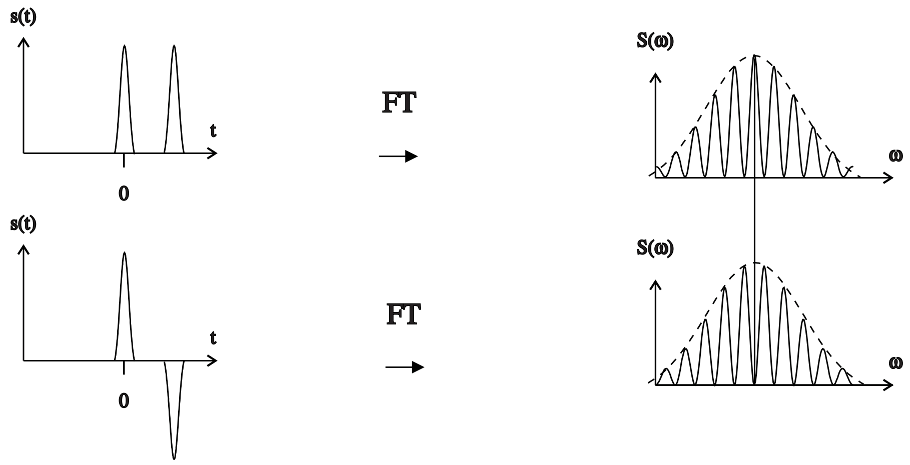

Abbildung 1: Additionstheorem und Verschiebungstheorem der 1D Fouriertransformation

In einem bewegungskodierenden MR-Experiment werden mit kurzer Zeitverzögerung zwei Datensignale simultan aufgenommen. Bewegung zwischen diesen beiden Zeitpunkten wird als Phasenverschiebung kodiert und läßt sich somit durch das Phänomen der Interferographie als lokale Verschiebung des Modulationsmusters darstellen.
Die Region of Interest (ROI) in Abbildung 2 umschließt den linken Ventrikel des Herzens, wobei hier eine doppel-schräge Positionierung der Projektion gewählt wurde. Man

kann deutlich erkennen, daß die Bewegung des Herzmuskels eine lokale Verschiebung des Modultaionsmusters bewirkt.

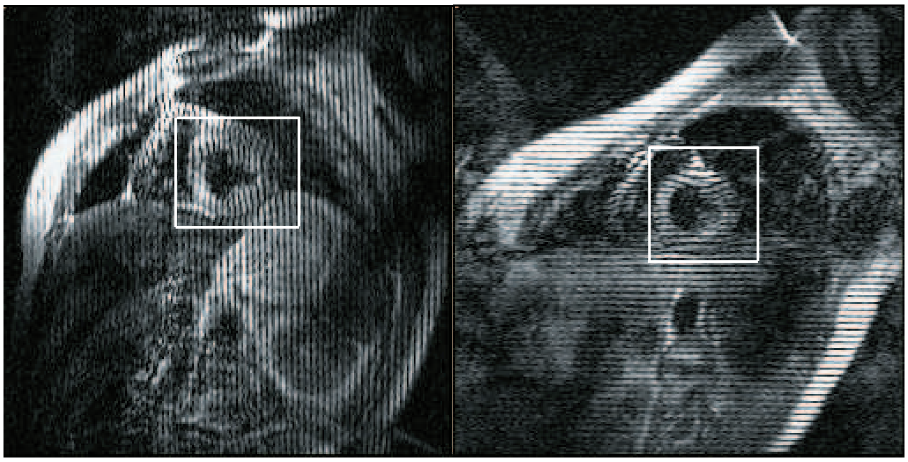

Abbildung 2: MR-Interferogramme (Kurzachsenschnitte des linken Ventrikels), die Bewegung ist jeweils senkrecht zum Modulationsmuster kodiert.

1.2 Technik

Die MR-Interferogramme wurden mit einer bewegungssensitiven Sequenz GINSEST (“generalized interferographie using spin echoes and stimulated echoes “) auf einem 2T Ganzkörpersystem Bruker S200F aufgenommen. Um das gesamte Volumen des linken Ventrikels abzudecken, wurden von Herzpitze bis Herzbasis 5 Schichten positioniert. Die Bewegung wurde funktionell über den gesamten EKG-Zyklus an 5 aufeinanderfolgenden Zeitpunkten abgebildet.
Zur Auswertung wurden die Meßdaten auf eine SUN Sparc20 exportiert und mit einer Benutzeroberfläche prozessiert, die zu diesem Zweck unter OPEN LOOK mit dem Fenstersystem Xview implementiert wurde.

2 Segmentierung und Phaseninterpretation

2.1 Segmentierung mit gewichteter Maximumverfolgung

Für die weiteren Berechnungen ist es nötig das Myokard des linken Venrtikels zu segmentieren. Hierzu muß interaktiv der Mittelpunkt des linken Ventrikels gesetzt werden, wobei automatisch eine ROI aufgespannt wird, die den linken Ventrikel umschließt. Auf das Betragsbild des ersten Datensignals, welches das anatomische Bild repräsentiert, wird ein Sobel-Differenzoperator angewendet. Da die erhaltene Kanteninformation nicht ausreichend ist, wird jedes Pixel mit einer Kantenwahrscheinlichkeit $P_g(kante)$ für seinen Grauwert g gewichtet. In dem resultierenden Bild wird nun durch Maximumverfolgung die innere und äussere Moykardgrenze detektiert. Falls nicht geschlossenen Kantenstücke vorliegen, wird unter Einbeziehen der geometrischen Form des Myokards die nötige Interpolation durchgeführt (Abbildung 3).

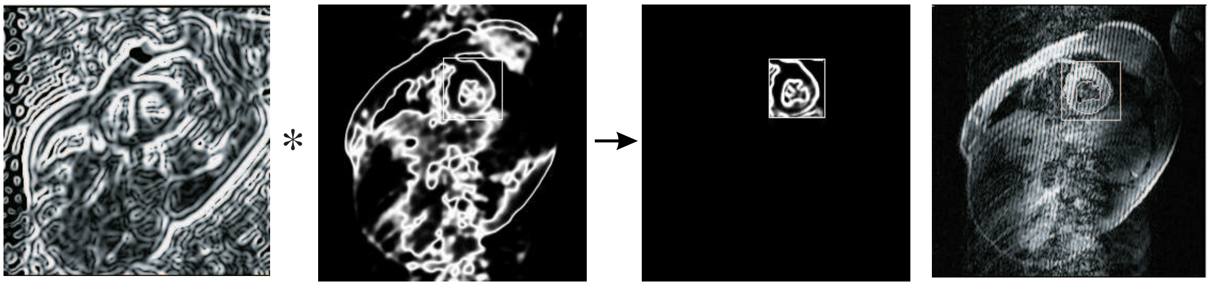

Abbildung 3: Sobel-Operator,gewichtet mit $P_g(kante)$ als Eingabe für Kantenverfolgung un die gefundenen konvexen Hüllen.

2.2 Phaseninterpretation

Die Phasendifferenzen zwischen den beiden Signalen können über einen funktionalen Zusammenhang direkt in Geschwindigkeiten entlang einer Koordinate x oder y umgerechnet werden. Hierzu muß der limitierende Wertebereich der Phasendifferenz zweier komplexer Signale von 2π , für auftretende grössere Geschwindigkeiten in einen kontinuierlichen Wertebereich übergeführt werden (Abbildung 4). In Abhängigkeit vom Ort interpretiert ein Füllalgorithmus innerhalb der Mypkardmaske die Phase und beseitigt die Redundanz der Phase.

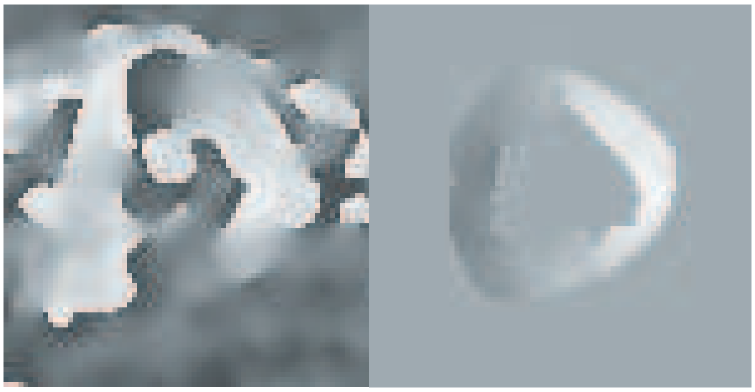

Abbildung 4: Interpretation der Phase in Abhängigkeit vom Ort

3 Bewegungsmodell

Die komplexe Herzbewegung wird als Linearkombination aus Translations-, Rotations- und Kontraktionssbewegung angenommen. Jede Komponente wird separat modelliert, mit den Meßdaten approximiert und sequentiell von den ursprünglich erhaltenen globalen Geschwindigkeiten subtrahiert. Zusätzlich zu den approxmierten Bewegunsparametern erhält man somit die lokalen Geschwindigkeiten eines jeden Pixels innerhalb des Myokards.
Die Translation ist die mittlere Geschwindigkeit der segmentierten Pixel.
Die Rotation setzt sich aus einer Rotation um den Flächenschwerpunkt und einer Translation zusammen. Dieser Beitrag zur Translation wurde bereits im vorherigen Schritt mitbehandelt. Die Geschwindigkeit der Rotationsbewegung für jeden Pixel wächst linear mit dem Abstand des Pixels vom Flächenschwerpunkt und wird mit linearer Regression approximiert.
Die Kontraktion wird als flächentreu angenommen und ist gegeben durch Gleichung 5:

$$v(R) = \frac{v_{E0}\sqrt{R^2 + R_0^2} - R}{R_0}, \tag{5}$$

wobei v_{E0} der Expansionskoeffizient und R_0 der minimale Radius bei maximaler Kontraktion ist. Das angenommene Modell der Kontraktion wird mit dem nicht linearen Levenberg-Marquardt Algorithmus approximiert.

4 Ergebnisse

Der Algorithmus wurde auf Interferogramme angewendet, die im Rahmen einer Studie mit 20 Probanden und 8 Patienten mit myokardialem Infarkt aufgenommem wurden. Das durch den Infarkt irreversibel geschädigte Muskelgewebe konnte eindeutig lokalisiert werden. Die automatische Segmentierung detektierte in ungefähr 70 Prozent der Tomogramme reproduzierbar das Endokardium und Epikardium. Um die Interferogramme dennoch auswerten zu können, kann in den verbleibenden Fällen die Segmentierung interaktiv geleistet werden. Mit dem oben beschriebenen Auswertealgorithmus für Interferogramme ist nicht nur die Bewegung der Herzkontur über den EKG-Zyklus beobachtbar, sondern es können transmurale Geschwindigkeitsgradienten dargestellt werden.

5 Diskussion

MR-Interferographie erwies sich als zuverlässige Methode, um Herzwandbewegung zu parametrisieren und um pathologisches Bewegungsverhalten des Myokards nach einer Herzerkrankung zu detektieren und zu lokalisieren. Für die klinische Anwendung müssen experimentelle Probleme wie Bewegungsartefakte durch Atmung oder pulsatilen Blutfluß noch verringert werden. Dazu werden derzeit die Aufnahmesequenzen weiterentwickelt und neue Gradientensysteme zur schnelleren Bildgebung eingesetzt. Die Interferogramme

können dann mit Atemstillstand aufgenommen werden, womit die Artefakte durch Atmung vermindert werden.
Weitere Studien mit Probanden und Patienten werden folgen, um den Nutzen der Methode für Diagnose und Therapieverlaufbeobachtung bei Herzerkrankungen ermitteln zu können.

Literatur

[1] J.Hennig, Magn Reson Med 16, 390-402(1990);

[2] J.Hennig, T.Krause, T.Schopp, Proc.9th Meeting SMRM New York p267(1990);