

## PHYSICAL MODELLING OF CARDIOVASCULAR SYSTEM

P. Klimentová\*, J. Pražák\*

**Summary:** *This paper discusses the work on improvement of existing experimental system for physical simulation of cardiovascular system (CVS) in Biomechanics laboratory, Institute of Thermomechanics AS CR. The aim of this text is to describe the physical models of CVS and to demonstrate the arterial and left ventricular pressure curve, measured on the model of CVS with various types of model of aorta.*

### 1. Úvod

Za fyzikální model kardiovaskulárního systému, dále jen CVS, může být považován každý předmět, který je složen z modelu srdce, modelu aorty a modelu tělního odporu. Některé modely jsou konstruovány tak, aby v jednotlivých částech byl časový průběh tlaku odpovídající fyziologickým hodnotám, ty jsou blíže popsány v Silbernagl, Despopulos (2004) nebo Yang a kol. (1978). Takovéto modely mohou být využity pro testování umělých náhrad CVS.

### 2. Fyzikální modely CVS

Některé objekty považujeme za fyzikální modely CVS, ačkoli neobsahují všechny tři části. Příkladem takovýchto jednoduchých modelů jsou modely statické, používané pro výuku anatomie (tyto modely vyrábějí např. firmy Buyamag inc., GPI Anatomicals) nebo model CVS v embryonálním stadiu, kdy ještě nejsou vyvinuty chlopně (Kenner a kol., 1998).

Existují také modely, které nemají představovat celou CVS, ale pouze některou její část. To se týká např. modelů cév, které slouží pro detekci rychlosti pulzní vlny v cévách a pružných tenkostěnných elastických trubicích. Výzkumem těchto modelů se zabývá např. Laboratoř biomechaniky člověka ČVUT.

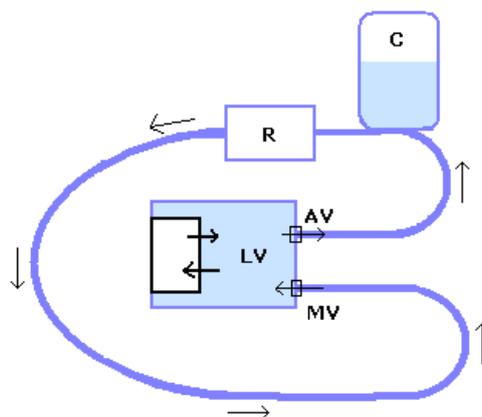
Jednoduchý model CVS, který zahrnuje model srdce, poddajnosti i tělního odporu, představuje Windkessel model. Vyjadřuje srdce a tělní cévní systém jako uzavřený hydraulický obvod zahrnující vodní pumpu spojenou s komorou. Obvod je naplněn vodou kromě vzduchové kapsy v komoře. (Windkessel je německé slovo pro vzduchovou komoru.) Jak je voda pumpována do komory, voda a vzduch se stlačují v kapse a vytlačují vodu z komory zpátky do pumpy. Stlačitelnost vzduchu v kapse představuje poddajnost cév. Odpor je zařazený v místě, kde opouští kapalina vzduchovou kapsu a teče zpět do pumpy, což

---

\* Bc. Petra Klimentová, RNDr. Josef Pražák, CSc.: Ústav termomechaniky AV ČR, v. v. i., Dolejškova 1402/5, 182 00 Praha 8; ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno 2; email: petra.klimentova@fbmi.cvut.cz

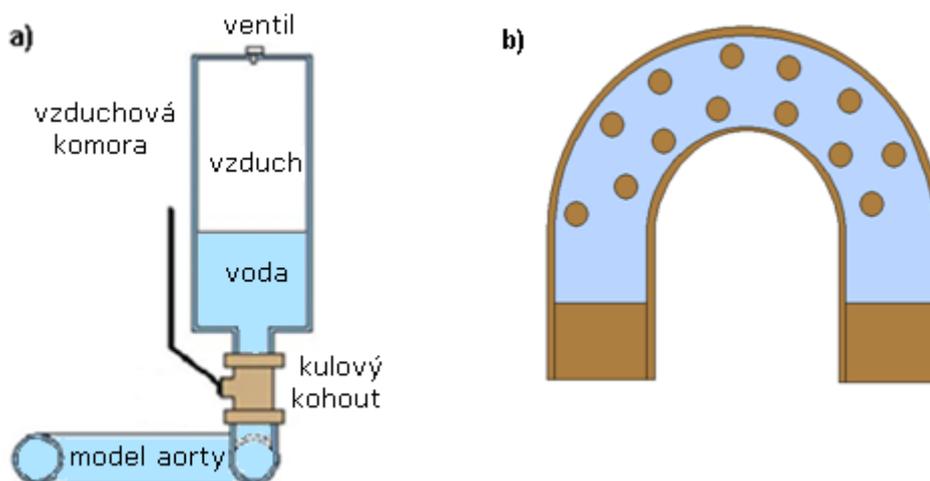
simuluje odpor krve protékající arteriálním stromem z velkých tepen do malých tepének a kapilár, (Klimentová, 2007). Schéma Windkessel modelu je znázorněno na Obr. 1.

Dle tohoto schématu jsou úplné fyzikální modely CVS sestaveny. Liší se provedením daných tří částí, použitými materiály, modelem krve, atd.



Obr. 1: Mechanické části Windkessel modelu. LV-levá komora. C-vzduchová komora, R-element odporu. MV a AV jsou mitrální a aortální chlopeň v tomto pořadí

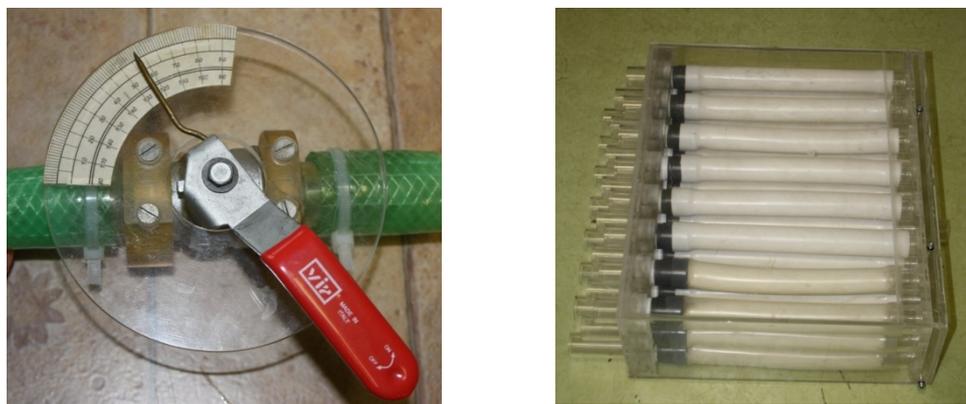
Poddajnost aorty bývá modelována uzavřenou komorou, která je částečně naplněna vodou (či jiným modelem krve) a částečně vzduchem. Vzduch mění svůj objem s rostoucím tlakem, je tedy poddajný, velikost poddajnosti závisí na rozměrech nádoby. Modely využívající tento model aorty jsou blíže popsány v Palafox, Wicker (2003), Vitro operation (online, c2000), Grigioni a kol. (2003).



Obr. 2 Schéma modelu aorty a její poddajnosti jako a) vzduchové komory, b) vyztužené poddajné hadičky

Aorta bývá také modelována hadičkou o dané poddajnosti. Tento model napodobuje principem skutečnou aortu, při rostoucím tlaku hadička zvětšuje svůj objem a plní se modelem krve, při klesajícím tlaku zmenšuje svůj objem a vypuzuje model krve dále do modelu arteriální části CVS. Takovýto model poddajnosti využívají modely popsané v pracích Verdonck (2006), Bustamante a kol. (2003).

Modelem krve je většinou destilovaná voda, ale není tomu tak pokaždé. Krev má sice téměř stejnou hustotu jako voda ( $1052 \text{ kg/m}^3$ ), má však asi pětkrát vyšší viskozitu, proto se pro větší přesnost experimentu využívají různé směsi, např. 35% Glycerin + 65% destilovaná voda + 9 gramů NaCl na jeden litr (objemová procenta). Hustota této směsi je  $1133 \text{ kg/m}^3$ , viskozita je  $3.2 \text{ Pa}\cdot\text{s}$  při  $37^\circ\text{C}$  (Vivitro operation online, c2000). Jsou i takové modely, které jsou konstruované pro cirkulaci vzduchu, takový model je popsán v práci Amendola (2003).



Obr. 3 Model tělního odporu, vlevo: kulový kohout, vpravo: model na bázi filtru

Ve všech výše zmíněných modelech je periferní odpor modelován jednoduše kulovým kohoutem. Kohout jako model tělního odporu je tvarově velmi odlišný od sítě arterií a kapilár, které představují hydraulický odpor pro proudění krve v lidském organismu. Je otázkou, zda pouhé zúžení trubice navazující na model aorty je dobrou aproximací postupného rozvětvení aorty na síť arterií a arterií menšího a menšího průřezu. Složitější model tělního odporu, který respektuje toto rozvětvení, popisuje práce Chlup a kol. (2004).

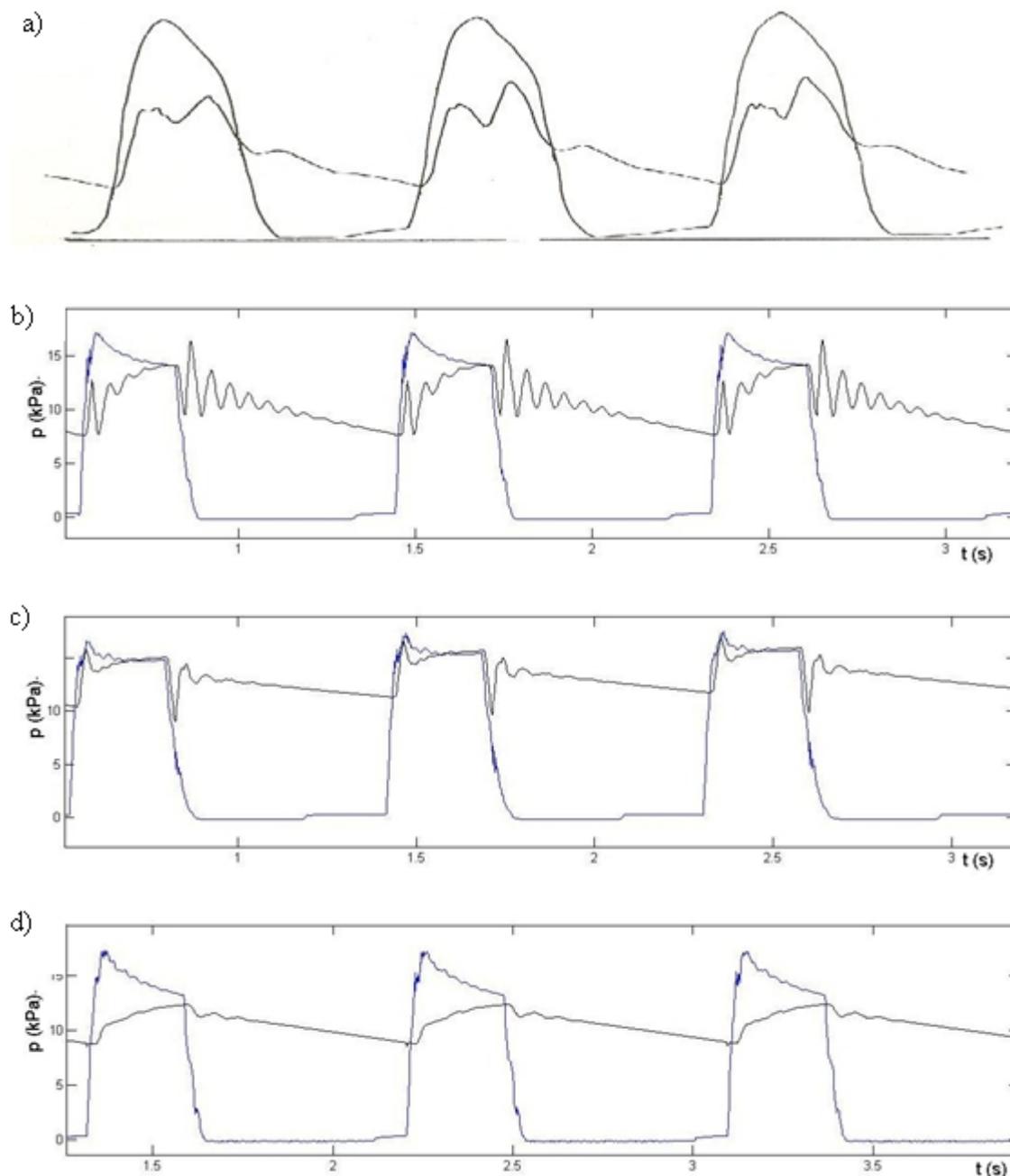
Na Obr. 4 je vyfotografován model CVS sestavený na Ústavu termomechaniky v zapojení tělního oběhu. Jeho části jsou modelovány dle výše popsaných principů. Navíc obsahuje model žilního řečiště: válec, který slouží jako rezervoár modelu krve. K modelu aorty a levé komory jsou napojeny senzory tlaku, díky nimž je ověřována platnost modelu.



Obr. 4 Model CVS na ÚT AV ČR

Na modelu CVS zobrazeném na Obr. 4, tzn. v zapojení kulového kohoutu jako modelu tělního odporu, otevřeného válce jako modelu žilního řečiště, levé komory a vzduchové komory jako modelu poddajnosti, byl naměřen časový průběh tlaku zobrazený na Obr. 5b. Časový průběh tlaku v aortě je oproti reálnému průběhu (znázorněn na Obr. 5a) rozkmitán. Model poddajnosti (viz Obr. 2a) obsahuje při ústí vzduchové komory kulový kohout, kterým

je možno regulovat rychlost natékání modelu krve. Časový průběh tlaku naměřený s využitím tohoto jevu je zobrazen na Obr. 5c. Poslední průběh tlaku, Obr. 5d, byl naměřen při zapojení modelu, jehož schéma je nakresleno na Obr. 2b, jedná se o modelování aorty pomocí poddajné hadičky vyztužené perforovanou skleněnou trubičkou vytvarovanou do písmene U.



Obr. 5 Časové průběhy tlaku v aortě (černě) a v levé komoře (modře) naměřené

a) katétrem (Yang a kol., 1978)

b) na modelu na ÚT se vzduchovou komorou jako modelem poddajnosti

c) na modelu na ÚT s přivřeným kulovým kohoutem u natékání do vzduchové komory

d) na modelu na ÚT s vyztuženou hadičkou jako modelem aorty

### 3. Závěr

Při zapojení různých modelů aorty se mění časový průběh tlaku měřených v tomto modelu, časový průběh tlaku v modelu levé komory zůstává téměř stejný. Průběh nejvíce podobný reálnému průběhu je naměřen na modelu se zapojením poddajné hadičky jako modelu aorty. Tento model přesně kopíruje princip funkce reálné aorty. Nevýhodou tohoto modelu je to, že jeho poddajnost je dána poddajností hadičky, její hodnotu můžeme experimentálně změřit (Panuška, 2005), časem se však tato hodnota může stárnutím materiálu značně změnit.

### 4. Literatura

- Silbernagl, S. & Despopulos, A.(2004) Atlas fyziologie člověka. *Praha: Grada publishing*, 435 s. ISBN 80-247-0630-X
- Yang, S.S., et al. (1978) From Cardiac Catheterization data to Hemodynamic Parameters. 2nd edition. ISBN 0803697066.
- Heart models [online]. (c1995) [cit. 2008-01-21]. Dostupný z WWW: <[http://www.buyamag.com/heart\\_models.php](http://www.buyamag.com/heart_models.php)>.
- 4-pc Artery Model 265 [online]. (c2007) [cit. 2008-01-28]. Dostupný z WWW: <[http://www.gpianatomicals.com/model\\_detail.php?refnumber=156](http://www.gpianatomicals.com/model_detail.php?refnumber=156)>.
- Laboratoř biomechaniky člověka: Kardiovaskulární systém a jeho náhrady [online]. (c2006) [cit. 2008-02-09]. Dostupný z WWW: <<http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=kardiovaskularni-system-a-jeho-nahrady&lang=cz>>.
- Klimentová, P. (2007) Windkessel modely kardiovaskulárního systému. 8 s. Semestrální práce.
- Kenner, T. & Moser, M. & Juany & Noordergraaf, A. (1998) Optimization of structure and function of the cardiovascular system. *3rd World Congress of Biomechanics, Sapporo*
- Palafox, G.N. , Wicker, R.B. (2003) Rapid in-vitro physiologic flow experimentation using rapid prototyping and particle image velocimetry. *In 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida*, s. 2.
- Vitro operation [online]. (2000) [cit. 2008-02-08]. Dostupný z WWW: <[web.eng.fiu.edu/bmelabs/BME4050L/docs/Cardiovascular%20Fluid%20Mechanics%20Lab%20-%20Fall%202005.doc](http://web.eng.fiu.edu/bmelabs/BME4050L/docs/Cardiovascular%20Fluid%20Mechanics%20Lab%20-%20Fall%202005.doc)>.
- Grigioni, M., et al. (2003) Mock circulatory system for the characterisation of mechanical cardiac system support. *Rapporti ISTISAN [online]. annata 21, numero 3* [cit. 2008-02-09], s. 58. Dostupný z WWW: <[www.iss.it/binary/publ/publi/0321.1109155225.pdf](http://www.iss.it/binary/publ/publi/0321.1109155225.pdf)>.
- Verdonck, Pascal. (2006) Cardiovascular mechanics and biofluid dynamics [online]. [cit. 2008-02-08]. Dostupný z WWW: <[www.firw.ugent.be/onderzoek/IR15.pdf](http://www.firw.ugent.be/onderzoek/IR15.pdf)>.
- Bustamente, J., et al. (2003) Physical model of the cardiovascular system.. *Biongenieria e Informatica Medica [online]*. [cit. 2008-02-09].
- Sulková, S. & Lopot, F. & Ságová, M. (2001) Klinický význam individualizace teplotní bilance během hemodialýzy. *Aktuality v nefrologii. č. 7, s. 5*. Dostupný z WWW: <<http://www.tigis.cz/AVN/Index.htm>>.

- Vitro operation [online]. (2000) [cit. 2008-02-08]. Dostupný z WWW: <[web.eng.fiu.edu/bmelabs/BME4050L/docs/Cardiovascular%20Fluid%20Mechanics%20Lab%20-%20Fall%202005.doc](http://web.eng.fiu.edu/bmelabs/BME4050L/docs/Cardiovascular%20Fluid%20Mechanics%20Lab%20-%20Fall%202005.doc)>.
- Amendola, Anthony, et al. (2003) Physical model of the circulatory system [online]. [cit. 2007-11-19]. Dostupný z WWW: <[www.soe.uoguelph.ca/Design/posters2003/images/circulatory\\_system\\_poster.pdf](http://www.soe.uoguelph.ca/Design/posters2003/images/circulatory_system_poster.pdf)>.
- Chlup, H. & Konvičková, S. & Pražák, J. (2004) Experimentální testování vyvinutého prvku systémového odporu krevního řečiště pro simulační linky kardiovaskulárního systému. *In Computational mechanics*, s. 6.
- Panuška, V. (2005) Měření statické poddajnosti modelu cévy. 73 s. Diplomová práce.