

Numerische Simulation pulsierender Strömungen in Blutgefäßen des Gehirns mit Aneurysmen mittels Lattice-Boltzmann-Verfahren

Kamen N. Beronov und Franz Durst

Lehrstuhl für Strömungsmechanik, Universität Erlangen-Nürnberg

Zusammenfassung

Detaillierte Kenntnisse der individuellen Verhältnisse in Blutgefäßen mit Stenosen oder Aneurysmen sind unentbehrlich für ihre erfolgreiche Behandlung. Tomographieverfahren bestimmen die räumliche Lage von Gefäßwänden und Implantaten schnell und mit befriedigender Auflösung und Zuverlässigkeit. Die mechanische Wandbelastung bleibt aber unbekannt. Tomographiedaten werden seit wenigen Jahren für räumlich und zeitlich aufgelöste numerische Simulationen der Blutströmung in solchen Gefäßen herangezogen, um die mechanische Belastung zu quantifizieren. Übliche Rechenverfahren verursachen aber einen hohen Aufwand für Gittergenerierung und Simulation und erfordern die Kopplung mehrerer, meistens für Ingenieurentwicklungen geeigneter kommerzieller Softwareprodukte und entsprechende Kenntnisse und Erfahrung des Benutzers. Dadurch sind sie für klinische Anwendungen ungeeignet. Am Beispiel eines Gehirnaneurysmas wird nun demonstriert, dass sich alle genannten Schwierigkeiten durch den Einsatz von Lattice-Boltzmann-Verfahren vermeiden lassen. Aus strömungsmechanischer Sicht wird so der klinische Einsatz von Blutströmungssimulationen mit bereits zugänglichen Rechenressourcen ermöglicht. Deren diagnostischer Wert wird durch zunehmende Erkenntnisse über die Zusammenhänge zwischen der Pathologie und den spezifischen mechanischen Belastungen steigen. Strömungsmechanisch relevante Charakteristiken bei der Simulation von Aneurysmen werden diskutiert.

Schlüsselwörter: Blutstromsimulation, Aneurysmen, Lattice-Boltzmann

Numerical simulations of pulsating flow in intracranial blood vessels with aneurysms using Lattice Boltzmann methods

Abstract

A major prerequisite for successful planning and control of the medical treatment of blood vessels with stenoses or aneurysms is the detailed knowledge of the individual situation in the damaged vessels. Modern tomography methods provide good spatial resolution, so that vessel walls as well as prostheses can be easily and rapidly identified. However, the mechanical loads of the walls remain largely unknown. In the past few years, tomography data have been used for spatial and temporal simulations of the blood flow in such vessels and to predict the mechanical loads of the vessel walls. The methodologies used so far, however, involve elaborate grid generation and simulation steps, most often relying on commercial software suited for engineering projects. These require specific knowledge and experience in mechanics and numerical simulation, and are therefore inappropriate for clinical applications. It is now shown, by example of an intracranial aneurysm, that employing a Lattice Boltzmann method for the flow simulation allows to avoid all mentioned drawbacks and to simulate blood flows in a fast and simple way that is also appropriate for clinical use. The practical relevance of such simulations will be enhanced by a better understanding of the correlations between pathology and specific mechanical loads. The paper discusses also some aspects of fluid mechanics that are relevant for the study of aneurysms.

Keywords: Blood flow simulation, aneurysms, Lattice Boltzmann

Einleitung

Der gegenwärtige Zustand der Technik im Bereich der medizinischen Computertomographie (CT) erlaubt die Erstellung räumlich hochaufgelöster (bis 0,3 mm) dreidimensionaler (3D) geometrischer Informationen über die Blutgefäßstruktur von größeren Gefäßen. Die weit verbreiteten Aufnahmemethoden sind die CT-Angiographie (basiert auf Röntgenstrahlung) und die Magnetresonanztomographie (MRT), die eine Strahlenbelastung der Patienten erspart aber langsamer ist. Die MRT-Auflösung ist 3- bis 5-fach gröber als die von CT und dadurch unzureichend bei Gefäßdurchmessern unter etwa 5 mm. Diese 3D-Angiographiemethoden sind in die Standardverfahren zur Behandlung von Tumoren und von Malformationen (Stenosen, Aneurysmen u. a.) der Hauptblutgefäße eingegangen. Die Untersuchung sowohl der Ursachen als auch der Therapiemöglichkeiten bei Malformationen sollte auf Ansätzen aufbauen, die bei größeren Blutgefäßen wesentlich anders als bei anderen Organen sind, da hämodynamische Faktoren von entscheidender Bedeutung sind, jedoch nicht unmittelbar aus den Tomographiedaten eingeschätzt werden können. Der Weg zu einer individualisierten quantitativen Einschätzung der Behandlungsmöglichkeiten und der langfristigen Prognose führt über die Modellierung der individuellen biomechanischen Verhältnisse in der Nähe der Gefäßdeformationen. Diese werden durch zwei Faktoren entscheidend bestimmt: lokale Veränderungen der Gefäßwandeigenschaften und damit gekoppelte Störungen des Blutstroms. Die Mechanik der Blutgefäßwände ist immer noch ein weit offenes Forschungsthema [11, 18]. Die Hämodynamik kann aber, bei gegebenem Modell der Wandeigenschaften, mit bestehenden Verfahren der CFD (computational fluid dynamics) errechnet werden. Als grundsätzliche Frage stellt sich nicht mehr, wie die Modellierung zu gestalten ist, sondern wie der hohe Rechenaufwand zu überwinden ist, so dass es zu einem direkten klinischen Einsatz kommen kann.

In diesem Artikel werden die bekannten Anwendungen von CFD auf Blutgefäßströmungen kritisch betrachtet und danach die Möglichkeit beschrieben, ein weniger bekanntes Rechenverfahren so einzusetzen, dass alle technischen Einschränkungen der Standardverfahren aufgehoben werden. Als erste Beispielanwendung wird die Strömung in einem und um ein Gehirnaneurysma berechnet.

In der medizinischen Forschung wird meistens kommerzielle CFD-Software verwendet, die auf den numerischen Diskretisationsmethoden der finiten Elemente (FEM) oder der finiten Volumina (FVM) basiert. Diese Methoden erlauben die Arbeit mit unstrukturierten, an komplexen Randgeometrien angepassten Rechengittern. Voraussetzungen dafür sind eine ausreichende Genauigkeit der Geometrieangaben, die Verfügbarkeit von weiterer (kommerzieller) Software für Rechengitter-Generierung und eine entsprechende Qualifikation der Anwender. Mit diesen Methoden wurden in den letzten 15 Jahren numerische Untersuchungen von Gefäßmodellen durchgeführt, die Stenosen [3] und später entsprechende Bypass-

geometrien [18] sowie „einfache“ Aneurysmen [14, 17] und später „gecoilte“ Aneurysmen [10] darstellten. Oft wurde dabei die Pulsation des Blutstromes mitbetrachtet. Die Elastizität der Gefäßwände kann mit größerem Aufwand auch mitberechnet werden [14], jedoch besteht noch viel Ungewissheit über die komplizierten und vom Körperteil und Individuum abhängigen Materialeigenschaften der Blutgefäßwände [11, 16, 18]. Die Nicht-Newtonsche Rheologie des Blutes [18] kann bei großen Gefäßen in erster Näherung vernachlässigt werden [17]. Ein Übergang von Modellen zu 3D-Angiographiedaten findet nun statt [5, 10, 21]. Allerdings bleibt der Anteil hochqualifizierter Arbeit bei der Datensegmentierung und der Gittergenerierung für die Simulation sehr hoch. Räumlich dreidimensionale, zeitabhängige Simulationen stellen immer noch große Herausforderungen an herkömmliche Rechner [20]. So werden immer noch stark vereinfachte Modelle der Blutströmung eingesetzt, z. B. bei der Entwicklung von Stents [1] oder um einige einfache Blutstromeigenschaften schnell voraussagen zu können und damit die Einschätzung der operativen Prognose bei Aortenstenosen in der klinischen Praxis zu verbessern [26]. Die Verifikation entsprechender Modelle ist sehr aufwändig und hat gezeigt [9], dass die interessierenden Strömungscharakteristiken nicht zuverlässig vorhergesagt werden können.

Die wichtigste Größe bei Atherosklerose ist die Wandscherspannung, bei Aneurysmen zusätzlich der Druckverlauf [4, 19, 24, 25]. Spannungen und dessen Gradienten sind schwieriger zu berechnen oder zu modellieren als Geschwindigkeiten [20]. Sie werden von der Verzweigung der Blutgefäße und den Eigenschaften ihrer Wände stark beeinflusst.

Ein allgemeines Problem bei CFD-Anwendungen auf Blutströmungen ist die Angabe geeigneter Randbedingungen. Massen- und Momentum-Erhaltung und eine realistische Verteilung des Massenstroms unter den Zweigen des betrachteten Gefäßsystems müssen gewährleistet sein. Der Blutdruck und die Geschwindigkeit an den Ein- und Ausströmungsquerschnitten des Rechengebiets, die den Strömungsverlauf hauptsächlich bestimmen, sind nur schwer und ungenau messbar. Minimal-invasive Methoden dazu, wie Ultraschall oder Phasen-Kontrast-MRI, werden intensiv untersucht [23]. Dazu kommen die bereits erwähnte Ungewissheit und Komplexität der Wandeigenschaften.

Eine Übersicht der mechanischen Eigenschaften von intrakraniellen Aneurysmen [11] zeigt, dass diese nicht nur von den Faktoren, die allgemein den Zustand von Blutgefäßwänden beeinflussen (Alter, Geschlecht, Erbschaft usw.), sondern auch von der Größe und Geometrie der Aneurysmen und von dem Verlauf der mechanischen Belastungen stark abhängig sind. Es ist z. Z. Stand der klinischen Praxis, Gehirnaneurysmen nur nach ihrer Größe und ihrem Lokus zu klassifizieren. Dies entspricht nur einem Teil der mechanischen Faktoren, die die Belastung und die Gefährdung der Aneurysmen bestimmen. Der Zusammenhang zwischen Lokus und Geometrie auf der einen Seite und strömungsmechanischer Belastungen

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/10733604>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/10733604>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)