

# **Session 3**

## **Herz, Gefäße, Blutfluss**



# Repräsentation flexibler Implantate durch DICOM

N. Ritter<sup>1</sup>, M. Werner<sup>2</sup>, S. Scherer<sup>2</sup>, W.G. Drossel<sup>2</sup>, O. Burgert<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universität Leipzig, Innovation Center Computer Assistent Surgery, Leipzig, Germany

<sup>2</sup> Fraunhofer-Institut für Werkzeugmaschinen und Umformtechnik, Dresden, Germany

Kontakt: nils.ritter@medizin.uni-leipzig.de

## Abstract:

Wesentliche Defizite verfügbarer Software zur Planung von Stenting-Interventionen sind die Beschränkung auf zweidimensionale Projektionen der Gefäße und Stents sowie fehlendes Wissen über das Verhalten des Stents im Gefäß. Zur Ermittlung der Stentabmessungen werden derzeit in 2D-CT Schichten am betreffenden Areal Gefäßdurchmesser und Länge gemessen. Die Praxis zeigt, dass bei stark gekrümmten Gefäßen eine exakte Längenermittlung nur schwer möglich ist. Daher wird intraoperativ, unter Einsatz eines Drahtes mit Markierungen im Abstand von je 1cm, eine zweite Längenmessung durchgeführt. Der in diesem Artikel vorgestellte Ansatz soll diese zusätzliche Messung unnötig machen. Unter Einsatz eines 3D-Planungsmodells, bestehend aus patientenspezifischem Gefäß und Stent, wird, in Kombination mit einer DICOM-basierten Beschreibung der Biegeeigenschaften des Stents, eine erste Abschätzung der Stent-Verformbarkeit im Gefäß möglich. Dies lässt eine optimierte Stentauswahl hinsichtlich Abmessungen und Design erwarten.

Schlüsselworte: DICOM, Implantate, Planung

## 1 Problem

Die Planung zum Einsatz von Implantaten ist fester Bestandteil des radiologischen Alltags. So werden in einigen Fachrichtungen wie zum Beispiel der Orthopädie starre Implantate verwendet, um Teile des Skeletts und sogar ganze Gelenken zu ersetzen. In der Gefäßchirurgie werden für das Weiten und Offenhalten von arteriosklerotisch erkrankten Gefäßabschnitten (Stenosen) flexible Implantate, sogenannte Stents (Gittergerüste in Röhrenform aus Metall oder Kunststoff) eingesetzt. Weiterhin werden ummantelte Stents, auch Stentgrafts genannt, eingesetzt, um krankhafte Gefäßaussackungen (Aneurysmen) mit hohem Rupturrisiko zu überbrücken. Diese formflexiblen Implantate passen sich, je nach Steifigkeit des verwendeten Materials, an dem Gefäßverlauf an. Die Entscheidung, welches Implantat für welche Anatomie ausgewählt wird, basiert auf den Erfahrungswerten des planenden Chirurgen. Dieser wird bei der Entscheidungsfindung derzeit lediglich durch Messmöglichkeiten im CT-Datensatz des Patienten unterstützt.

Um den Planungsablauf zu verbessern und den Chirurgen in seiner Arbeit zu unterstützen, wäre ein System, welches genauere Messungen an dreidimensionalen Modellen von Gefäß und Implantat sowie eine interaktive Implantat-Positionierung im 3D-Gefäß ermöglicht, von großem Nutzen. Ein solches System sollte eine Datenbank verfügbarer Gefäßimplantate beinhalten. Diese sollte in einem herstellerunabhängigen Format vorliegen, um die Übertragung der Prothesenbeschreibung von den Prothesenherstellern an die Hersteller der Planungssoftware zu ermöglichen. Des Weiteren sollte ein solches System das Picture Archiving and Communication System (PACS) als schon vorhandenen Teil der Klinikinfrastruktur nutzen, um eine nahtlose Integration in die klinische Routine sowie eine Langzeitarchivierung der Planungsergebnisse sicher zu stellen.

## 2 Methoden

In der Radiologie dominiert das DICOM-Format [1] die digitalen Speicherformate. Es existieren vielerorts [2] bereits PACS-Server und der Datenaustausch von Bild- und Patientendaten wird bereits über DICOM-Mechanismen realisiert. Die Verwendung von DICOM als Datenbasis ermöglicht weiterhin den Anschluss an bereits bestehende klinische Arbeitsabläufe. Trotz der räumlichen und fachlichen Trennung von Radiologe und Gefäßchirurg sind durch die Verwendung von DICOM keine neuen Systeme oder Kommunikationswege erforderlich [3]. Eine Kompatibilität mit bereits in Kliniken existierenden Systemen, und damit auch die Verknüpfung mit Patientendaten und Berichten, ist somit gewähr-

leistet. Im Folgenden wird das „Generic Implant Template“ DICOM-Supplement [4], welches für die Speicherung starrer Implantate entworfen wurde, auf seine Eignung für flexible Implantate untersucht.

Flexible Implantate teilen viele der zu beschreibenden Eigenschaften mit starren Implantaten. Allgemeine Eigenschaften, wie Hersteller, Teilenummer oder Version sind wichtige Daten für beide Implantatarten. Die Beschreibung von starren Implantaten ist bereits durch das „Generic Implant Template“ DICOM-Supplement möglich. Dieses befindet sich in einer fortgeschrittenen Phase des Standardisierungsprozesses und wird voraussichtlich Ende 2010 Teil des DICOM-Standards werden. Das „Generic Implant Template“ ermöglicht die Beschreibung von allgemeinen Implantatdaten, Verbindungspunkten zwischen mehrteiligen Implantaten („Mating Features“) sowie zweidimensionalen Abbildungen der Implantate und die Verwendung der DICOM „Information Object Definition“ (IOD) für Oberflächennetze („Surface Mesh“) [5] zur Speicherung der dreidimensionalen Oberflächen des Implantates.



**Abb. 1:** Vascutek Anaconda Stentgraft zur Implantation in die Bauchaorta



**Abb. 2:** Modelliertes Oberflächennetz eines Vascutek Anaconda Stentgrafts

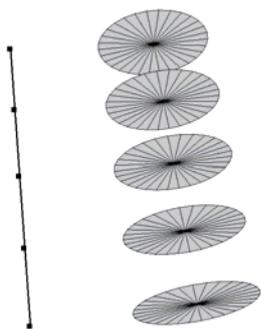
Basierend auf den bisherigen Untersuchungen kann festgehalten werden, dass die mechanischen Eigenschaften nicht unmittelbar durch das „Generic Implant Template“ Supplement gespeichert werden können. Attribute, die flexible von starren Implantaten unterscheiden, wie etwa der Biegeradius oder die Verwindungssteifigkeit zur Beschreibung der elastischen Verformbarkeit, sind aktuell nicht DICOM-standardisiert speicherbar. Aus diesem Grund wurde die Struktur einiger flexibler Implantate untersucht, um daraus Surrogatparameter abzuleiten, die sich als DICOM-Attribute ablegen lassen und die flexiblen Attribute repräsentieren können.

Stents für die Arteria carotis communis (Kopf- oder Halsschlagader), Arteriae coronariae (Koronararterien) und periphere Arterien sind zylindrisch, angelehnt an die Form der Gefäße im menschlichen Körper. Die Darstellung eines solchen Stents in einer parametrisierten, geometrischen Form ist somit möglich. Stentgrafts für die Behandlung von abdominalen Aneurysmen haben die grobe Form einer Hose: ein zylindrischer Hauptkörper von dem aus zwei schmalere „Beinchen“ in die Beinarterien abgehen. Für diese Stentgrafts ist die Beschreibung durch mehrere zusammengesetzte Zylinder möglich. Geometrisch wird das Volumen eines Zylinders durch seine Grundfläche und seine Höhe vollständig beschrieben. Diese formale Darstellung ist nicht durch DICOM beschreibbar, wohl aber ihre diskrete Darstellung in Form von Knoten und geometrischen Primitive, wie Dreiecke oder Linien, mit Hilfe der DICOM „Surface Mesh“ IOD.

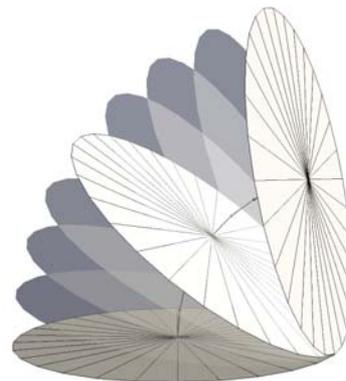
Daraus abgeleitet kann ein Zylinder durch zwei miteinander verbundene Flächen beschrieben werden. Für das komplexe Modell eines flexiblen Implantates ist die Darstellung durch einen einzelnen Zylinder jedoch nicht ausreichend. Aus diesem Grund wird der Zylinder in mehrere zusammenhängende Stücke aufgeteilt, die ihrerseits wieder durch Zylinder dargestellt werden können. Die formale Darstellung ist somit durch eine Folge von verbundenen Flächen beschrieben. Die Geometrie und Anzahl der Verbindungen zwischen den Flächen ist nicht vorgegeben. Abhängig von Art und Anzahl der Verbindungen kann man so das flexible Verhalten anpassen.

Knoten werden innerhalb der DICOM Surface Mesh Datenstruktur nur durch ihre Position im Raum beschrieben und in einer Liste abgelegt. Es ist nicht möglich, diese Punkte nach Art zu unterscheiden oder Attribute hinzuzufügen. Die im „Surface Mesh“ vorgesehenen geometrischen Objekte referenzieren die Positionen der zugehörigen Knoten in der Knotenliste, eine feinere Unterscheidung oder weitere Attribute sind durch den DICOM Standard nicht beschrieben. Die Logik, welche Knoten und Objekte welche flexiblen Attribute haben, kann nicht durch DICOM selbst repräsentiert werden und muss Teil der Applikationslogik sein, die diese Implantate verarbeitet. Die Beschreibung als Knotennetz erlaubt Grundflächen beliebiger Gestalt. Die kreisförmige Grundfläche eines Zylinders ist dabei eine der einfachsten Formen.

Die geometrische Form und die Anzahl der Verbindungen haben maßgeblichen Einfluss auf die flexiblen Eigenschaften des Stentmodells. Da denen in der Surface Mesh IOD beschriebenen geometrischen Objekten keine weiteren Attribute hinzugefügt werden können, um das Verhalten zu bestimmen, ist das Verhalten der Verbindungselemente nicht vorgeschrieben. Im einfachsten Fall können sie als starre Achsen angenommen werden, aber auch andere Annahmen sind möglich. Geht man von starren Achsen als Verbindungen aus, entsteht durch das Verbinden von korrespondierenden Knoten zweier Grundflächen die Zylinderform. Verbindet man die Grundflächen an ihren Mittelpunkten mit nur einer Achse, entsteht ein Scheiben-Ketten Modell [Abb.3]. Mit den Verbindungselementen als starre Achsen ist eine beliebige Rotation der Ringe um diese Achse möglich. Durch Berechnung der Kollision zwischen zwei Grundflächen können nun flexible Eigenschaften des Stents dargestellt werden [Abb. 4]. Bezieht man die Achsen in die Kollisionsberechnung mit ein, können weitere Eigenschaften, etwa die Verwindung des Stents, dargestellt werden. Die Anzahl gleichmäßig angeordneter, paralleler Achsen wirkt beispielsweise beschränkend auf die Rotation zweier Flächen zueinander, gegenläufige Verbindungen die sich kreuzen können die Verwindungseigenschaften fixieren.



**Abb. 3:** Mittelachse und Stentringe



**Abb. 4:** Beschränkung der Biegsamkeit des Stents durch Kollision der Stentringe

Die oben beschriebene Beschränkung der „Surface Mesh“ IOD in Bezug auf die Unterscheidbarkeit von Knoten und geometrischen Objekten auf Grund von Eigenschaften, erfordert eine Teilung des Modells in mehrere Teile. Das „Generic Implant Template“ erlaubt dieses Vorgehen, das zugehörige „Surface Mesh“ kann eine beliebige Anzahl Oberflächen in einer Sequenz speichern. Die Achse besteht aus einer Anzahl von Punkten, jedem Punkt wird fortlaufend ein Ring zugeordnet. Achse und Ringe werden jeweils einzeln innerhalb des „Generic Implant Template“ gespeichert. Jeder Knoten der Achse wird dabei dem ersten Knoten und Mittelpunkt einer Grundfläche zugeordnet. Die genaue Verwendung der in der Surface Mesh IOD gespeicherten Informationen liegt bei der Software die sie verwendet, der DICOM Standard gibt die Verwendung nicht vor. Eine andere Form der Speicherung ist daher möglich und kann an die jeweiligen Anforderungen angepasst werden.

### 3 Ergebnisse

Mit dem „Generic Implant Template“ Supplement und DICOM wurde eine Möglichkeit gefunden, digitalisierte Implantate im DICOM-Format zu speichern. Damit ergibt sich die Möglichkeit, Implantate im Radiologieinformationssystem (RIS) für Applikationen und Betrachter zugänglich zu machen, ohne spezielle Server oder Programme zur Speicherung vorhalten zu müssen.

Das digitale Modell eines Stents kann durch Ablegen seiner Geometrie und durch die Beschreibung der Eigenschaften erreicht werden. Durch ein parametrisches Modell, welches das Oberflächennetz um Funktionen erweitert, kann eine kompakte Form dieses digitalen Modells erreicht werden. Das Modell kann in seine geometrische Form, aufgebaut aus Punkten und geometrischen Primitive überführt werden. Die funktionelle Repräsentation kann dann, zusammen mit dem Oberflächennetz, gespeichert und so in Programmen zur Betrachtung von Modell oder Simulationen verwendet werden. Parametrische und funktionelle Modelle können dabei auch an bestimmte Fragestellungen angepasst werden. Die parametrischen Modelle dienen hierbei zur Unterstützung, nicht als Ersatz für die Oberflächennetze, von Darstellungs- und Planungsprozessen in dem sie komplexe Eigenschaften auf einfachere Berechnungsmodelle reduzieren. Beispielsweise kann, unter Verwendung von dreidimensionalen Modellen des Gefäßes in das implantiert werden soll, die Einpassung eines Stents in das Gefäßmodell in Echtzeit ermöglicht werden. Dies versetzt den planenden Mediziner vor dem Eingriff in die Lage, die ungefähre Position des Stents im Gefäß abzuschätzen, Risiken früher zu erkennen und nicht zuletzt die Auswahl der möglichen Stents durch automatisierte Messfunktionen für den Eingriff im Vorhinein zu begrenzen. Ein solches System, welches Implantatdaten und zu den Oberflächennetzen hinzugefügte parametrische Modelle lesen und verarbeiten kann, befindet sich derzeit in der Entwicklung.

## 4 Diskussion

Die hier vorgestellte Methode zur Speicherung von flexiblen Implantaten im DICOM-Format ermöglicht die Planung einer Stentimplantation anhand des 3D-Modells eines Gefäßes und eines funktionellen 3D-Modells des Stents. Die gewählten Parameter ermöglichen eine virtuelle Einpassung des Stents in das Gefäß, genauere Messungen als in Schichtbildern und eine bessere Auswahl des zu verwendenden Stentmodells. Dies deckt jedoch nur ein Teil der Flexibilitätseigenschaften ab. Die gewählten Surrogatparameter können die realen Parameter nur in konkreten Anwendungsfällen ersetzen. Beispielsweise ist die maximale Biegsamkeit zwar durch die Kollision von Ringen modellierbar, das Maximum gibt aber keinen Aufschluss über den nötigen Kraftaufwand oder die elastische Verformung des gesamten Stents. Um weitere Eigenschaften zu speichern und für einen Planungsprozess zur Verfügung zu stellen, ist eine Erweiterung des DICOM Standards nötig.

## 5 Danksagung

Die Autoren danken Dr. med. Hans-Joachim Florek von der Weißeritztal Klinik Freital (Deutschland) für die freundliche Unterstützung.

Das Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS) an der Medizinischen Fakultät der Universität Leipzig ist finanziert durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) und dem Sächsisches Staatsministerium für Wissenschaft und Kunst im Rahmen der Initiative Unternehmen Region mit den Zuwendungsnummern 03 ZIK 031 und 03 ZIK 032. Diese Unternehmung ist ebenfalls finanziert durch den Europäischen Fonds für Regionale Entwicklung (EFRE) und den Freistaat Sachsen im Rahmen der Förderung des Technologiesektors.

## 6 Referenzen

- [1] National Electrical Manufacturers Association (2008) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Rosslyn, Va: NEMA. <http://medical.nema.org>. Accessed 10 January 2010
- [2] eHealth Niedersachsen (2009) IT-Bericht Gesundheitswesen, S.59  
Hübner, et al.: nordmedia. <http://www.nordmedia.de/scripts/getdata.php?DOWNLOAD=YES&id=23112>
- [3] Lemke HU, Vannier MW (2006) The operating room and the need for an IT infrastructure and standards. *Int J CARS*. 1(3): 117-121.
- [4] National Electrical Manufacturers Association (2008) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 131: Implant Templates, Rosslyn, Va: NEMA. <http://medical.nema.org>. Accessed 10 January 2010
- [5] National Electrical Manufacturers Association (2008) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 132: Surface Segmentation, Rosslyn, Va: NEMA. <http://medical.nema.org>. Accessed 10 January 2010

# Real-Time Tracking of Aortic Valve Landmarks Based on 2D-2D Fluoroscopic Image Registration

M. E. Karar<sup>1</sup>, T. Noack<sup>2</sup>, J. Kempfer<sup>2</sup>, V. Falk<sup>3</sup>, and O. Burgert<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS), Universität Leipzig, 04103 Leipzig, Germany

<sup>2</sup> Heart Center Leipzig, 04289 Leipzig, Germany

<sup>3</sup> Division of Heart and Vascular Surgery, University Hospital Zurich, 8091 Zurich, Switzerland

Contact: mohamed.karar@medizin.uni-leipzig.de

## Abstract:

*Transcatheter aortic valve implantation (TAVI) is routinely performed under 2D fluoroscopic guidance. The target position for placement of the stented aortic valve prosthesis is defined by aortic valve landmarks, e.g. coronary ostia. This paper presents a real-time tracking method of these landmarks in 2D fluoroscopic image sequences to improve the positioning of the implant during TAVI. The proposed tracking method is based on the Insight Toolkit (ITK) registration framework. Minimal user-interaction is required to define 2D landmarks in a reference image. The reference image is automatically detected to present all image features, when the aortic root is filled with a contrast agent. Preliminary results showed a good tracking of the landmarks even without the contrast agent in 14 fluoroscopic image sequences.*

*Keywords: Transcatheter aortic valve implantation, Fluoroscopy, Real-time tracking, Image registration*

## 1 Problem

Transcatheter aortic valve implantation (TAVI) has evolved as a routine procedure for high-risk patients with severe aortic valve stenosis [1]. For exact placement of the stented aortic valve prosthesis, knowledge and visualization of anatomic aortic valve landmarks such as the coronary ostia, the commissures, the three lowest points of the leaflets cusps, and annular calcification are essential [2].

Under 2D X-ray fluoroscopic guidance, balloon expandable aortic valve prosthesis such as the SAPIEN valve (Edwards Lifesciences, Irvine, USA) is carefully positioned, and finally deployed under rapid ventricular pacing [1]. The target position of implantation is one-third to one-half of the prosthesis above the mid-level of the aortic annulus, avoiding the obstruction of coronary ostia. This prosthesis cannot be repositioned after deployment. The exact placement of the prosthesis is therefore crucial.

Fluoroscopy presents a good intra-operative imaging modality to provide accurate information on the target area of implantation. However, the contrast in fluoroscopic images is generally low. The motion of the aortic root including the valve is complex due to heart and respiratory motion. Moreover, limited doses of the contrast agent must be injected to visualize the aortic root with the landmarks in seconds to define the exact positioning of the prosthesis. Using additional equipment such as optical system for tracking the landmarks may also complicate the surgical workflow. Therefore, medical image registration is more appropriate for landmark tracking in 2D fluoroscopic images.

Medical image registration is the process to geometrically align two images which were acquired from the same patient at different times or with different devices. A real-time alignment of 2D fluoroscopic images acquired at different times can be used to determine the landmark displacement in each image of sequence.

In this paper, an intra-operative tracking method of the aortic valve landmarks, i.e. the coronary ostia and two lowest points of the aortic valve cusps, is presented based on image registration procedure to assist in the positioning of the prosthesis under 2D fluoroscopy.

## 2 Methods

The Insight Toolkit (ITK) [3] has been used for intensity-based 2D-2D rigid fluoroscopic image registration. The basic components of the ITK registration framework are two input images, an image transformation, a metric, an interpolator and an optimizer. The two input images are a fixed image and a moving image. A translation transformation maps the

fixed image space into the moving image space by resolving the translational misalignment between images, in order to overlap the same objects in both images. An optimizer is required to explore the parameter space of the transform in search of optimal values of the metric. Mutual information registration by Mattes et al. [4] has been used as a metric to compare how well the two images match each other. An interpolator will finally evaluate the intensities of the moving image as non-rigid positions.

Fig. 1 shows the flowchart of the proposed tracking method of aortic valve landmarks in 2D fluoroscopic image sequences. For the TAVI, the automatic landmark detection is a difficult task, because the aortic root is not visible in the fluoroscopic image unless the contrast agent is injected. Therefore, detection of a reference image that includes the required features of aortic root is needed. The proposed tracking algorithm automatically detects the reference image in which the aortic root including the stenotic valve is filled with a contrast agent based on histogram analysis of the fluoroscopic images [5]. Once the reference image is detected, the image sequence is frozen to provide a manual initialization of the valve landmark locations.

Afterwards, tracking of aortic valve landmarks is automatically started as follows: The input fluoroscopic image and the reference image are preprocessed using the median filter, in order to reduce the image noise. Each image of the sequence is presented as a fixed image and the reference image including the landmarks is presented as a moving image for the ITK registration framework. The registered reference image determines a new translation of the current features in each image of sequence, defining the new displacement of valve landmarks. Finally, these landmarks are overlaid on the current image of the sequence to visualize the target area of implantation.

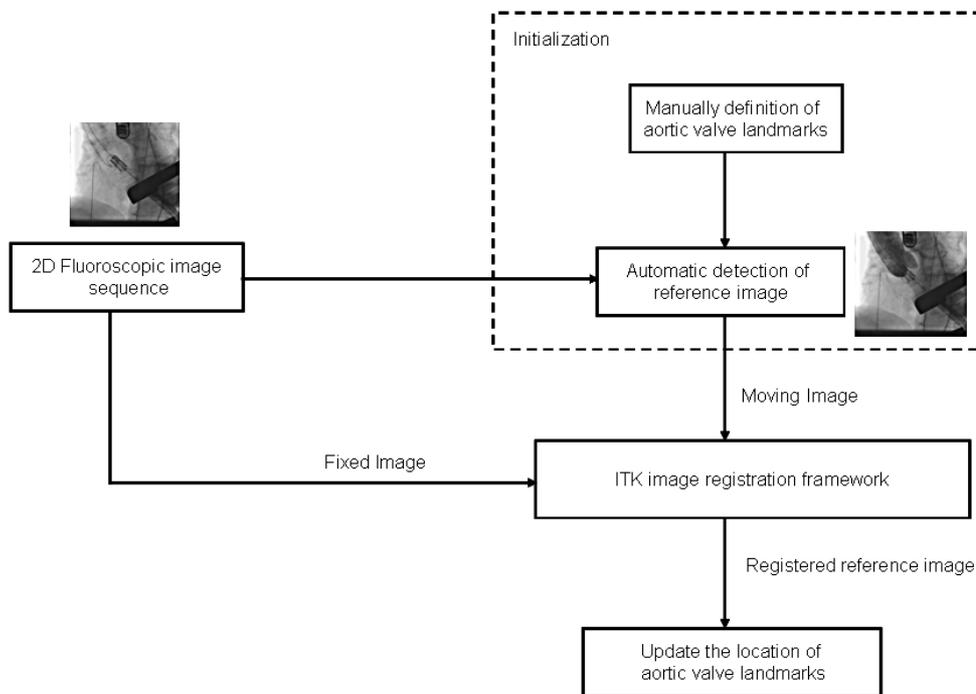


Fig. 1: Flowchart of the proposed aortic valve landmarks tracking method by using 2D-2D fluoroscopic image registration.

The evaluation of the registration-based tracking procedure is a difficult task, especially for the registered images with no injected contrast agent. Also, a ground-truth image data is not available. All image sequences were therefore visually and qualitatively inspected to verify the registration quality for landmarks tracking. The quality of registration was classified as defined in [6]:

- Excellent: the best quality with no visible discrepancy between both images.
- Good: small misalignment between the images in the range of 1 to 9 pixels.
- Moderate: high misalignment between the images in the range of 10 to 20 pixels.
- Poor: registration with significant misalignment.

### 3 Results

The proposed tracking method has been tested on 14 fluoroscopic image sequences of the TAVI. The tested images are 1024×1024 pixels in size. All image sequences were acquired using an angiographic C-arm system (Axiom Artis, Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Germany) at the Heart Center Leipzig, Germany.

The proposed method has been implemented using C++ and open source libraries which are the ITK and the Visualization Toolkit (VTK) [7]. Total processing time of the registration-based tracking algorithm is 100 ms per frame.

Fig. 2 shows a sample of landmarks tracking in two sets of fluoroscopic images using 2D-2D intensity-based registration. The reference fluoroscopic images are automatically detected to manually define the aortic valve landmarks as depicted in Fig. 2(a, b). The features from the reference image (moving image) are matched to the most intense features of the input images of the sequence (fixed image) in the presence of a contrast agent (see Fig. 2(c, d)) and without a contrast agent as shown in Fig. 2(e, f). The evaluation results of registration are summarized in Table. 1.

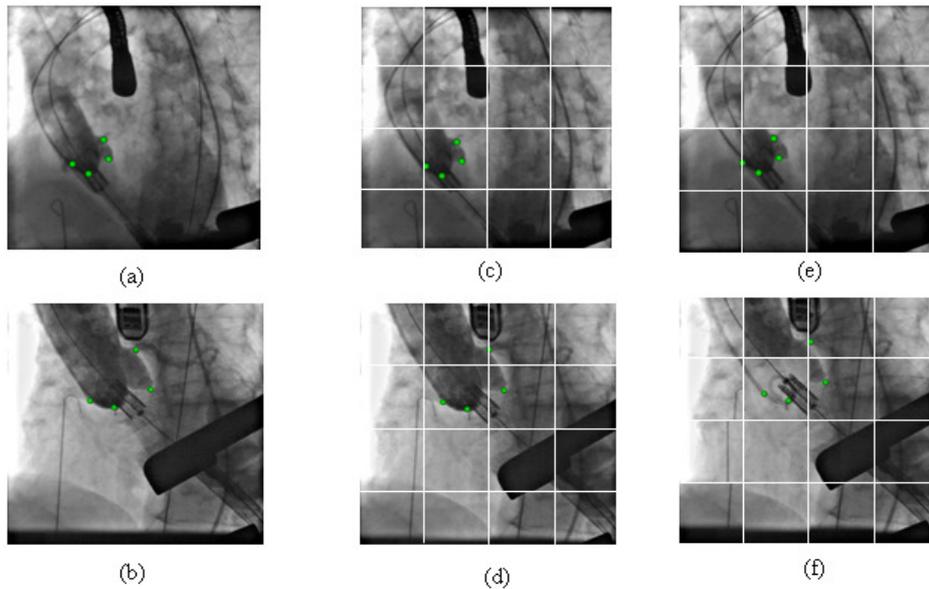


Fig. 2: (a, b) the reference images of two different fluoroscopic image sequences including the manual definition of aortic valve landmarks, i.e. coronary ostia and two lower points of aortic valve cusps, the figures (c and e, d and f) show that the landmarks are successfully tracked in a sample of two images for each fluoroscopic sequence, the figures also depict checkerboard registration results as alternating blocks from the reference image and the input image of sequence with a contrast agent (c, d), and without a contrast agent (e, f).

Table. 1: Evaluation of the registration-based tracking of landmarks results

Image Sequence No.	Number of frames	Registration quality			
		Excellent	Good	Moderate	Poor
1	53	11 (20.75 %)	28 (52.83 %)	14 (26.42 %)	0 (0.00 %)
2	47	10 (21.28 %)	26 (55.32 %)	7 (14.89 %)	4 (8.51 %)
3	76	17 (22.37 %)	33 (43.42 %)	25 (32.89 %)	1 (1.32 %)
4	53	7 (13.21 %)	22 (41.51 %)	21 (39.62 %)	3 (5.66 %)
5	40	5 (12.5 %)	13 (32.50 %)	12 (30.00 %)	10 (25.00 %)
6	50	20 (40.00 %)	25 (50.00 %)	5 (10.00 %)	0 (0.00 %)
7	64	24 (37.5 %)	36 (56.25 %)	4 (6.25 %)	0 (0.00 %)
8	52	16 (30.77 %)	33 (63.46 %)	3 (5.77 %)	0 (0.00 %)
9	47	12 (25.53 %)	19 (40.43 %)	16 (34.04 %)	0 (0.00 %)
10	54	8 (14.80 %)	26 (48.15 %)	17 (31.48 %)	3 (5.56 %)
11	47	8 (17.02 %)	20 (42.55 %)	19 (40.43 %)	0 (0.00 %)
12	77	18 (23.38 %)	48 (62.33 %)	11 (14.29 %)	0 (0.00 %)
13	58	13 (22.41 %)	23 (39.66 %)	17 (29.31 %)	5 (8.62 %)
14	67	11 (16.42 %)	29 (43.28 %)	24 (35.82 %)	3 (4.48 %)

## 4 Discussion

An intra-operative tracking method of aortic valve landmarks has been presented based on 2D-2D fluoroscopic image registration. A qualitative evaluation of the registration performance showed that the quality of registration-based tracking of landmarks algorithm is good with 1 to 9 pixels errors in most tested images of each fluoroscopic sequence as illustrated in Table 1. The misalignment of registered images detected in 7 of 14 fluoroscopic image sequences in the range of 1 to 10 images per sequence, because the input fluoroscopic images without a contrast agent and large motion of the aortic root may affect significantly the accuracy of 2D-2D intensity-based registration procedure. However, the alignment of fluoroscopic images is still valid and optimized by using the capabilities of the ITK registration framework.

The proposed registration-based tracking method of aortic valve landmarks may provide a helpful tool for assisting the TAVI under 2D fluoroscopic guidance. To minimize the user-interaction and increase the accuracy of initialization, we plan to extract 3D landmarks from CT or Dyna-CT images and register them to a 2D fluoroscopic reference image. Tracking of native annular calcification may be also another promising method for image registration in the future.

## Acknowledgment

This work is supported by German Academic Exchange Service (DAAD) under scholarship no. A0690520. The Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS) at Faculty of Medicine, Universität Leipzig, is funded by German Federal Ministry of Education and Research (BMBF) and Saxon Ministry of Science and Fine Arts (SMWK) in the scope of the initiative "Unternehmen Region" with grant numbers 03 ZIK 031 and 03 ZIK 032. This work is partially funded by Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Germany.

## 5 References

- [1] T. Walther, T. Dewy, M. A. Borger, J. Kempfert, A. Linke, R. Becht, V. Falk, G. Schuler, F. W. Mohr, M. Mack, Transapical aortic valve implantation: step by step, *Ann. Thorac. Surg.*, vol. 87, no.1, pp. 276-283, 2009.
- [2] M. E. Karar, M. Gessat, T. Walther, V. Falk, O. Burgert, Towards a new image guidance system for assisting transapical minimally invasive aortic valve implantation, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009, pp. 3645-3648. doi:10.1109/IEMBS.2009.5332516
- [3] The Insight Segmentation and Registration Toolkit, Kitware, [www.itk.org](http://www.itk.org), 05-07-2010.
- [4] D. Mattes, D. R. Haynor, H. Vesselle, T. K. Lewellen, W. Eubank, PET-CT image registration in the chest using free-form deformations, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol.22, no.1, pp.120-128, 2003.
- [5] A. Condurache, T. Aach, K. Eck, J. Bredno, Fast detection and processing of arbitrary contrast agent injections in coronary angiography and fluoroscopy, *Bildverarbeitung für die Medizin*, Berlin: Springer, pp. 5-9, 2004.
- [6] R. Kolar, L. Kubecka, J. Jan, Registration and fusion of the autofluorescent and infrared retinal images, *Int. J. Biomedical Imaging*, vol. 2008, Article ID 513478, 11 pages, 2008. doi:10.1155/2008/513478
- [7] The Visualization Toolkit, Kitware, [www.vtk.org](http://www.vtk.org), 05-07-2010.

# Entwurf einer angepassten Visualisierung von zerebralen Aneurysmen mit innenliegenden Blutflussinformationen

R. Gasteiger<sup>1</sup>, M. Neugebauer<sup>1</sup>, V. Diehl<sup>2</sup>, O. Beuing<sup>3</sup>, B. Preim<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Simulation und Graphik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Deutschland

<sup>2</sup> MR- und PET/CT-Zentrum Bremen, Deutschland

<sup>3</sup> Institut für Neuroradiologie, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Deutschland

Kontakt: rocco.gasteiger@ovgu.de

## Abstract:

Für die Untersuchung und gezielte Interventionsplanung von zerebralen Aneurysmen wird zunehmend deren Morphologie im Zusammenhang mit dem Blutflussverhalten untersucht. Dazu werden Geometriedaten der Aneurysma-Oberfläche mit Flussinformationen aus einer Simulation oder Messung in eine gemeinsame eingebettete Oberflächenvisualisierung zusammengefügt und anschließend exploriert. Die auftretenden Verdeckungen und die hohe Komplexität der kombinierten Darstellung von äußerer Geometrie und innerem Fluss stellt eine Herausforderung an die Visualisierung dar. In einer kürzlich erschienenen Arbeit wurde bereits eine angepasste Oberflächenvisualisierung der Aneurysmageometrie vorgestellt, die die Verdeckung auf die innenliegenden Flussvisualisierungen reduziert. Aufbauend darauf beschreibt die vorliegende Arbeit erste konzeptionelle Ansätze, wie die Visualisierung im Bereich des Aneurysmas so angepasst werden kann, dass eine effiziente visuelle Exploration der Strömung an dieser Stelle möglich ist.

Schlüsselworte: Aneurysma, Geometrische Modellierung, Oberflächenvisualisierung, Flussvisualisierung

## 1 Problem

Die Entstehung, das Wachstum sowie die gezielte Behandlung von zerebralen Aneurysmen sind schon seit langem Gegenstand der neurovaskulären Forschung [1,2]. Ein wichtiger Untersuchungsgegenstand ist dabei die Modellierung und gezielte Beeinflussung des Blutflusses im betroffenen Gefäßsystem [3,4]. Neben der Gefäßoberfläche werden dazu auch Strömungsinformationen durch Blutflussmessungen, hauptsächlich jedoch durch Simulationen akquiriert. Aufgrund der Abhängigkeit des Blutflusses von der umgebenden Morphologie müssen Strömungs- und Oberflächeninformationen kombiniert in einer sogenannten eingebetteten Oberflächenvisualisierung dargestellt werden. Die aufgrund der umschließenden Aneurysmaoberfläche auftretende Verdeckung der innenliegenden Strömung wurde in einer kürzlich erschienenen Arbeit [5] diskutiert und durch einen neuen Visualisierungsansatz reduziert. Zusätzlich wurden Tiefenhinweise bezüglich der Oberflächendarstellung integriert. Abb. 1a zeigt die neue, angepasste Visualisierung gegenüber der in Abb. 1b verwendeten Standardvisualisierung mittels semitransparenter Oberfläche. Die Blutflussinformation ist dabei durch *Streamlines* dargestellt.

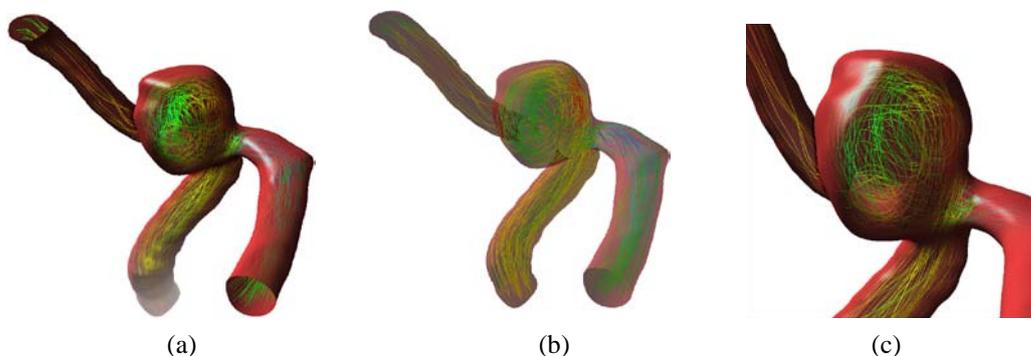


Abb. 1: (a) Angepasste Oberflächendarstellung des Aneurysmas aus [5], (b) Standardvisualisierung mittels semitransparenter Darstellung, (c) Nahaufnahme des Aneurysma-Sackes mit komplexem, innenliegenden Strömungsmuster. Die Blutflussinformationen sind jeweils durch farbkodierte *Streamlines* visualisiert.

*Streamlines* sowie andere geometriebasierte Visualisierungen stellen dabei bewährte Techniken für die Darstellung von globalen 3D Flussinformationen dar [6, 7]. Aufgrund von Überlagerungen und der hohen räumlichen Dichte der Graphikprimitive (z.B. Linien, Glyphen) können die Visualisierungen jedoch eine hohe Komplexität aufweisen, wie dies beispielsweise in Abb. 1c erkennbar ist. Existierende Verfahren reduzieren diese Komplexität durch Filterung bzw. Reduktion der Strömungsdaten auf relevante skalare oder räumliche Bereiche sowie durch Hinzufügen von visuellen Tiefenhinweisen wie Schattierungen oder atmosphärischen Abschwächungen. Im Anwendungsfall von zerebralen Aneurysmen besteht eine angepasste Strömungsvisualisierung bisher nur auf eine 2D-Abbildung von wandnahen Strömungsparametern [8, 9]. Obwohl diese räumliche Reduktion die Bewertung der Aneurysmawand vereinfacht, geht dabei der räumliche Bezug zur innenliegenden Strömung verloren. Zudem erfolgt keine lokale Anpassung der Visualisierung im Bereich des Aneurysmas, obwohl dort das Strömungsverhalten besonders relevant ist. Speziell interessiert den Neuroradiologen das Flussverhalten am Einströmbereich (*Ostium*) sowie der Gefäßwand des Aneurysmas ist. Daraus lassen sich beispielsweise Erkenntnisse über die Verweildauer des Blutes (*Turn-Over-Time*) im Aneurysma sowie Ursachen für die Wandbelastung, wie z.B. hohe Geschwindigkeiten oder Verwirbelungen, gewinnen. Die vorgestellte Arbeit beschäftigt sich daher mit ersten Konzepten für eine angepasste Strömungs- und Oberflächenvisualisierung von zerebralen Aneurysmen. Der Beitrag grenzt sich durch seine lokale Anpassung von den existierenden, globalen Ansätzen ab.

## 2 Methoden

Grundlage der hier vorgestellten Visualisierungsansätze sind das polygonale Oberflächenmodell des Aneurysmas, die *Centerline C* des Trägergefäßes sowie simulierte Flussdaten im Inneren des Aneurysmas [10]. Die Oberflächen wurden dabei in einem Vorverarbeitungsschritt aus patientenspezifischen MRA oder CTA-Datensätzen rekonstruiert. Die Segmentierung der entsprechenden Gefäßabschnitte erfolgte jeweils durch ein schwellenwertbasiertes Verfahren mit anschließender Zusammenhangskomponentenanalyse. Basierend auf der resultierenden Segmentierungsmaske wurde das Oberflächenmodell durch Anwendung des *Marching Cubes*-Algorithmus erzeugt. Die Dreiecksqualität wurde abschließend durch ein *Remeshing* optimiert [11]. Die *Centerline* wird mithilfe des Voronoi-Diagramms aus der Oberfläche berechnet [12]. Das Akquirieren der Flussdaten erfolgt anschließend durch CFD-Simulationen [3]. Jedoch können die Flussdaten auch aus zeitaufgelösten Phasen-Kontrastaufnahmen entstehen, wie sie beispielsweise in [13, 14] beschrieben werden.

Im Folgenden erfolgt die lokale Anpassung der Visualisierung des Aneurysmas und den darin enthaltenen Blutflussdaten in vier konzeptionellen Schritten: Rekonstruktion des Einströmbereiches, Definition einer Fokusregion, Reduktion der Flussdarstellung und Hinzufügen von Tiefenhinweisen.

### 2.1. Rekonstruktion des Einströmbereiches (*Ostiums*)

Für die angepasste Visualisierung am Aneurysma muss für dieses zunächst ein lokaler Bezugsrahmen zum übrigen Gefäßsystem erzeugt werden. Dieser Bezugsrahmen ist notwendig, um das Aneurysma sowie die zu- und abführenden Gefäßsysteme in eine Fokus- und Kontextregion zu unterteilen. Jede Region kann dann individuell visualisiert werden. Für den Bezugsrahmen wird zunächst die *Ostium*-Fläche semi-automatisch rekonstruiert. Ausgehend von einem manuell gewählten Punkt auf dem Aneurysma wird der Punkt mit der höchsten euklidischen Distanz zur *Centerline* gesucht. Die *Centerline C* wird auf die polygonale Oberfläche projiziert und auf der resultierenden *Centerline C'* werden zwei Kontrollpunkte automatisch positioniert (siehe Abb. 2a). Eine Schnitt-Ebene, definiert durch die ersten beiden Punkte und der Normalen, die zum Dom-Punkt ausgerichtet ist, wird die Oberfläche geschnitten. Auf der so gewonnenen *Ostium*-Kontur werden weitere zwei Punkte gegenüberliegend platziert. Abschließend erfolgt eine lokale Optimierung der Punktpositionen. Zwischen den vier Punkten wird eine geschlossene *Spline*-Kurve erzeugt, deren einschließende Fläche abschließend vernetzt wird (siehe Abb. 2b). Für eine detailliertere Beschreibung der *Ostium*-Detektion siehe [15].

### 2.2. Definition einer Fokusregion

Da sich die hier vorgestellten Visualisierungsansätze auf den Aneurysmabereich beziehen, wird dieser als Fokusregion definiert. Eine separate geometrische Betrachtung dieser Region ist durch die Bestimmung des *Ostiums*, als Trennfläche zum übrigen Gefäß möglich. Basierend darauf kann über die Hauptachsen des Aneurysmasackes eine erweiterte geo-

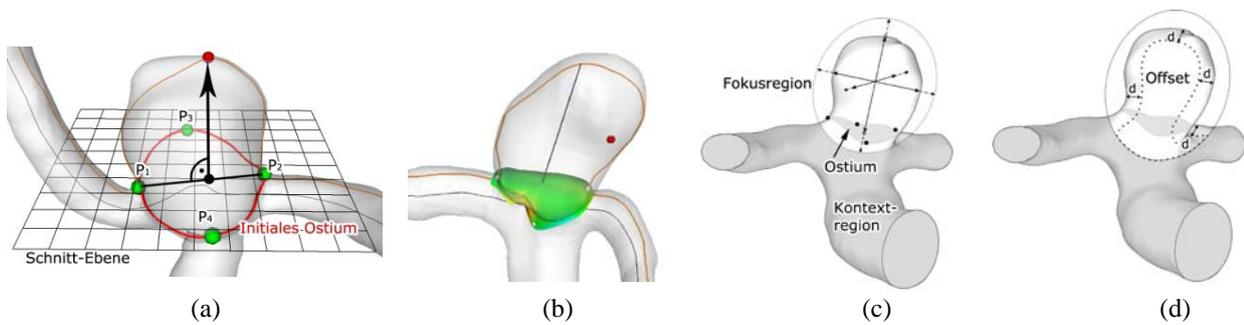


Abb. 2: (a) Definition der Schnittebenen und Anpassung des initialen *Ostiums*, (b) resultierende *Ostium-Fläche*, (c) Definition der Fokus- und Kontextregion, (d) Illustration des *Offset*-Wertes  $d$ .

metrische Hülle um das Aneurysma definiert werden, in der die visuelle Anpassung erfolgt. Alle Bereiche außerhalb werden als Kontext angesehen (siehe Abb. 2c). Die Fokusdarstellung der Aneurysmaoberfläche geschieht dabei in der angepassten Oberflächendarstellung wie in [5] beschrieben. Die Kontextdarstellung der Aneurysmaoberfläche erfolgt durch eine Liniendarstellung, wo die Randbereiche mittels Schraffurlinien entlang der Hauptkrümmungsrichtung die Oberflächenform beschreiben. Die effektive Beschreibung von Oberflächenkrümmung durch Schraffurlinien wurde beispielsweise in [16] untersucht und kann durch existierende Schraffierungsverfahren umgesetzt werden [17].

### 2.3. Reduktion der Flussdarstellung

Die Visualisierung der Strömungsinformationen an jeder räumlichen Position im Aneurysma erhöht die Komplexität der Darstellung und erschwert damit die visuelle Exploration. Da die innen liegenden Strömungen für die Beurteilung des Strömungsverhaltens weniger relevant sind als die äußeren, ist eine reduzierte Darstellung auf diese, wandnahen Strömungen, sinnvoll. Der Bereich der Reduktion wird durch den Anwender mithilfe eines *Offset*-Wertes  $d$  zur Wand hin festgelegt (siehe Abb. 2c). Strömungen innerhalb dieses Bereiches werden vollständig dargestellt, während die weiter innerhalb des Aneurysma liegenden Strömungen reduziert dargestellt werden. Die Reduktion erfolgt durch eine visuelle Abschwächung der innenliegenden Strömungsvisualisierung beispielsweise durch Transparenz oder Graustufendarstellungen. Diese reduzierte Darstellung wird auch für die Flussvisualisierung außerhalb der unter Abschnitt 2.2. definierten Fokusregion angewendet.

### 2.4. Hinzufügen von Tiefenhinweisen

Unsere Beobachtungen haben ergeben, dass hintere Bereiche von Strömungsvisualisierungen, weniger wahrgenommen werden, als die vorderen. Zudem stören sie den Betrachter bei der Interpretation von räumlichen Lagebeziehungen der gesamten Strömungsvisualisierung. Angelehnt an existierende Verfahren für die Steigerung der Tiefenwahrnehmung von 3D Strömungsinformationen [6] werden weiter hinten liegende Strömungsinformationen abgeschwächer dargestellt als vordere. Erreicht werden kann diese Abschwächung ebenfalls durch Anpassung der visuellen Eigenschaften der Strömungsdarstellung, wie z.B. die Anpassung der Linienbreite bei der Darstellung von *Streamlines* bzw. der Glyphengröße, das Hinzufügen von Umrandungen (*Halos*) oder die Anpassung der Farbsättigung.

## 3 Ergebnisse

Das Verfahren zur geometrischen Rekonstruktion der *Ostium-Fläche* wurde mithilfe der Entwicklungsumgebung MeVisLab [18] und VTK (*The Visualization Toolkit*, ©Kitware) bereits implementiert und bisher auf sieben Aneurysmadatensätzen mit jeweils unterschiedlicher Morphologie sowie Trägergefäßkonfiguration angewendet. Validiert wurden die gefundenen Ostien durch Befragung radiologischer Experten. Es zeigte sich, dass sechs von sieben Ostien korrekt gefunden wurden. Ein *Ostium* bei einem sehr breitbasigen Aneurysmahals wurde unterbestimmt.

In der Abb. 3 sind verschiedene Entwürfe einer angepassten Oberflächen- und Flussvisualisierung dargestellt. Die Abb. 3a zeigt dazu die Aneurysmagefäßdarstellung mit der innenliegenden Flussdarstellung als farbkodierte *Streamlines*. Zusätzlich ist Fokus- und Kontextregion jeweils markiert. Obwohl nur wenige *Streamlines* verwendet wurden, hat die Darstellung bereits eine gewisse Komplexität. Demgegenüber zeigt die Abb. 3b die Anpassung der Visualisierung der

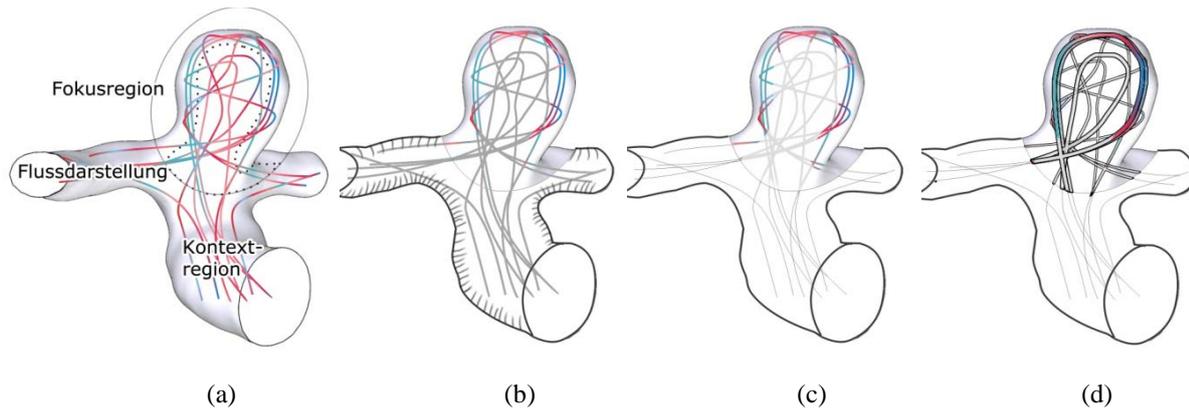


Abb. 3: Beispielillustrationen für die angepasste Visualisierung der Aneurysmaoberfläche und innenliegender Strömung (dargestellt als farbkodierte *Streamlines*): (a) Keine Anpassung, (b) Anpassungen innerhalb der Fokus- und Kontextregion, (c) und (d) Adaption der *Streamline*-Breite und zusätzliche Umrandungen für einen verstärkten Tiefeneindruck.

Aneurysmaoberfläche sowie des Flusses, wie sie im Abschnitt 2.3 beschrieben ist. Erkennbar ist die visuelle Hervorhebung des Aneurysmasackes und der dort enthaltenen wandnahen Strömungen. Eine zusätzliche Verringerung der *Streamline*-Breite in der Kontextregion sowie Senkung der Linientransparenz außerhalb des vom Nutzer definierten Wandbereiches, verstärkt diesen Effekt (siehe Abb. 3c). Zur Verstärkung der räumlichen Tiefenwahrnehmung innerhalb des Aneurysmasackes wurde die Breite der *Streamlines* mit zunehmender Entfernung angepasst, wie in Abb. 3d zu sehen ist. Weiter entfernte *Streamlines* werden dabei bis zu einer bestimmten Mindestbreite schmäler dargestellt. Damit wird sichergestellt, dass der Flussverlauf trotzdem angedeutet bleibt, jedoch die räumliche Lagebeziehung zu den weiter vorn liegenden Strömungslinien hervorgehoben wird. Die zusätzlich hinzugefügten Umrandungen um die *Streamlines* verstärken deren Wahrnehmung der räumlichen Lagebeziehungen. Damit ist es beispielsweise leichter zu erkennen, welche *Streamlines* vor oder hinter anderen liegen.

## 4 Diskussion

Die hier vorgestellten Entwürfe zeigen erste angepasste Visualisierungen von zerebralen Aneurysmen mit innenliegenden Blutflussinformationen. Durch die Unterteilung in Fokus- und Kontextregion des Aneurysmas sowie der damit individuellen Visualisierung von Oberfläche und Blutströmung werden zwei Ziele verfolgt:

- Die Lenkung der Aufmerksamkeit des Betrachters auf relevante Bereiche des Aneurysmas
- Die erleichterte Interpretation des Flussverlaufes im Aneurysmabereich.

Die bisherige Darstellung und visuelle Anpassung der Blutflussdarstellung durch *Streamlines* kann auch auf andere geometrische Primitive wie Glyphen sowie animierte Darstellungen der Strömung angewendet werden. Für eine klinische Erprobung der Methoden müssen diese zunächst implementiert und geeignet automatisch parametrisiert werden. Hierfür eignen sich insbesondere Voreinstellungen (Templates), abhängig von der konkreten Fragestellung mit der die Strömung im Aneurysma untersucht werden soll. Beispielsweise könnte dem medizinischen Anwender die Geschwindigkeit und das Strömungsverhalten im Wandbereich interessieren. Das Visualisierungssystem würde dafür *Streamlines* als Darstellungsmethode für den Blutfluss auswählen und entsprechend die lokale Geschwindigkeit auf Farbe kodieren. Der Benutzer hätte zusätzlich noch die Möglichkeit die Größe des Randbereiches (vgl. Offset in Abschnitt 2.3) einzustellen.

Weiterhin muss durch eine Evaluierung untersucht werden, ob dem medizinischen Anwender die hier vorgestellte angepasste Visualisierung gegenüber den bisherigen Darstellungsmethoden hilft die Fragestellungen leichter und genauer zu beantworten. In diesem Zusammenhang muss auch untersucht werden, ob die hier gewählten Visualisierungstechniken für die umschließende Gefäßoberfläche auch sinnvoll mit den Techniken für die Flussvisualisierung kombinierbar sind. Dies betrifft beispielsweise die Kombinierbarkeit der im Kontextbereich liegenden schraffierten Aneurysmaoberfläche mit der *Streamline*-Darstellung der Blutflussinformationen im Fokusbereich (siehe Abb. 3b).

**Danksagung:** Die Autoren danken G. Janiga und S. Seshadhri (ISUT Magdeburg) für die Bereitstellung der Simulationsdaten sowie Fraunhofer MEVIS (Bremen) für die Bereitstellung der Entwicklungsumgebung MeVisLab. Die vorgestellte Arbeit wurde im Rahmen des Forschungsprojektes MOBESTAN (Förderkennzeichen: 5161AD/0308M) vom Land Sachsen-Anhalt gefördert.

## 5 Referenzen

- [1] Juvela, S.; Porras, M.; Poussa, K.: “Natural History of Unruptured Intracranial Aneurysms: Probability of and Risk Factors for Aneurysm Ruptures“, *Journal of Neurosurgery*, Volume 93, 379-387, 2000.
- [2] Andaluz, N.; Zuccarello, M.: “Recent Trends in the Treatment of Cerebral Aneurysms: Analysis of a Nationwide Inpatient Database“, *Journal of Neurosurgery*, 1163-1169, 2008.
- [3] Cebal, J. R.; Castro, M. A.; Burgess, J. E.; Pergolizzi, R. S.; Sheridan, M. J. et al.: “Characterization of Cerebral Aneurysms for Assessing Risk of Rupture by Using Patient-Specific Computational Hemodynamic Models“, *American Journal of Neuroradiology*, Volume 26 (10), 2550-2559, 2005.
- [4] Tateshima, S.; Chien, A.; Sayre, J.; Cebal, J. R.; Vinuela, F.: “The Effect of Aneurysm Geometry on the Intra-Aneurysmal Flow Condition“, *Neuroradiology*, Springer, 2010.
- [5] Gasteiger, R.; Neugebauer, M.; Kubisch, C.; Preim, B.: “Adaptive Surface Visualization of Cerebral Aneurysms with Embedded Bloodflow Information“, *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*, 25-32, 2010.
- [6] Mattausch, O.; Theußl, T.; Hauser, H.; Gröller, E.: “Strategies for Interactive Exploration of 3D Flow Using Evenly-Spaced Illuminated Streamlines“, *Computer Graphics*, 213-222, 2003
- [7] McLoughlin, T.; Laramée, R. S.; Peikert, R.; Post, F. H.; Chen, M.: “Over Two Decades of Integration-Based, Geometric Flow Visualization“, *Computer Graphics Forum*, erscheint, 2010
- [8] Neugebauer, M.; Gasteiger, R.; Beuing, O.; Diehl, V.; Skalej, M. et al.: “Map Displays for the Analysis of Scalar Data on Cerebral Aneurysm Surfaces“, *Computer Graphics Forum*, 895-902, 2009
- [9] Laramée, R.S. und Hauser, H.: “Interactive 3D Flow Visualization Based on Textures and Geometric Primitives Geometric Flow Visualization“, *NAFEMS World Congress*, 75-86, 2005
- [10] Seshadhri, S.; Janiga, G.; Preim, B.; Rose, G.; Skalej, M.; Thévenin, D.: “Numerical simulation and Experimental Validation in an Exact Aortic Arch Aneurysm Model“, *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, Volume 22 (14), 1975-1979, 2009
- [11] Schöberl, J.: “NETGEN: An Advancing Front 2D/3D-Mesh Generator Based on Abstract Rules“, *Computing and Visualization in Science*, Volume 1, 41-52, 1997
- [12] Antiga, L.; Piccinelli, M.; Botti, L.; Ene-Lordache, B.; Remuzzi, A. et al.: “An Image-Based Modeling Framework for Patient-Specific Computational Hemodynamics“, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Volume 46 (11), 1097-1112, Springer, 2008
- [13] Markl, M.; Harloff, A.; Bley, T. A.; Zaitsev, M.; Jung, B. et al.: “Time-Resolved 3D MR Velocity Mapping at 3T: Improved Navigator-Gated Assessment of Vascular Anatomy and Blood Flow“, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Volume 25 (4), 824-831, 2007
- [14] Boussel, L.; Rayz, V.; Martin, A.; Acevedo-Bolton, G.; Lawton, M. T. et al.: “Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging Measurements in Intracranial Aneurysms In Vivo of Flow Patterns, Velocity Field, and Wall Shear Stress: Comparison with Computational Fluid Dynamics“, *Magnetic Resonance in Medicine*, Volume 61 (2), 409-417, 2009
- [15] Neugebauer, M.; Diehl, V.; Skalej, M.; Preim, B.: “Ostium Reconstruction for Saccular Aneurysms“, *erschient, Vision, Modeling, and Visualization*, 2010
- [16] Kim, S.; Hagh-Shenas, H.; Interrante, V.: “Conveying Shape with Texture: Experimental Investigations of Texture's Effects on Shape Categorization Judgments“, *IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics*, Volume 10 (4), 471-483, 2004
- [17] Ritter, F.; Hansen, C.; Dicken, V.; Konrad, O.; Preim, B. et al.: “Real-Time Illustration of Vascular Structures“, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Volume 12 (5), 877-884, 2006
- [18] Link, F.; Kuhagen, S.; Boskamp, T.; Rexilius, J.; Dachwitz, S.; Peitgen, H.O.: “A Flexible Research and Development Platform for Medical Image Processing and Visualization“, *Proceeding Radiology Society of North America (RSNA)*, Chicago, 2004.



# Blood Flow Estimation by Means of Intraoperative Rotational Angiographic System

Clemens M. Hentschke<sup>1</sup>, Steffen Serowy<sup>2,3</sup>, Georg Rose<sup>2</sup>, and Klaus D. Tönnies<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Simulation and Graphics, University of Magdeburg, Germany

<sup>2</sup> Institute for Electronics, Signal Processing, and Communications, University of Magdeburg, Germany

<sup>3</sup> Institute of Neuroradiology, University of Magdeburg, Germany

Contact: steffen.serowy@ovgu.de

## Abstract:

We present an algorithm for estimating the blood flow in angiographic image data. In corresponding projective digital subtraction X-ray angiography (2D-DSA) data sets we analyze the correlation between Concentration Time Curves (CTC) of pixels along the vessel centerline. The appropriate spatial information is recovered by applying a 2D-3D registration re-projecting the centerline pixels to the reconstructed 3D X-ray rotation angiography (3D-RA) data of the same object. Ambiguities caused by occluding vessels are resolved by a graph-based approach. Finally, we end up in a framework for the estimation of a real spatial blood flow. This measure is used as boundary condition for blood flow CFD simulations. The algorithm has been tested on phantom data. First plausibility tests of this re-projection method on patient data indicate its ability to also properly function on these data.

Keywords: Blood Flow, X-ray, Angiography, Registration

## 1 Problem

For an accurate patient-specific blood flow simulation, the cerebral vascular system has to be modeled in its complex structure. This includes the topology of the vessels around the aneurysm as well as the blood flow velocity and propagation. Most of these parameters are highly patient-specific, therefore, we wish to acquire the necessary information from image data of the patient. The 3D morphology of the vessel can be extracted from the CT-like reconstruction of the X-ray rotation angiography (3D-RA) scan, while boundary conditions for blood flow are measured in projective digital subtraction X-ray angiography (2D-DSA). Both image modalities are acquired routinely prior to treatment using one device, i.e. the interventional rotational angiography system.

The measured velocity profiles of the vessel feeding the aneurysm can be used as an inlet boundary condition for CFD computation. Exact boundary conditions are crucial for a high quality numerical simulation.

As digital subtraction X-ray angiography images are projection images, blood flow can only be measured in pixel units per time [px/s]. Hence, velocity information from 2D-DSA has to be fused with morphology from reconstructed 3D X-ray rotation angiography for providing true distance information necessary for accurate CFD simulation. This can be performed by means of 2D-3D registration methods. With this knowledge, we are able to derive the spatial blood flow from the 2D-DSA images by incorporating the morphology of the vessels from 3D-RA. The blood flow propagation in terms of real spatial units [mm] is now available as a boundary condition for CFD simulation.

A review of recovering blood flow velocity from series of projective images can be found in [1]. However, only few methods exist in the field of recovering true blood flow from projective images. A method similar to our approach was published by Schmitt [2]. The method relies also on re-projection of 2D images. However, the basis of the ambiguity solving approach is a symbolic vessel tree. That incorporates additional effort and an additional source of error. The accuracy is unclear as quantitative results are not provided. Methods of 2D-3D registrations have been presented by Liu [3] and Rohlfing [4]. These approaches comprise just the registration of the projection image with a projection computed from the volume data set while the recovery of depth is not included. Generally, 3D information is transformed to 2D information. We need a reciprocal approach as we focus on recovering spatial information from projective pixels.



Fig. 1. Overview of the workflow

## 2 Methods

### 2.1 Measuring projective blood flow

We aim to determine the mean 2D pixel blood flow velocity from time-dependent 2D-DSA images. These images can be acquired from arbitrary plane positions by means of modern rotational angiography devices with a sufficiently frame rate of at least 30 frames per second (fps). Blood flow is measured by detection of contrast agent (CA) and its propagation through time. Since injection of the CA strongly disturbs the blood flow propagation, the estimation of the true blood flow velocity by bolus tracking requires a linear correction factor [1]

A 2D-MAX image is produced by computing a maximum intensity projection along the time axis to ensure that vessel pixels are clearly distinguishable from background pixels. A ROI is chosen manually, which contains the feeding vessel to an aneurysm. The flow in the vessel is characterized by measuring the blood flow along its centerline. The centerline is extracted by threshold segmentation of the 2D-MAX image followed by a thinning step that produces a centerline with a width of 1 pixel and 8-cell neighborhood. The centerline extraction is semi-automatic and requires little user-interaction. Distance information along a centerline is generated by tracking a path from the starting point to the end-point.

Once the vessel and its centerline are segmented, projected blood flow velocity can be estimated. There are two major approaches to compute blood flow propagation from angiographic images [1]. Concentration Time curves (CTC) track the bolus propagation by observing the change of pixel intensity while Concentration Distance Curves (CDC) track the front propagation of the bolus. We have chosen the first approach, because we are interested in a mean velocity along the vessel centerline. Due to pulsative behavior of the blood flow, this can be measured integrally more precisely by CTC. Furthermore, CTC take all time frames at all locations into account, while CDC relies on time frames where the bolus propagation is visible.

Since blood flow is assumed to have constant velocity, it can be derived from observing the displacement of the intensity profile of contrast agent along the vessel centerline. Propagation of flow at a position  $p_i$  with respect to a position  $p_0$  on the vessel centerline is measured by the delay  $\delta t$  of the two corresponding CTC and the known distance  $\Delta s$  between  $p_0$  and  $p_i$ . The velocity is then  $v = \Delta s / \delta t$ . The delay is given by the maximum position of the cross correlation of the CTC at position  $p_0$  and the CTC at position  $p_i$ . This is measured for all possible pairs of positions.

As the CTC only provides discrete intensity information at each time an image has been acquired, the cross-correlation function is a discrete function as well. For a more accurate determination of the maximum position, we use a 4<sup>th</sup> order polynomial interpolation scheme around the discrete maximum position to estimate the maximum position in continuous space. This step is important in case of a short centerline, where the expected values of the position of the maximum are small.

The continuous maximum positions for each centerline pixel provide information about  $\delta t$  and  $\Delta s$ . In order to find a mean blood flow velocity, we perform a linear interpolation of all values. The slope of the interpolation function yields the reciprocal pixel velocity. As indicated before, a linear correction factor  $c$  has to be included to estimate the correct blood flow velocity from measured bolus propagation. We estimate the factor experimentally by injecting different volume amounts into the cerebral phantom (Section 3). The undisturbed blood flow is computed by taking advantage of the linear relationship between contrast agent quantity and measured blood flow velocity. The measured blood flow velocity is plotted against the quantity of the injected CA. A linear regression line extrapolates the true value of blood flow that is the value for a quantity of 0 ml/s. The phantom correction factor estimated for the phantom is then transferred to the patient data. As the amount of CA is known, the correction factor can be estimated. However, the correction factor is also dependent on the vessel diameter [1]. We assume that the diameter of the feeding vessels does only vary little. This is the case for vessels in the Circle of Willis, which we in this paper focus on..

### 2.2 Recover spatial information from projective images

Projective blood flow is measured based on a 2D-DSA image sequence at vessel centerline pixels. For recovering metric information we need to assign 3D world coordinates to every pixel of the 2D centerline. Therefore, a re-projection of 2D-DSA data into 3D-RA volume is required. Spatial alignment of the two data sets is given, since a prior 2D-3D registration presented in [5] provides the transformation parameters.

We employ a ray-shooting approach to backproject the projective information from 2D-DSA to registered 3D vessels extracted from 3D-RA. Ambiguous mappings occur if a ray intersects more than one vessel in the 3D scene. We solve the mapping problem by transforming it into a graph-based problem. An undirected graph is built to describe all possible 3D correspondences of the 2D centerline pixels. All vertices that share a common parent 2D centerline neighbor pixel are connected. Costs, associated to the edges of the graph, are defined by intensity, position and connectivity. An optimal path is computed by applying Dijkstra's algorithm.

Finally, we are able to determine the length of the 3D centerline by measuring the Euclidian distance between the centerline nodes. Hence, velocities in [px/s] as a result of the computation in the 2D-DSA data set can be transferred into flow in [mm/s] or [ml/s], respectively, by incorporating a segmented 3D-RA image.

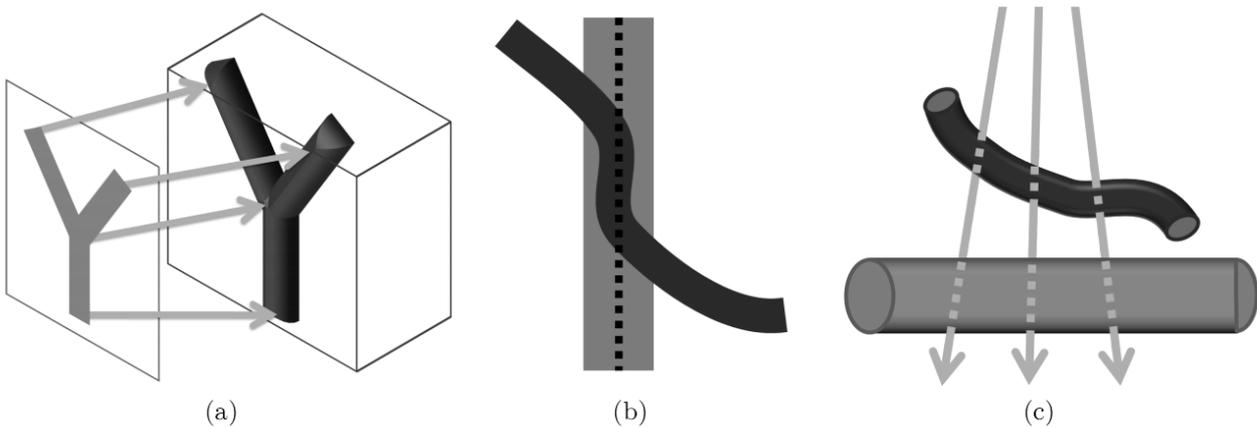


Fig. 2. (a) Sketch of the re-projection technique. (b) Illustration of the mapping problem: the centerline of the straight vessel (black dotted line) is disturbed by the bended vessel in the projective view. (c) A lateral view on the same scene. The bended vessel occludes the straight vessel. The re-projection rays (gray arrows) determine 2 candidates for 3D correspondence to 2D vessels.

### 3 Results

We evaluated our method on phantom as well as on patient data. Two different information provided ground truth to validate our measurements on the phantom: Laser Doppler Velocimetry (LDV) and the total delivery rate of the used pump. In the case of patient data, only plausibility tests could be performed as ground truth information was not available. However, the main focus of this paper is to prove the general functionality of the presented framework.

We used a cerebral vessel silicone phantom that includes three aneurysms (Elastrat H+N-R-A-EV-003). The fluid was pulsatively pumped through the artificial vessels by means of a pump. For the experimental setup and further information about LDV, we refer to [6].

LDV measurements led to a mean flow velocity of 226 mm/s, measured in the investigated. The known delivery rate of the pump was 5.25 ml/s and the mean diameter of the feeding vessel was 5.3 mm. It results in a mean volume flow within the vessel of 229 mm/s. Hence, due to the uncertainties of the given parameters the ground truth differ by approximately 1.3 %.

We measured the mean projective blood flow velocity with 2D-DSA images acquired from 2 different angles. By our method, we measured a blood flow of 1075 px/s for angle 1 and 1092 px/s for angle 2. The centerline had a projective length of 434.8 px and 526.6 px, respectively. The spatial length was 107.6 mm and 98.4 mm. Division of the spatial length by the pixel length yields a total pixel spacing. Multiplying this value by the projective pixel flow, it results in a volume flow of 266 mm/s for the projective data set for angle 1 and 204 mm/s for the projective data set for angle 2. Hence, the deviation was 17.7 % against the LDV measurements and 16.2 % compared with the the pump delivery rate for the first data set. The precision of the flow results for the second data set was 9.7 % and 10.9 %, respectively. For a patient data set, we determined a blood volume flow of 2.21 ml/s in a cerebral vessel with a diameter of 4.6 mm.

As our algorithm is designed for the usage of real patient data, we also performed experiments on five patient data sets. Due to the lack of ground truth, we carried out plausibility tests of our spatial recovery approach (section 2.2). In two bi-plane 2D-DSA data sets (difference of the plane angles is approximately 90°), the projection of a 3D centerline has a different path and length. We used this fact to re-project the manually chosen 2D centerlines that share a common 3D centerline. Hence, the re-projected length of the centerline is ideally the same for both 2D-DSA data sets. We have manually chosen feeding vessels that are defined by a start and end point. Both points are defined by salient images features like bifurcations and aneurysms. Usually, feeding vessels are larger vessels as the probability of aneurysms formation is higher. As measure, we used the deviation on a percentage basis from the length of the spatial recovered 3D centerlines. We measured a deviation between 0.3 % and 6.9 % with a mean deviation of 3.9 %. This is accurate under our assumptions as the 2D centerlines differ quite strong in terms of path length. Additionally, the re-projection is disturbed by close-by vessels and vessels occluding the vessel of interest.

## 4 Discussion

In order to support physicians in the treatment of intracranial aneurysms the qualitative information on blood flow in the feeding vessels is of high importance.

We presented a method to measure the blood flow velocity in angiographic image data. Projective pixel blood flow velocity was extracted from 2D-DSA by measuring the blood flow at vessel centerline positions. Spatial information was included by incorporating 3D-RA data. A 2D-3D registration and a consecutive re-projection provide the transformation of pixel data to 3D coordinates. A graph-based scheme was introduced to resolve ambiguities caused by occluding vessels.

We tested our algorithm on a cerebral vessel phantom and proved the quality and the functionality of our approach. With respect to our assumptions, we are able to compute the blood flow velocity with good accuracy. Compared to literature, we presented several improvements in different scopes. The projective blood flow propagation is computed by comparing Concentration Time Curves of all vessel centerline pixels rather than taking just a subset of pixels into account. To recover spatial information from projective images, we use a re-projection approach that solves projection ambiguities by estimating an optimal cost based path through a graph that is built by registration knowledge. This is a rather straightforward, but easily extendible method to map positions from a 2D-DSA image to a 3D-RA volume.

The results lead to an improvement in CFD simulations as the inflow blood velocity is not estimated from patient data, but usually given by a uniform distribution according to literature. With our approach, for each phantom or patient a specific boundary condition for the CFD simulation can be applied. This is especially interesting in the case of patient data. However, the evaluation of our results and comparison with other methods is difficult since accurate quantitative measurements are typically not given or, if available, not directly comparable as the experiments and ground truth data differ. As an example, the reported accuracy in [7] is similar to our precision. With respect to our measurements, we expect that a better utilization of the relationship of bi-plane projection images into the process will lead to a more precise estimation of the blood flow velocity.

For the future, we plan to test our algorithm with further patient data. In this context, the transfer of the correction factor to recover true blood flow from measured bolus propagation is subject to further investigation. Additionally, we plan to test the influence of parameters like position and length of the chosen vessel centerline on our algorithm.

## 5 References

- [1] Shpifoygel SD, Close RA, Valentino DJ, Duckwiler GR, X-ray videodensitometric methods for blood flow and velocity measurement: A critical review of literature. *Medical Physics*, 2000; 27:2008
- [2] Schmitt H, Grass M, Suurmond R, Köhler T, Rasche V, Hähnel S, et al. Reconstruction of blood propagation in Three-dimensional rotational X-ray angiography (3D-RA). *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2005; 29(7):507-520.
- [3] Liu A, Bullit E, Pizer SM, 3D/2D registration via skeletal near projective invariance in tubular objects. *Lecture Notes in Computer Science*. 1998; p. 952-963
- [4] Rholting T, Denzler J, Grassl C, et al. Markerless real-time 3-D target region tracking by motion backprojection from projection images. *IEEE transactions on medical imaging*. 2005; 24(11):1455
- [5] Hentschke CM, Tönnies KD, Automatic 2D-3D Registration of Cerebral DSA Data Sets. In: *Proc. BVM 2010*. Aachen; 2010
- [6] Bölke T, Seshandhri S, Gürvit O, Bade R, Preim B, Janiga G, et al. Phantom based flow analysis by means of dynamic angiography, CFD and laser-doppler-velocimetry. In: *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2007, NSS'07, Vol 5; 2007, p. 3440-3445
- [7] Waechter I, Bredno J, Barratt DC, Weese J, Hawkes DJ. Quantification of blood flow from rotational angiography. *Lecture Notes in Computer Science*. 2007; 4791:634.

# Rekonstruktion dreidimensionaler OCT-Datensätze aus ungetriggerten rotatorischen 2D-OCT-Videoaufnahmen

J. Thommes<sup>1</sup>, C.M. Happel<sup>2</sup>, T.M. Yelbuz<sup>2</sup>, T. Ortmaier<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover, Germany

<sup>2</sup> Medizinische Hochschule Hannover, Zentrum Kinderheilkunde und Jugendmedizin, Klinik für Pädiatrische Kardiologie und Intensivmedizin, Hannover, Germany

Kontakt: jan.thommes@imes.uni-hannover.de

## Abstract:

*In der medizinischen Bildgebung gehören dreidimensionale Darstellungen aus CT-Scans des schlagenden Herzens heute zu den etablierten Standardverfahren. Für die Visualisierung kleinster Weichteilstrukturen wie dem schlagenden embryonalen Herzen bei Tieren wie z.B. dem Zebrafisch oder dem Huhn, die als Tiermodell für die Untersuchung der embryonalen Herzentwicklung Verwendung finden, hat sich die optische Kohärenztomographie (OCT) in den letzten Jahren als Bildgebungsmodalität etabliert. Da aktuelle Systeme Echtzeitdarstellungen bisher nur als zweidimensionale Schichtaufnahme zulassen, präsentieren wir ein Verfahren für die Rekonstruktion von 4D(3D+Zeit)-OCT-Datensätzen aus 2D-OCT-Videodaten, bei denen die Bilddatenaufnahme ohne externe Triggerung durch Rotation der Aufnahmeebene um eine festgelegte mittlere Rotationsachse erfolgt.*

*Schlüsselworte: OCT, 4D-Rekonstruktion, Herzentwicklung*

## 1 Einleitung

Damit Mediziner die Form und Funktionsweise frühembryonaler Herzen analysieren können, benötigen sie eine bewegte Volumendarstellung des Herzbereiches – im folgenden 4D-Visualisierung genannt. Die optische Kohärenztomographie (OCT) hat sich für die Visualisierung entsprechender Weichteilstrukturen als Bildgebungsverfahren etabliert, da sie in der Lage ist, die feinen Gewebestrukturen in vivo mit ausreichender örtlicher Auflösung zu erfassen. Eine wesentliche Einschränkung stellt die geringe optische Eindringtiefe des Laserlichts ins Gewebe dar. Aktuelle am Markt verfügbare Systeme liefern bis zu 40 B-Scans pro Sekunde und sind damit zu langsam um eine Echtzeit 3D-Visualisierung zu realisieren. Um dennoch 3D-Datensätze erzeugen zu können, werden analog zur CT-Bildgebung Rekonstruktionsverfahren genutzt, die aus mehreren zeitlich abfolgenden Teilschichten den Volumendatensatz rekonstruieren, wenn periodische Bewegungsmuster wie Atmung oder Herzschlag zugrunde liegen [1]. Die benötigte Phasenzuordnung der Teilaufnahmen ermöglicht dabei üblicherweise ein externes Triggersignal wie eine EKG-Ableitung, wie es bei CT-Aufnahmen üblich ist. Bei Tierembryonen kann die Triggerung aufgrund der nur schwer zu realisierenden EKG-Ableitung z.B. durch eine Flussmessung in den Gefäßen erfolgen [2]. Alternativ zur externen Triggerung werden Bildverarbeitungs-algorithmen eingesetzt, die anhand der aufgenommenen Bilddaten die Phaseninformation extrahieren. Verfahren für die Rekonstruktion feinsten Weichgewebestrukturen als Volumendaten aus OCT-B-Scans ohne externe Triggerung basieren bisher auf translatorischen Scans, bei denen das Messvolumen stückweise durch Verschieben der OCT-Scanebene bzw. der zu scannenden Probe abgerastert wird [3]. Während der Aufnahmezeit ist ein Bewegungsartefakt bei dieser Methode nur schwer erkennbar.

Wir verfolgen einen Ansatz bei dem ohne externe Triggerung 2D-Videoaufnahmen aufgezeichnet werden, während die Aufnahmeebene definiert rotiert wird. Durch den damit in jedem Schnitt sichtbaren A-Scan der Drehachse lässt sich die Rekonstruktion sehr zuverlässig durchführen, zugleich lassen sich über ihn Bewegungen detektieren.

## 2 Methoden

Der Versuchsaufbau besteht aus einem optischen Kohärenztomographen der Firma Thorlabs und einem temperaturgeregelten Behälter mit einem Hühnerembryo. Dafür wurden fertilisierte Hühnereier (VALO SPF Eier; Gallus gallus; Lohmann Tierzucht, Cuxhaven) über einen Zeitraum von 48 Stunden mit einem bei der

Hühnerzucht üblichen Inkubator bei 38°C bebrütet und anschließend in eine hexagonale Schale überführt, so dass sich während der frühen Entwicklungsphasen das schlagende Herz bedeckt durch einige Membranen nahe der Oberfläche befindet. Die Schale mit Embryo ist von einem formschlüssigen Aluminiumblock umgeben, so dass sich ein guter Wärmeübergang vom Metall zum Inhalt der Schale ergibt. Über einen auf Höhe des Embryos ins Eiweiß eingebrachten Temperatursensor wird die Leistung einer unterliegenden Heizplatte geregelt, so dass sich in der Schale gleich bleibende Temperaturen ergeben. Um den Feuchtigkeitsverlust besonders der oberen Membrane auf ein Minimum zu reduzieren, wurde der Embryo bis auf einen Spalt von der trockenen Umgebungsluft separiert (siehe Abbildung 1).

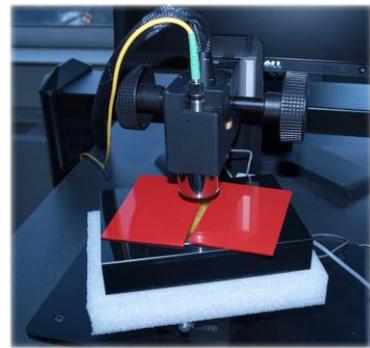


Abbildung 1: Experimentalaufbau mit OCT und Hühnerembryo

Das verwendete OCT-System ist ein OCS1300SS Swept Source System der Firma Thorlabs mit einer mittleren Wellenlänge von 1325 nm, einer axialen Auflösung von 9 µm und einer transversalen Auflösung von 25 µm. Die zeitliche Auflösung beträgt bei einer Bildauflösung von 512x512 Pixeln 25 B-Scans pro Sekunde. Da die Herzfrequenz mit etwa zwei bis drei Hz deutlich unter der Bildrate des OCTs liegt, wird der Fehler durch die fortlaufende Kontraktionsbewegung während der Aufnahme eines B-Scans als vernachlässigbar angesehen. Zur Ansteuerung der beiden axialen Ablenkspiegel des OCT-Gerätes wurde ein SDK der Firma Thorlabs eingesetzt, das es ermöglicht, die Position und Orientierung der Bildebene aus einer in C++ programmierten Software heraus zu steuern. Diese zeichnet ebenfalls die vom SDK gelieferten Bilddaten mit dem zugehörigen Aufnahmezeitpunkt auf. Besonders kritisch bei der Rekonstruktion wirken sich Relativbewegungen zwischen Probe und OCT aus, die zu einer Verschiebung des als konstant angenommenen mittleren A-Scans führen. In unseren Experimenten bewegte sich der Embryo durch die hohe Fluidität des Eiweißes relativ zur Probe des optischen Kohärenztomographen. Um entsprechende Bewegungen erkennen und eventuell kompensieren zu können, wurde der zentrale A-Scan kontinuierlich mit dem Anfangszustand verglichen. Bereits eine translatorische Verschiebung von unter 10 µm konnte so registriert werden.

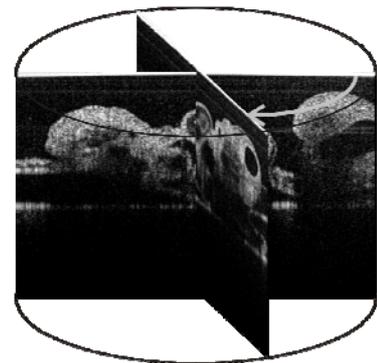


Abbildung 2: rotatorisches Scanschema

## 2.1 Herzfrequenzdetektion

Die aufgezeichneten Bilddaten liegen für jeden Winkel als Videoclips über einen definierten Zeitraum vor, der jeweils mindestens zwei vollständige Herzschlag-Zyklen umfassen sollte. Insgesamt wird ein Bereich von 180° abgedeckt, so dass sich daraus der vollständige Volumendatensatz rekonstruieren lässt. Die gewünschte rotatorische Auflösung lässt sich frei wählen, als guter Kompromiss zwischen Aufnahmedauer und Auflösung hat sich eine Abtastung in 1-2 Grad Schritten als günstig erwiesen.

Die Herzfrequenz innerhalb der nur wenige Sekunden dauernden Aufnahme für ein Winkelsegment wird als konstant angenommen, diese muss für jeden Aufnahmewinkel bestimmt werden muss. Dies geschieht mit einem Verfahren zur Zeichenkettenlängen-Minimierung [4,5], das sich für die hochgenaue Ermittlung der Schlagdauer als geeignet erwiesen hat. Unter Annahme einer Herzfrequenz  $T'$  werden alle dem ersten Herzschlag nachfolgenden Zeitschritte der angenommenen Schlagdauer entsprechend in den ersten Herzschlag eingepasst und auf ihre vermeintliche Phasenlage  $p_n$  reduziert. Stimmt die angenommene Frequenz mit der realen überein,

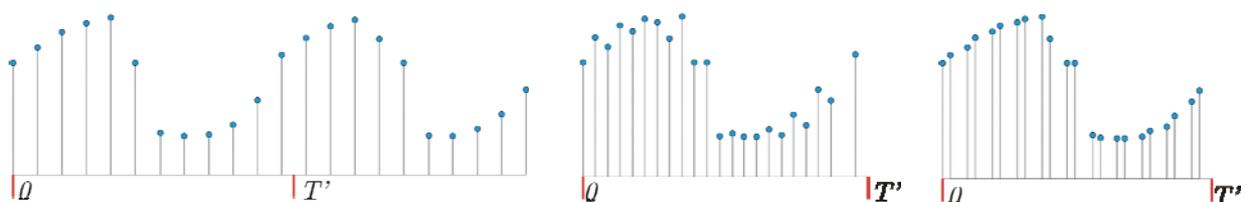


Abbildung 3: Funktionsweise der Herzfrequenzdetektion durch Minimierung der Kurvenlänge. Ausgehend von einer prädierten Dauer eines Herzschlages  $T'$  werden die vorliegenden Daten auf ihre Phaseninformation reduziert, die sich ergebende Kurvenlänge wird minimal wenn die korrekte Herzfrequenz gefunden wurde.

ergibt sich eine minimale Länge der entstehenden Kurve. Die Ermittlung der Herzschlagdauer entspricht demnach einem Optimierungsproblem mit der Stringlänge  $D^2(T')$  als Gütefunktional.

$$p_n = t_n - \frac{\lfloor \frac{t_n}{T'} \rfloor}{T'} \quad D^2(T') = \sum_{n=1}^N \left( \sum_{x=1}^{512} \sum_{z=1}^{512} |I(x, z, p_n) - I(x, z, p_{n-1})|^2 + \left| \frac{p_n - p_{n-1}}{T'^2} \right|^2 \right)$$

$I(x, z, p_n)$  bezeichnet dabei die Intensität, also den Wert des Pixels, an der Stelle  $x, z$  für die Phasenlage  $p_n$ . Für die beiden Ausdrücke können zusätzlich Gewichtungskoeffizienten eingeführt werden, die den zeitlichen Abstand bzw. die Ähnlichkeit der Bilder gewichten.

Ein gradientenbasierter Optimierer gibt bei guten Startwerten, die hier eine FFT liefert, das globale Minimum der Stringlänge zurück und bestimmt die Herzschlagdauer auf etwa 0,05 Bilder oder 0,002 s genau. Unter Annahme einer reproduzierbaren Bewegung des Herzens ergibt sich durch das Zusammenfügen der Informationen aller Herzschläge eine höhere zeitliche Auflösung der Daten, wenn Aufnahme- und Herzfrequenz nicht zufällig Vielfache voneinander sind.

## 2.2 Normalisierung

Um die Phasenlage der jeweiligen Aufnahmen auswerten zu können, müssen diese auf eine vorgegebene normierte Länge gebracht werden. Dies kann prinzipiell frei gewählt werden, sinnvoll ist jedoch eine Anzahl von Zeitschritten, die im Bereich der aufgenommenen Bilder pro Herzschlag liegt. Eine einfache lineare Interpolation liefert einen zeitlich äquidistanten Satz von B-Scan-Bildfolgen für jeden Winkelschritt.

## 2.3 Phasenzuordnung

Allen Aufnahmen beinhalten den gemeinsamen A-Scan der Rotationsachse, so dass durch ihn eine schnelle Phasenzuordnung realisiert werden kann. Diese ist notwendig, da durch die Neujustierung der Ablenkspiegel für jeden Winkelschritt die Phasenlage der zeitlich aufgetragenen A-Scans unbekannt ist. Ein beliebiger über die Zeit aufgetragener A-Scan wird als Referenzphase definiert, ein subpixel-genauer Bildvergleich der als 2D-Bild dargestellten Abfolge von A-Scans über eine zweidimensionale Korrelationsfunktion liefert die gesuchte relative Phasenverschiebung.

## 2.4 Berechnung und Visualisierung des Volumendatensatzes

Um die nun zeitlich synchronisierten Datensätze als Volumen visualisieren zu können, wird eine Koordinatentransformation von Zylinderkoordinaten in kartesische Koordinaten durchgeführt. Zwischenwerte liefert eine lineare Interpolation. Für jeden Zeitschritt wird ein 3D-Volumendatensatz aus den rotatorischen Scans berechnet und als DICOM-Datensatz gespeichert. Die Visualisierung der 4D-DICOM-Daten wurde durch die Software OsiriX bzw. MeVisLab realisiert. Besonders intuitiv für die anschauliche Visualisierung der Kontraktionsbewegung des embryonalen Herzens erwies sich die halbtransparente Darstellung des Gewebes über Look-Up-Tabellen.

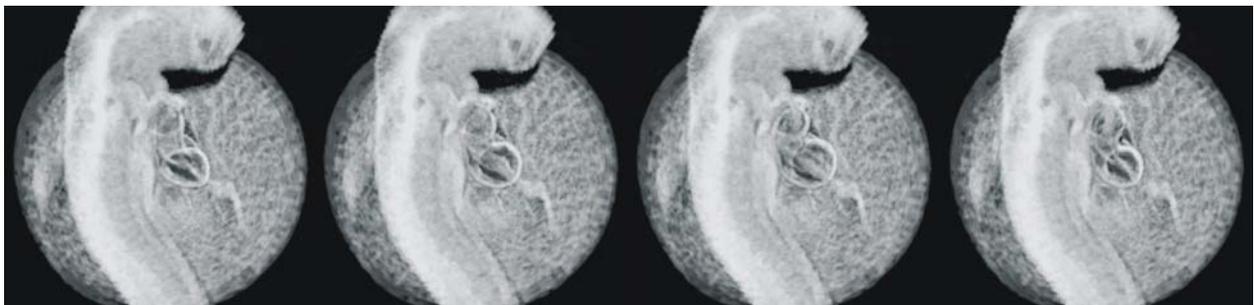


Abbildung 4: Rekonstruktionsergebnis – OCT-Volumendaten eines Hühnerembryo während eines Herzschlages als halbtransparente Darstellung in der Draufsicht. Die Kontraktionsbewegung der Herzschlauchs und das geförderte Blutvolumen lassen sich analysieren.

### 3 Ergebnisse

Das vorgestellte Verfahren liefert bewegte zylindrische 3D-OCT-Datensätze, die sich besonders für die Visualisierung der frühembryonalen Herzentwicklung eignen. Die Eindringtiefe der OCT-Bildgebung ist zwar auf ca. einen Millimeter limitiert, dieser Einsatzbereich ist aber vor allem für kleinste Strukturen wie das embryonale Herz in seinen frühesten kritischen Entwicklungsphasen hervorragend geeignet (siehe Abbildung 4). Die Rekonstruktion der Phasenlage anhand eines in allen Bildern örtlich konstanten A-Scans ist sehr anschaulich und liefert gute Ergebnisse. Die Rotationsachse lässt sich so positionieren, dass der Informationsgehalt maximiert wird.

### 4 Diskussion

Es wurde ein Ansatz präsentiert, um aus ungetriggerten Bildfolgen eines Optischen Kohärenztomographen allein anhand der Bildinformation einen 4D-Volumendatensatz zu rekonstruieren. Die Akquisition des Bildmaterials erfolgt dabei rotatorisch, so dass alle Aufnahmen über einen gemeinsamen A-Scan der Rotationsachse verfügen, über den sich die Zuordnung der Phasenlage schnell und zuverlässig realisieren lässt. Zusätzlich lassen sich über den zentralen A-Scan schon während der Aufnahme Bewegungsartefakte erkennen und evtl. durch die iterative Optimierung der Aufnahmeposition durch den Vergleich der A-Scans kompensieren, was bei translatorischen Aufnahmemodalitäten nicht möglich ist.

Die örtliche Auflösung des resultierende 4D-Volumendatensatzes ist inhomogen und nimmt aufgrund der Koordinatentransformation in kartesische Zielkoordinaten von der Mitte des zylindrischen Scanvolumens mit zunehmendem Radius ab. Für die Visualisierung des schlagenden embryonalen Hühnerherzens ist eine hohe Auflösung im Bereich des schlagenden Herzens vorteilhaft, während der Informationsverlust in den umgebenden Geweberegionen vernachlässigbar ist

Bei der Rekonstruktion der Volumendaten sind einige Annahmen getroffen worden, die zu diskutieren sind. Die optischen Weglängen in den unterschiedlichen Geweben sind bisher nicht kalibriert und korrigiert, so dass die geometrische Interpretation der Volumendaten kritisch betrachtet werden muss. Auf das Verfahren selbst hat dies jedoch keinen Einfluss, da davon ausgegangen werden kann, dass der durch die Ablenkeinheit des optischen Kohärenztomographen positionierte Laserstrahl senkrecht in das Gewebe eintritt.

Die zeitliche Normierung im Vorfeld der Phasendetektion ist notwendig, da die Herzfrequenz nicht zwangsläufig über die einige Minuten dauernde Aufnahme konstant bleibt. Allerdings lässt sich zeigen, dass eine lineare Interpolation bei großen Frequenzänderungen nur unzureichende Ergebnisse liefert, da sich je nach Abschnitt des Herzschlauches die Zeiten für Kontraktion (Systole) und Erschlaffung (Diastole) in unterschiedlichen Verhältnissen ändern.

### 5 Referenzen

- [1] R. Werner, J. Ehrhardt, T. Frenzel, D. Säring, D. Low und H. Handels, Rekonstruktion von 4D-CT-Daten aus räumlich-zeitlichen CT-Segmentfolgen zur Analyse atmungsbedingter Organbewegungen, Informatik aktuell - Bildverarbeitung für die Medizin 2006, Springer 2006
- [2] M. W. Jenkins, O. Q. Chughtai, A. N. Basavanahally M. Watanabe A. M. Rollinsa, In vivo gated 4D imaging of the embryonic heart using optical coherence tomography, Journal of Biomedical Optics 12(3), 2007
- [3] M. Liebling, A.S. Forouhar, M. Gharib, S. E. Fraser M. E. Dickinson, Four-dimensional cardiac imaging in living embryos via postacquisition synchronization of nongated slice sequences, Journal of Biomedical Optics 10(5), 2005
- [4] R. F. Stellingwerf, Period determination using phase dispersion minimization, Astrophys. J. 224(3), 953–960, 1978
- [5] M. M. Dworetzky, A period-finding method for sparse randomly spaced observations or how long is a piece of string, Astron. Soc. 203(3), 917–924, 1983