

# In-Vivo Messung der Blutflussgeschwindigkeitsverteilung distal zu künstlichen Aortenklappen mittels der Magnetresonanz-Phasenkontrast-Technik

Botnar R.<sup>1</sup>, Nagel E.<sup>2</sup>, Hirt F.<sup>3</sup>, Scheidegger M.B.<sup>1</sup>, Boesiger P.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik  
Universität und ETH Zürich, CH-8044 Zürich, Schweiz

<sup>2</sup>Departement für Innere Medizin, Kardiologie, Universitätsspital Zürich, Schweiz

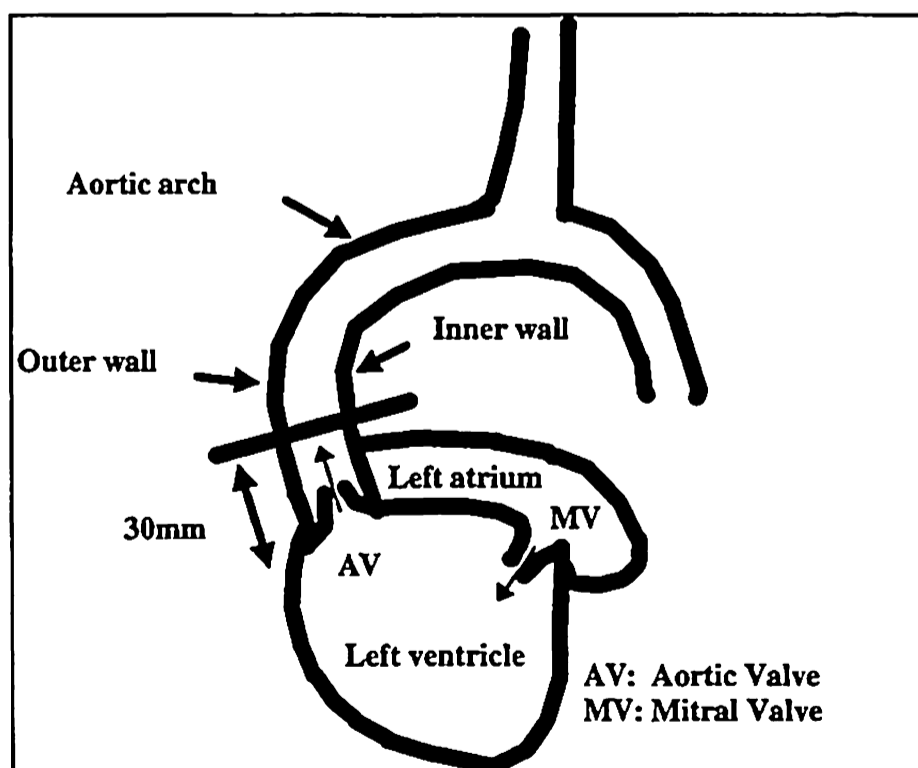
<sup>3</sup>Fluid Dynamics Laboratory, Sulzer Innotec AG, Schweiz

## EINLEITUNG:

Der Ersatz von stenosierten oder defekten Herzklappen ist heute eine Standardoperation. Dennoch verbleiben einige Risikofaktoren, einerseits die Operation selbst, und andererseits die unerwünschte Blutgerinnung an den implantierten künstlichen Herzklappen. Die Messung der Strömungsprofile in unmittelbarer Nähe von nativen und künstlichen Aortenklappen könnte dazu beitragen, die fluiddynamischen Eigenschaften nativer Aortenklappen sowie Veränderungen nach einem Klappenersatz besser zu verstehen, und somit zu einem verbesserten Design zukünftiger Klappenersätze beizutragen.

## METHODE:

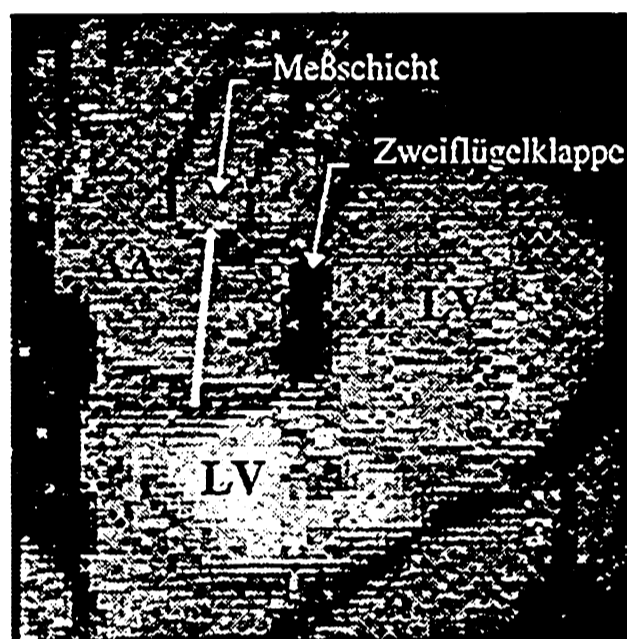
Es wurden 5 Patienten mit zweiflügligen mechanischen Klappenersätzen und 7 Probanden mit natürlichen, gesunden Aortenklappen untersucht. Die Untersuchungen wurden sowohl mit einem Philips ACS II als auch mit einem Philips NT 1.5 Tesla Ganzkörpermagnetresonanztomographen, unter Verwendung einer speziellen Herzscheibe durchgeführt. Die geschwindigkeitskodierte Schichtbilder wurden 30mm flussabwärts der Klappe, senkrecht zur aufsteigenden Aorta gemessen. Figur 1 zeigt eine Skizze des ventrikulären Ausflusstrakts mit der Schichtlage der MRI-Geschwindigkeitsmessung.



Figur 1: Lage der Meßschicht der Geschwindigkeitsmessungen.

In Figur 2 ist ein Längsschnitt durch den linken Ventrikel, den linken Vorhof und die aufsteigende Aorta

eines Patienten dargestellt. Die mechanische Herzklappe ist als scheibenförmiger, schwarzer Artefakt zu erkennen. Alle Geschwindigkeitsmessungen wurden an der angedeuteten Position, ungefähr 30mm flussabwärts der Klappe durchgeführt.



Figur 1: Längsschnitt durch Ventrikel und Aorta. AA: Aufsteigende Aorta, LV: Linker Ventrikel, RV: Rechter Ventrikel

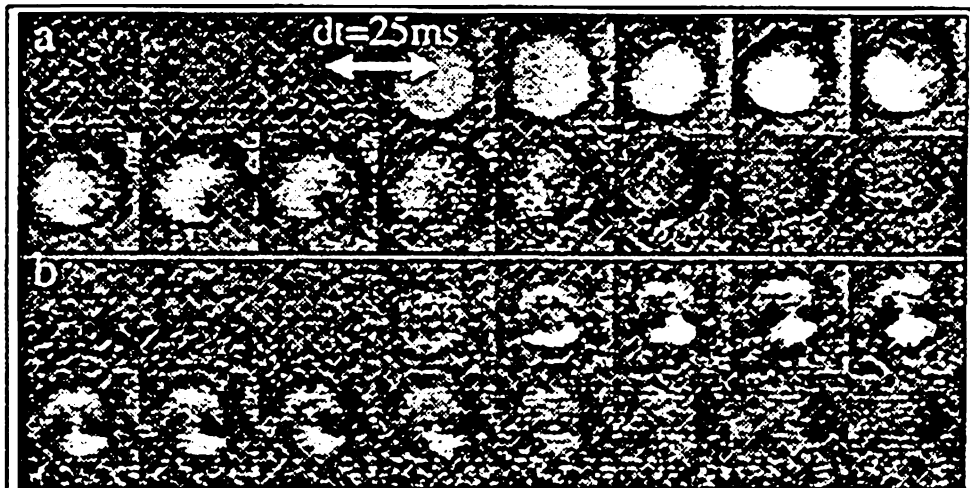
Zur Unterdrückung von Flussartefakten, die in MRI-Geschwindigkeitsmessungen nahe von Aortenklappen auftreten können, wurde eine EKG getriggerte Phasenkontrastsequenz mit einer asymmetrischen Echoabastung verwendet [1]. Die zeitliche und räumliche Auflösung der Geschwindigkeitsbilder der axialen Flusskomponente betrug 25ms bzw.  $10 \times 1.37 \times 1.37 \text{ mm}^3$ . Die wichtigsten Parameter dieser MRI-Untersuchungen waren FOV=350mm, Bildmatrix=256\*256, Echozeit  $T_E=5.9\text{ms}$ , Repetitionszeit  $T_R=25\text{ms}$ , Flipwinkel=15°, Messzeit=4-6min und Geschwindigkeitskodierung=120-280cm/s, wobei die Kodierung den individuell unterschiedlichen Geschwindigkeiten angepasst wurde. Zur Charakterisierung der Strömungseigenschaften der untersuchten Herzklappen wurde die zeitlichen Abfolgen der räumlich aufgelösten axialen Geschwindigkeitsfelder und die Maximalgeschwindigkeiten herangezogen.

## RESULTATE:

Die Figuren 3a und 3b zeigen eine Zeitserie von geschwindigkeitskodierten Phasenbilder eines repräsentativen Probanden und Patienten. Aufgrund der Architektur einer natürlichen Aortenklappe, die aus drei

konzentrisch angeordneten Taschen aufgebaut ist, strömt das Blut durch die ringförmige Öffnung der Klappe und verursacht das in Figur 3a abgebildete kreissymmetrische Geschwindigkeitsprofil. Eine mechanische Zweiflügelklappe besteht dagegen aus zwei in der Mitte des Klappenrings parallel angeordneten Flügeln, die den Klappenring im geöffneten Zustand in zwei breite ringnahe Öffnungen und eine schmale zentrale Öffnung aufteilen und somit zu einem H-förmigen Geschwindigkeitsmuster (Figur 3b), mit zwei symmetrisch angeordneten Bereichen hoher Geschwindigkeiten im Bereich der breiten Öffnungen führen. Links und rechts der der Klappenmitte können zwei Rückflussbereiche beobachtet werden (Figur 3b).

Die Figur 4 zeigt zwei typische axiale Geschwindigkeitsverteilungen während der systolischen Beschleunigungs-, Maximalfluss- und der endsystolischen Austreibungsphase (Verzögerung) eines Probanden (4a) und eines Patienten (4b) der beiden untersuchten Kollektive. Wie anhand dieses Vergleichs zu erkennen ist haben physiologische Flussprofile 30mm flussabwärts von natürlichen Aortenklappen eine abgeflacht, parabolische Form, wogegen hinter künstlichen Zweiflügelklappen ein M-förmiges Profil beobachtet wird, das das Design der Klappe widerspiegelt.

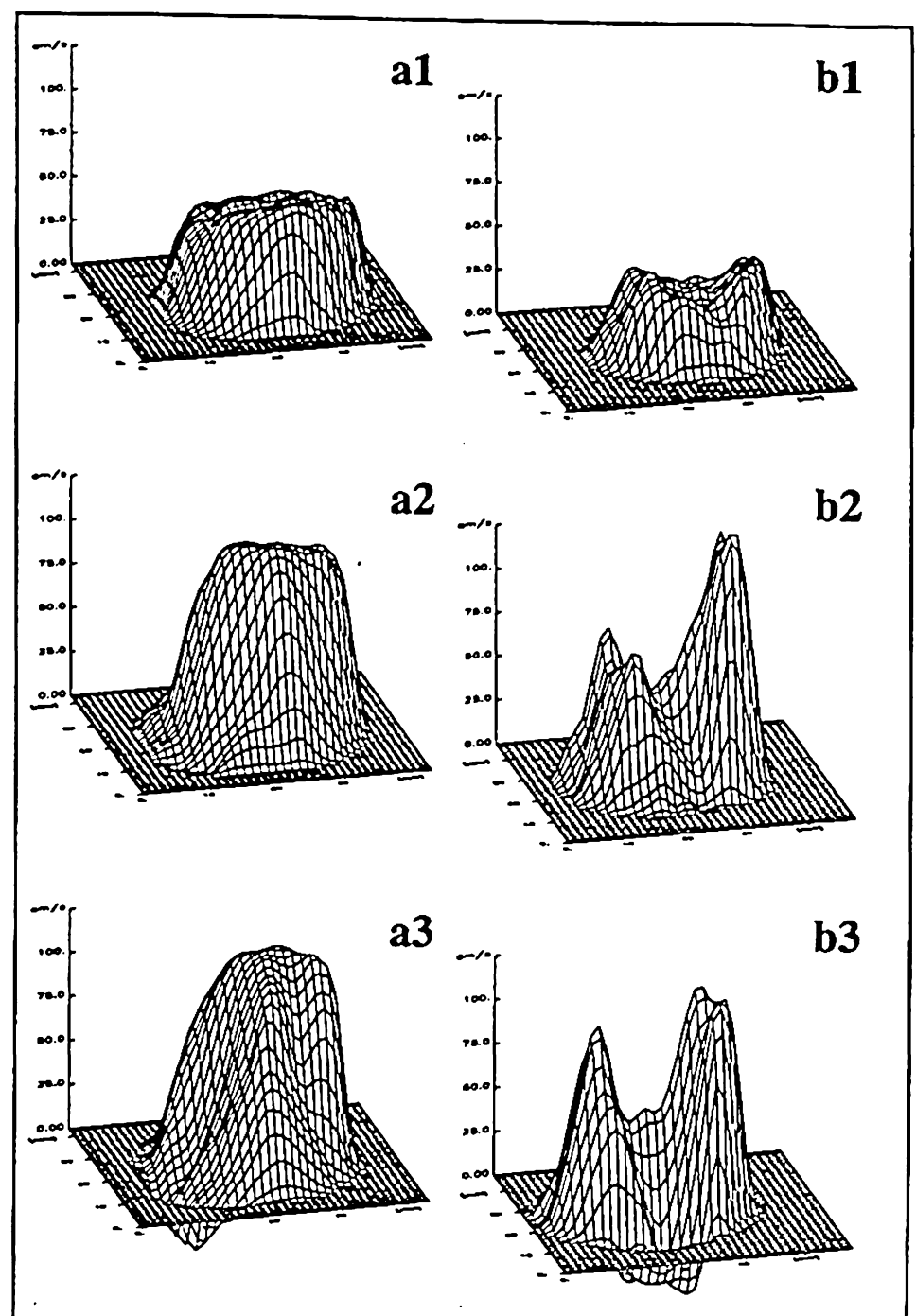


Figur 3: Zeitserie von graustufenkodierten Phasenbildern der axialen Geschwindigkeitskomponente. a) Proband, b) Patient. Die Zeitskala läuft von links oben nach rechts unten. Weiss=Vorwärtsfluss, Schwarz=Rückfluss.

Im Vergleich zu in-vitro Messungen an künstlichen Zweiflügelklappen [2,3] sind die beiden seitlichen Geschwindigkeitsjets jedoch nicht symmetrisch, sondern hängen stark vom individuellen Verlauf des Aortenbogens und der Stellung der Flügel zur Aorta ab. Im Vergleich zu natürlichen Klappen war in allen Fällen ein ausgeprägter Rückstrom an der Innenwand des Aortenbogens zu erkennen, der auch während der systolischen Auswurfphase sehr deutlich zu erkennen war. Der Vergleich der Maximalgeschwindigkeiten zeigt, dass diese nach Aortenklappenersatz signifikant höher als bei gesunden Probanden mit nativen Aortenklappen sind ( $P < 0.002$ ). Im Probandenkollektiv war der Mittelwert der Maximalgeschwindigkeit ( $1.2 \pm 0.03$ ) m/s und im Patientenkollektiv ( $1.9 \pm 0.5$ ) m/s.

#### DISKUSSION:

Die gemessenen Geschwindigkeitsverteilungen stromabwärts



Figur 4: Axiale Geschwindigkeitsverteilungen während der systolischen Beschleunigungs- (1), Maximalfluss- (2) und der endsystolischen Verzögerungsphase (3). a) Proband b) Patient.

von natürlichen Aortenklappen und mechanischen Zweiflügelklappen zeigen, dass die MRI-Messtechnik ein geeignetes Werkzeug ist, um die unterschiedlichen Strömungseigenschaften verschiedener Herzklappentypen, sowohl qualitativ als auch quantitativ zu erfassen. Da die Klappendurchmesser der implantierten mechanischen Klappen aus operationstechnischen Gründen etwas kleiner gewählt werden müssen als die der ursprünglichen defekten Aortenklappe, ist es plausibel, dass die Maximalgeschwindigkeiten flussabwärts von künstlichen Klappen erhöht sind.

Einen nicht zu vernachlässigbaren Einfluss auf das Strömungsprofil scheint die Stellung der Klappenflügel zu haben. Stehen diese parallel zur Aussenwand des Aortenbogens, so scheint der Rückfluss an der Aorteninnenwand nur sehr klein zu sein, wogegen er bei senkrechter Ausrichtung der Flügel Werte bis zu 0.5m/s annehmen kann. Um diese Aussage zu untermauern sind jedoch noch weitere Messungen an Patienten notwendig.

#### LITERATUR:

- [1] Botnar R. et al.; Technology and Health Care 4, 97 (1996)
- [2] Walker P. et al.; The Journal of Heart Valve Disease 4, 296 (1995)
- [3] Botnar R. et al.; Proceedings of the SMR 1, 606, (1995)