



Doctoral Thesis

## **Simulation des arteriellen Blutflusses ein allgemeines Modell mit Anwendung auf das menschliche Hirngefässsystem**

**Author(s):**

Osenberg, Hein Paul

**Publication Date:**

1991

**Permanent Link:**

<https://doi.org/10.3929/ethz-a-000592891> →

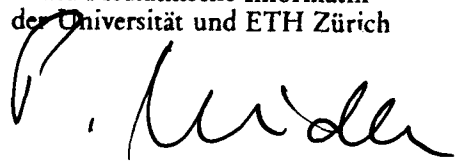
**Rights / License:**

[In Copyright - Non-Commercial Use Permitted](#) →

This page was generated automatically upon download from the [ETH Zurich Research Collection](#). For more information please consult the [Terms of use](#).

Diss. ETH Nr. 9342

*Prof. Dr. P. Niederer*  
Institut für Biomedizinische Technik  
und Medizinische Informatik  
der Universität und ETH Zürich



**Simulation des arteriellen Blutflusses –  
Ein allgemeines Modell mit Anwendung auf das  
menschliche Hirngefäßsystem**

**ABHANDLUNG  
zur Erlangung des Titels  
DOKTOR DER NATURWISSENSCHAFTEN  
der  
EIDGENÖSSISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE  
ZÜRICH**

vorgelegt von

Hein Paul Osenberg  
Dipl. Phys. ETH  
geboren am 13. Oktober 1958  
in Dortmund (Deutschland)

Angenommen auf Antrag von  
Prof. Dr. P. Niederer, Referent  
Prof. Dr. M. Anliker, Korreferent

# Abstract

The simulation of the human arterial circulation is of interest in view of an understanding of the mechanisms that are responsible for the shape of the flow and pressure waveforms travelling along the arteries under normal and pathological conditions.

A model is presented that allows the simulation of arbitrary vessel networks using straight vessel segments connected by branching elements. A one-dimensional approximation of the Navier-Stokes equations is used for the straight segments. Special emphasis is given to a correct treatment of damping by using a viscoelastic model for the vessel wall [47] and the 'Zielke' approximation for the viscous friction [138]. In the branching elements the Bernoulli equation is used to calculate the flow into the branching segments. Segments can be recombined to simulate anastomoses. The differential equations are solved using the method of Lax-Wendroff.

The influence of the viscous and viscoelastic damping mechanisms is compared for the linearized differential equation system. For large vessels and high frequencies viscoelastic damping dominates, whereas for low frequencies or small arteries the viscous friction is the important damping mechanism.

The arterial circulation including the Aorta with vessels extending into the foot and the cerebral circulation with the circle of Willis has been simulated. The results were compared to ultrasound Doppler and magnetic resonance flow measurements. Good agreement was found between the simulation results and the measured data.

*Simulations where different damping mechanisms were used show that shockwaves occur in the model if only the Poiseuille approximation for viscous friction is used as a damping mechanism. In contrast, shockwaves cannot be observed in the model if either the Trikha approximation or the viscoelasticity of the vessel wall is used as a damping mechanism.*

Two pathological situations that lead to greatly changed flow patterns in the cerebral circulation were simulated: a stenosis of one internal carotid artery and the subclavian steal syndrome. The results show good qualitative agreement with data taken from the literature and it can be seen that diameter variations in the circle of Willis have a critical influence on the blood supply of the parts of brain downstream of a stenosis.

# Zusammenfassung

Die Simulation des Blutflusses im menschlichen Arteriensystem ist von Interesse zum Verständnis der Mechanismen, die unter normalen und pathologischen Verhältnissen die Form der Druck- und Flußpulse beeinflussen, die sich im Arteriensystem ausbreiten.

In dieser Arbeit wird ein Modell präsentiert, welches die Simulation von beliebigen Arteriennetzwerken erlaubt. Das Netzwerk wird dabei aus geraden Segmenten und Verzweigungselementen aufgebaut. In den geraden Segmenten wird eine eindimensionale Approximation der Navier-Stokes Gleichungen benutzt, um die Pulsausbreitung zu simulieren. Es wird darauf geachtet, die Dämpfungsmechanismen korrekt zu simulieren, indem die viskose Reibung nach der 'Zielke' Approximation [139] modelliert wird und die Viskoelastizität der Arterienwände nach dem Modell von Holenstein [47] berücksichtigt wird. In den Verzweigungselementen wird die Bernoulligleichung benutzt, um die Flußverteilung zu berechnen. Gerade Segmente können zusammengefügt werden, um Anastomosen zu modellieren. Zur Lösung der Differentialgleichungen wird die Methode von Lax-Wendroff benutzt.

Die Einflüsse von viskoser und viskoelastischer Dämpfung wurden mit Hilfe des linearisierten Differentialgleichungssystems verglichen. Für große Gefäße und hohe Frequenzen dominiert die Dämpfung durch die Viskoelastizität der Arterienwände. Im Gegensatz dazu dominiert die viskose Reibung für kleine Gefäße oder niedrige Frequenzen.

Mit dem Modell wurden der absteigende Ast der Aorta und die wichtigen Gefäße des arteriellen Teils des Hirnkreislaufs einschließlich des Kreises von Willis simuliert. Die erhaltenen Resultate stimmen gut mit physiologischen Flußdaten überein, die aus Ultraschall und Magnetresonanzmessungen erhalten wurden.

Simulationen, bei denen verschiedene Dämpfungsmechanismen vernachlässigt wurden ergaben, daß Schockwellen im Modell beobachtet werden konnten, wenn die Dämpfung durch die viskose Reibung nach Poiseuille modelliert wurde. Schockwellen wurden nicht beobachtet, wenn entweder die Trikha-Approximation für die viskose Reibung oder die Viskoelastizität der Arterienwände als Dämpfungsmechanismus benutzt wurden.

Zwei pathologische Situationen, die zu stark geänderten Flußverhältnissen im Hirnkreislauf führen, wurden simuliert: eine Stenose einer A. carotis interna und das Subclavian Steal Syndrom. Die erhaltenen Resultate zeigen gute qualitative Übereinstimmung mit Daten aus der Literatur und es zeigt sich, daß Durchmesservariationen der Gefäße im Kreis von Willis einen entscheidenden Einfluß haben auf die Blutversorgung in Bereichen des Gehirns, die distal zu einer Stenose liegen.