

# Simulation der Einflüsse von Herzklappenprothesen auf die arterielle Blutströmung in der Aorta Ascendens

## Projektleiter

Prof. Dr.-Ing.  
Marius Geller

## Forschungsschwerpunkt

Computersimulation im  
Maschinenbau

## Zeitraum

ab 2005

## Wiss. Mitarbeiter

Markus Bongert

## Kooperation

Berufsgenossenschaftliches  
Universitätsklinikum Bergmannsheil  
GmbH, Bochum

## Förderung

Fachhochschule  
Dortmund  
Forschungsbudget

## Kontakt

Prof. Dr. -Ing.  
Marius Geller  
Fachbereich  
Maschinenbau  
Fachhochschule  
Dortmund  
Sonnenstraße 96  
44139 Dortmund  
Tel.: (0231) 9112-256  
E-Mail: geller  
@fh-dortmund.de

## Abstract

### Gesellschaftlicher Hintergrund

In den Jahren von 1998 bis 2004 starben in Deutschland durchschnittlich 400.000 Menschen pro Jahr an den Folgen von Krankheiten des Kreislaufsystems. Eine wichtige Rolle spielen dabei Erkrankungen der Herzklappen. Diese können zu einer Stenose oder Insuffizienz führen. In 2006 ist die Anzahl der Eingriffe an Herzklappen in Deutschland stetig auf 20.000 Operationen gestiegen.

Die Implantation einer Herzklappe benötigt einen großen Erfahrungsschatz des Herzchirurgen. Die Einbaulage einer Herzklappe wird bisher so gewählt, dass die Koronararterien bestmöglich angeströmt werden. Zum jetzigen Zeitpunkt fehlt dem Kliniker aber ein Werkzeug, um die Einflüsse von Herzklappenprothesen auf die arterielle Blutströmung vorab abzuschätzen.

### Innovation

Mehrere medizinische Fragestellungen erfordern die genaue Kenntnis des Einflusses einer Aortenersatzklappe. Daher entwickelt ein multidisziplinäres Netzwerk aus der Herz-/Thoraxchirurgie, Radiologie, Kardiologie sowie den Ingenieurwissenschaften ein Simulationsmodell, um präoperativ die strömungsinduzierten Effekte von Aortenersatzklappen mittels Fluid-Structure-Interaction zu untersuchen, so dass die hämodynamisch effektivste Einbauposition bestimmt werden kann.

Für eine Ein-Flügel- und eine Zwei-Flügelklappe wird die Einbaulage variiert und die Blutströmung berechnet. Dabei zeigt sich der Einfluss der Einbaulage der beiden unterschiedlichen Klappentypen auf die Strömung.

An Patienten mit Aortenersatzklappen sind im Magnetresonanztomographen (MRT) Messungen durchgeführt worden. Der in den Simulationen berechnete Parameter Peak-Velocity zeigt eine gute Übereinstimmung mit den Messungen.

### Ökonomisches Potential

Die in der Studie [Pennekamp et al., 2004] nachgewiesenen ante- und retrograden Strömungen bei Aortenersatzklappen sind bei allen CFD-Untersuchungen identifiziert worden. Auch der direkte Vergleich der „Peak-Velocity“ bestätigt die Gültigkeit von Strömungssimulationen als eine neue medizinische Untersuchungsmethode.

Mit diesem Simulationsmodell werden sich präoperativ die durch eine mechanische Aortenklappe

induzierten Veränderungen der Blutströmung berechnen und somit die Implantation optimal planen lassen.

## 1. Einleitung

Damit der linke Ventrikel für die normale Versorgung die erforderliche Menge an Blut pumpen kann, muss er bei einer stenosierenden Aortenklappe (**Fig. 1**) einen entsprechend höheren Druck erzeugen. Ein langsamer Anstieg dieser Druckbelastung hat eine Verdickung des Herzmuskels (Hypertrophie) zur Folge.

Unter anderem bedingen Arteriosklerose oder bakterielle Erkrankungen der Herzklappen eine Aortenklappeninsuffizienz. Die dabei auftretende mangelnde Schlussfähigkeit der Aortenklappe ruft einen diastolischen Rückfluss von Blut aus der Aorta zurück in den linken Ventrikel hervor. Dieser Volumeneffekt bedingt eine Vergrößerung des Herzens durch die Erweiterung der Herzinnenräume (Dilatation).



Fig. 1: Aortenklappe (gesund, stenosierend)

Hochgradige Klappen-Stenosen und Insuffizienzen werden mit einem Herzklappenersatz versorgt. In 2006 ist die Anzahl der Eingriffe an Herzklappen in der Bundesrepublik Deutschland stetig auf 20.000 Operationen gestiegen. Dies bedeutet gegenüber dem Vorjahr einen Zuwachs von 4,7 %, der überwiegend auf eine Zunahme von Aortenklappen-Operationen bei älteren Patienten zurückzuführen ist.

Die Einbaulage einer Herzklappe wird bisher so gewählt, dass die Koronararterien bestmöglich angeströmt werden. Zum jetzigen Zeitpunkt fehlt dem Kliniker aber ein Werkzeug, um die Klappeneinbaulage vorab zu optimieren.

## 2. Material und Methoden

Die Einbaulage der Aortenersatzklappe besitzt einen signifikanten Einfluss auf die Blutströmung. Zur Bearbeitung dieser Fragestellung bietet sich das Verfahren des Computational Fluid Dynamics

(CFD) aus den Ingenieurwissenschaften an. Neben der Formulierung der äußerst komplexen Materialeigenschaften sind die Einflüsse der Umgebung (Randbedingungen) für das virtuelle Simulationsmodell enorm wichtig.

Eine Monoleaflet-Klappe und eine Bileaflet-Klappe (Fig. 2), die jeweils den heutigen Stand der Technik repräsentieren, sind für die Untersuchungen ausgewählt worden. Die beiden mechanischen Herzklappenprothesen bestehen aus pyrolytischen Carbon. In dem Ring sind die Flügel bzw. die Klappenscheibe aufgehängt. Sie dienen als Ventildeckel und werden passiv vom Blutstrom bewegt. Sie sorgen dafür, dass das Blut nur in eine Richtung fließen kann.



Fig. 2: Herzklappen (Omnicarbon®, St. Jude Medical®)

In Fig. 3 [Sobotta, J., H. Becher, Atlas der Anatomie des Menschen, Bd. 3, 16. Aufl., 1962] wird die bevorzugte Implantationslage der beiden Aortenersatzklappen dargestellt. Die gewählten Standardpositionen sollen eine optimale Versorgung der beiden koronaren Blutgefäße Arteria coronaria sinistra und Arteria coronaria dextra gewährleisten. Die roten Geraden in Fig. 3 stellen die jeweilige Drehachse der Klappenscheibe bzw. der beiden Flügel dar.



Fig. 3: Standardimplantationslagen (Omnicarbon®, St. Jude Medical®)

## 2.1 Akquise

Die Strömungsverhältnisse werden zur Zeit mit der Kernspintomographie untersucht. Hierzu werden senkrecht zur Achse der Aorta ascendens (Fig. 4) flusssensitive Phasenkontrastsequenzen angewandt und in einem Nachbearbeitungsschritt die Flussgeschwindigkeiten und absoluten Blutflüsse an definierten Regionen innerhalb der Aorta ascendens als vektorielle Größe ermittelt. Hieraus ergeben sich die Flussprofile (Fig. 5) innerhalb der Aorta ascendens, die Ausmaß und Art turbulenter Strömungen anzeigen.



Fig. 4: Referenzebene MRT

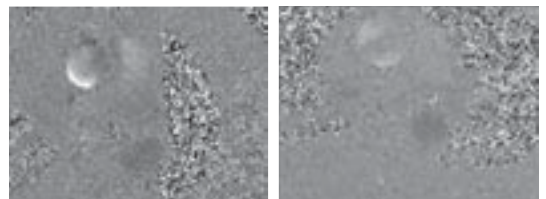


Fig. 5: Flussprofil Omnicarbon®, St. Jude Medical®)

## 2.2 Simulationsmodell

Als integraler Bestandteil industrieller Entwicklungsprozesse werden sowohl die auf der Finiten Elementen Methode (FEM) als auch auf der Methode des „Computational Fluid Dynamics“ (CFD) basierende computergestützte Simulationen angewendet.

Statt aufwendiger und kostspieliger Versuche können Untersuchungen bzw. Modifikationen am virtuellen Modell vorgenommen werden. Dies bedeutet einen signifikanten Gewinn an Zeit, Kosten und Flexibilität.

Simulationssoftware aus dem Bereich der Ingenieurwissenschaften etabliert sich zunehmend auch im Bereich der Biomedizintechnik. Bei der numerischen Simulation von biomedizintechnischen Anwendungen liegt die besondere Herausforderung in der Formulierung der äußerst komplexen Materialeigenschaften, Geometrien, Einflüsse der Umgebung (Randbedingungen) für das virtuelle Modell. Zu dem variieren diese Parameter von Mensch zu Mensch teilweise beträchtlich.

### 2.2.1 Modellierung der Aorta

Die 3D-Modellierung der Aorta basiert auf Abbildungen aus der medizinischen Literatur. Für die Durchmesser der einzelnen Bereiche der Aorta sowie der drei abgehenden Arterien im Aortenbogen sind anatomische Werte zugrunde gelegt worden.

Ausgehend von den einzelnen Durchmessern ist mit der LOFT-Funktion unter I-Deas<sup>®</sup> ein Drahtmodell erzeugt worden. Daraus ist nach einer Flächenbildung das Volumenmodell generiert worden. Abschließend sind die drei abgehenden Arterien an den Aortenbogen angefügt worden. Die jeweiligen Arbeitsschritte sind in **Fig. 6** dargestellt.

Eine wichtige Einschränkung dieser modellierten Aorta besteht in dem Fehlen der Elastizität der Aortenwand, d. h. die vorhandene Windkessel-funktionalität der Aorta wird in diesem Modell nicht nachgebildet.

### 2.2.2 Modellierung der Klappen

Ausgehend von den vorliegenden Originalklappen (**Fig. 2**) ist mittels Reverse-Engineering ein 3D-Modell sowohl der Monoleaflet-Klappe Omnicarbon<sup>®</sup> als auch der Bileaflet-Klappe St. Jude Medical<sup>®</sup> im Computer modelliert worden (**Fig. 7**).

Dabei sind die vorhandenen Rundungsradien sowie die Beweglichkeit der Klappenscheibe mit einem maximalen Öffnungswinkel von 80° bei der Omnicarbon<sup>®</sup>-Klappe bzw. mit einem maximalen Öffnungswinkel der beiden Flügelklappen bei der St. Jude Medical<sup>®</sup> von 85° berücksichtigt worden.



Fig. 7: Omnicarbon<sup>®</sup> und St. Jude Medical<sup>®</sup> (CAD-Modell)

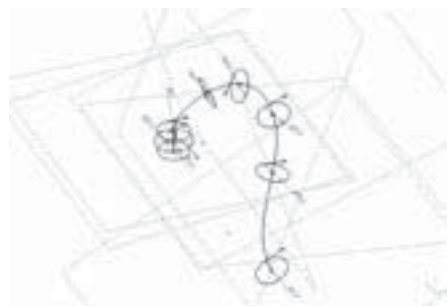


Fig. 6: Modellierungsschritte der Aorta

### 2.2.3 Strömungsmodell

Das Strömungsmodell setzt sich aus dem diskretisierten Strömungsvolumen und den Randbedingungen für die Strömungsberechnung zusammen.

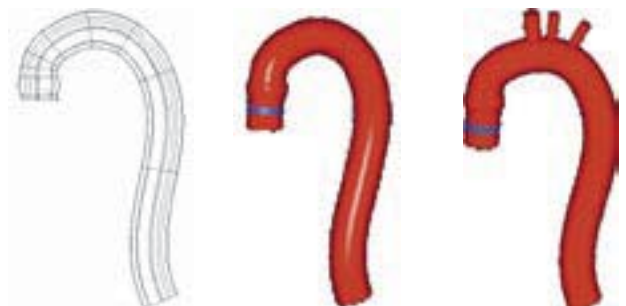
Durch das Ausschneiden des Volumenmodells der Herzklappe aus dem Volumenmodell der Aorta wird das eigentliche Strömungsvolumen gebildet. Das wird anschließend diskretisiert, d. h. es wird der Vernetzung zugeführt. Für die Vernetzung sind Tetraederelemente gewählt worden, um die Klappen mit ihren vielen kleinen Rundungsradien exakt nachzubilden sowie Verwirbelungen größtmöglich auflösen zu können. In **Fig. 8** sind die Netze für die beiden Klappen als Detail im Bulbus dargestellt.

Für die Monoleaflet-Klappe ist ein Netz mit 659.986 Knoten und für die Bileaflet-Klappe ein Netz aus 754.304 Knoten erzeugt worden.



Fig. 8: Vernetzte Strömungsmodelle im Detail (Omnicarbon<sup>®</sup>, St. Jude Medical<sup>®</sup>)

Für die bisher stationär durchgeführten Simulationen sind die physiologischen Randbedingungen bei der Systole zum Zeitpunkt des maximalen Blutflusses verwendet worden ( $v_{\max} = 1.0 \text{ m/s}$  bei  $p_{\text{Basis}} = 80 \text{ mmHg}$  und Non Newton Fluid).



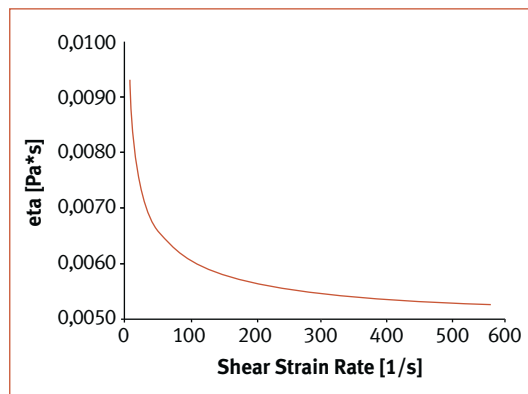
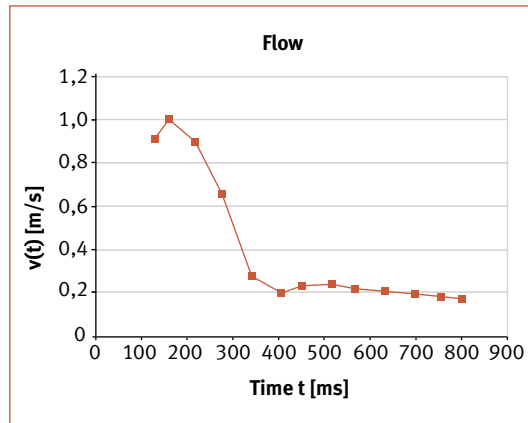


Fig. 9: Randbedingungen (Volumenstrom / Viskosität)

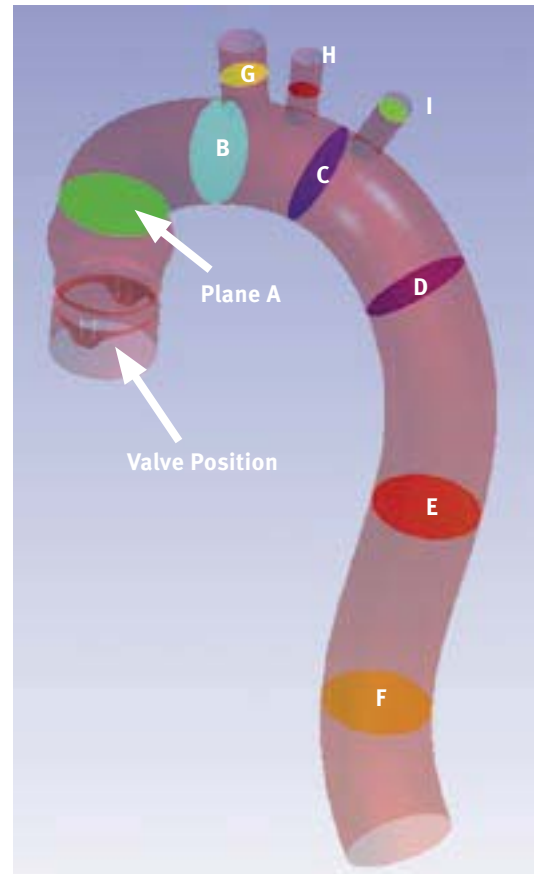


Fig. 10: Auswerteebenen

Die Viskosität von Blut als Nicht Newtonsches Fluid wird durch einen funktionalen Zusammenhang mittels des Parameters „Shear Strain Rate“ berechnet (**Fig. 9, rechts**).

### 3. Ergebnisse

Für die Auswertung werden innerhalb der Aorta ascendens, wie in **Fig. 10** visualisiert, die Ebenen A bis F festgelegt.

Die Ebene A liegt in Strömungsrichtung 30 mm hinter der Klappenebene und ist damit identisch mit der in **Fig. 4** dargestellten Meßebeine des Magnetresonanztomographen (s. Pfeil).

Die drei im Aortenbogen abgehenden Arterien

- Truncus brachiocephalicus,
- Arteria carotis communis sinistra sowie
- Arteria subclavia sinistra

werden für die Auswertung durch die Ebenen G bis I erfasst.

In den nachfolgenden Abbildungen sind für die Auswerteebenen A beispielhaft die Parameter  $p_{total}$ ,  $v_{res}$  und  $v_{tang}$  ausgewertet worden. Sie werden für die beiden Klappentypen in ihrer jeweiligen Standardeinbaulage dargestellt.

#### 3.1 Parameter Druck $p_{total}$

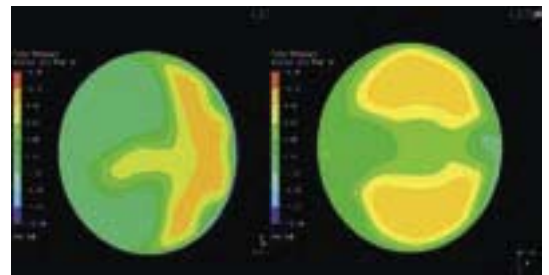


Fig. 11: Druckverteilung ( $p_{total}$ ) Omnicarbon® (li.) und St. Jude Medical® (re.)

Die Klappenposition ist in der Plane A eindeutig im Druckprofil erkennbar (**Fig. 11**). Desweiteren zeigt sich bei der Ein-Flügel-Klappe am linken

Rand ein starkes Druckgefälle. Bei der Zwei-Flügel-Klappe stellt sich dagegen ein gleichmäßigeres Druckprofil mit den zwei charakteristischen Bereichen ein.

### 3.2 Parameter Geschwindigkeit $v$

#### 3.2.1 Geschwindigkeit $v_{res}$

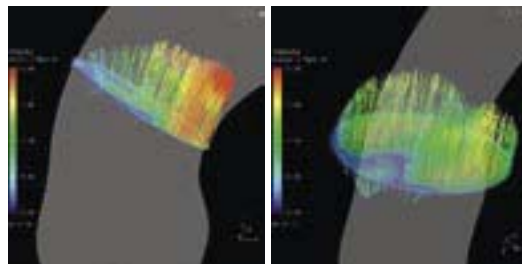


Fig. 12: Geschwindigkeitsverteilung ( $v_{res}$ ) Omnicarbon® (li.) und St. Jude Medical® (re.)

Die unterschiedlichen Auswirkungen in den standardmäßigen Klappenpositionen sind in Fig. 12 deutlich erkennbar. Am Rand bilden sich zum Teil hohe Strömungsgeschwindigkeiten aus. Bei der Monoleaflet-Klappe befindet sich direkt gegenüber liegend, wie die Richtung der Geschwindigkeitsvektoren zeigt, ein flächenmäßig großer Bereich mit retrograden Strömungen. Bei der Bileaflet-Klappe zeigt sich dagegen ein deutlich geringeres Geschwindigkeitsniveau sowie eine gleichmäßigere Verteilung. Aber auch hier existieren Gebiete mit retrograden Strömungen.

Rückströmgebiete sind auch in nachfolgenden Bereichen zu detektieren. Das Niveau der Geschwindigkeit flacht stetig ab.

#### 3.2.2 Geschwindigkeit $v_{tang}$

Für die Darstellung von Sekundärwirbeln wird der Geschwindigkeitsvektor in seine vektoriellen Komponenten zerlegt. Die in der Auswerteebene liegende Komponente wird als  $v_{tang}$  bezeichnet.

Am Rand der Omnicarbon®-Klappe bilden sich bei der standardmäßigen Implantationslage höhere Geschwindigkeiten im Gegensatz zur St. Jude Medical®-Klappe. Im weiteren Verlauf der Aorta sinkt das Geschwindigkeitsniveau sichtbar ab.

Die Simulationen zeigen deutlich die Existenz von Sekundärwirbeln (Fig. 13). Auch in den abgehenden Arterien existieren Sekundärwirbel. Bezüglich der Anzahl sowie Position der Wirbel in den einzelnen Ebenen ist kein Einfluss der Implantationslage erkennbar.

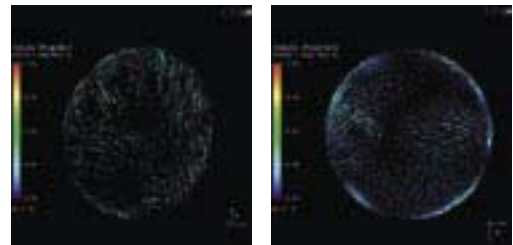


Fig. 13: Geschwindigkeitsverteilung ( $v_{tang}$ ) Omnicarbon® (li.) und St. Jude Medical® (re.)

#### 6.3.2 Geschwindigkeitsverteilung in der Längsachse

Für die Monoleaflet- sowie die Bileaflet-Klappe ist die Geschwindigkeitsverteilung im Längsschnitt der Aorta in Fig. 14 visualisiert. Die Klappen befinden sich dabei in ihrer standardmäßigen Implantationslage. Im Bereich der Aortenklappe bilden sich Gebiete mit hohen Geschwindigkeiten aus. Im Aortenbogen sowie in der Aortenwurzel sinkt die Geschwindigkeit auf nahezu Null ab. In diesen Bereichen tritt eine retrograde Strömung auf.

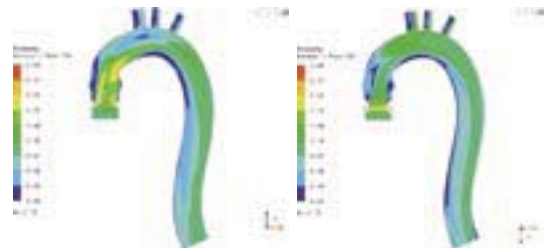


Fig. 14: Geschwindigkeitsverteilung im Längsschnitt

## 4. Diskussion

Ergebnisse aus Simulationsrechnungen bedürfen stets einer Überprüfung mit Meßwerten, um sicher zu stellen, dass zum einen die Netzqualität ausreichend ist sowie die Randbedingungen richtig gewählt worden sind. Als Referenz für die Validation der Simulation sind Messungen für die beiden Klappentypen im Magnetresonanztomographen (MRT) durchgeführt worden.

Die Referenzebenen befinden sich bei den Simulationen (grün) in Strömungsrichtung 30 mm hinter der Klappenebene und sind damit identisch mit der Messebene (schwarz) des MRTs (Fig. 15).

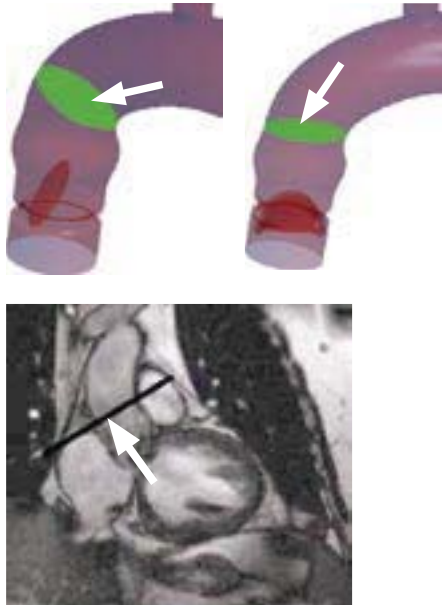


Fig. 15: Referenzebenen (Simulation / MRT)

Der direkte Vergleich des Parameters Peak-Velocity zeigt eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den in vivo und in silicio Ergebnissen. Die linken Säulen in dem Diagramm (Fig. 16) stellen den Wert für den mittels CFD berechneten Parameter Peak-Velocity dar. In den rechten Säulen sind alle gemessenen in vivo Messwerte zusammengefasst.

Die bisherigen Ergebnisse dieses Forschungsprojektes zeigen die verschiedenen Einflüsse auf die arterielle Blutströmung der beiden Klappentypen auf.

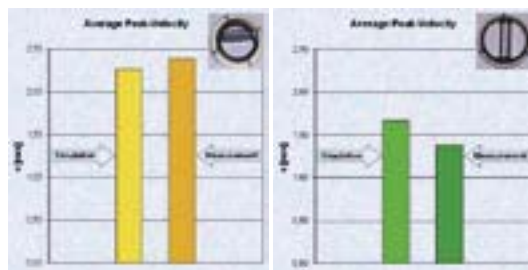


Fig. 16: Mittlere Peak-Velocity für die beiden Klappentypen Omniscarbon® (li.) und St. Jude Medical® (re.)

Ebenso werden die in der Studie [Pennekamp et al., 2004] nachgewiesenen ante- und retrograden Strömungen bei Aortenersatzklappen auch bei allen CFD-Untersuchungen identifiziert. Auch der direkte Vergleich der „Peak-Velocity“ bestätigt die Gültigkeit von Strömungssimulationen als eine neue medizinische Untersuchungsmethode.

Mit dem Simulationsmodell wird somit dem Herzchirurgen ein Werkzeug an die Hand gegeben, mit dem sich präoperativ die durch eine mechanische Aortenklappe induzierten Veränderungen der Blutströmung berechnen und somit die Implantation optimal planen lassen.

## 5. Veröffentlichungen

Die nachfolgend aufgeführten Veröffentlichungen sind im Rahmen dieses Forschungsprojektes bisher erschienen:

Bongert M, Geller M, Pennekamp W, Nicolas V  
**Simulationsmodell mit patientenspezifischer Anatomie auf Basis von MRT-Daten zur Berechnung der arteriellen Blutströmung mittels CFD**  
 Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, 26. – 29. September 2007, Proceedings

Bongert M, Geller M, Pennekamp W, Nicolas V  
**Comparison of the Influence of Aortic Valve Prostheses on Arterial Blood Flow Using CFD**  
 24th CADFEM Users Meeting Internationale FEM Technologietage & 2006 German ANSYS Conference, 25. – 27. Oktober 2006, Proceedings

Bongert M, Geller M, Pennekamp W, Nicolas V  
**Modell zur Simulation der Blutströmung nach einer künstlichen Aortenklappe mittels CFD**  
 Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik, 6. – 9. September 2006, Proceedings

Bongert M, Geller M, Pennekamp W, Nicolas V  
**Simulation Model using CFD for the Analysis of Blood Flow in the Aorta ascendens after Heart valve Replacement**  
 23rd CADFEM Users' Meeting 2005, International Congress on FEM Technology with ANSYS CFX & ICEM CFD Conference, November 9 – 11, 2005, Proceedings

Bongert M, Geller M  
**Time independent simulation of blood flow by CFD after heart valve replacement**  
 39th Annual Congress of the German Society for Biomedical Engineering BMT 2005 September 14 – 17, 2005, CongressCenter Nürnberg, Germany Biomedizinische Technik, Volume 50, Supplementary vol. 1, Part 2, 2005, S. 1458