Echokardiographische Flußberechnung durch Integration von Doppleraufnahmen und vierdimensionale Winkelkorrektur

M.Merdes[1], G.Glombitza[1], R.De Simone[2], H.P.Meinzer[1], C.F.Vahl[2], S.Hagl[2]

[1]Deutsches Krebsforschungszentrum
Abteilung Medizinische und Biologische Informatik (MBI)
INF 280, 69120 Heidelberg
[2]Chir. Universitätsklinik Heidelberg, Abteilung Herzchirurgie
Email: Matthias.Merdes@DKFZ-Heidelberg.de

Zusammenfassung. Wir präsentieren in diesem Artikel Methoden zur Analyse von echokardiographischen Zeitserien von Volumenbildern. Darauf basierend wurde ein System entwickelt, das die zeitliche Entwicklung intrakardialer Flüsse visualisiert und durchgesetzte Volumina berechnet. Wir beschreiben die Datenakquisition durch multiplane Transducer und die anschließende Extraktion der für die Flußmessung relevanten anatomischen Strukturen durch interaktive Segmentierung. Die fehlerhafte Abtastung der so erhaltenen Kurve wird korrigiert und eine Filterung im Fourierraum durchgeführt. Ein Modell für die notwendige Oberflächenintegration wird vorgestellt. Nach einer zeitabhängigen Winkelkorrektur führt die zeitliche Integration zum gesuchten Volumen.

Schlüsselwörter: Echokardiographie, Flußmessung, Doppler, Integration, Winkelkorrektur

1 Einleitung

1.1 Bedeutung intrakardialer Flüsse und Möglichkeiten ihrer Bestimmung

Die Bestimmung von Flüssen im Herzen ist aus mehreren Gründen wichtig. Kann man nämlich den Fluß durch ein Gefäß an einer Stelle des Herzens messen, so erhält man damit auch Aufschluß über das vom Herzen in einer gewissen Zeit durchgesetzte Volumen, das Herzzeitvolumen. Dies ermöglicht eine Beurteilung der (Pump-)Leistung des Herzens, die sowohl beim gesunden Menschen als auch im Zusammenhang mit Erkrankungen von größter Bedeutung ist.

Neben den hier diskutierten echokardiographischen Methoden können Flüsse durch Thermodilution, Anwendung des Fickschen Prinzips, elektromagnetische Flußmessung und Magnetresonanzflußkodierung gemessen werden, die aber teilweise ungenau, invasiv oder sehr aufwendig und teuer sind. Die Echokardiographie bietet daher eine kostengünstige und schonende Möglichkeit zur vierdimensionalen synchronen Akquisition von Gewebe- und Doppleraufnahmen.

1.2 Klinische Routineanwendung und andere Ansätze

Für die klinische Routine gibt es heute kommerzielle Geräte, mit deren Hilfe sich zweidimensionale Standardmethoden anwenden lassen [1]. Man verwendet dabei Gewebeaufnahmen für Längenmessungen und gepulste Doppleraufnahmen für die Geschwindigkeitsmessungen. Die potentielle Ungenauigkeit dieser Messungen liegt vor allem in zwei stark vereinfachenden Annahmen begründet. Um aus Geschwindigkeitswerten das durch eine Oberfläche geflossene Volumen berechnen zu können, müssen eine räumliche und eine zeitliche Integration durchgeführt werden. Konventionell wird für das zeitliche Integral, "Velocity Time Integral" (VTI) nur in einem begrenzten Gebiet ("Sampling Region") gemittelt und dann zeitlich aufintegriert. Multiplikation mit einer als kreisförmig angenommenen, zweidimensional bestimmten Fläche, führt zum gesuchten Volumen.

Jüngere Veröffentlichungen [2, 3] betonen vor allem die Form der Integrationsfläche. Verwendet man nämlich Kugelsegmente als Integrationsfläche, so kann auf eine Winkelkorrektur verzichtet werden. Oft ist die verwendete Auflösung in Rotationsrichtung aber so gering, daß man kaum von einem vierdimensionalen Verfahren sprechen kann. Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt nun darauf, bei hoher räumlicher Auflösung die Integrationsfläche für jeden Patienten individuell aus der Analyse seiner anatomischen Gegebenheiten zu bestimmen. Da die vorgestellte Methode dazu plane Integratiosflächen benutzt, wurde außerdem eine zeitabhängige Winkelkorrektur entwickelt.

2 Akquisition, Segmentierung und Filterung

Die von uns verwendeten vierdimensionalen Aufnahmen werden mit einem HP Sonos 2500 und einer multiplanen TEE-Sonde mit Atem- und EKG-Triggerung rotationsaquiriert. Dabei entstehen Aufnahmen von bis zu 90 Schichten in Rotationsrichtung. Eine derart hohe Auflösung von Zwei-Grad-Schritten geht jedoch zu Lasten der zeitlichen Auflösung und ist in der Praxis meist ohnehin nicht notwendig. Die eigentlichen Doppleraufnahmen sind aus Gründen der Zeitersparnis auf einen kleineren Sektor innerhalb der Gewebeaufnahme beschränkt.

2.1 Individuelle Anatomie und Interaktive Segmentierung

Da unser Ansatz von der individuellen Anatomie eines Patienten ausgeht, gilt es nun, aus der so erhaltenen Folge von N zweidimensionalen Schichten die relevante Information durch Segmentation des den Fluß umschließenden Herzklappenrings zu extrahieren. Neben der Erprobung vollautomatischer Verfahren findet zur Zeit eine interaktive Segmentierung Verwendung. Dazu klickt ein erfahrener Herzchirurg in jeder der zu Verfügung stehenden Schichten die beiden Schnittpunkte der Bildebene mit dem Herzklappenring an, wobei Schichten schlechter Qualität ausgelassen werden können.

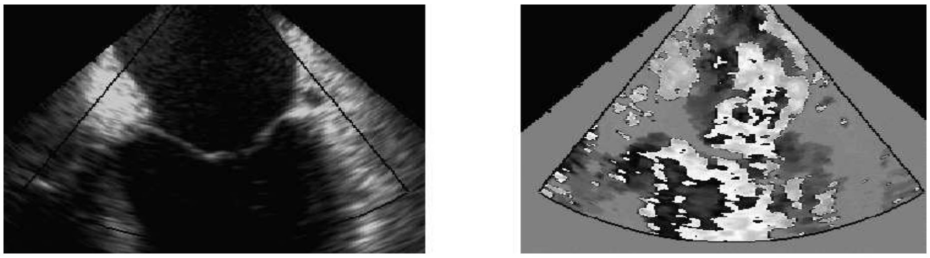

Abb. 1. Originalschichtbilder von Gewebe- und Doppleraufnahmen

2.2 Filterung

Die so erhaltene Liste von maximal $2N$ Punkten im Raum muß nun sortiert und weiterverarbeitet werden. Da die Genauigkeit des Triggermechanismus begrenzt ist, kommt es zu Artefakten im Bild. Durch Segmentierungsfehler und Rauschen entstehen zusätzliche Fehler.

Zur Korrektur dieser fehlerbehafteten Punktliste erschien eine direkte Filterung im Fourierraum besonders geeignet, d. h. Fouriertransformation, idealer Tiefpaß und Rücktransformation. Dazu ist es notwendig, daß die vorliegenden Daten Werte einer (hier unbekannten) auf einem äquidistanten Gitter abgetasteten Funktion sind. Dies ist aber durch die beschriebenen Einflüsse und zusätzlich durch schlechte Zentrierung der Rotationsachse bei der Aufnahme i. A. nicht der Fall. Eine direkte Filterung führt also zu Verzerrungen der gesuchten Struktur. Zur Lösung dieses Problems wurde ein Algorithmus entwickelt, der längs der Kurve im Raum neue Abtastpunkte so verteilt, daß sie kartesisch äquidistant sind. Dies entspricht zwar nicht der eigentlich geforderten Abtastung im Raum des Parameters, der die Kurve beschreibt, stellt für hinreichend glatte Kurven jedoch eine akzeptable Näherung dar. Dieser Algorithmus hat auch gewisse ungewollte Glättungseigenschaften; jedoch nur auf Skalen kleiner als realistische anatomische Details.

Danach kann die erwähnte Filterung im Fourierraum stattfinden, wobei so stark geglättet wird, daß Strukturen anatomisch sinnvoller Größe gerade noch dargestellt werden können. Dies entspricht gleichzeitig einem optimalen Fit an eine trigonometrische Entwicklung beliebigen Grades, da die verwendeten Basisfunktionen ein orthogonales Funktionensystem darstellen. Die nach der Filterung erhaltene geschlossene Raumkurve hat eigenständige anatomische Bedeutung und ist auch für andere echokardiographische Verfahren relevant. Ein Teil dieser Ergebnisse ist in [4] beschrieben.

3 Oberflächenintegration und Flußmessung

3.1 Diskretisierung der Oberflächenintegration

Für eine Oberflächenintegration benötigt man eine beliebige einfach zusammenhängende Fläche und eine sie begrenzende Randkurve. Wenn man die im

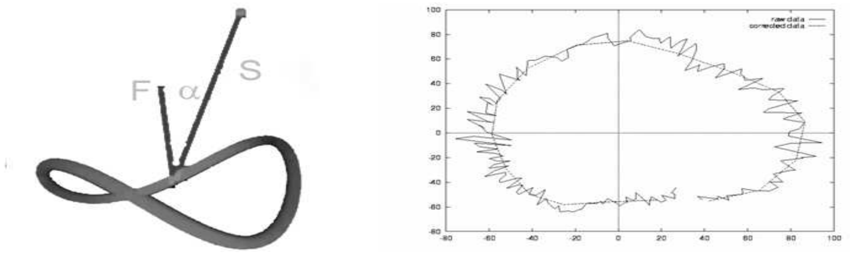

Abb. 2. Winkelkorrektur (links) und Filterung des Herzklappenrings (rechts)

nächsten Abschnitt beschriebene Winkelkorrektur verwendet, kann man für nur mäßig gekrümmte Randkurven eine plane, aus dem Berandungspolynom konstruierte Fläche verwenden. Nach Triangulierung der eingeschlossenen Oberfläche definiert die Mittelung der N Teilflächenvektoren einen neuen Flächenvektor und damit eine Schar von Ebenen. Seien also $\mathbf{x}_i, i = 1, \ldots, 2N$ die Stützvektoren entlang der Randkurve, und $\mathbf{s} = \frac{1}{2N} \sum_{i=1}^{2N} \mathbf{x}_i$ ihr Schwerpunkt. Für den globalen Flächenvektor $\mathbf{F}$ kann man dann schreiben:

$$\mathbf{F} = \frac{1}{2} \left\{ \sum_{i=1}^{2N-1} (\mathbf{x}_i - \mathbf{s}) \times (\mathbf{x}_{i+1} - \mathbf{s}) \, + \, (\mathbf{x}_{2N} - \mathbf{s}) \times (\mathbf{x}_1 - \mathbf{s}) \right\} \tag{1}$$

Fordert man noch, daß der Schwerpunkt $\mathbf{s}$ in der gesuchten Ebene enthalten sein soll, so ist diese eindeutig definert. Durch Projektion der Berandungskurve auf diese Ebene erhält man eine plane Fläche, deren Orientierung durch $\mathbf{F}$ bestimmt ist. Für ein Verfahren erster Ordnung ist die räumliche Integration damit auf die Summation aller in dieser Fläche enthaltenen Voxel reduziert.

3.2 Winkelkorrektur

Da die Dopplermessung nur die Projektion des Geschwindigkeitsvektors auf die Schallrichtung enthält, ist bei ebenen Integrationsfläche folgende zusätzliche Korrektur nötig: Unter der Annahme, daß die Hauptrichtung des Flusses in guter Näherung senkrecht auf der Klappenebene steht, kann der Kosinus des Winkels zwischen der Flächennormalen und der Richtung des Ultraschallstrahls zur Korrektur der Momentanflüsse Φ_t verwendet werden:

$$\Phi_{korrigiert} = \frac{\Phi_{gemessen}}{|\cos(\alpha_{korr})|} \quad \text{mit} \quad \cos(\alpha_{korr}) = \frac{\mathbf{sF}}{|\mathbf{s}||\mathbf{F}|} \tag{2}$$

Der Vorteil gegenüber der zweidimensionalen Methode besteht nun darin, daß zur Berechnung der Flächennormalen die Kenntnis der gesamten räumlichen Struktur des Herzklappenrings ausgenutzt wird und nicht nur ein willkürlich gewählter zweidimensionaler Schnitt. Hinzu kommt, daß sich diese Korrektur in jedem Zeitschritt seperat anwenden läßt, womit der räumlichen Bewegung des Herzklappenrings während des Herzzyklus Rechnung getragen wird.

3.3 Zeitliche Integration und durchgesetzte Volumina

Um die für den Arzt interessanten durchgesetzten Volumina durch eine zeitliche Integration zu gewinnen, muß das beschriebene Verfahren zuerst auf jeden Zeitpunkt angewandt werden. Interpolation dieser diskreten Momentanflüsse Φ_t liefert die zeitliche Entwicklung des Flusses, die zwischen interaktiv wählbaren Grenzen, z.B. während der Systole, integrierbar ist.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Entwurf und Implementierung dieser neuen Methode stellen ein leistungsfähiges Tool zur Analyse der Dynamik des fließenden Bluts durch Herzklappen basierend auf Routineaufnahmen bereit. Die Zuverlässigkeit von Flußmessungen im Herzen wird durch Verzicht auf i.A. falsche Annahmen konventioneller Methoden gesteigert. Unser Ansatz betont die individuelle Anatomie eines Patienten und trägt ihrer zeitlichen Veränderung Rechnung.

Prinzipiell scheint eine Weiterentwicklung für die Quantifizierung von Herzklappeninsuffizienzen möglich, wobei ein Verfahren zur Aliasing-Korrektur zu hoher Geschwindigkeiten verwendet werden müßte. Neben der Entwicklung der automatischen Segmentierung würde ein Test anderer Integrationsflächengeometrien sinnvoll erscheinen. Für den Routineeinsatz könnte die automatische Berechnung von zeitlichen Integrationsgrenzen aus dem EKG oder aus einer Bewegungsanalyse des Herzklappenrings von Bedeutung sein. Vor einem möglichen klinischen Einsatz wird eine klinische Studie zur Validierung der Methode durchgeführt werden.

Danksagung

Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft im Rahmen des SFB 414, "Informationstechnik in der Medizin: Rechner- und Sensorgestützte Chirurgie" unterstützt.

Literatur

1. Feigenbaum H: Echocardiography. Lea & Febiger, Philadelphia, 181 ff. 5. Auflage 1993
2. Sun Y, Ask P, Janerot-Sjöberg B, Eidenvall L, Loyd D, Wranne B: Estimation of volume flow rate by surface integration of velocity vectors from color doppler images. Journal of the American Society of Echocardiography, 8:904–914, 1995
3. Kim WY, Poulsen JK, Terp K, Staalsen N: A new doppler method for quantification of volumetric flow: In vivo validation using color Doppler. Journal of the American College of Cardiology, 27: 182–192, 1996
4. De Simone R, Glombitza G, Albers J, Nakamura G, Merdes M, Meinzer HP, Vahl CF, Hagl S: Three-dimensional analysis of mitral and tricuspid annuli for improving Doppler assessment of cardiac output. Echocardiography 14(6), Part 2, Nov 1997 Abstracts of the First Annual and Plenary Meeting of the Working Group on Echocardiography of the ESC, Prague 1997