

Biaxiale Messung der mechanischen Eigenschaften von Schweineaorten

Student Project

Ilona Trübswetter, Andreas Maier¹⁾, Jonas Biehler¹⁾

1) Lehrstuhl für Numerische Mechanik, Technische Universität München

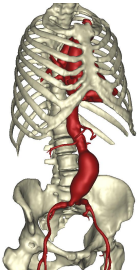


Abb. 1: Abdominales Aortenaneurysma

Einführung

Die Problematik eines abdominalen Aortenaneurysmas (AAA) besteht darin, dass die Möglichkeit einer Ruptur des AAA und demzufolge eines schnellen Todes des Patienten durch Verbluten besteht. Liegt ein asymptomatisches AAA vor, ist es Aufgabe des behandelnden Arztes das Operationsrisiko gegen das Rupturrisiko des Aneurysmas abzuwägen. [1]
Ein möglicher Ansatz zur Vorhersage des Rupturrisikos ist die numerische Modellierung der Aortengeometrie und Simulation der auftretenden Belastungen, z.B. mithilfe von Finite Elemente Methoden (FEM) [3,4]. Für eine gute Modellierung der Aorta ist es jedoch unbedingt erforderlich das Materialverhalten des Aortengewebes zu kennen. Dafür ist die Durchführung von mechanischen Materialprüfverfahren nötig. In dieser Arbeit wird das Verhalten von Aortengewebe anhand von Zugversuchen an einer Biaxialprüfmaschine untersucht.

Materialien und Methoden

Prüfmaschine:

Biaxialprüfmaschine *medix 0.1* (s. Abb. 2) von *Zwick/Roell* (Ulm-Eisingen, D)

Software:

- *TestXpert* (Kontrollsoftware, s. Abb. 3)
- *LaserXTens* (optisches Messsystem, s. Abb. 4)

Messung:

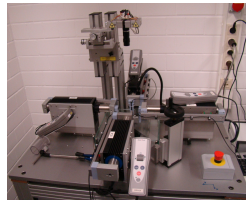
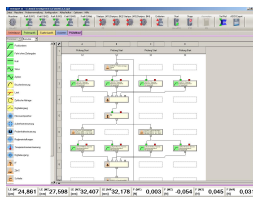
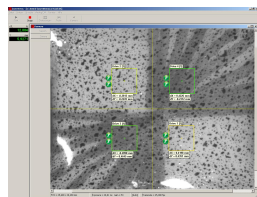
- Optisch (Verschiebung)
- Kraftmessdose/Traverse (Kraft, Verschiebung)

Proben:

abdominale Schweineaorta, kreisförmig, Ø 40 mm

Testprotokoll:

- Vorkraft 1 N
- Vorkonditionierung (10 Belastungszyklen)
- Maximale Dehnung 15 %

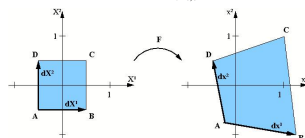
Abb. 2: Zugprüfmaschine *medix 0.1*Abb. 3: Testprotokoll in *testXpert*Abb. 4: Optische Messung in *laserXTens*

Auswertung:

- Automatisiert
- Berechnet Spannungen in Abhängigkeit vom Deformationsgradienten F (s. Abb. 5)
- Optimierung der Parameter verschiedener Materialgesetze durch Fitting → Multikriterielle Optimierung: $\sum (P_x - P_{x1})^2 + \sum (P_y - P_{y2})^2 = \min$

Materialgesetze:

- Raghavan & Vorp [5]: $W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_1 - 3)^2$
 $W = c/2(I_1 - 3) + \sum_{i=1,6} k_i/2k_2 \{ \exp[k_2(I_1 - 1)^2] - 1 \}$
- Holzapfel et al. [2]:

Abb. 5: Veranschaulichung des Deformationsgradienten F

Untersuchung der Richtungsabhängigkeit

Das mechanische Verhalten des Aortengewebes hängt von der Belastungsrichtung ab. Man geht davon aus, dass diese Anisotropie durch die im Gewebe eingelagerten Kollagenfasern zustande kommt. Die Bestimmung der Faservorzugsrichtung ist Inhalt dieser Versuchsreihe.

Versuchsdurchführung:

- 6 Schweineaortenproben
- Ziehen der Proben unter verschiedenen Winkeln (18x, 10° Abstand)

Ergebnisse:

- Deutliche Richtungsabhängigkeit bei allen Proben (s. Abb. 6)
- Richtung größter Steifigkeit bei ca. 30° zur Umfangsrichtung der Aorta

Anpassung des Materialgesetzes von Holzapfel:

- Angepasste Parameter unterliegen großen Schwankungen
- Bestimmung einer einheitlichen Faservorzugsrichtung nicht möglich

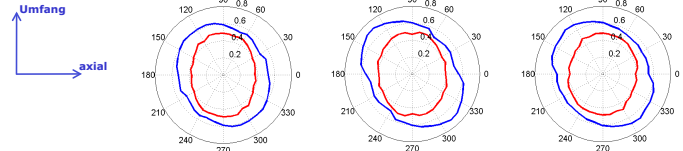


Abb. 6: Kräfte in N bei 5 % Dehnung im uniaxialen (rot) und equibiaxialen (blau) Versuch

Übertragung von uniaxial auf biaxial

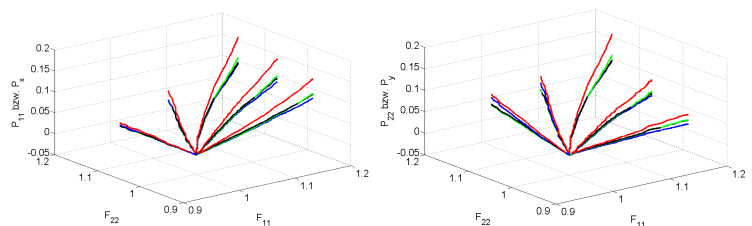
Die Verzerrungsenergiefunktion von Raghavan & Vorp ist ein isotropes Materialgesetz und basiert lediglich auf der ersten Invarianten I_1 . In dieser Versuchsreihe soll untersucht werden ob diese Verzerrungsenergiefunktion das Verhalten von Proben im biaxialen Versuch modellieren kann.

Versuchsdurchführung:

- 6 Schweineaortenproben
- Zugversuche: je 1x uniaxial und 1x biaxial (1:1, 0:1, 1:0, 0.5:1, 1:0.5)

Ergebnisse:

- Anpassung der Parameter des Materialgesetzes an die Ergebnisse aus uniaxialen Versuch → $c_1 = 0.0946 \text{ MPa}$, $c_2 = 0.1326 \text{ MPa}$ ($R^2 > 0.999$)
- Vergleich mit Verhalten im biaxialen Zugversuch → $R^2 = 0.57$ (s. Abb. 7: P_{uniax})
- Korrektur der Spannungen durch $p = 0.74$ ($P_{\text{korr}} = p P_{\text{uniax}}$) → $R^2 = 0.96$ (s. Abb. 7: P_{korr})
- Optimierung der Parameter auf biaxiales Verhalten → $c_1 = 0.0747 \text{ MPa}$, $c_2 = 0.0706 \text{ MPa}$, $R^2 = 0.99$ (s. Abb. 7: P_{biax})

Abb. 7: Spannungs-Dehnungs-Verläufe (Spannungen in MPa) beim biaxialen Zugversuch: $P_{\text{experimentell}}$ (blau), P_{uniax} (rot), P_{korr} (grün), P_{biax} (schwarz)

Fazit

In dieser Arbeit konnten mithilfe von biaxialen Zugversuchen Erkenntnisse über das Verhalten von porcinen Aortengewebe gewonnen werden. In einer ersten Versuchsreihe zeigte sich, dass porcines Aortengewebe eine Vorzugsrichtung hat, welche durch wiederholtes Ziehen der Probe unter verschiedenen Drehwinkeln bestimmt werden kann. Dieser Versuch ist sehr aufwändig und die bestmögliche Winkelauflösung liegt bei etwa 10°. Folglich sollte nach einer alternativen Methode zur Identifizierung der Vorzugsrichtung gesucht werden, welche bei überschaubarem Aufwand eine bessere Auflösung bietet um auch Faserfamilien mit ähnlicher Vorzugsrichtung getrennt erkennen zu können. Eine zweite Versuchsreihe ergab, dass es allein mit Kenntnissen über das Verhalten des Gewebes im uniaxialen Versuch schwierig ist biaxiale Spannungszustände zu beschreiben. Es müssen stets auch biaxiale Zugversuche durchgeführt werden. Wie bei der ersten Versuchsreihe wurden hierbei 6 Schweineaortenproben getestet. Um die statistische Aussagekraft der Ergebnisse zu verbessern empfiehlt es sich die Probenanzahl zu erhöhen.

Die übergeordnete Zielsetzung dieser Untersuchungen ist die Bestimmung des Rupturrisikos abdominalen Aortenaneurysmen beim Menschen. Es ist also insbesondere das Verhalten von humanem Aortengewebe von Interesse. Daher sollten in einem nächsten Schritt Versuche an gesundem sowie aneurysmatischem Aortengewebe vom Menschen durchgeführt werden. Zur Verifizierung der experimentell ermittelten Ergebnisse sollte zudem eine numerische Simulation des Zugversuchs durchgeführt werden. Diese bietet gegenüber dem Experiment den Vorteil, dass in der Beschreibung des Materialverhaltens auf Korrekturfaktoren verzichtet werden kann. Darüber hinaus könnten durch diese inverse Analyse zusätzliche Erkenntnisse über das Probenverhalten gewonnen werden. Sie ermöglicht es beispielsweise aus einer Reihe verschiedener Verzerrungsenergiefunktionen diejenige zu ermitteln, die das Verhalten des Gewebes am besten beschreibt.

Quellen:

- [1] Brewster, D.C. et al.: Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 2003, 37:1106-1117.
- [2] Holzapfel, G.A. et al.: A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. *Journal of Elasticity*, 2000, 61: 1-48.
- [3] Maier, A. et al.: A Comparison of Diameter, Wall Stress, and Rupture Potential Index for Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Prediction. *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38: 3124-3134.
- [4] Maier, A. et al.: Impact of calcifications on patient-specific wall stress analysis of abdominal aortic aneurysms. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2010, 9: 511-521.
- [5] Raghavan, M.L. und D.A. Vorp: Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33: 475-482.

