

Biomechanische Simulation der Transkatheter Aortenklappenimplantation

M. Gessat^{1,2}, C. Russ², R. Hopf³, S. H. Sündermann⁴, V. Falk⁴

¹ Universität Zürich, Hybrid Laboratory for Cardiovascular Technologies, Zürich, Schweiz

² Eidgenössische Technische Hochschule (ETH) Zürich, Computer Vision Laboratory, Zürich, Schweiz

³ Eidgenössische Technische Hochschule (ETH) Zürich, Zentrum für Mechanik, Zürich, Schweiz

⁴ Universitätsklinikum Zürich, Abteilung für Herzchirurgie, Zürich, Schweiz

Kontakt: michael.gessat@usz.ch

Abstract:

Ein System zur patientenspezifischen Simulation der Transkatheter Aortenklappenimplantation (TAVI) wird vorgestellt. Ausgehend von CT-Bildern wird ein mechanisches Modell der Aortenwurzel und des linken Ventrikels patientenspezifisch ausgeprägt. Zur Beschreibung der mechanischen Eigenschaften kommt ein nichtlineares Multimaterialmodell zum Einsatz. Die Entfaltung eines TAVI-stents in der Aortenwurzel wird mittels FEM simuliert. Zur Validierung wird die simulierte Stentgeometrie mit postoperativen CT-Aufnahmen verglichen. Erste Analysen anhand von 6 Patientendatensätzen zeigen einen Zusammenhang zwischen mechanischer Belastung am Aortenklappenannulus und dem Auftreten von Komplikationen.

Schlüsselworte: Simulation, TAVI, Mechanik, Modellierung, Planung

1 Problemstellung

Die transkatheter Aortenklappenimplantation (TAVI) hat sich als Behandlungsoption für Patienten mit schwerer Aortenklappenstenose etabliert. Eine Reihe von internationalen, multizentrischen Studien hat die Effektivität und Sicherheit der Technik gezeigt [1]. Nichtsdestotrotz bleibt TAVI mit einer Reihe von Komplikationen assoziiert, von denen die beiden häufigsten – paravalvuläre Aortenklappeninsuffizienz sowie schrittmacherpflichtige Herzrhythmusstörungen – direkt mit der biomechanischen Situation an der Aortenwurzel nach Implantation der gestenteten Klappe in Verbindung gebracht werden. Zur Verankerung des Implantats im Annulus muss eine Radialkraft zwischen dem Stent und den Geweben an der Aortenwurzel aufgebracht werden, was durch ein gezieltes *oversizing* bei der Klappenauswahl erreicht wird [2]. Paravalvuläre Lecks sind charakterisiert durch lokale Minima in der Verteilung dieser Radialkraft über die Zirkumferenz des Stents. Diese entstehen aufgrund starker Elliptizität oder aufgrund von Verkalkungen an der nativen Klappe der Aorta oder dem linksventrikulären Ausflusstrakt. Ein Zusammenhang zwischen der Entstehung von linksventrikulären Herzrhythmusstörungen nach Eingriffen an der Aortenwurzel mit mechanischer Belastung am Aortenklappenannulus und dadurch hervorgerufenen Irritationen am Reizleitungssystem, insbesondere dem atrioventrikulären Knoten oder dem linken Tawara-Schenkel wird vermutet [3].

Ziel unserer Arbeit ist die Entwicklung eines patientenspezifischen Simulationssystems, mit dessen Hilfe die biomechanische Situation nach TAVI aufgrund präoperativer Bilddaten vorhergesagt oder aufgrund postoperativer Bilddaten analysiert werden kann. Die postoperative Analyse dient hierbei einerseits der Validierung des prädiktiven Systems und andererseits der Erhebung einer Datenbasis für die Erzeugung von statistischen Modellen des Zusammenhangs zwischen Kraftverteilung und dem Auftreten von Komplikationen.

2 Material und Methoden

Stentmodellierung

Ausgehend von micro-CT Aufnahmen wurde der Nitinolstent der Medtronic CoreValve Prothese geometrisch modelliert. Hierbei wurden zunächst die Kreuzungsstellen der Stentstruktur erfasst und anschließend durch interpolierende Bezier-Kurven verbunden [4]. Ausgehend von dieser Geometrie wurde mit linearen Timoshenko-Balken Elementen (Elementtyp B31 in Abaqus) und einem linearelastischen Materialmodell ein mechanisches Modell erzeugt. Die Wahl des Elementtyps wie des Materialmodells erlaubt sehr schnelle Berechnungen und bietet ein sehr hohes Maß an numerischer Stabilität.

Patientenmodellierung

Der Workflow zur Patientenmodellierung ist ein Abbildung 1, links dargestellt. Zur präoperativen Planung der TAVI werden EKG-getriggerte Flash CT Aufnahmen in der Diastole aufgenommen. Die automatische Segmentierung der Aortenwurzel, Aortenklappe und des linken Ventrikels erfolgt mit dem Philips HeartNavigator (Philips Healthcare, Best, Niederlande). Die dort erzeugten Oberflächenmodelle sind für die graphische Darstellung optimiert und eignen sich weder hinsichtlich Auflösung noch Regularität als Grundlage für eine mechanische Simulation. Ein parametrisches, hinsichtlich Regularität und Elementgröße auf FEM-Simulationen ausgelegtes Modell wird an die segmentierte Struktur angepasst. Hierzu wird ein semiautomatischer, landmarkengestützter Optimierungsprozess angewandt, welcher die anatomische Unterteilung in verschiedene Gewebekomponenten mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften, wie Elastizität und Faserrichtung (Anisotropie) erlaubt. Das parametrische Modell besteht aus zwölf NURBS-Patches zur Darstellung der Klappenregion und weiteren 18 Patches für den Aortenklappenannulus und den linksventrikulären Ausflusstrakt. Die aufsteigende Aorta und der linke Ventrikel werden mit jeweils 36 NURBS-Patches dargestellt. Die Kontrollpunkte an den Randkurven dieser Patches werden anhand anatomischer Landmarken und über einen surface-fit mit den segmentierten Dreiecksnetzen festgelegt.

Ausgehend von diesen Patches wird ein aus annähernd quadratischen Quadrilateralen bestehendes Netz mit einer maximalen Elementgröße von 0,1 mm erzeugt; dieses kann direkt in ein zweidimensionales Abaqus Shell-Modell umgewandelt werden. (Abaqus Elementtyp: S4R) Ausgehend von Literaturwerten [5] wird den einzelnen Regionen des parametrischen Modells eines von 5 verschiedenen Materialeigenschaften zugewiesen (Aorta, Ventrikel, Klappenbeutel, Klappenannulus, Klappenzwischenraum) zugewiesen.

Simulation

Die Simulation der Stentimplantation erfolgt in Abaqus (Dassault Systemes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich), unter Einsatz des expliziten Solvers mit Kontaktsimulation. Der Stent wird virtuell gecrimpt und kann in verschiedenen Ausgangslagen innerhalb der Aortenwurzel positioniert werden, ehe er virtuell entfaltet wird. Als Hardware werden bis zu 64 Kerne mit je 4 GB Arbeitsspeicher des Brutus Clusters an der ETH Zürich genutzt, die Laufzeiten lagen in der Größenordnung von 7 Stunden für einen Simulationslauf.

Validierung

Das 1D FE Modell auf Basis von Timoshenko Balken wurde sowohl im Rahmen einer Konvergenzanalyse im Vergleich zu verschiedenen hoch aufgelösten 3D Modellen auf Basis von Hexaedern verifiziert als auch experimentell validiert. Dabei zeigte sich bei großen Deformationen, wie sie im Rahmen des Crimping vor Implantation auftreten, Abweichungen > 10% zwischen Messung und Simulation. Im Bereich kleiner Deformationen, wie sie gegen Ende des Entfaltungsprozesses vorherrschen, wurden nur vernachlässigbare Abweichungen (<1%) festgestellt.

Im Einzelfall zur postoperativen Kontrolle bzw. innerhalb einer durch die Ethikkommission des Kantons Zürich genehmigten Studie werden nach Implantation Flash-CTs oder Spiral-CTs ohne Kontrastmitteleinsatz aufgenommen. Von sechs Patienten standen sowohl prä- als auch postoperative Bilddaten sowie Informationen über das Implantationsergebnis zur Verfügung. Bei diesen Patienten wurde ausgehend von intraoperativen Angiographiebildern eine der tatsächlichen Implantation möglichst entsprechende Ausgangsposition zur Simulation der Stententfaltung gewählt. Die Geometrie der implantierten Stents wurde mit einer in [6] vorgestellten Methode mit einer Genauigkeit < 0.2 mm aus den

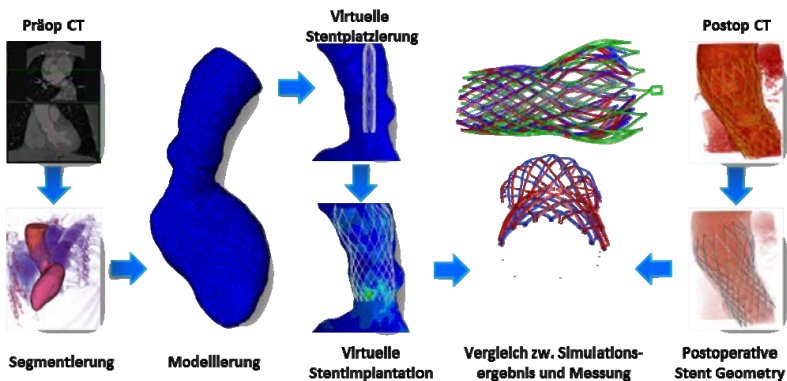


Abbildung 1: Ablauf von Modellierung, Simulation und Validierung

postoperativen CT-Bildern extrahiert (siehe Abbildung 1, rechts). Zur Bemessung des Unterschiedes zwischen der beobachteten und der simulierten Stentgeometrie nach Entfaltung wurde entlang der Längsachse des Stents jeweils der Umfang des deformierten Stents gemessen.

3 Ergebnisse

Zur Validierung des Simulationssystems standen Bilddaten von sechs Patienten sowohl vor als auch nach TAVI zur Verfügung. Drei der sechs Patienten wiesen nach TAVI sowohl in der Angiographie als auch im transesophagealen Echobefund eine mindestens moderate paravalvuläre Aortenklappeninsuffizienz (AI) auf. Bei einem Patient musste nach TAVI aufgrund einer Blockade des atrioventrikulären Knotens ein Herzschrittmacher (PM) dauerhaft implantiert werden (siehe Tabelle 1). Die letzten drei Spalten geben die minimale, maximale und mittlere Spannung am Annulus in MPa an.

	Klappe	AI	PM	F_{\min}	F_{\max}	F_{mean}
Patient 1	CV 29	moderat	Nein	0.0153	0.3764	0.1212
Patient 2	CV 29	moderat	Ja	0.0064	0.3651	0.1323
Patient 3	CV 29	moderat	Nein	0.0101	0.3433	0.1266
Patient 4	CV 26	leicht	Nein	0.0294	0.4045	0.1794
Patient 5	CV 26	leicht	(*)	0.0404	0.4045	0.1973
Patient 6	CV 26	leicht	Nein	0.0184	0.3513	0.1295

Tabelle 1: Klinische Outcomedaten der sechs Patienten und jeweils minimale, maximale und mittlere mechanische Spannung [MPa] am Annulus.

In Abbildung 2 ist der Verlauf des Umfangs entlang der Stentlängsachse für alle sechs Datensätze dargestellt, jeweils im Vergleich der Umfang des undeformierten Stents (grau), des simulierten Stents (grün) und des gemessenen Stents (rot). Im Mittel liegt die Abweichung zwischen Simulation und Messung zwischen 2.9 % (Patient 5) und 6.3 % (Patient 2).

4 Diskussion

Die vorgestellte Studie analysiert die Verbindung von mechanischer Stent-Gewebe-Interaktion und potentiellen interventionellen Komplikationen. Hierbei werden verschiedene Materialmodelle und abstrakte Elemente für eine effiziente Modellierung eingesetzt. Da der Stent nur in bekannten Größen und Materialien gefertigt wird, ist eine konsistente Modellierung möglich. Die Anatomie der Patienten auf der anderen Seite lässt eine geometrische Anpassung auf Basis eines CT Scans zu, wird aber nur mit Hilfe allgemeiner und nicht personalisierter Materialparameter simuliert. Kalk wurde zuvor als ein zentraler Faktor für patientenspezifische Variation der Stent-Expansion vorgestellt [7]. Die Tatsache, dass das Vorhandensein von Kalzifikationen in der gegenwärtigen Modellierung nicht berücksichtigt wird, ist vermutlich für einen großen Teil der in der Validierung festgestellten Abweichungen verantwortlich. Wir planen diesen für weitere Simulationen mit in das Modell zu integrieren und mit unseren Ergebnissen zu vergleichen. Hierzu wurde bereits eine Software entwickelt, welche die Verkalkungen an der Aortenklappe als Oberflächenmodelle extrahiert, volumetrisch vernetzt und in das Simulationsmodell integriert, wodurch die Genauigkeit der Simulation in einem exemplarischen

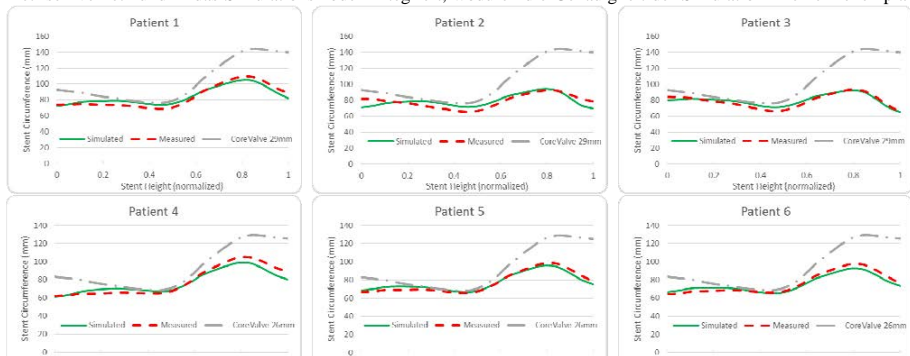


Abbildung 2: Vergleich von simulierter (grün) und gemessener (rot) Stentzirkumferenz. Zur Orientierung ist in grau die Zirkumferenz des undeformierten Stents angegeben.

risch behandelten Fall verbessert werden konnte [7]. Die Analyse des Einflusses auf das Simulationsergebnis der sechs vorliegenden Datensätze ist ausstehend.

5 Zusammenfassung

Mit der gezeigten Modellierung ist die nährungsweise Prädiktion der Stentgeometrie nach TAVI möglich. Die Daten von sechs Patienten zeige eine leichte Tendenz in Richtung eines Zusammenhangs zwischen der minimalen Kraft am Annulus und dem Auftreten von paravalvulären Lecks. Eine breiter angelegte Studie zur Untersuchung dieses Zusammenhangs ist in Vorbereitung.

6 Danksagungen

Die Arbeit wurde durch den Schweizerischen Nationalfonds unter der Fondsnummer (CR3213_135044) und der Schweizerischen Herzstiftung unterstützt.

7 Referenzen

- [1] M. B. Leon, C. R. Smith, M. Mack, D. C. Miller, J. W. Moses, L. G. Svensson, E. M. Tuzcu, J. G. Webb, G. P. Fontana, R. R. Makkar, D. L. Brown, P. C. Block, R. A. Guyton, A. D. Pichard, J. E. Bavaria, H. C. Herrmann, P. S. Douglas, J. L. Petersen, J. J. Akin, W. N. Anderson, D. Wang, S. Pocock., *Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery*, New England Journal of Medicine, 363(17), 1597—1607 (2010)
- [2] J. Mummert, E. Sirois, W. Sun, *Quantification of biomechanical interaction of transcatheter aortic valve stent deployed in porcine and ovine hearts*, Annals of Biomedical Engineering, 41(3) 577-586 (2013)
- [3] N. D. Ferreira, D. Caeiro, L. Adão, M. Oliveira, H. Gonçalves, J. Ribeiro, M. Teixeira, A. Albuquerque, J. Primo, P. Braga, L. Simões, V. G. Ribeiro, *Incidence and predictors of permanent pacemaker requirement after transcatheter aortic valve implantation with a self-expanding bioprosthesis*, Pacing Clin Electrophysiol., 33(11):1364-72 (2010)
- [4] M. Gessat, L. Altwegg, S. Sündermann, A. Plass, T. Frauenfelder, J. Grünenfelder, V. Falk, *Bezier-Spline-Basierte Postoperative Analyse der Deformation von Transkatheter Aortenklappenstents*, 10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie, Magdeburg, 15.-16. September (2011)
- [5] A. Hamdan, V. Guetta, E. Konen, O. Goitein, A. Segev, E. Raanani, D. Spiegelstein, I. Hay, E. Di Segni, M. Eldar, E. Schwammenthal., *Deformation dynamics and mechanical properties of the aortic annulus by 4-dimensional computed tomography: insights into the functional anatomy of the aortic valve complex and implications for transcatheter aortic valve therapy*. J Am Coll Cardiol.; 59(2), 119-27 (2012)
- [6] M Gessat, R Hopf, T Pollok, C Russ, T Frauenfelder, SH Sündermann, S Hirsch, E Mazza, G Székely, V Falk, *Image-Based Mechanical Analysis of Stent Deformation: Concept and Exemplary Implementation for Aortic Valve Stents*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2013) [published online first]
- [7] C. Russ, R. Hopf, S. Hirsch, S. H. Sündermann, V. Falk, G. Székely, M. Gessat., *Simulation of Transcatheter Aortic Valve Implantation under Consideration of Leaflet Calcification*, IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference, Osaka, 3.-7. Juli (2013)