

Bezier-Spline-Basierte Postoperative Analyse der Deformation von Transkatheter Aortenklappenstents

M. Gessat^{1,2}, L. Altwegg³, S. Sündermann², A. Plass², T. Frauenfelder⁴, J. Grünenfelder², V. Falk²

¹ Eidgenössische Technische Hochschule (ETH) Zürich, Institut für Bildverarbeitung, Zürich, Schweiz

² Universitätsspital Zürich, Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie, Zürich, Schweiz

³ Universitätsspital Zürich, Klinik für Kardiologie, Zürich, Schweiz

⁴ Universitätsspital Zürich, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Zürich, Schweiz

Kontakt: gessat@vision.ee.ethz.ch

Abstract:

Die kathetergestützte Aortenklappenimplantation ist als Behandlungsmethode für Hochrisikopatienten mit schwerer Aortenstenose etabliert. Dennoch bleibt sie mit einigen Komplikationen assoziiert, von denen postoperative linksventrikuläre Herzrhythmusstörungen am häufigsten beobachtet wurden. Die Ursache für diese Komplikation wird in einer Blockade der Reizleitenden Faserbündel in der Nähe der Aortenklappe aufgrund der mechanischen Beanspruchung des Gewebes durch den entfalteten Klappenstent gesehen. In dieser Arbeit stellen wir eine Methode zur retrospektiven Analyse der Deformation eines Aortenklappenstents nach Implantation vor, welche dazu dienen soll, die biomechanische Situation an der Aortenwurzel nach der kathetergestützten Aortenklappenimplantation zu untersuchen.

Schlüsselworte: Aortenklappenstenose, Transkathetertechniken, T-AVI, Stent, Deformation

1 Problem

Die transkatheter Aortenklappenimplantation (T-AVI) wurde als Behandlungsmethode für Hochrisikopatienten mit schwerer Aortenklappenstenose entwickelt [1]. Dabei wird eine Klappenprothese mittels eines Katheters ins schlagende Herz implantiert. Heute kommen hierbei überwiegend zwei Implantatmodelle zum Einsatz, das Medtronic CoreValve Revalving System (MCRS) und die Edwards SAPIEN Valve (ESV).

Studien auf Basis einer Reihe von nationalen und internationalen Datenbanken haben die Effektivität der Methode für die Behandlung von Patienten, die für einen chirurgischen Aortenklappenersatz aufgrund von Begleiterkrankungen oder anderen Risikofaktoren nicht in Frage kommen, gezeigt [2, 3, 4]. Trotz der durchweg niedrigen Mortalitäts- und Morbiditätsraten aus diesen Studien, wurden auf eine Reihe von häufigen Komplikationen hingewiesen. Neben einer Reihe seltener vaskulärer Komplikationen, Einrissen durch die Entfaltung des Klappengerüsts (Stents) und Schlaganfällen werden hierbei vor allem die postoperative Klappeninsuffizienz und Herzrhythmusstörungen, v.a. AV-Blockierungen genannt. Gerade mit dem MCRS treten solche Rhythmusstörungen je nach Studie in bis zu 49% der Fälle auf, im Mittel liegt die Inzidenz bei etwa 30%. Als Ursache für dieses Phänomen wird eine mechanische Beschädigung der für die Erregungsleitung in den linken Ventrikel zuständigen Faserbündel aufgrund der Druckkräfte zwischen Stent und Gewebe genannt. Dieser Effekt wurde jedoch nie quantitativ untersucht.

2 Methoden

Als Grundlage für die Modellierung der Stentdeformation werden postoperative CT-Aufnahmen herangezogen, welche zur Überprüfung der Implantatposition aufgenommen wurden. Zur Beschreibung der Geometrie des Stents werden die 165 Kreuzungsstellen der Gitterstruktur aus den Daten extrahiert. Zusätzlich werden die beiden Ösen am distalen Rand des Stents extrahiert, wodurch eine eindeutige Identifikation der Kreuzungsstellen möglich wird. Dies ermöglicht eine eindeutige Zuordnung der Kreuzungsstellen in den Patientendaten mit einem generischen Modell des Stents in seiner Ursprungsform.

Sowohl im deformierten wie auch im entspannten Fall, werden die verbindenden Elemente zwischen benachbarten Kreuzungsstellen als Bezier-Polynome dritter Ordnung definiert. Die Kreuzungsstellen werden als Interpolationspunkte und eine Reihe von Stetigkeits- und Glattheitsbedingungen zur Definition der inneren Kontrollpunkte herangezogen. CT-

Aufnahme, Interpolationspunkte und Kontrollgitter für einen implantierten Stent werden in Abb. 1 gezeigt. Die einzelnen Kurvenssegmente werden mit der Konstruktion von DeCasteljau abgetastet. Auf die so erzeugten Mittellinien der Stentgeometrie wird ein rechtwinkliges Profil aufgebracht, um ein Oberflächenmodell zu erhalten.

Interpolation und Oberflächenkonstruktion werden für den entspannten sowie für den deformierten Stent gleichermaßen, d.h. an den gleichen Abtaststellen durchgeführt. Die homologe Konstruktion des entspannten und des deformierten Stentmodells erlaubt eine direkte Punkt-zu-Punkt Zuordnung, was den nachfolgenden Registrierungsschritt stark vereinfacht, in welchem eine starre Transformation bestimmt wird, welche die Summe der Abstandsquadrate über alle Punkte des deformierten, respektive des entspannten, Stents minimiert. Zur Initialisierung werden beide Modelle an ihrem Schwerpunkt und entlang ihrer Hauptachsen ausgerichtet, und anschließend so um die Längsachse rotiert, dass die distalen Ösen übereinstimmen. Danach wird ein lokales Minimum der Summe über die quadrierten Abstände der korrespondierenden Punkte in beiden Modellen gesucht.

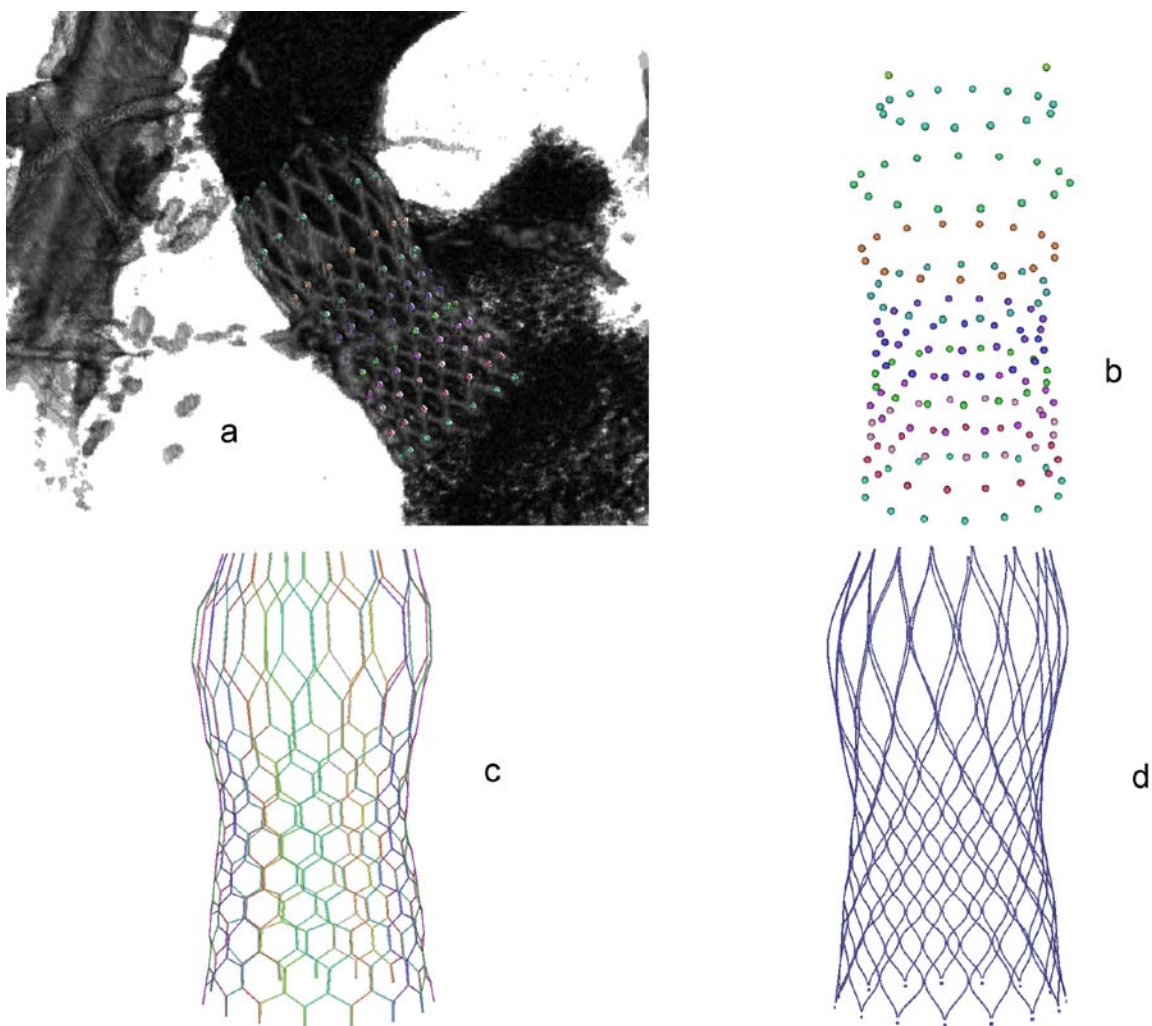


Abb. 1: a) Postoperatives CT mit implantiertem MCRS, b) extrahierte Interpolationspunkte, c) Kontrollgitter für Bezier-Interpolation, d) Bezier-Polynome nach Abtastung

Der Abstand jedes Punktes im deformierten Modell zu seinem korrespondierenden Punkt im entspannten Modell nach der starren Registrierung definiert nährungsweise die Deformation dieses Oberflächenpunktes infolge der mechanischen Kräfte, die nach der Implantation auf den Stent einwirken (siehe Abb. 2).

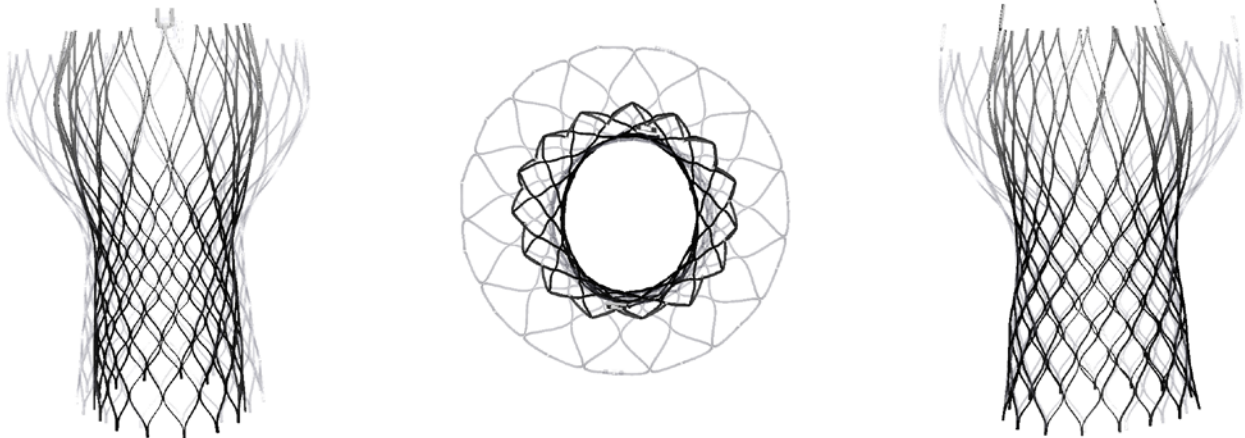


Abb. 2: Modelle des entspannten und eines desformierten Stents mit stark aortal ausgeprägter Deformation.

3 Ergebnisse

Sieben Patientendatensätze standen zur Erprobung des Verfahrens zur Verfügung. In allen sieben Fällen konnte ein Deformationsmodell erzeugt werden. Die gemessenen Deformationen unterschieden sich sowohl im Absolutwert – in einem Fall wurden über 10 mm Deformation gemessen, in einem anderen an keiner Stelle mehr als 5 mm – als auch in der Verteilung der Deformation entlang der Langssachse des Stents: Je nach Positionierung des Stents in der Aortenwurzel wurden gleichmäßige Deformationsmuster sowie zum unteren Rand hin (aortal) oder zum oberen Rand hin konzentrierte (ventrikulär) Deformationsmuster beobachtet. In Tabelle 1 sind die Ergebnisse der Deformationsmessung bei allen sieben Patienten zusammengefasst. Bei drei der Patienten wurden postoperativ Herzrhythmusstörungen diagnostiziert, die einen permanenten Herzschrittmacher erforderten. Patient 5 hatte bereits vor der Operation einen permanenten Schrittmacher. Es zeigt sich, dass die drei Patienten mit neuer Schrittmacherindikation eine große maximale Deformität aufweisen. Das Deformationsmuster eignet sich bei der beobachteten Patientengruppe nicht als Prädiktor für eine Schrittmacherindikation.

	d_{\max}	Aortal	Ventrikular	Gleichmäßig	Neuer Schrittmacher?
Patient 1	7,3 mm	Ja	Ja	Nein	Nein
Patient 2	4,9 mm	Nein	Nein	Ja	Nein
Patient 3	5,5 mm	Nein	Nein	Ja	Nein
Patient 4	8,4 mm	Ja	Nein	Nein	Ja
Patient 5	7,6 mm	Ja	Nein	Nein	*
Patient 6	9,8 mm	Nein	Nein	Ja	Ja
Patient 7	10,7 mm	Ja	Nein	Nein	Ja

Tabelle 1: Maximale Deformation des MCRS Stents und Deformationsmuster bei 7 Patienten.

4 Diskussion

Die Analyse der Deformationen und der dahinter stehenden Interaktionskräfte ersetzt noch keine vollständige biomechanische Simulation des Prozesses der Stententfaltung – hierfür wäre eine genaue Kenntnis der Gewebsstrukturen und der biomechanischen Eigenschaften der Gewebe erforderlich. Das vorgestellte Verfahren erlaubt lediglich die Untersuchung der Morphologie des Stents nach Implantation, was nur mittelbare Schlüsse auf die auf den Stent einwirkenden Kräfte (und damit die auf das Gewebe einwirkenden Gegenkräfte) zulässt. Die gezeigte Anwendung des Verfahrens auf nur sieben Patienten bestätigt zwar zunächst die Anfangsvermutung eines Zusammenhangs zwischen großen Deformationen (und damit großen Kräften), kann diesen jedoch aufgrund der begrenzten Fallzahl keinesfalls belegen. Für eine aussagekräftige Analyse dieses Zusammenhangs zwischen der Deformation und beim Patienten beobachteten Komplikationen bedarf es sicher der Untersuchung der Stentdeformation an einem größeren Patientenkollektiv.

5 Referenzen

- [1] Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, Derumeaux G, Anselme F, Laborde F, Leon MB, Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description, *Circulation*, 2002
- [2] Leon MB, Smith CR, Mack M, Miller DC, Moses JW, Svensson LG, Tuzcu EM, Webb JG, Fontana GP, Makkar RR, Brown DL, Block PC, Guyton RA, Pichard AD, Bavaria JE, Herrmann HC, Douglas PS, Petersen JL, Akin JJ, Anderson WN, Wang D, Pocock S, Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery, *New England Journal of Medicine*, 2010
- [3] Thomas M, Schymik G, Walther T, Himbert D, Lefèvre T, Treede H, Eggebrecht H, Rubino P, Michev I, Lange R, Anderson WN, Wendler O, Thirty-day results of the SAPIEN aortic Bioprosthesis European Outcome (SOURCE) Registry: A European registry of transcatheter aortic valve implantation using the Edwards SAPIEN valve, *Circulation*, 2010
- [4] Bosmans JM, Kefer J, De Bruyne B, Herijgers P, Dubois C, Legrand V, Verhey S, Rodrigus I, Procedural, 30-day and one year outcome following CoreValve or Edwards transcatheter aortic valve implantation: results of the Belgian national registry, *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2011