

HISPEED SCANNING STEREO PIV HINTER EINER KÜNSTLICHEN HERZKLAPPE

HISPEED SCANNING STEREO PIV BEHIND AN ARTIFICIAL HEART VALVE

Kallweit, Stephan¹; Kisife, Francklin²; Utzenrad, Marc²; Weber, Joachim²

1 Intelligent Laser Applications GmbH, D-52428 Jülich

2 Labor für kardiovaskuläre Technik, FH Aachen, Abt. Jülich

PIV, Scanning, Hispeed Kamera, künstliche Herzklappe

PIV, Scanning, Hispeed Camera, Artificial Heart Valves

Zusammenfassung

Für die Konstruktion von künstlichen Herzklappen ist die Strömung hinter der Herzklappe von besonderem Interesse. Künstliche Herzklappen sollen möglichst den natürlichen Strömungszustand nachbilden und dabei weder Blutkörperchen schädigen, noch zu Blutverklumpungen mit anschließenden Thrombosen führen. Verschiedene Typen von künstlichen Herzklappen wurden bereits mit 2D/3C PIV Techniken untersucht. Durch Einsatz eines Scanning Verfahrens wird ein gesamtes Volumen mit relativ hoher zeitlicher Auflösung - unter Benutzung eines HiSpeed Stereo PIV Systems - abgetastet, so dass ein quasi 3D/3C Geschwindigkeitsfeld erzeugt wird. Die räumliche Ausdehnung von z.B. Wirbel- und Rückströmgebieten kann somit detektiert werden.

Einleitung

Einige tausend künstliche Herzklappen werden pro Jahr bereits in Deutschland implantiert. Die strömungsphysikalischen Eigenschaften beeinflussen neben den mechanischen die Lebensqualität der Patienten. Durch Optimierung der Konstruktion von künstlichen Herzklappen kann z.B. die Blutverklumpung reduziert werden. Folglich können dem Betroffenen geringere Mengen des Medikamentes zur Blutverdünnung verabreicht werden. Hohe Schubspannungen im Bereich der Klappe können zur Blutschädigung durch Zerstörung der Blutkörperchen führen.

In den letzten Jahren wurden bereits Untersuchungen bezüglich der strömungstechnischen Eigenschaften von künstlichen Herzklappen mit 2D/2C [1,2] und 2D/3C PIV [3,4] - auch zeitlich hochaufgelöst - durchgeführt. Hier wurden detaillierte Kenntnisse über die unterschiedlichen Strömungsstrukturen im Nachlauf von verschiedenen Typen künstlicher Herzklappen gesammelt.

Die Erfassung der Strömungsgeschwindigkeitsverteilung in einem gesamten Volumen von $\sim 20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$, soll die räumliche Ausdehnung der bereits bekannten Phänomene ermöglichen. Hierzu wird ein 2D/3C HiSpeed Stereo PIV System mit Hilfe eines Polygon Scanners modifiziert. Die Erweiterung einer Standard Stereo PIV Auswertesoftware erlaubt die Rekonstruktion der Messdaten an den verschiedenen Lichtschnitt Positionen.

Aufbau

Die verwendete Herzklappe ist eine St. Jude Medical (Bileaflet) mit einem Durchmesser von 21mm und besteht aus zwei Einzelklappen, die jeweils einzeln gelagert sind (Bild 1).



Bild 1: SJM Herzklappe

Die Messungen werden an einem kommerziellen, modifizierten Herzklappen Versuchsstand durchgeführt. Bild 2 zeigt den Versuchsaufbau mit den Komponenten zur Bilderfassung, zur Generierung des Lichtschnittes und die Messkammer mit der eingebauten Herzklappe und den 45° Prismen zur Brechungsindexanpassung. Zwei Photron FastCam PCI Kameras (CMOS) werden jedoch unter jeweils $\pm 30^\circ$ auf Scheimpflug Mounts vor die Messkammer montiert, da sonst das Messvolumen nicht optimal abgebildet werden konnte. Die Scanner Einheit wird seitlich unter 90° zur Mittelachse der beiden Kameras aufgebaut. Ein zehnfächiger Polygon Spiegel reflektiert den divergenten Lichtschnitt, der mit einer Zylinderlinse nahezu parallel in die Messkammer eingekoppelt wird. Der Polygon Spiegel wird mittels eines drehzahlgeregelten Gleichstrommotors auf die entsprechende Rotationsgeschwindigkeit von bis zu 20.000 rpm beschleunigt. Ein double-cavity Nd:YLF Laser (Darwin Duo 60W) erzeugt Pulse mit bis zu 6mJ bei 5kHz Repetitionsrate pro Resonator.

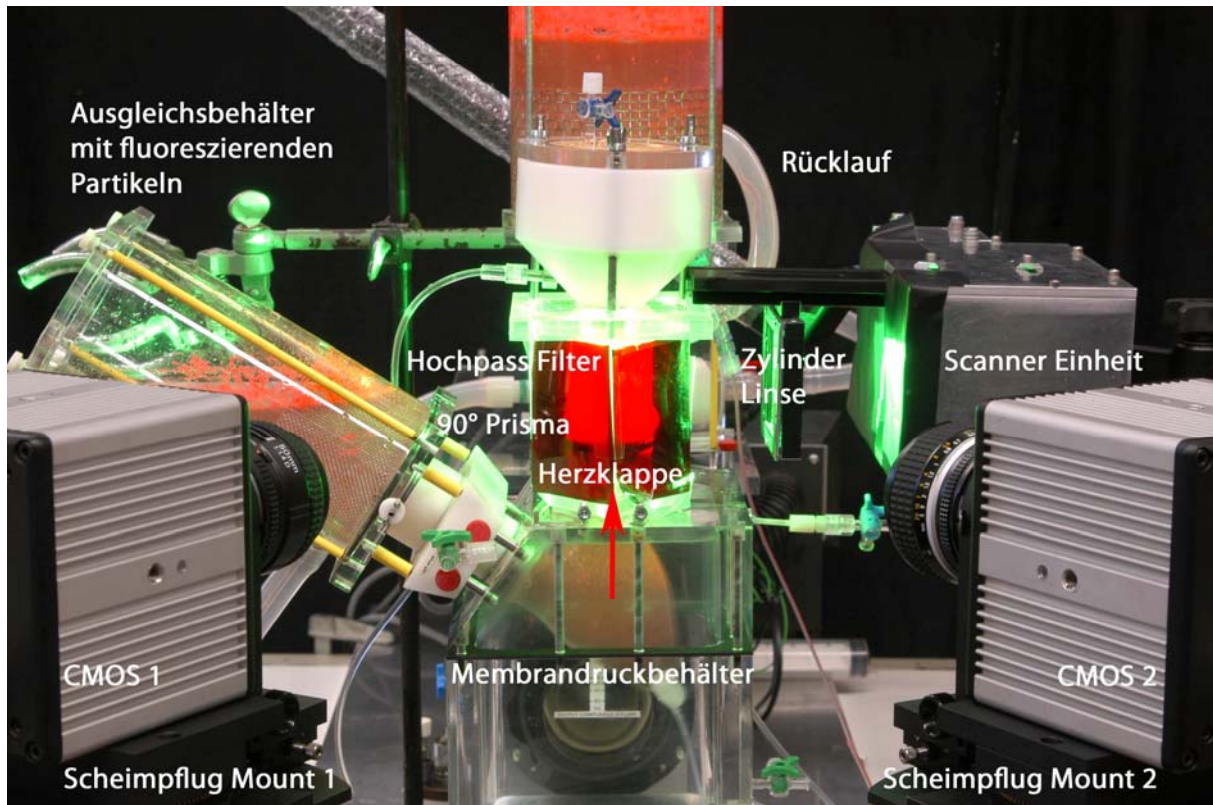


Bild 2: Aufbau des Herzklappen-Versuchsstandes

Zur Reduzierung von Reflexionen des Lichtschnittes an der Klappe und des Gehäuses werden fluoreszierende Tracerpartikel mit einer mittleren Größe von $50\mu\text{m}$ verwendet. Vor die Messkammer wird eine Farbfilterfolie, die eine Hochpass Charakteristik besitzt, aufgeklebt. Die Kalibrierung des Stereo Systems wird ohne Filterfolie durchgeführt, wobei ein rechteckiges Target ($20 \times 200\text{mm}$) mit Kreuzen im Abstand von 2mm mittels einer Traversierung verfahren wird. Kalibrierbilder im Abstand von 1mm dienen der Berechnung eines Pinhole Kamera Models in Teilen des Messbereichs mit einzelnen oder mehreren Kalibrierebenen [3].

Messvorgang

Der Polygon Scanner bestimmt durch seine Rotationsfrequenz den Pulsabstand zwischen den einzelnen Momentaufnahmen der Partikelpositionen für jeweils eine Lichtschnittposition [5]. Die Repetitionsrate des Lasers legt die Anzahl der Lichtschnitte für einen Scan fest. Aufgrund des relativ großen Scanwinkels musste eine hohe Bildfolgefrequenz von 10 kHz und damit eine geringe Auflösung für die HiSpeed-CMOS Kameras gewählt werden, um eine ausreichende Anzahl von Lichtschnitten zu generieren. Im Messvolumen werden sechs Lichtschnitte mit einer Breite von $\sim 2\text{mm}$ und einem Abstand von $\sim 3\text{mm}$ generiert. Die Auflösung der CMOS Kameras ist mit 256×256 Pixel noch ausreichend hoch zur Erzeugung von ca. 400 Vektoren für den mittleren Lichtschnitt. Die Anzahl der Vektoren wird jedoch geringer mit zunehmendem Abstand des betrachteten Lichtschnittes zur mittleren Lichtschnittposition, da die Überlappungsbereiche der beiden Kameras kleiner werden.

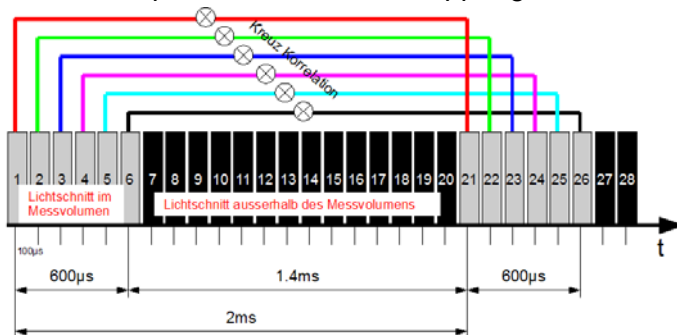


Bild 3: Zeitliche Abfolge des Scanning Vorgangs

Die maximalen Strömungsgeschwindigkeiten betragen bis zu 2m/s . Nach Aufnahme der Bilddaten werden sie nach der Lichtschnittposition sortiert und einzeln ausgewertet. Hierbei wird für jede Lichtschnittposition eine Kalibrierung durchgeführt.

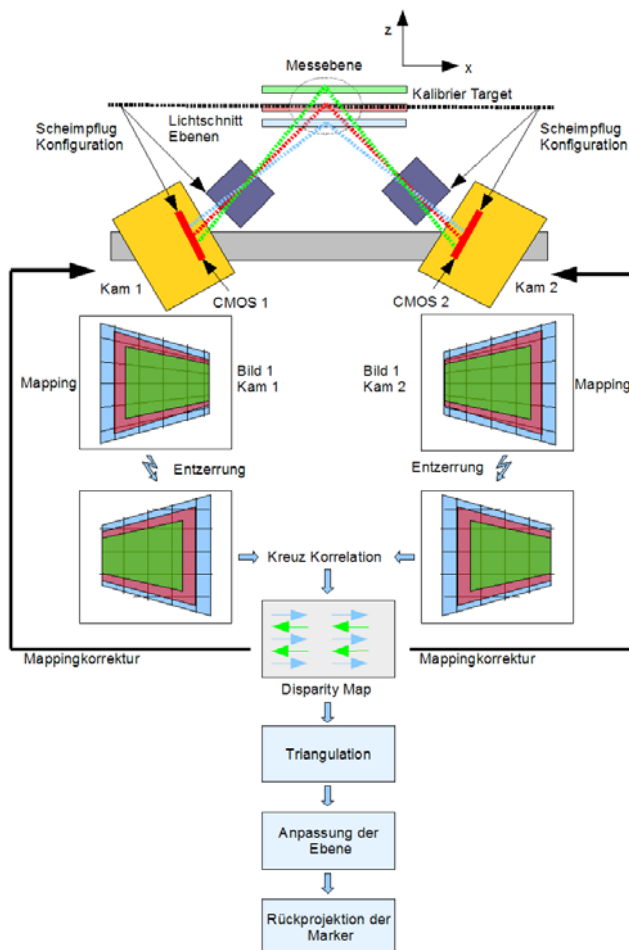


Bild 4: Erzeugung des Mappings für die Lichtschnittpositionen

Die Scan Zeit für den Polygon Spiegel beträgt 2ms (3000rpm). Der Startimpuls zur Aufnahme der Bilddaten wird jeweils an der gleichen Position der Kolbenpumpe generiert, die den Herzschlag durch Kompression des Membrandruckbehälters im Vorlauf der Herzklappe simuliert. Es werden Messungen bei 70bpm bei

verschiedenen Amplituden durchgeführt. Die maximalen Strömungsgeschwindigkeiten betragen bis zu 2m/s . Nach Aufnahme der Bilddaten werden sie nach der Lichtschnittposition sortiert und einzeln ausgewertet. Hierbei wird für jede Lichtschnittposition eine Kalibrierung durchgeführt.

Bild 3 zeigt die Bildaufnahme und den Scanningvorgang, sowie die Korrelation der einzelnen Bilder. Die Einzelbilder werden im Abstand von $100\mu\text{s}$ erfasst, dabei kommt es aufgrund des Scanwinkels zu einer Abtastlücke zwischen dem letzten und dem ersten Lichtschnitt von 20 Bildern also 2ms . Der gesamte Scan des Volumens dauert $600\mu\text{s}$, so dass über diesen Zeitraum die Strömung im Volumen gemittelt wird [7].

Auswertung

Durch unzureichende Brechungsindexanpassung des blutähnlichen Fluids (Wasser/Glyzerin Mischung) konnte nicht für die gesamte Messkammer ein einheitliches Pinhole Model berechnet werden. So wurde das Mapping für den ausgewählten Lichtschnitt grob durch die benachbarten Kalibrierebenen bestimmt und danach mittels der Disparity Map korrigiert, wie in Bild 4 dargestellt. Wird

ein einheitliches Kamera Modell für das gesamte Volumen benutzt, können die Versetzungen in der Disparity Map so groß werden (>200 Pixel), dass keine Korrelation und damit keine Mapping Korrektur bei der gewählten Kameraauflösung möglich ist.

Die Bilddaten werden mittels Rückprojektion auf die Lichtschnittebene unter Benutzung von B-Splines entzerrt und anschließend mit einem adaptiven Multigrid-Algorithmus (VidPIV 4.6XP) ausgewertet. Als Startgröße wird ein Auswertefenster von 80×80 Pixel benutzt, das später auf 48×48 Pixel bei 12 Pixel Überlappung mittels quadratischer Window Deformation ausgewertet wird.

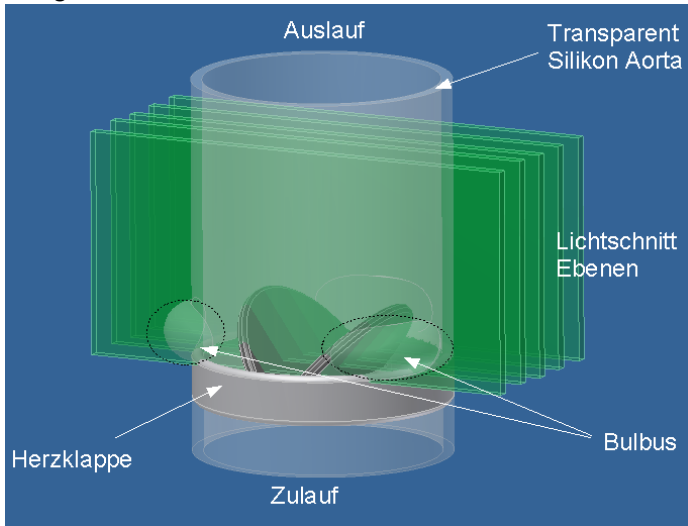


Bild 5: Lage der Lichtschnittebenen zur Klappe

Anschließend können die Volumen der einzelnen Zeitschritte aus den Positionen der Lichtschnitte rekonstruiert werden. Daten zwischen den Lichtschnitten werden interpoliert, so dass die Strömung in einem Volumen hinter der Herzklappe dargestellt werden kann (Bild 5).

Die Bildwiederholfrequenz der Kameras konnte nicht weiter erhöht werden ohne die Auflösung zu sehr zu reduzieren, so dass der lange Pulsabstand von 2ms die auflösende Strömungsgeschwindigkeit limitiert. Es können nur Daten kurz nach dem Öffnen und kurz vor dem Schließen der Klappe ausgewertet

werden. Die Strömungsgeschwindigkeiten wurden durch Reduzierung der Amplitude der Kolbenpumpe verringert, so dass eine physiologische Übereinstimmung nicht komplett gewährleistet ist. Ansonsten ist der Partikelversatz und die Bewegung der Partikel aus dem Lichtschnitt zu groß und keine Korrelation mehr möglich.

Ergebnisse

Bild 6a zeigt Gebiete konstanter Wirbelstärke (Vorticity $\Omega_z = \pm 60 \text{s}^{-1}$) zum Zeitpunkt von $t=68 \text{ms}$ nach Klappenöffnung. Deutlich sind zwei Bereiche des „Anfahrwirbels“ links und rechts kurz hinter den beiden Klappen erkennbar. Die hohe Wirbelstärke im rechten oberen Bereich wird durch die Umlenkung der Strömung aufgrund der Verengung am Bulbus (Bild 5) erzeugt. Nach 96ms haben sich die beiden Wirbelsysteme stromab bewegt und sind deutlich sichtbar (Bild 6b).

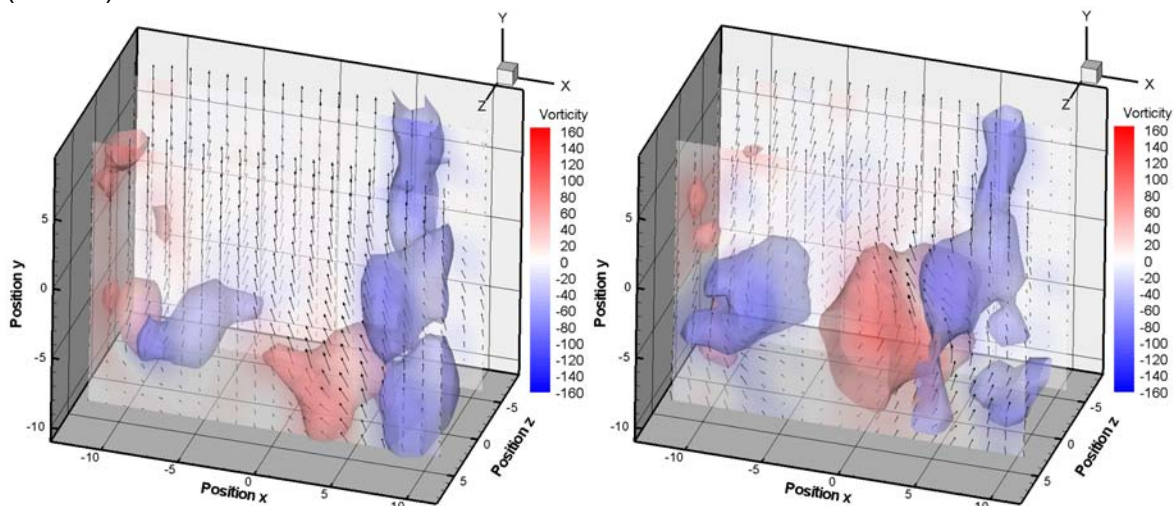


Bild 6: Extrahierte Geschwindigkeits- und Wirbelstärkeverteilung nach $t=68 \text{ms}$ (a) und $t=96 \text{ms}$ (b) nach Klappenöffnung

Die höchsten absoluten Strömungsgeschwindigkeiten betragen ~550mm/s bei den beiden dargestellten Zeitschritten.

Schlussfolgerung

Das 2D/3C Scanning Verfahren eignet sich zur instationären Erfassung von relativ langsamen Strömungen in biomedizinischen Applikationen. Hierzu können HiSpeed Stereo PIV Systeme recht einfach mit Polygon Scannern erweitert werden. Beschränkt wird das Verfahren sowohl durch die begrenzte Pixel Auflösung der verwendeten HiSpeed Kameras und durch die Laserleistung bei höheren Repetitionsraten, als auch durch die Anzahl der Polygonflächen des Scanners.

Weiterhin werden die örtlichen Strukturen durch die zeitliche Abfolge der Lichtschnitte leicht „verschmiert“, so dass die Detektion von kleinen Wirbelstrukturen, z.B. Spitzenwirbel an den Herzklappen erschwert wird. Größere, langsame Strukturen können mit dem Verfahren gut detektiert werden und decken strömungstechnisch kritische Bereiche beim Design von künstlichen Herzklappen auf.

Das Verfahren kann auch bei schlechter Brechungsindexanpassung verwendet werden, da die meisten Stereo-Algorithm Verfahren zur Mapping-Korrektur für den einzelnen Lichtschnitt anbieten, ohne eine Modellierung des kompletten Messvolumens zu benötigen. Weitere Fehlereinflüsse entstehen durch geringste Drehzahlvariationen des Scanner Motors. Die Lichtschnittpositionen bewegen sich dann scheinbar langsam durch das Messvolumen. Dies kann ebenfalls korrigiert werden, ist jedoch mit erheblichem Aufwand bei der Auswertung verbunden.

Dankesworte

Wir danken dem Aerodynamischen Institut Aachen (AIA) der RWTH Aachen für die wundervolle Unterstützung während der Messungen.

Literatur

- [1] Kaminsky, Rossi, Scalise: Time resolved PIV technique for high temporal resolution measurement of mechanical prosthetic aortic heart valve fluid dynamics, International Journal of Artificial Organs, 30: 153-62, 2005
- [2] Kaminsky, Kallweit, Simons, Weber: PIV Measurements with high temporal resolution behind artificial heart valves, 6th International Symposium on PIV, Pasadena, USA, 2005
- [3] Kaminsky, Kallweit, Rossi: PIV Measurements of Flows in Artificial Heart Valves, Particle Image Velocimetry, New Developments and Recent Applications, Springer Verlag, 2007
- [4] Kaminsky, Kallweit, Weber, Verdonck: Flow Visualization through two types of aortic prosthetic heart valves using stereoscopic high speed PIV, Artificial Organs, 2007
- [5] Pavlovski, Ruck: Möglichkeiten und Grenzen der Mehrfarben-Laserlichtschnitt-Tomographie, Gala 2004
- [6] Willert, C. (2006): Assessment of camera models for use in planar velocimetry calibration. Exp. Fluids **41**:135-143
- [7] Burgmann, Schröder: Vortex Detection via Scanning PIV Measurements, Gala 2006