Modellbasierte Analyse der Blutfluss-Dynamik in der Aorta mittels Doppler-Echokardiographie

Ivo Wolf, Gerald Glombitza, Raffaele De Simone*, Hans-Peter Meinzer

Deutsches Krebsforschungszentrum, Abt. MBI / H0100
Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg
*Chir. Universitätsklinik Heidelberg, Abt. Herzchirurgie
Im Neuenheimer Feld 110, 69120 Heidelberg
Email: I.Wolf@dkfz-heidelberg.de

Zusammenfassung. Die Blutfluss-Dynamik in der Aorta ist sowohl zur Beurteilung der Leistung natürlicher wie künstlicher Aortenklappen von großem medizinischen Interesse. In diesem Beitrag wird ein auf Doppler-Ultraschall basierendes System zur Untersuchung der Blutfluss-Dynamik in der Aorta vorgestellt. Da sich mittels des Dopplereffekts nur eine Geschwindigkeitskomponente messen lässt, kann die Bestimmung von Absolutgeschwindigkeiten nur aufgrund eines Modells geschehen. Als Modell wird ein im Wesentlichen entlang der Aorta gerichteter Blutstrom angenommen.

Schlüsselwörter: Ultraschall Diagnostik, Flussanalyse, Dopplermessung, Visualisierung, Segmentierung.

1 Einleitung

Defekte Herzklappen können seit nunmehr beinahe 40 Jahren durch Herzklappenprothesen ersetzt werden. Verwendung finden sowohl natürliche Herzklappen (meist vom Schwein, nur sehr selten vom Menschen) als auch künstliche Herzklappen von verschiedener Form und Bauart.

Während natürliche Herzklappenprothesen eine begrenzte Haltbarkeit von etwa 15 Jahren haben, sind Kunststoffherzklappen unbegrenzt haltbar. Künstliche Herzklappen haben jedoch den Nachteil, dass sich an ihrer Oberfläche häufiger als bei natürlichen Klappen Blutgerinnsel bilden, die zu lebensgefährlichen Thrombosen und Embolien führen können. Andere erst nach längerer Zeit auftretende Probleme [1] sind Hämolyse, Gewebeverwachsungen, Kalzifizierung, Endokarditis und mechanischer Ausfall der Herzklappe.

Anormale Flussmuster des Bluts in der Nähe der Klappe gelten als eine Ursache für viele Komplikationen im Zusammenhang mit Herzklappenersatz [1]. Irreguläre Blutfluss-Dynamiken können zu Schubspannungskräften führen, von denen beispielsweise bekannt ist [2], dass sie Blutplättchen und Erythrozyten schädigen, was wiederum zur Freisetzung von thrombospezifischen Enzymen führt, die bei der Thrombenbildung eine wichtige Rolle spielen.

Die Bauart von künstlichen Aortenklappen wie auch ihre Orientierung bezüglich des linken Ventrikels beeinflusst die Form des Blutflusses und damit die auf das Blut wirkenden Kräfte [3].

Durch Analyse der Blutfluss-Dynamik im Bereich hinter der Aortenklappe lassen sich somit einerseits individuell für einen bestimmten Patienten Anhaltspunkte für dessen Thrombosegefährdung gewinnen, andererseits durch eine längerfristige Studie die optimale Form und Implantierungsweise von künstlichen Aortenklappen bestimmen.

2 Stand der Forschung

Zur Beurteilung der Blutfluss-Dynamik ist einerseits das Geschwindigkeitsprofil des Bluts in Ebenen senkrecht zur Aorta selbst von Interesse. Daneben sind davon abgeleitete Größen definiert worden, die mit den schädigenden Wirkungen auf die Blutbestandteile korrelieren. Die durch Turbulenz hervorgerufene Spannung auf ein Flüssigkeitselement in axialer Richtung wird „Reynold's normal stress" (RNS) genannt [1,3]. Ein anderer Indikator ist der sog. „relative blood damage index" (RBDI) [1], in den zusätzlich die Expositionsdauer der Kräfte eingeht.

Die RNS-Werte und RBDI-Werte im Bereich hinter einer stenotischen (verengten) Aortenklappe liegen etwa eine Größenordung über denen hinter einer gesunden Aortenklappe. Hinter künstlichen Klappen wurden RNS-Werte gefunden, die nochmals um einen Faktor drei größer waren, die RBDI-Werte lagen sogar abermals um eine Größenordung höher [1]. Die Messung der Blutgeschwindigkeiten in [1] erfolgten mit Hilfe eines Hot-Film-Anemometers. Diese Technik ist invasiv und technisch schwierig zu handhaben und wurde eingesetzt, weil Geschwindigkeitsmessungen mit Ultraschall oder Magnetresonanz-Scannern zur damaligen Zeit noch nicht ausreichend genau waren.

Die Abhängigkeit der RNS-Werte von der Orientierung implantierter künstlicher Aortenklappen wurde bisher nur im Tierversuch an Schweinen untersucht [3]. Hier zeigte sich bei der St. Jude Medical Aortenklappe, die aus zwei gleichgroßen Klappenteilen besteht, nur eine geringfügige Abhängigkeit von der Orientierung bei deutlich erhöhten durchschnittlichen RNS-Werten. Die asymmetrische Medtronic Hall Aortenklappe zeigte hingegen eine starke Orientierungsabhängigkeit. Bei optimaler Ausrichtung lagen die durchschnittlichen RNS-Werte bei dieser Klappenart nahe am physiologisch normalen Bereich. Die Messungen wurden mit pulsed-wave(pw)-Doppler-Ultraschall und einer speziell angefertigten Sonde durchgeführt, die direkt auf der Aorta aufgesetzt wurde. Beim pw-Doppler-Verfahren erfolgt die Geschwindigkeitsbestimmung je Messung nur an einem Punkt, sodass nur relativ grob aufgelöste Geschwindigkeitsprofile erstellt werden können (in [3] wurde an 17 Punkten gemessen).

Es erscheint also wünschenswert, eine Methode zur Verfügung zu haben, die eine größer angelegte Studie am Menschen bei möglichst geringer Belastung erlaubt, um die optimale Bauart und Ausrichtung von künstlichen Aortenklappen ermitteln zu können.

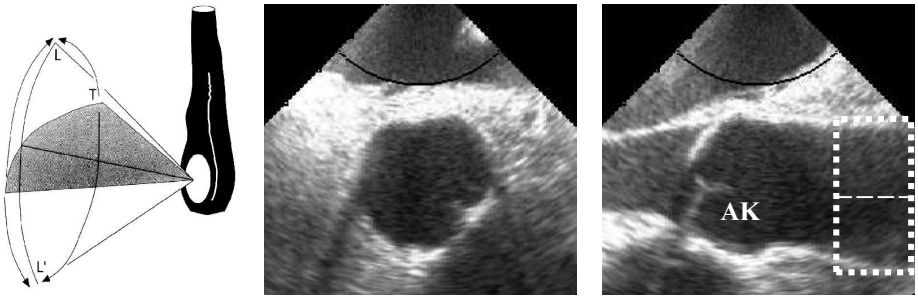

Abb. 1. Rotationsakquisition. Links: Der Aufnahmesektor (grau) wird um seine Winkelhalbierende gedreht. Mitte bzw. rechts: Aufnahmen der Aorta bei 0° (Querschnitt) bzw. 90° (Längsschnitt). AK: Aortenklappe (geschlossen). Gepunktet: Rand des Messbereich mit gestrichelter Linie als Achse, vgl. Abschnitt 3.3.

3 Methode

Wegen der hohen Samplingraten, geringer Belastung für den Patienten und niedriger Kosten ist die Farbdoppler-Echokardiographie die Methode der Wahl. Allerdings erhält man nur die Blutflussgeschwindigkeit in Richtung des Ultraschall-Aufnahmekopfs, sodass eine Winkelkorrektur der gemessenen Geschwindigkeitswerte notwendig ist.

3.1 Transösophagiale Echokardiographie

Bei der transösophagialen Echokardiographie wird der Ultraschallkopf durch die Speiseröhre (Ösophagus) eingeführt und kann so sehr nahe am Herzen positioniert werden.

Drei- bzw. vierdimensionale Aufnahmen werden meist mittels Rotationsakquisition realisiert (vgl. Abb. 1, links). Dabei wird jeweils eine zweidimensionale Schicht über alle Zeitpunkte aufgenommen, wobei der erste Zeitpunkt über die R-Zacke des EKG definiert wird. Dann erfolgt ein Rotationsschritt um die Winkelhalbierende des Aufnahmesektors zur Einstellung der nächsten Schicht. Das Ergebnis ist eine Aufnahme in Zylinderkoordinaten.

Aus anatomischen Gründen lässt sich der Schallkopf nur so positionieren, dass die Aorta senkrecht zur Rotationsachse liegt. Folglich wird innerhalb eines rotationsakquirierten Datensatzes (Winkelauflösung 2° oder 5°) in einer Schicht ein Querschnitt durch die Aorta abgebildet (Abb. 1, Mitte), bei der um 90° rotierten Schicht dann ein Längsschnitt (Abb. 1, rechts).

3.2 Flussmodell und Winkelkorrektur

Mit Hilfe des Dopplereffekts lässt sich nur die Geschwindigkeitskomponente in Richtung des (Ultraschall-)Empfängers messen. Da aus anatomischen Gründen nur mit einem Empfänger gearbeitet werden kann, ist die Bestimmung von Absolutgeschwindigkeiten nur aufgrund eines Modells für den Blutfluss möglich.

Die Aorta hat die Form eines gekrümmten Rohres, dessen Durchmesser über größere Strecken annähernd konstant ist. Aus diesem Grunde und weil die auftretenden Geschwindigkeiten nicht allzu groß sind, kann als Modell für den Blutfluss eine im Wesentlichen parallel zur Aortenwand gerichtete Blutströmung angenommen werden.

Zunächst muss daher der Verlauf der Aorta aus Gewebe-Ultraschalldaten bestimmt werden, d.h. die Aorta im interessierenden Bereich segmentiert werden (siehe folgender Abschnitt 3.3).

Der wirkliche Absolutbetrag der Geschwindigkeit $\vec{v}(\vec{p})$ des Bluts an der Stelle $\vec{p}$ lässt sich nun aus der angenommenen Blutflussrichtung $\vec{a}(\vec{p})$ und der bekannten Position des Schallkopfs $\vec{t}$ durch eine sog. Winkelkorrektur, nämlich

$$\left|\vec{v}(\vec{p})\right| = v_{mess} \frac{\left|\vec{a}(\vec{p})\right|\left|\vec{p}-\vec{t}\right|}{\vec{a}(\vec{p})\cdot\left(\vec{p}-\vec{t}\right)} \tag{1}$$

berechnen, sofern Blutflussrichtung und Schallrichtung nicht senkrecht zueinander stehen.

3.3 Segmentierung der Aorta

Im ersten Schritt auf dem Weg zur Analyse der Blutfluss-Dynamik muss der Verlauf der Aorta aus Gewebe-Ultraschalldaten bestimmt werden. Zunächst erfolgt eine multiplanare Rekonstruktion (MPR) derart, dass auf den rekonstruierten Schichten jeweils ein Querschnitt durch die Aorta zu sehen ist. Dazu wird eine Schicht, die einen Längsschnitt durch die Aorta zeigt, gewählt und der interessierende Messbereich als Linie darin eingezeichnet (Abb. 1 rechts, gestrichelte Linie). Der Anfangspunkt der Linie gibt den Mittelpunkt der ersten Schicht der MPR an, die Richtung der Linie die Normale aller rekonstruierten Schichten.

Daraufhin wird die Aorta in dem entstehenden Bildstapel automatisch mit Hilfe eines kombinierten kontur-/regionenorientierten Verfahrens segmentiert [4]. Das Verfahren benötigt einen Saatpunkt innerhalb der Aorta. Konstruktionsgemäß kann hierfür der Mittelpunkt der ersten Schicht der MPR verwendet werden.

Die Schwerpunkte der Querschnittsflächen beschreiben hinreichend genau den Verlauf der Aorta, sodass sich ihre lokale Richtung und damit die Richtung des Blutflusses gemäß des zugrundegelegten Flussmodells bestimmen lässt.

3.4 Visualisierung von Blutflussprofilen

Durch multiplanare Rekonstruktionen der korrigierten Geschwindigkeitsdaten ist nun die Visualisierung und Analyse der Blutgeschwindigkeitsprofile möglich. Stehen zeitaufgelöste Daten zur Verfügung, können sowohl die Zeitpunkte einzeln betrachtet werden, als auch – aufintegriert – der Gesamtfluss je Herzzyklus. Außerdem können abgeleitete Größen – wie die in Abschnitt 2 besprochenen – analysiert werden.

Die Darstellung der Profile kann als 2D-Bild mit Kodierung der Geschwindigkeit (Abb. 2, links) bzw. der abgeleiteten Größe als Grauwert (oder gemäß einer Farbtabelle) oder dreidimensional als Höhenmodell (Abb. 2, rechts) erfolgen. Letzteres erfolgte

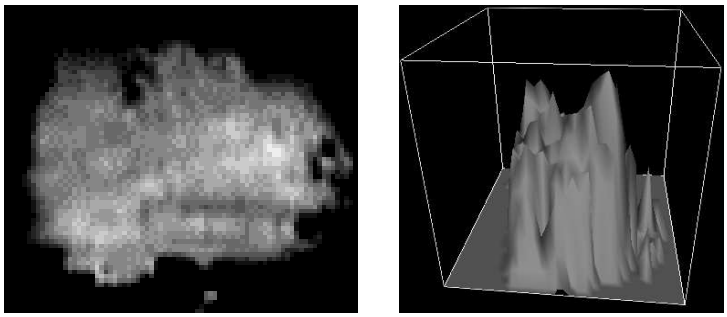

Abb. 2. Geschwindigkeitsprofil des Blutflusses. Links: Geschwindigkeiten als Grauwerte kodiert. Rechts: Geschwindigkeitswerte als Höhen über Grund dargestellt.

mittels des Java-Packages VisAD [5], das ein interaktives Drehen des 3D-Modells ohne besondere Hardware erlaubt.

4 Diskussion und Ergebnisse

Die vorgestellte Methode stellt zum einen ein zusätzliches diagnostisches Verfahren dar, mit dessen Hilfe der diagnostizierende Arzt postoperativ die Auswirkung einer Aortenklappentransplantation beurteilen kann. Zum anderen können die Techniken für die Implantation und Herstellung von Aortenklappenprothesen im Hinblick auf die Flussverteilung in der Aorta optimiert werden. Eine entsprechende Studie wurde bereits begonnen. Zur Evaluation des Verfahrens ist ein Vergleich mit MR-Messungen an einem Flussphantom geplant.

Diese Arbeit wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft im Rahmen des SFB 414 „Informationstechnik in der Medizin – Rechner- und Sensorgestützte Chirurgie“ gefördert.

5 Literatur

1. Nygaard H, Paulsen PK, Hasenkam JM, et al.: Quantitation of the turbulent stress distribution downstream of normal, diseased and artificial aortic valves in humans. European Journal of Cardiothoracic Surgery, 6:609-617, 1992.
2. Schmid-Schönbein H, Born GVR, Richardson PD, et al.: Rheology of thrombotic processes in flow: The interaction of erythrocytes and thrombocytes subjected to high flow forces. Biorheology, 18:415-444, 1981.
3. Kleine P, Perthel M, Nygaard H, et al.: Medtronic Hall versus St. Jude Medical Mechanical Aortic Valve: Downstream Turbulences with Respect to Rotation in Pigs. Journal of Heart Valve Disease, 7(5):548-555, 1998.
4. Wolf I, Glombitza G, De Simone R, Meinzer HP: Automatische Segmentierung von Herz-Kavitäten in mehrdimensionalen Ultraschallaufnahmen. In: Evers H, Glombitza G, Lehmann T, Meinzer HP (Hrsg.): Bildverarbeitung für die Medizin 1999, 77-81. Springer-Verlag, Berlin, 1999.
5. http://www.ssec.wisc.edu/~billh/visad.html