

## Finite-Elemente-Analyse abdomineller Aortenaneurysmen: aktuelle Wertigkeit als Ergänzung zur herkömmlichen Diagnostik

P. Erhart, T. C. Gasser, M. Auer, D. Böckler, Alexander Hyhlik-Dürr

### Angaben zur Veröffentlichung / Publication details:

Erhart, P., T. C. Gasser, M. Auer, D. Böckler, and Alexander Hyhlik-Dürr. 2015.  
"Finite-Elemente-Analyse abdomineller Aortenaneurysmen: aktuelle Wertigkeit als  
Ergänzung zur herkömmlichen Diagnostik." *Gefässchirurgie* 20 (7): 503–7.  
<https://doi.org/10.1007/s00772-015-0064-z>.

### Nutzungsbedingungen / Terms of use:

licgercopyright



# Finite-Elemente-Analyse abdomineller Aortenaneurysmen

## Aktuelle Wertigkeit als Ergänzung zur herkömmlichen Diagnostik

**Das patientenspezifische Rupturrisiko eines abdominalen Aortenaneurysmas (AAA) ist unklar. Wichtigste Parameter für eine operative Versorgung sind bisher der maximale AAA-Durchmesser und die Expansionsrate in mm/Jahr. Die Finite-Elemente-Analyse (FEA) hat derzeit noch keinen relevanten Stellenwert zur Ergänzung der präoperativen Diagnostik. Mit der Implementierung einer Workstation zur FEA könnte die Diagnostik des AAA sinnvoll ergänzt werden. In dieser Übersichtsarbeit sollen die Implementierung eines FEA-Systems an einem universitären Zentrum der Maximalversorgung und erste Studienergebnisse interpretiert und diskutiert werden.**

Obwohl das patientenspezifische Rupturrisiko eines AAA von vielen individuellen Parametern abhängt, sind der maximale AAA-Durchmesser und die jährliche Expansionsrate die wichtigsten Faktoren für die Indikationsstellung einer operativen Intervention. Bei Männern beträgt der Grenzwert in Abhängigkeit des Zentrums 5,0 bzw. 5,5 cm, obwohl epidemiologische Daten Rupturen für AAAs mit kleineren Durchmessern beschreiben [21]. Umgekehrt kommt es in einer Vielzahl von AAAs mit größeren Durchmessern ( $> 5,5$  cm) nie zu einer Ruptur [4]. Mit Hilfe der FEA könnte eine patientenspezifischere Risikobeurteilung möglich sein. Viele Faktoren wie AAA-Morphologie [29], Geschlecht [3, 5], arteriel-

ler Bluthochdruck [2], Raucheranamnese [24], familiäre Prädisposition [17] und Quantität des intraluminalen Thrombus [12] werden in Zusammenhang mit einem erhöhten Rupturrisiko gebracht, finden in der klinischen Entscheidungsfindung jedoch kaum Berücksichtigung. Zusätzlich zum maximalen AAA-Durchmesser scheinen biomechanische Analysen das patientenspezifische Rupturrisiko genauer zu beschreiben [8, 9, 16, 19, 29]. Die auf Finite-Elemente-Analyse (FEA) basierende Software A4clinics™ (VASCOPS GmbH, Graz, Österreich) berücksichtigt die oben genannten Parameter. Die Implementierung einer FEA-Workstation an einem universitären Standort soll im Folgenden vorgestellt und diskutiert werden.

Die FEA ist ein allgemeines mathematisches Diskretisierungsverfahren, mit dem unter anderem das mechanische Verhalten von Festkörpern untersucht werden kann. Es ist z. B. ein fester Bestandteil des Entwicklungszyklus (prototyping) vieler Industrieprodukte, bei denen Spannungsänderungen und Deformierungsprozesse im Vordergrund stehen.

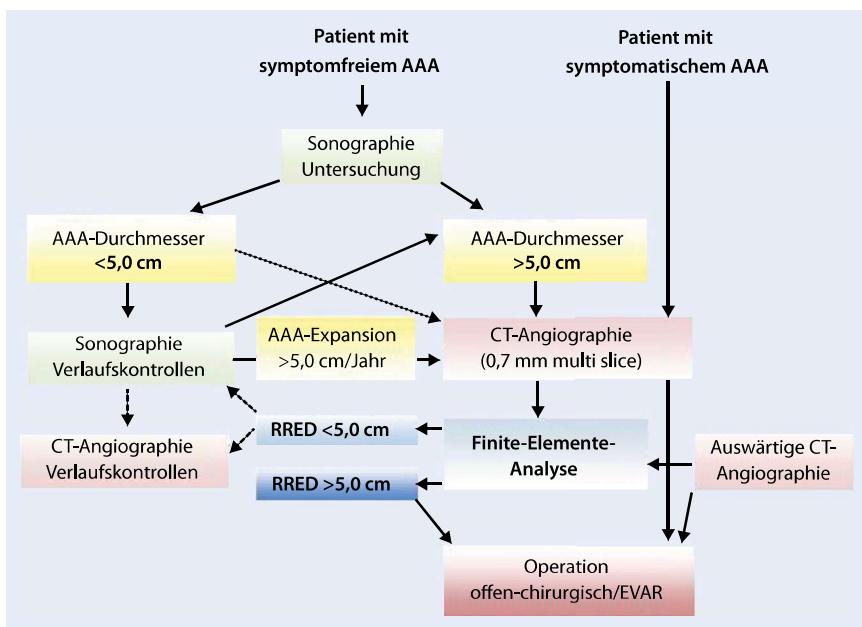
### » Die FEA ist ein allgemeines mathematisches Diskretisierungsverfahren

Obwohl das numerische Konzept der FEA aufgrund seines generischen Ansatzes auch direkt auf den kardiovaskulären Bereich anwendbar ist, muss hier jedoch der mechanischen Komplexität kar-

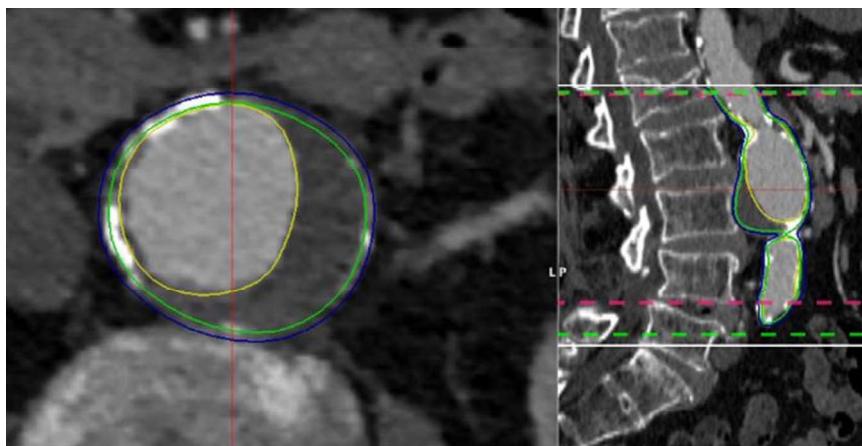
diovaskulären Gewebes Rechnung getragen werden.

Im medizinischen Bereich finden sich für die Finite-Elemente-Methode aufgrund der präzisen individuellen Modellierung von anatomischen Strukturen und der realitätsnahen Simulation zunehmend wissenschaftliche Anwendungsbiete. Mit Ausnahme des kardiovaskulären Systems existieren beispielsweise Anwendungen im Bereich der Orthopädie/Prothetik. Für den Wirbelkörperersatz stehen zahlreiche Implantattypen zur Verfügung. Präoperativ können mit Hilfe der FEA anatomische Rekonstruktionen der Wirbelsäule und mechanische Simulationen unterschiedlicher Therapieverfahren generiert werden [20]. Unabhängig von Aortenaneurysmen wird die FEA in der Gefäßmedizin unter anderem in nachfolgenden Bereichen angewandt:

- Identifikation von vulnerablen Plaques der A. carotis interna. Die individuellen biomechanischen Eigenschaften und Strömungsverhältnisse im Bereich der Karotisbifurkation könnten die Stabilität von atherosklerotischen Plaques beeinflussen [13].
- Hämodynamische Grundlagenforschung und Simulation von Stentimplantationen im Bereich atherosklerotischer Plaques [15].
- Pathomechanik beim diabetischen Fußsyndrom. Wichtige Schwerpunkte liegen in der Rekonstruktion des Fußgewölbes und simulationsbasierten Therapieverfahren zur Reduktion von Druckulzerationen [28].



**Abb. 1** ▲ Potenzielle Integration der FEA in die präoperative Diagnostik des AAA. Im Rahmen der diagnostischen Abklärung von symptomfreien Patienten kann eine FEA nach Durchführung einer CT-Angiographie erfolgen. Der RRED übersetzt Ergebnisse der biomechanischen Analyse in einen fiktiven Durchmesser mit gleichem Rupturrisiko. AAAs mit einem Durchmesser unter 5 cm könnten von einer biomechanischen Analyse profitieren, da rupturgefährdete Patienten einer frühelektiven Therapie zugeführt werden könnten. Jedoch wäre in diesen Fällen die Durchführung einer CTA erforderlich (gestrichelter Pfeil), was für den Einzelfall kritisch überprüft werden muss. Die FEA hat für die Indikationsstellung einer operativen Versorgung aktuell keinen alleinigen Stellenwert



**Abb. 2** ▲ Softwarebenutzeroberfläche und semiautomatische Gefäßlumenerfassung. Innerer Lumen-durchmesser (AAA-Lumen ohne Thrombusanteil; gelbe Markierung) und äußerer Gefäßdurchmesser (AAA-Lumen mit Thrombusanteil; blaue Markierung) werden vom Anwender primär festgelegt. Die Software rekonstruiert davon ausgehend ein 3D-Modell für die nachfolgende FEA

### A4clinics™ FEA-Simulation

Die FEA-Simulation der verwendeten Software basiert auf drei im Folgenden näher beschriebenen Arbeitsschritten:

- Rekonstruktion der AAA-Geometrie
- Durchführung der biomechanischen Simulation

- Interpretation der berechneten Parameter

**Rekonstruktion der AAA-Geometrie.** Der Anwender lädt Computertomographieangiographie- (CTA-)Daten („digital imaging and communications in medicine (DICOM) format“) über einen di-

rekten Picture-Archive-Communication-System- (PACS-)Zugang, von CD-Rom/ DVD oder einem USB-Stick. In der Klinik der Autoren erfolgte die Vernetzung der Software mit dem radiologischen PACS-Server. Dies ermöglicht eine unmittelbare Auswertung aktueller und archivierter CT-Angiographien. Die angewandte Software zeichnet sich durch eine schnelle Analyse (ca. 20 min) und eine hohe benutzerunabhängige Reproduzierbarkeit aus [14]. Durch die unmittelbare Vernetzung von Analysesoftware mit dem radiologischen Server können biomechanische Analysen auch in der Akutphase genutzt werden, beispielsweise bei Patienten mit fraglich symptomatischen Aneurysmen. An unserem Zentrum erfolgt bei allen Patienten mit einem AAA-Durchmesser größer 5,0 cm eine präoperative FEA (siehe □ Abb. 1). Eine detaillierte biomechanische Analyse von AAAs kleiner 5,0 cm wird derzeit durchgeführt.

Die Rekonstruktion der AAA-Morphologie erfolgt semiautomatisch und berücksichtigt sowohl den Durchmesser des durchflossenen Gefäßlumens, als auch den AAA-Gesamtdurchmesser inklusive des Thrombusanteils (siehe □ Abb. 2; [1]). Gefäßwand und Thrombus werden separat für die spätere biomechanische Berechnung in kleine einheitliche Volumenelemente (Finite Elemente) unterteilt.

**Biomechanische Simulation.** Die Finiten Elemente werden mit mathematischen Beschreibungen der Aneurysmawand und Thrombuseigenschaften verknüpft. Diese wurden aus experimentellen In-vitro-Studien bestimmt [10, 25]. Die biomechanische Berechnung integriert AAA-Durchmesser, Geschlecht, familiäre AAA-Prädisposition, AAA-Asymmetrie, Blutdruck und Thrombusdicke. Im 3D-Modell des AAA können biomechanische Parameter grafisch zur Darstellung gebracht werden (siehe □ Abb. 3). In jeder Analyse werden die Wandspannung („peak wall stress“, PWS) und ein Rupturrisiko-Index („peak wall rupture risk index“, PWRI) berechnet, die als Parameter zur patientenspezifischen Rupturrisikobeurteilung herangezogen werden können.

## Interpretation der biomechanischen Parameter.

Die Ergebnisse der biomechanischen Analyse werden automatisch berechnet und als äquivalente Durchmesser interpretiert („rupture risk equivalent diameter“, RRED). Der RRED ist ein hypothetischer Durchmesser, der das individuelle Rupturrisikoprofil mit der „Aneurysmanormalpopulation“ vergleicht [11]. Auf diese Weise werden Ergebnisse der biomechanischen Analyse mit diameterbasierten Ergebnissen klinischer Studien verbunden. Patienten mit einem AAA-Durchmesser < 5,0 cm, jedoch erhöhtem biomechanischem Risikoprofil könnten somit von einer operativen Versorgung profitieren.

## Diskussion

Klinische und experimentelle Studien konnten bereits wichtige Schritte zur Validierung der vorgestellten Methodik erzielen. Rupturierte abdominelle Aortenaneurysmen zeigten in einer retrospektiven FEA im Vergleich zu nicht rupturierten AAAs ein erhöhtes Rupturrisiko-

P. Erhart · T.C. Gasser · M. Auer · D. Böckler · A. Hyhlik-Dürr

## Finite-Elemente-Analyse abdominaler Aortenaneurysmen. Aktuelle Wertigkeit als Ergänzung zur herkömmlichen Diagnostik

### Zusammenfassung

Mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse (FEA) könnte eine patientenspezifische Risikobeurteilung abdominaler Aortenaneurysmen (AAA) möglich sein. Für die klinische Methodenvalidierung sind weitere Studien nötig. Die Software A4clinics™ bietet eine einfache umfangreiche und benutzerfreundliche FEA-Simulation. Mit Hilfe der Implementierung der FEA-Workstation an einem universitären

Gefäßzentrum der Maximalversorgung sollen wichtige Studien zur weiteren Methodenvalidierung folgen.

### Schlüsselwörter

Finite-Elemente-Analyse · Workstation · Abdominelles Aortenaneurysma · Rupturrisiko · Risikoeinschätzung

## Finite element analysis of abdominal aortic aneurysms. Current impact to complement conventional diagnostics

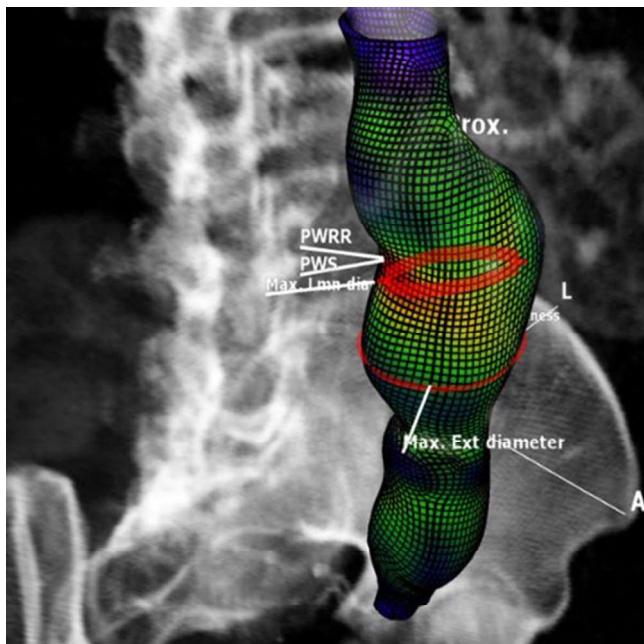
### Abstract

Finite element analysis (FEA) of abdominal aortic aneurysms (AAA) could enable a more precise patient-specific risk assessment of AAA rupture. Further clinical studies are needed to validate this model as a clinical decision-making tool. The A4clinics™ software provides a simple and detailed FEA simulation. After implementation of a FEA worksta-

tion in a high volume university vascular center, relevant studies for further model validation are expected to be carried out.

### Keywords

Finite element analysis · Workstation · Abdominal aortic aneurysm · Rupture · Risk assessment



**Abb. 3** ▲ Dreidimensionale AAA-Gefäßrekonstruktion und farbliche Darstellung von Regionen mit hohem (rot) und niedrigerem (blau) Rupturrisiko. Die Ergebnisse der FEA-Simulation können grafisch zur Darstellung gebracht werden. (PWS, „peak wall stress“, PWRR, „peak wall rupture risk“, A anterior, L linke Seite)

profil [7, 11, 28]. Die patientenspezifische Elastizität und Festigkeit der Gefäßwände muss als Unsicherheit der Simulationsparameter angesehen werden. Inwieweit diese Unsicherheit die Aussagefähigkeit der Berechnung beeinflusst, kann nur im Hinblick auf die jeweiligen Fragestellungen beantwortet werden. Für eine biomechanische Rupturrisikoeinschätzung eines AAA ist jedoch bekannt, dass die genaue Abbildung der Aneurysmengeometrie und Morphologie fehlerbestimmend sind, und die Variabilität der Gefäßwandeigenschaften womöglich nur einen untergeordneten Einfluss auf die Simulationsergebnisse hat.

In der hier beschriebenen FEA werden alle Aneurysmawandregionen als homogenisiert betrachtet, da Kalzifizierungen nicht explizit berücksichtigt werden. Dies ist eine wichtige Limitierung der Software. Prinzipiell wäre ein „Mapping“ von Gefäßwandregionen mit Kalzifizierungen aus der präoperativen CTA möglich, jedoch sind Studien zur Beschreibung der biomechanischen Eigenschaften dieser Regionen erforderlich. Gefäßwandregionen aus großen Aneurysmadurchmessern und einem dicken adhärenten Thrombusanteil werden potenziell als rupturgefährdet eingestuft. Der Einfluss des intraluminalen Thrombus auf die lokale Gefäßwandfestigkeit und Biomechanik wird in

der Literatur jedoch kontrovers diskutiert [22, 27].

### » In der hier beschriebenen FEA werden alle Aneurysmawandregionen als homogenisiert betrachtet

Für mechanische Druck- und Spannungsverhältnisse im Aneurysma sind vorwiegend die Morphologie und Gefäßwanddicke entscheidend. Bisher wurde für die biomechanische Analyse abdominaler Aortenaneurysmen eine weitestgehend homogene Aneurysmawanddicke angenommen. Ein biomechanischer Vergleich abdominaler Aortenaneurysmen mit homogener und variabler Gefäßwanddicke wurde erstmals von Raut et al. [26] durchgeführt. Basierend auf der CT-A-Segmentation wurde die „patient-specific regionally varying wall thickness“ in Hinblick auf genauere biomechanische Ergebnisse favorisiert.

Im Falle eines schnellen Aneurysmawachstums kann vom System eine Festigkeitsminderung der Aortenwand aufgrund der statischen Analysen nicht berücksichtigt werden. Dennoch könnte ein biomechanisches Follow-up bei Patienten unter konservativer „watchfull waiting“ Strategie das diagnostische Spektrum sinnvoll ergänzen.

Unter Berücksichtigung der Biomechanik können für AAAs mit gleichen maximalen Gefäßdurchmessern unterschiedliche Rupturpotenziale in Abhängigkeit von Aneurysmamorphologie und patientenspezifischen Eigenschaften („boundary conditions“) errechnet werden. In der vorgestellten Software konnte der PWRI gegenüber dem PWS genauer zwischen rupturierten und nicht rupturierten AAAs unterscheiden [7, 9]. Grenzwerte zur Identifikation von akut rupturgefährdeten Patienten können derzeit noch nicht in Aussicht gestellt werden.

Regionen der Aneurysmawand mit hohem berechnetem Rupturpotenzial zeigten in einem ersten Vergleich zu Kontrollregionen mit niedrigerem Rupturrisiko in der histologischen Untersuchung eine stärkere Degeneration der Aneurysmawand [6]. Maier et al. [18] konnte in Abhängigkeit zur lokalen Aneurysmawandspannung eine quantitativ erhöhte metabolische Aktivität von 18F-Fluorodeoxyglukose nachweisen. Es wird angenommen, dass eine chronische mechanische Beanspruchung der Aneurysmawand zu entzündlichen und degenerativen Gefäßwandveränderungen führt (Mechanotransduktion).

Für die endgültige Validierung der Methodik sind weiterführende klinische und experimentelle Studien nötig. Die FEA ist im vaskulären Bereich bereits ein wichtiges diagnostisches und wissenschaftliches Hilfsmittel. Das Hauptproblem für biomechanische Analysen stellt die biologische Diversität vaskulären Gewebes dar. Numerische (hypothetische) Modelle können in Abhängigkeit ihrer Komplexität diesem Faktor bedingt Rechnung tragen. Die Beurteilung des patientenspezifischen AAA-Rupturrisikos könnte durch ergänzende biomechanische Parameter sinnvoll ergänzt werden. Mit der vorgestellten FEA-Software ist eine schnelle und benutzerfreundliche Analyse möglich, die sich einfach in das klinische Umfeld integrieren lässt.

### Fazit für die Praxis

- Die FEA bietet biomechanische Indikatoren zur Wandbelastung abdominaler Aortenaneurysmen.

- **Mit der FEA sind präzise Durchmesser- und Volumenmessungen möglich.**
- **Die vorgestellte Software bietet eine schnelle, benutzerfreundliche und reproduzierbare FEA-Simulation.**
- **Zur Validierung der Methodik sind ergänzende Studien erforderlich.**

## Korrespondenzadresse



**Dr. P. Erhart**

Klinik für Gefäßchirurgie und Endovaskuläre Chirurgie  
Universitätsklinikum  
Heidelberg, Heidelberg  
philipp.erhart@med.uni-heidelberg.de

## Einhaltung ethischer Richtlinien

**Interessenkonflikt.** Finanzielle Fördermittel der B.-Braun-Stiftung, T.C. Gasser und M. Auer sind Mitgründer und Miteigentümer der VASCOPS GmbH.

Dieser Beitrag beinhaltet keine Studien an Menschen oder Tieren.

## Literatur

1. Auer M, Gasser TC (2010) Automatic reconstruction and finite element generation of abdominal aortic aneurysms. *IEEE Trans Med Imaging* 29:1022–1028
2. Brown LC, Powell JT (1999) Risk factors for aneurysm rupture in patients kept under ultrasound surveillance. UK Small Aneurysm Trial Participants. *Ann Surg* 230:289–297
3. Brown PM, Zelt DT, Sobolev B (2003) The risk of rupture in untreated aneurysms: the impact of size, gender, and expansion rate. *J Vasc Surg* 37:280–284
4. Darling RC, Messina CR, Brewster DC et al (1977) Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. *Circulation* 56:161–164
5. Derubertis BG, Trocciola SM, Ryer EJ et al (2007) Abdominal aortic aneurysm in women: prevalence, risk factors, and implications for screening. *J Vasc Surg* 46:630–635
6. Erhart P, Grond-Ginsbach C, Hakimi M et al (2014) Finite element analysis of abdominal aortic aneurysms: predicted rupture risk correlates with aortic wall histology in individual patients. *J Endovasc Ther* 21:556–564
7. Erhart P, Hyhlik-Dürr A, Geisbüsch P et al (2015) Finite element analysis in asymptomatic, symptomatic, and ruptured abdominal aortic aneurysms: in search of new rupture risk predictors. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 49:239–245
8. Fillinger MF, Raghavan ML, Marra SP et al (2002) In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *J Vasc Surg* 36:589–597
9. Gasser TC, Auer M, Labruto F et al (2010) Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms: model complexity versus predictability of finite element simulations. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 40:176–185
10. Gasser TC, Goerguelue G, Folkesson M et al (2008) Failure properties of intra-luminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static and pulsatile mechanical loads. *J Vasc Surg* 48:179–188
11. Gasser TC, Nchimi A, Swedenborg J et al (2014) A novel strategy to translate the biomechanical rupture risk of abdominal aortic aneurysms to their equivalent diameter risk: method and retrospective validation. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 47:288–295
12. Hans SS, Jareunpoon O, Balasubramanian M et al (2005) Size and location of thrombus in intact and ruptured abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 41:584–588
13. Heiland VM, Forsell C, Roy J et al (2013) Identification of carotis plaque tissue properties using an experimental-numerical approach. *J Mech Behav Biomed Mater* 27:226–238
14. Hyhlik-Dürr A, Krieger T, Geisbüsch P et al (2011) Reproducibility of deriving parameters of AAA rupture risk from patient-specific 3D finite element models. *J Endovasc Ther* 18:289–298
15. Karimi A, Navidbakhsh M, Yamada H et al (2014) A nonlinear finite element simulation of balloon expandable stent for assessment of plaque vulnerability inside stenotic artery. *Med Biol Eng Comput* 52:589–599
16. Khosla S, Moxon JV, Morris DR et al (2014) Comparison of peak wall stress in ruptured, symptomatic and intact abdominal aortic aneurysms: a systematic review and meta-analysis. *Br J Surg* 101:1350–1357
17. Larsson E, Granath F, Swedenborg J et al (2009) A population-based case-control study of the familial risk of abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg* 49:47–51
18. Maier A, Essler M, Gee MW et al (2012) Correlation of biomechanics to tissue reaction in aortic aneurysms assessed by finite elements and [18F]-fluorodeoxyglucose-PET/CT. *Int J Numer Method Biomed Eng* 28:456–471
19. Maier A, Gee MW, Reeps C et al (2010) A comparison of diameter, wall stress, and rupture potential index for abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction. *Ann Biomed Eng* 38:3124–3134
20. Matsumoto T, Ohnishi I, Bessho M et al (2009) Prediction of vertebral strength under loading conditions occurring in activities of daily living using a computed tomography-based nonlinear finite element method. *Spine* 34(14):1464–1469
21. Moll FL, Powell JT, Fraedrich G et al (2011) Management of abdominal aortic aneurysms. Clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 41:1–58
22. Mower WR, Quinones WJ, Gambhir SS (1997) Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. *J Vasc Surg* 26:602–608
23. Nicholls SC, Gardner JB, Meissner MH et al (1998) Rupture in small abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 28:884–888
24. Powell JT, Worrell P, MacSweeney ST et al (1996) Smoking as a risk factor for abdominal aortic aneurysm. *Ann NY Acad Sci* 800:246–248
25. Raghavan ML, Vorp DA (2000) Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *J Biomech* 33:475–482
26. Raut SS, Jana A, De Oliveira V (2013) The importance of patient-specific regionally varying wall thickness in abdominal aortic aneurysm biomechanics. *J Biomech Eng* 135:81010
27. Schurink GW, van Baalen JM, Visser MJ et al (2000) Thrombus within an aortic aneurysm does not reduce pressure on the aneurysmal wall. *J Vasc Surg* 31:501–506
28. Telfer S, Erdemir A, Woodburn J et al (2014) What has finite element analysis taught us about diabetic foot disease and its management? A systematic review. *PLoS One* 9:e109994
29. Venkatasubramaniam AK, Fagan MJ, Mehta T et al (2004) A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 28:168–176