

# Aufnahme, Analyse und Visualisierung von Bewegungen nativer Herzklappen in-vitro

Oliver Weiß<sup>1</sup>, Sven Friedl<sup>1,2</sup>, Markus Kondruweit<sup>2</sup>, Thomas Wittenberg<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Erlangen

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Erlangen

weissor@iis.fraunhofer.de

**Kurzfassung.** Die hohe Zahl an Transplantationen von Herzklappen und viele nötige Re-Operationen machen eine detaillierte Analyse der Strömungen und Klappenbewegungen klinisch interessant. Ein neuer Ansatz ist hierbei der Einsatz von Hochgeschwindigkeitskameras um Bewegungsabläufe der Herzklappen beobachten und auswerten zu können. Die hohen Datenraten erfordern allerdings eine möglichst automatisierte Analyse und möglichst komprimierte Darstellung des Schwingungsverhaltens. In dieser Arbeit wird ein Ansatz vorgestellt, bei dem Bewegungen nativer Herzklappen in-vitro aufgenommen, analysiert und kompakt visualisiert werden.

## 1 Einleitung

Bei den zurzeit etablierten und eingesetzten Herzklappenprothesen bzw. Rekonstruktionsmethoden zeigen sich im klinischen Verlauf mehrere Probleme. Implantierte Bioprothesen verkalken im Verlauf zunehmend und entwickeln dadurch eine Dysfunktion, die bis zur Re-Operation führen kann [1]. Bei mechanischen Herzklappenprothesen, insbesondere in Aortenposition, zeigen sich häufig hohe Bewegungsgradienten über der Klappe, die einer Erholung eines bereits vorgeschädigten Herzens entgegenstehen und somit die Lebenserwartung des Patienten limitieren [2].

Um die Ursachen und Einflussparameter von Kalzifikationen an Herzklappen qualitativ und quantitativ zu untersuchen, werden seit einiger Zeit in verschiedenen Einrichtungen Aufnahmen von Herzklappenbewegungen mit Hilfe von Hochgeschwindigkeitskameras durchgeführt [3, 4]. Da derartige Kamerasysteme Bewegungen mit einer Datenrate von bis zu 4000 Bildern pro Sekunde aufnehmen können, ist für die Auswertung und Aufbereitung des derart erfassten Datenmaterials eine automatische und quantitative Methode wünschenswert und sinnvoll.

Die direkte Beobachtung und bildbasierte Analyse von Herzklappenbewegungen mittels Hochgeschwindigkeitskameras ist eine relativ junge Disziplin. Daher existieren kaum Arbeiten auf dem Gebiet. [3, 5] haben sowohl flächen- als auch kantenbasierte Ansätze zur Segmentierung der Herzklappen vorgestellt. Der flächen-basierte Ansatz besteht aus einer Pixelklassifikation über globale und lokale Schwellwerte über ein Zwei-, Mehr bzw. einem Finite Mixture-Model

sowie einer Nachbearbeitung der Fläche. Als kantenbasierte Ansätze, auch in [4] vorgeschlagen, werden Aktive Konturen zur Segmentierung eingesetzt. Ansätze zur Visualisierung von Bewegungsfunktionen von Organen aus Bildsequenzen mit einem einzigen Bild wurden für die Analyse von Stimmlippen vorgestellt [6]. Dieser Ansatz wird im Rahmen dieser Arbeit für die Visualisierung von Herzklappen weiterentwickelt.

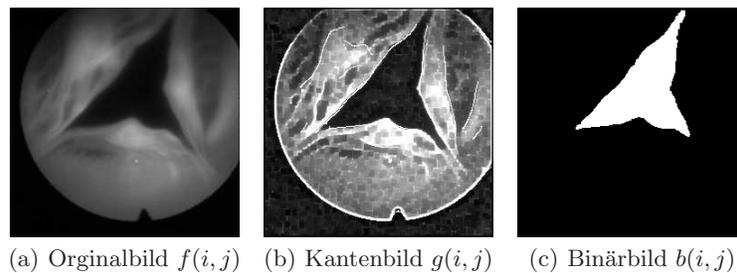
## 2 Methoden

### 2.1 Aufnahme

Zur Analyse des Schwingungsverhaltens der nativen Herzklappen werden diese mit einem Hochgeschwindigkeitskamerasystem in-vitro aufgenommen. Dazu wird ein explantiertes Schweineherz über eine Herz-Lungen-Maschine reanimiert. Die Koronararterien werden darüber mit sauerstoffreichem Blut versorgt und mit der Zugabe von Nährstoffen und Medikamenten wird die Kollabierung des Organs verzögert. Um die Bewegungen der Klappen beobachten zu können, wird Wasser in den linken Vorhof geleitet und passiert über die linke Herzkammer die Aortenklappen. Durch Reduktion des Aortendurchmessers werden physiologische Druckverhältnisse hergestellt. Die Hochgeschwindigkeitskamera blickt über ein 0°-Endoskop durch die erste Abzweigung der Aorta auf die nun sichtbare Herzklappe. Durch die Aufnahmegeschwindigkeit von 2000 Bildern pro Sekunde bei einer Ortsauflösung von  $256 \times 256$  Bildpunkten können die biomechanischen Bewegungsabläufe der Herzklappen detailliert aufgezeichnet und ausgewertet werden. Das Aufnahmeverfahren besitzt den einmaligen Vorteil, dass die Aufnahmen unter physiologischen Bedingungen im schlagenden Herzen stattfinden. Dadurch kann das Schwingungsverhalten naturgetreu analysiert werden.

### 2.2 Segmentierung

Die von der Hochgeschwindigkeitskamera gelieferten, Datenmengen mit 2000–6000 Bildern pro Aufnahme erfordern eine automatisierte Analyse der Klappenbewegungen. Dabei sind für medizinische Aussagen nur Zeitintervalle relevant,



**Abb. 1.** Barrieren durch Betonung von Kanten und resultierendes Binärbild

in denen ausgeprägte Bewegungen stattfinden. Maximale und minimale Öffnung der Herzklappen werden mittels einer Abschätzung des Öffnungsgrades durch die mittlere Bildenergie  $E(t)$  für jedes Einzelbild zum Zeitpunkt  $t$  und der Berechnung von lokalen Extrema bestimmt. Die Bildindizes  $t_{\text{Max},l}$ ,  $t_{\text{Min}}$  und  $t_{\text{Max},r}$  beschreiben den kompletten Öffnungs- und Verschlussvorgang einer Öffnungsperiode und werden automatisch aus den Energiekurven ermittelt.

Mit einem Regionenwachstumsverfahren erfolgt die Segmentierung der Öffnungsfläche zwischen  $t_{\text{Max},l}$  und  $t_{\text{Max},r}$ . Als Ausgangspunkt der Segmentierung wird die Lage eines Saatpunktes innerhalb der zu segmentierenden Fläche automatisch bestimmt. Der Saatpunkt wird als dunkelster Grauwert innerhalb eines Quadrates angenommen, das um einen initialen Punkt gebildet wird. Als erstes, zu verarbeitendes Bild wird das Einzelbild zum Zeitpunkt  $t_{\text{Min}}$  der jeweiligen Sequenz mit maximal geöffneten Klappen gewählt, da der Schwerpunkt der ROI bereits innerhalb dessen Öffnungsfläche liegt. Jeder weitere initiale Punkt ist als Schwerpunkt der vorangegangenen Segmentierung gegeben. Ausgehend vom Zeitpunkt  $t_{\text{Min}}$  erfolgt die Verarbeitung chronologisch in beide Richtungen, bis die Bilder erreicht sind, die den benachbarten Maxima  $t_{\text{Max},l}$  und  $t_{\text{Max},r}$  entsprechen.

Um ein Überlaufen zu verhindern, werden Objektkanten betont und Barrieren für den Wachstumsprozess geschaffen. Die Anwendung einer  $5 \times 5$ -Laplace-Filtermaske, ergänzt um eine Liniendetektion mittels Canny-Operator, erzeugt die erforderlichen geschlossenen Kanten. Eingangsbilder  $g(i, j)$  des Wachstumsalgorithmus werden durch eine gewichtete Summe aus Kantenbildern und Originalbild  $f(i, j)$  gemäß  $g(i, j) = [a \cdot f_{\text{Laplace}}(i, j) + b \cdot f_{\text{Canny}}(i, j) + c \cdot f(i, j)]$  berechnet, wobei  $a, b, c \in [0, 1]$  heuristisch zu bestimmende Gewichtungsfaktoren sind.

Das verwendete Homogenitätskriterium basiert auf einem Schwellwertverfahren. Der Schwellwert  $\theta$  berechnet sich aus dem normalisierten Grauerthistogramm. Unter der Annahme, dass dieses in zwei Klassen unterteilt werden kann, läßt sich der Schwellwert durch Maximierung von verschiedenen Kennzahlen berechnen. Die beiden verwendeten Größen sind die Summe der Entropien der Klassen [7] und die Varianz zwischen den Klassen [8]. Wurde eine ausreichende Menge von Bildpunkten segmentiert, kann auf den adaptiven Schwellwert  $\theta = \mu + 3\sigma$  zurückgegriffen werden. Hierbei bezeichnet  $\mu$  den linearen Mittelwert und  $\sigma$  die Standardabweichung der bereits segmentierten Grauwerte.

Gegebenenfalls weist die segmentierte Fläche Einschlüsse von Pixeln auf. Zur Korrektur wird ein morphologisches Closing verwendet, mit dem auch Fehlerstellen in den Randbereichen zwischen den Segmenten entfernt werden. Große Störungen in den Flächensegmenten lassen sich mit einer Anwendung von Regionenwachstum beseitigen, bei dem der Saatpunkt in den Bereich außerhalb der Öffnungsfläche gesetzt wird. Teilschritte der Segmentierung sind in Abb. 1 dargestellt.

### 2.3 Visualisierung

Für eine kompakte Visualisierung der Herzklappenbewegungen, werden sogenannte Kardiovibrogramme nach dem Vorbild der Phonovibrogramme [6] eingeführt. Sie repräsentieren einen interessanten Aspekt der Herzklappendynamik: Die Bewegung der Klappenränder in Relation zur Klappenmitte. Die Grundidee zu dieser Visualisierungstechnik ist eine Abstandsmessung zwischen einem zentralen Punkt  $S$  und ausgewählten Randpunkten  $R$ .  $S$  wird durch eine lineare Interpolation zwischen den Schwerpunkten der segmentierten Flächen bestimmt, die den Bildern mit maximal und minimal geöffneten Klappen entsprechen. Zur Berechnung der Punkte  $R$  werden ausgehend vom Startpunkt  $S$  Strahlen traversiert, die abhängig von einem Winkel  $\alpha$  in unterschiedliche Richtungen verlaufen. Schnittpunkte mit dem Rand der Öffnungsfläche liefern die gesuchten Randpunkte  $R$ . Die grauwertcodierten Euklidischen Abstände zwischen dem Punkt  $S$  und den Punkten  $R$  werden in einen Spaltenvektor eingetragen. Erfolgen die Messungen für alle Bilder einer Teilsequenz und werden die Spaltenvektoren entsprechend der Bildnummer entlang der Abszisse platziert, entsteht ein Kardiovibrogramm.

## 3 Ergebnisse

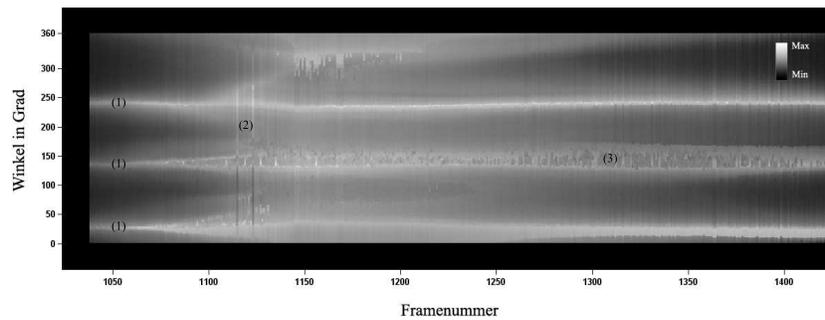
Die Anzahl der zur Verfügung stehenden Aufnahmen nativer Herzklappen *in vitro* ist mit etwa 25 Sequenzen noch sehr gering. Der vorgestellte Ansatz zur Segmentierung und Visualisierung der Herzklappenbewegungen wurde an allen Aufnahmen evaluiert. Eine automatisierte Auswertung ist dabei nur bei den jüngeren Aufnahmen mit besserer Bildqualität möglich. Ein großer Teil der älteren Aufnahmen lässt sich nicht oder nur mit manueller Hilfe auswerten, da der Segmentierungsansatz hier nicht immer vollständig stabil ist.

Bei den erfolgreich ausgewerteten Sequenzen ermöglicht die Visualisierung der Herzklappenbewegungen durch Kardiovibrogramme eine kompakte Darstellung des Schwingungsverhaltens in einem einzigen Bild. Somit müssen zur Bewertung nicht mehrere tausend Einzelbilder betrachtet und bewertet werden. Die Helligkeitsänderungen in Abb. 2 zwischen den Kommissurlinien entlang der Zeitachse zeigen deutlich das Öffnungs- und Verschlussverhalten der Herzklappen. Symmetrien und Auffälligkeiten im Bewegungsablauf lassen sich somit einfach erkennen.

## 4 Diskussion

Wie zu erwarten, hängen die Ergebnisse stark von der Aufnahmequalität ab. Der kritische Teil des Verfahrens ist hierbei insbesondere die Segmentierung der Öffnungsfläche, die direkten Einfluss auf die nachgestellte Visualisierung hat. Die schwierige Aufnahmesituation und geringer Kontrast zwischen Gewebe und Öffnungsfläche machen eine vollautomatische Segmentierung zur Herausforderung. Durch die Hervorhebung der Kanten als Grenzen des Regionenwachstums

**Abb. 2.** Kardiovibrogramm einer Herzklappenschwingung und Auswirkungen der Segmentierung. (1) Kommissurlinien, (2) Übersegmentierung, (3) Untersegmentierung



können Übersegmentierungen weitgehend vermieden werden. Bei weit geöffneten Klappen werden zum Teil tieferliegende Strukturen, wie etwa die Innenwand der Herzkammer sichtbar. Dies kann zu einer Untersegmentierung der Öffnungsfläche führen. Dies zeigt sich auch in den daraus resultierenden Kardiovibrogrammen wie Abb. 2 zeigt. Für qualitativ hochwertige Aufnahmen sind aber weitgehend automatisierte Segmentierungen und entsprechende Visualisierungen möglich und auch trotz kleinerer Fehler im Segmentierungsverlauf lässt sich das Schwingungsverhalten abbilden. Die neuartige und bisher wenig erforschte Operations- und Aufnahmemodalität erfordert noch Erfahrung um hochwertige Aufnahmen in größerer Anzahl zu erzeugen. Im Vergleich der ersten Aufnahmen zeigt sich jedoch, dass mit steigender Erfahrung die Aufnahmequalität steigt und somit auch die Auswertungen stabiler werden.

## Literaturverzeichnis

1. Jamieson W, et al. Re-operation for bioprosthetic aortic valve structural failure-risk assessment. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2003;24:873–8.
2. Tarantini G, et al. Aortic valve replacement in severe aortic stenosis with left ventricular dysfunction: Determinants of cardiac mortality and ventricular function recovery. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2003;24:879–85.
3. Hahn T, et al. Automatic in-vitro orifice area determination and fluttering analysis for tricuspid heart valves. *Proc BVM.* 2006; p. 21–5.
4. Wittenberg T, et al. High-Speed-Camera recordings and image sequence analysis of moving heart-valves: Experiments and first results. In: *Adv Med Engineer.* vol. 114; 2007. p. 169–74.
5. Condurache P, et al. Automatic measuring of quality criteria for heart valves. *Proc SPIE.* 2007;6512:2Q1–2Q11.
6. Doellinger M, et al. Phonovibrography: The fingerprint of vocal fold vibrations. *Proc IEEE ICASSP.* 2007; p. I381–4.
7. Paulus D, Hornegger J. *Applied Pattern Recognition.* Vieweg & Sohn; 2003.
8. Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern.* 1979;9(1):62–6.