

Kurzzusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wird aus einem gegebenen pulsatilen Herz-Kreislauf-Modell ein nichtpulsatiles Modell hergeleitet, welches die „gemittelte Dynamik“ des pulsatilen Modells sehr gut wiedergibt. Der Vorteil eines nichtpulsatilen Modells gegenüber einem pulsatilen Modell liegt in den wesentlich geringeren Laufzeiten von Simulationen. Da man zudem häufig nicht so sehr an der Dynamik während einer Herzperiode, sondern vielmehr an der gemittelten Dynamik interessiert ist, eignet sich das nichtpulsatile Modell für viele Simulationen bestens.

Das pulsatile Ausgangsmodell ist im Wesentlichen das Herz-Kreislauf-Barorezeptor-Modell von Danielsen und Ottesen aus [OOL04]: Dieses Modell besteht aus einem Herz-Kreislauf-Modell mit konzentrierten Parametern, welches mit einem Modell für den Barorezeptor-Mechanismus gekoppelt wird. Das pulsatile Modell wird samt der vorgenommenen Veränderungen zu Beginn der Arbeit vorgestellt. Anschließend wird die Herleitung des nichtpulsatilen Modells ausgeführt. Diese basiert auf einem älteren Ansatz von Rideout, der u. a. in [Rid91] beschrieben ist. Hier wird die Pulsatilität des Herz-Kreislauf-Modells beseitigt, indem der kontinuierliche durch den mittleren Blutfluss aus dem Herzen ersetzt wird. Da der Barorezeptor-Mechanismus gewisse Kreislauf-Größen wie z. B. die Herzfrequenz verändert, um Änderungen im arteriellen Blutdruck – z. B. verursacht durch einen Blutverlust – entgegenzuwirken, wird untersucht, wie das Modell auf Veränderungen dieser Parameter reagiert. Während sich die meisten dieser Parameter als unkritisch herausstellen, wird der Fehler mit sich stark ändernder Herzfrequenz größer. Daher wird der Ansatz von Rideout dahingehend erweitert, dass einige in der Herleitung auftauchende Konstanten sich mittels Spline-Interpolation an die sich ändernde Herzfrequenz anpassen. Das mit demselben Barorezeptor-Modell gekoppelte nichtpulsatile Herz-Kreislauf-Modell liefert nun nicht nur im ungestörten Fall, sondern auch bei der Simulation von Blutungsszenarien sehr gute Ergebnisse. Sowohl für das pulsatile als auch für das nichtpulsatile Modell werden einige numerische Aspekte beleuchtet, in erster Linie hinsichtlich der Steifheit des Systems.

Zur weiteren Bewertung des nichtpulsatilen Modells wird zusätzlich das Cycle-Averaging – eine Methode zur Herleitung eines gemittelten Systems, die bei der Fourier-Reihendarstellung der Variablen ansetzt und in der neueren Literatur bereits zur Herleitung von nichtpulsatilen Herz-Kreislauf-Modellen verwendet wurde – auf dasselbe zugrunde liegende pulsatile Herz-Kreislauf-Modell angewendet. Es zeigt sich, dass die entsprechenden Simulationsergebnisse nicht so gut sind wie diejenigen, die mit dem erweiterten Rideout-Ansatz erhalten werden.

Abschließend werden weitere Blutungssimulationen mit dem nichtpulsatilen Modell durchgeführt: Neu ist die Modellierung einer inneren Blutung, zudem wird ein weiterführendes Simulationsbeispiel aus dem Artikel [FBK06] zum Vergleich „nachsimuliert“. Zusammenfassend ist es gelungen, einen Ansatz zur Herleitung eines nichtpulsatilen Herz-Kreislauf-Modells zu begründen, der auch zur Anwendung auf andere pulsatile Herz-Kreislauf-Modelle geeignet ist.

Abstract

In the study presented, a non-pulsatile cardiovascular model is derived from an existing pulsatile model, with the non-pulsatile approach aptly reflecting the “averaged dynamics” of the pulsatile one. The benefit of the non-pulsatile versus the pulsatile model lies in the considerably shorter running time of simulations. In addition, the non-pulsatile model is very well suited for a variety of simulations since in many cases it is not the dynamics during a cardiac period but the averaged dynamics that are of interest.

Basically, the initial pulsatile model is the cardiovascular-baroreceptor model by Danielsen and Ottesen from [OOL04]: which consists of a cardiovascular model with concentrated parameters and is coupled with a model for the baroreceptor mechanism. In the study, the pulsatile model plus all modifications applied is introduced first. Subsequently, the process of deriving the non-pulsatile model is presented. It is based on a previous approach by Rideout as described for instance in [Rid91]. His concept eliminates pulsatility in the cardiovascular model by replacing continuous cardiac blood outflow with mean outflow. Since the baroreceptor mechanism alters certain parameters like e. g. heart rate so as to counterbalance changes in arterial pressure – caused, for instance, by blood loss – this study investigates the responsiveness of the model to changes in these parameters. While most parameters prove to be non-critical, the error is found to amplify with substantial changes in heart rate. Against this background, Rideout’s approach was modified in a way that permits some constants, appearing as part of the derivation process, to adjust to the changing heart rate by means of the spline interpolation. After that, the non-pulsatile cardiovascular model that was coupled to the identical baroreceptor model not only provided very good results in uneventful cases, but also in simulations of hemorrhagic scenarios. Some numerical aspects, both of the pulsatile and the non-pulsatile model, are discussed, addressing primarily the stiffness of the system. For further evaluation of the non-pulsatile model, cycle-averaging is also applied to the underlying pulsatile cardiovascular model. This is a method for deriving an averaged system which starts from representing the variables by Fourier series and has already been applied to the derivation of non-pulsatile cardiovascular models in recent literature. It has been demonstrated that the simulation results obtained are not as good as those achieved using the modified Rideout approach.

As a final step, further simulations of hemorrhages are carried out with the non-pulsatile model: this includes the modeling of internal hemorrhage as a new feature. Moreover, a next-level simulation example from the article [FBK06] is reproduced.

In summary, an approach to deriving a non-pulsatile cardiovascular model is successfully established that also is suitable for application to other pulsatile cardiovascular models.