

# Numerische Simulation des Blutflusses an insuffizienten Mitralklappen

Simon J. Sonntag

Research Development, TomTec Imaging Systems Unterschleißheim  
simon.sonntag@googlemail.com

**Kurzfassung.** Mittels Computational Fluid Dynamics (CFD) wurden quantitative Strömungssimulationen bei Mitralklappeninsuffizienzen erstellt. Die individuelle Geometrie des menschlichen valvulären Apparats wurde dabei volumetrischen Bilddaten entnommen. Das resultierende dynamische 3D-Flussfeld wurde als Basis für eine nachfolgende Farb-Doppler-Simulation verwendet. Dadurch lässt sich der Einfluss der verschiedenen Bildgebungsparameter auf die diagnostisch verfügbare Darstellung von Regurgitationsjet, Vena contracta oder proximaler Konvergenzzone detailliert untersuchen. Beispielhaft wird der Einfluss der räumlichen Auflösung auf die Jet-Darstellung gezeigt.

## 1 Einleitung

Herzklappeninsuffizienzen sind eine der häufigsten kardiovaskulären Erkrankungen und treten als Begleiterscheinung bei fast allen Herzerkrankungen auf. Besonders betroffen ist dabei die Mitralklappe mit einer Prävalenz von 19 % in der Bevölkerung. Damit ergibt sich eine große klinische und volkswirtschaftliche Relevanz dieser Erkrankung. Eine genaue Schweregradbestimmung ist für eine optimale Planung der chirurgischen Therapie erforderlich, um Folgeschäden und -kosten gering zu halten [1].

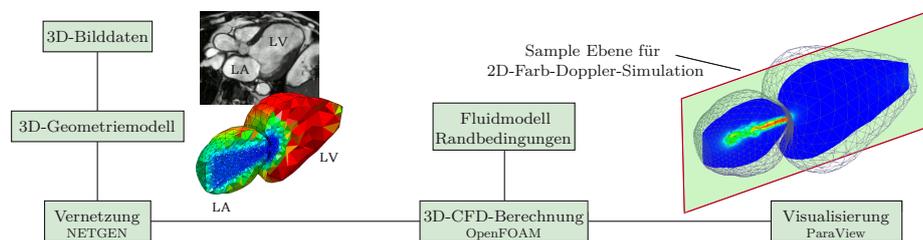
Die Farb-Doppler-Echokardiographie ist im klinischen Alltag das Standardverfahren zur Feststellung des Schweregrades einer Insuffizienz. Die in der Praxis am häufigsten eingesetzten echokardiographischen Verfahren sind die Jetlängen- und Jetflächen-Methode, die Bestimmung der proximalen Jetbreite (Vena contracta) sowie die PISA-Methode. Die Beurteilung ist, wie allgemein bekannt, jedoch stark limitiert, sehr untersucherabhängig und schlecht reproduzierbar. Deswegen ist die Kenntnis der generellen Anwendbarkeit und Zuverlässigkeit der Verfahren sowie des Verhaltens bei verschiedenen Einflüssen und Bedingungen wichtig. Bisherige in-vitro Vergleichsmethoden, wie die Testung an Flussphantomen [2] oder die angiographische Schweregradeinteilung [3], erlauben zwar die Bestimmung des Regurgitationsflusses, aber durch die Limitationen der physikalischen Messmethode keine realitätsgetreue Abbildung des räumlichen Strömungsfeldes.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, eine komplett neue Herangehensweise zur Evaluation der echokardiographischen Beurteilung zu entwickeln. Die Idee besteht

darin, das Ergebnis einer numerischen Strömungsberechnung des regurgitierenden Blutes als Grundlage für eine Farb-Doppler-Simulation zu nehmen und damit die echokardiographischen Methoden zu evaluieren. Konkret heißt das, dass zunächst das Geschwindigkeits- und Druckverhalten der Flüssigkeit mit Mitteln der CFD-Simulation berechnet wird, um anschließend das ermittelte Geschwindigkeitsfeld entsprechend einer Farb-Doppler-Echokardiographie abzutasten und schließlich auszuwerten. Dieser Ansatz verspricht eine Vielzahl von Vorteilen gegenüber den bisherigen Methoden.

## 2 Material und Methoden

Zur Erstellung eines realistischen Modells des linken Herzens diente eine MRT-Aufnahme (mehrere Lang- und Querschnitte) eines gesunden Probanden als Grundlage. Zwar kann an dieser Stelle eine individuelle patientenspezifische Regurgitationsöffnung verwendet werden, aber für einen quantitativen Vergleich mit in-vitro Literaturdaten [2, 4] wurden hier zunächst kreisrunde Lochblenden der Durchmesser 2 mm, 4 mm und 8 mm für die drei Schweregrade der Mitralsuffizienz leicht (I), mittelschwer (II) und schwer (III) modelliert. Für die unstrukturierte Vernetzung der Geometrien mit Tetraederelementen wurde der freie Netzgenerator NETGEN verwendet. Die erzeugten Rechnetze bestanden aus knapp 0.7 Millionen Zellen und wurden im Bereich der proximalen Konvergenzzone und des Jets lokal verfeinert. Das Blut wurde als eine homogene, inkompressible Newtonsche Flüssigkeit modelliert. Zur Diskretisierung der zugrundeliegenden instationären, dreidimensionalen Navier-Stokes-Gleichungen wurde die Finite-Volumen-Methode benutzt. Die CFD-Berechnungen wurden mit dem Open Source Programmpaket OpenFOAM durchgeführt. Dabei erfolgte die räumliche Diskretisierung mit dem Zentraldifferenzenverfahren zweiter Ordnung. Die zeitlichen Ableitungen wurden mit der Three-Point-Backward-Methode approximiert. Zur Druckkorrektur wurden zwei PISO-Schleifen (Pressure Implicit with Splitting of Operators) verwendet. Die Large-Eddy-Simulation (LES) mit dem lokal dynamischen Ein-Gleichungsmodell von [5] hat sich als das optimale Verfahren erwiesen, um den laminar-turbulenten Umschlag der Strömung korrekt vorausszusagen. Die einzelnen Prozesse zur Strömungssimulation werden in Abb. 1 aufgezeigt.



**Abb. 1.** Prozesse und verwendete Software zur Strömungssimulation des Blutflusses.

Zur Simulation von 2D-Farb-Doppler-Bildern aus den Ergebnissen der numerischen Strömungssimulationen wurde das berechnete dreidimensionale Geschwindigkeitsfeld zunächst in einer Ebene entsprechend einer gepulsten Doppler-Echokardiographie abgetastet. Dazu wurden die Scanlinien radial vom Schallkopf in unterschiedliche Richtungen ausgesendet und das Geschwindigkeitsfeld entlang jeder Scanlinie an 450 äquidistant verteilten Messpunkten abgetastet (Abb. 3a). Dabei wurden die Geschwindigkeiten der Fluidteilchen an jedem Messpunkt aus den Werten benachbarter Zellzentren linear interpoliert. Die Position des virtuellen Schallkopfes wurde hier apikal in einer Distanz von etwa 10 cm zur Klappenöffnung gewählt. Um aus den damit erhaltenen Daten Farb-Doppler-Bilder zu erzeugen, wurde in MATLAB ein Programm implementiert. Eine grafische Benutzeroberfläche ermöglicht die Nyquist-Grenze und die Base-Line dynamisch zu variieren. Das Ergebnis der Farb-Doppler-Simulation zeigt Abbildung 3b.

### 3 Ergebnisse

Es wurden Abtastungen mit 28 (3D-Schallkopf in einer Ebene), 60 und 120 (2D-Schallkopf) Scanlinien durchgeführt (Abb. 2). Die benötigten Abmessungen und Verhältnisse wurden, wie im klinischen Alltag, per Hand aus den simulierten Farb-Doppler-Bildern ermittelt. Zum Vergleich der Ergebnisse mit den empfohlenen funktionellen Einteilungskriterien sei auf Standardliteratur verwiesen.

Es zeigt sich, dass der Jet bei einer niedrigeren räumlichen Auflösung nicht nur ungenauer, sondern auch breiter dargestellt wird. So ist die Jetfläche bei einer

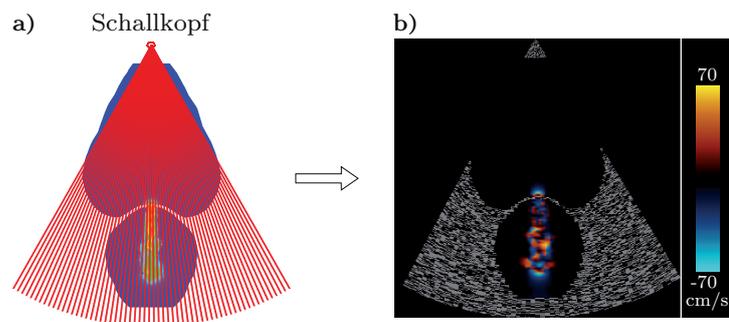
Strahlen	28	60	120	
Grad I 1/3 2/3 3/3				
	Jet-Länge	0.53 LA	0.52 LA	0.51 LA
	Jet-Fläche	0.17 LA	0.09 LA	0.07 LA
prox. Jetbreite	8.1 mm	3.4 mm	2.2 mm	
Grad II 1/3 2/3 3/3				
	Jet-Länge	0.78 LA	0.78 LA	0.79 LA
	Jet-Fläche	0.33 LA	0.25 LA	0.23 LA
prox. Jetbreite	6.4 mm	4.2 mm	4.0 mm	

**Abb. 2.** Ergebnisse der echokardiographischen Messungen für verschiedene räumliche Auflösungen; (LA = linkes Atrium).

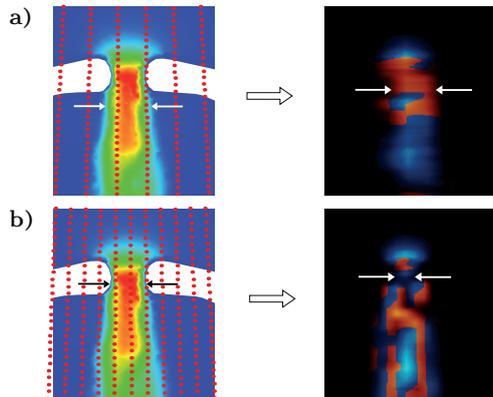
Abtastung mit einem 3D-Schallkopf in Relation zur Vorhoffläche in beiden Fällen wesentlich größer als mit einem 2D-Schallkopf. Bedingt durch die Geometrie der Segel findet die maximale Kontraktion beim Modell I. Grades innerhalb des Klappenlecks statt und sollte auch an dieser Stelle gemessen werden. Aufgrund der mangelnden räumlichen Auflösung wird die Regurgitationsströmung in diesem Bereich bei 60 Scanlinien allerdings nicht richtig abgetastet (Abb. 4a). Die Vena contracta würde im Farb-Doppler-Bild durch den Arzt distal der Öffnung (Pfeile in Abb. 4a) abgelesen werden, dort wo sich der Jet bereits ausgebreitet hat, und so mit 3.4 mm deutlich überschätzt werden. Bei 120 Scanlinien wird die Vena contracta wesentlich besser abgebildet und kann mit 2.2 mm fast korrekt gemessen werden (Abb. 4b). Die Darstellung der Vena contracta hängt also stark von der räumlichen Auflösung des Farb-Dopplers ab. Wenn die Insuffizienz signifikant ist, Grad II, liegt ein größerer Abtastbereich im Umfeld der Vena contracta vor und die proximale Jetbreite kann auch mit einer niedrigeren Auflösung von 60 Scanlinien relativ genau abgelesen werden. Mit einem 3D-Schallkopf ist eine zuverlässige Messung in diesem Fall jedoch auch unmöglich.

#### 4 Diskussion

Da die Strömungsergebnisse sowohl qualitativ als auch quantitativ exakt ausgewertet und analysiert werden können, ist ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen der Farb-Doppler-Simulation möglich. Im Gegensatz zu bisherigen Validierungsverfahren liegen also hochgenaue und reproduzierbare Referenzdaten vor. So kann der Einfluss verschiedener biologischer Faktoren, wie z.B. der transmuralen Druckdifferenz, auf die Darstellung des Regurgitationsjets, der Vena contracta und der proximalen Konvergenzzone genau untersucht werden. Außerdem lassen sich mithilfe der Farb-Doppler-Simulation technische Bedingungen und Geräteeinstellungen evaluieren. Dabei ist eine Darstellung des Jets im



**Abb. 3.** In (a) ist die Abtastung des Geschwindigkeitsfeldes des Modells II. Grades mit 60 Scanlinien zu je 450 Abtastpunkten bei einem Öffnungswinkel von  $60^\circ$  dargestellt. Das Ergebnis der Farb-Doppler-Simulation ist in (b) zu sehen.



**Abb. 4.** Links ist die Abtastung bei einer leichten Insuffizienz dargestellt, wobei in (a) mit 60 Scanlinien und in (b) mit 120 Scanlinien abgetastet wurde. Rechts sind die Ergebnisse der entsprechenden Farb-Doppler-Simulationen abgebildet. Die Pfeile zeigen an, wo die Vena contracta gemessen wird.

Farb-Doppler ohne Aliasing und die Analyse für verschiedene Winkelabweichungen möglich. Beispielfhaft wurde in dieser Arbeit das Verhalten für verschiedene Schallköpfe mit unterschiedlichen räumlichen Auflösungen bei gleicher Momentaufnahmen der Strömung gezeigt (Abb. 2), was mit einer herkömmlichen, experimentellen Auswertung nicht machbar ist.

Neben einem einfachen Modell des Klappenlecks können auch komplexe, patientenspezifische Geometrien mit z.B. wandadhärenten Strömungen ohne einen invasiven Eingriff oder jegliches Risiko für den Patienten untersucht werden. Darüber hinaus lassen sich neben den echokardiographischen Methoden dieser Studie auch andere Verfahren untersuchen, was auch bei der Entwicklung neuer Diagnosemethoden hilfreich sein könnte. Außerdem können durch die dreidimensionale Datenauswertung der Strömungssimulationen neue Einblicke und Vorstellungen über das Strömungsverhalten des regurgitierenden Blutes gegeben werden. Nach bestem Wissen des Autors ist dies dabei der erste Versuch, die Strömung durch eine insuffiziente Mitralklappe mithilfe der LES-Methode mit einem dynamischen Modell zu simulieren. Zwar kann die Korrektheit der 3D-CFD-Simulation mangels hinreichend genauer physikalischer Messverfahren nicht nachgewiesen werden, allerdings entsprechen die ermittelten Werte für Durchfluss, Geschwindigkeit und Durchmesser der Vena contracta dem Stand der Literatur [2, 4].

## Literaturverzeichnis

1. Buck T, Plicht B, Wenzel R, et al. Echokardiographische Flussquantifizierung zur Schweregradbestimmung von Klappeninsuffizienzen. *Herz*. 2002;27:254–68.
2. Buck T, Mucci R, Guerrero J, et al. The power-velocity integral at the vena contracta. *Circulation*. 2000;102:1053–61.
3. Schwammenthal E, Chen C, Benning F, et al. Dynamics of mitral regurgitant flow and orifice area. *Circulation*. 1994;90:307–22.
4. Brucker A, et al. Durchflusmesstechnik. München: Oldenbourg; 2008.
5. Menon S, Kim W. Application of the localized dynamic subgrid-scale model to turbulent wall-bounded flows. In: *Proc AIAA Aerospace Sciences Meeting*; 1997. p. 210.