

MODEL OF ARTERIAL SYSTEM

Jiří Dvořák

Bachelor Degree Programme (1), FEEC BUT
E-mail: xdvora81@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Radovan Jiřík
E-mail: jirik@feec.vutbr.cz

ABSTRACT

The aim of this work is modeling of the human arterial system. The used models are formulated based on analogy of electric circuits and hydrodynamic systems. The models are known as Windkessel models. Two-, three- and four-element models are reviewed and implemented in Matlab Simulink. Furthermore, an interactive application was implemented which enables easy model selection, parameter setting and visualization of the resulting blood flow and pressure curves.

1. ÚVOD

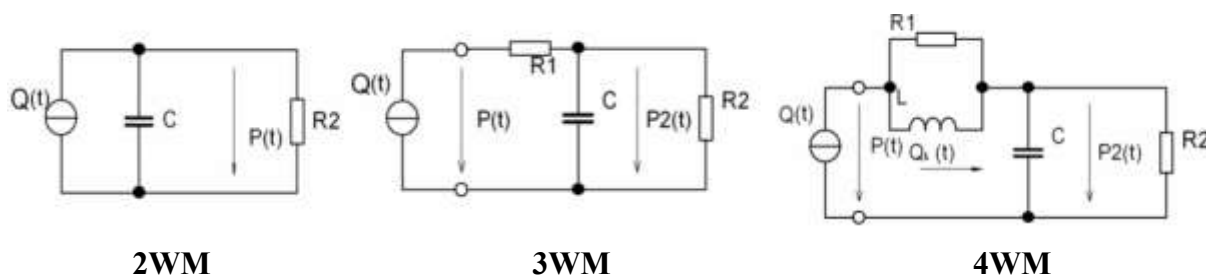
Cílem práce je navrhnout model kardiovaskulárního systému, kdy závislost tlaku a toku krve aortou je simulována pomocí Windkessel modelu (dále jen WM). Na všeobecné znalosti o třech základních typech WM včetně jim příslušejících matematických vyjádření [3] navazuje implementace celého problému do počítačového prostředí MATLAB SIMULINK. Jedná se o vytvoření zapojení, volbu hodnot jednotlivých prvků a v posledním kroku analýzu a zhodnocení výsledků. Konečným výstupem je pak aplikace umožňující jednoduché zadávání velikosti parametrů WM a následný grafický výpis průběhu tlaku.

2. MATEMATICKÝ MODEL

Vztah mezi průtokem krve a tlakem v aortě ovlivňují v největší míře velikosti dvou parametrů. Jedná se o periferní odpor a poddajnost stěn artérií. Periferní odpor (peripheral resistance) je dán odporem cévního řečiště. Poddajnost (compliance) aorty a větších tepen je schopnost rozšíření svého průměru při průchodu tlakové vlny krve. Tato vlastnost je potřebná pro plynulé spojitě proudění krve řečištěm.

2.1. WINDKESSEL MODELY

V prvním nejjednodušším modelu 2WM (dvouprvkový Windkessel model) matematicky popsaném rovnicí (1) se uvažuje pouze periferní odpor a poddajnost. Druhý model 3WM dle rovnice (2) navíc zahrnuje i odpor aorty ascendens (vzestupné části aorty). Uvažováním setrvačnosti krve vzniká poslední model 4WM, jemuž odpovídá rovnice (3). Tok krve je ve schématech vyjádřen zdrojem časově proměnného toku $Q(t)$ a tlak v aortě hodnotou $P(t)$. Elektrická schémata všech tří modelů jsou uvedena v obrázku 1, význam jednotlivých prvků ve schématech pak vysvětluje tabulka 1.



Obrázek 1: El.schéματα WM .

$$Q(t) = C \frac{dP(t)}{dt} + \frac{v(t)}{R_2} \quad (1)$$

$$\left(C + \frac{R_1}{R_2} \right) \frac{dQ(t)}{dt} + C R_1 \frac{dQ_L(t)}{dt} = C \frac{dP(t)}{dt} + \frac{v(t)}{R_2} \quad (2)$$

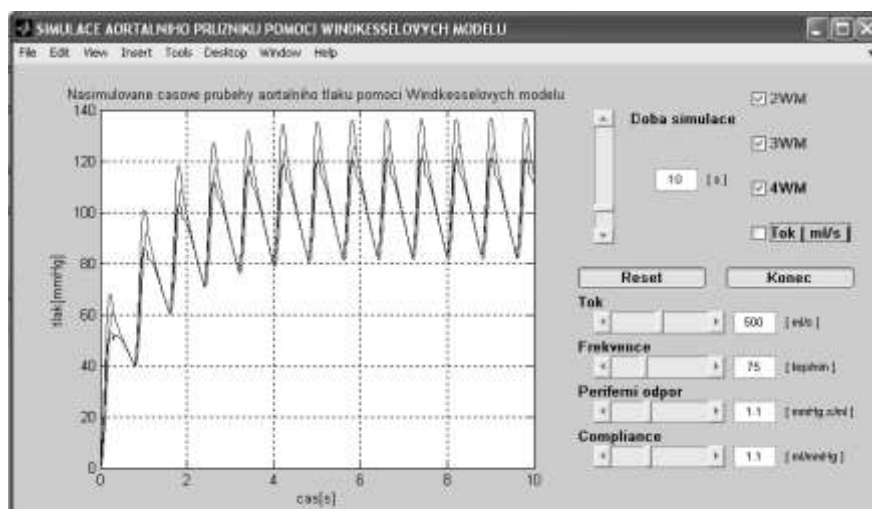
$$\begin{aligned} \frac{dQ_L(t)}{dt} &= \frac{R_1}{L} Q(t) - \frac{R_1}{L} Q_L(t) \\ \frac{dP_2(t)}{dt} &= \frac{Q(t)}{C} - \frac{1}{R_2 C} P_2(t) \end{aligned} \quad (3)$$

SYMBOL	VELIČINA	JEDNOTKA
R1	odpor aorty ascendens	mmHg.s.ml ⁻¹
R2	periferní odpor	mmHg.s.ml ⁻¹
C	poddajnost	ml.mmHg ⁻¹
L	setrvačnost krve	mmHg.s ² .ml ⁻¹
Q(t)	tok krve proměnný v čase	ml.s ⁻¹
P(t)	tlak v aortě proměnný v čase	mmHg

Tabulka 1: Seznam veličin, symbolů a jednotek WM.

2.2. POČÍTAČOVÝ MODEL

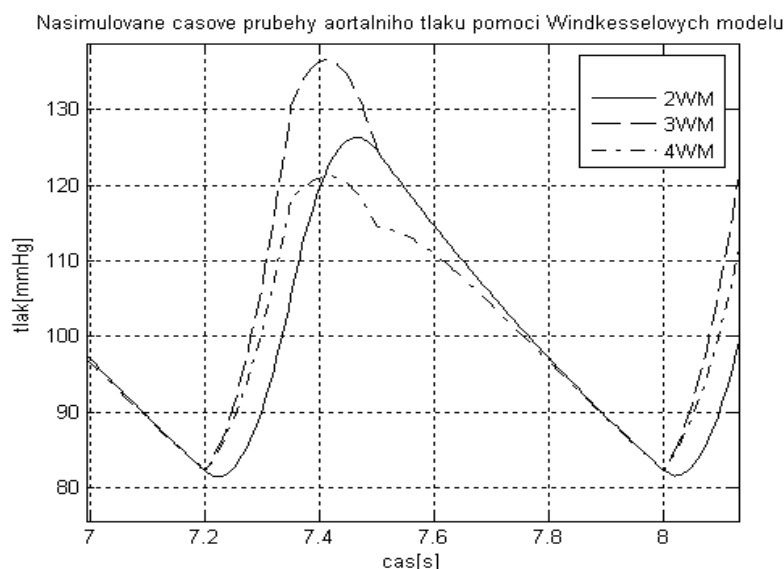
Celá aplikace je realizována v prostředí MATLAB a skládá se z hlavní funkce *WindMod.m* definující okno aplikace, vedlejší funkce *vykresli_graf.m* vytvářející graf a skriptu *nastav.m* pro nastavení parametrů. Ke svým výpočtům využívá modelu *KombinaceWM.mdl* vytvořeného v SIMULINKU (získaného spojením všech zmíněných WM modelů coby dílčích subsystémů) a jednoho datového souboru *vystup.mat*, který je tímto modelem automaticky generován. Okno aplikace je uvedeno v obrázku 2 a jeho výřez zobrazující graf časových průběhu tlaku zachycuje obrázek 3.



Obrázek 2: Okno aplikace.

Dosažení klidových hodnot systolického a diastolického tlaku (120/80mmHg) na výstupu modelu je podmíněno vhodným nastavením jeho parametrů (R1, R2, C1, L), přičemž každý z dílčích modelů bude mít tyto parametry jiné.

Tvar křivek také závisí na tvaru vstupní veličiny průtoku, která je zde tvořena periodickým signálem. Ejekční fáze tvoří trojúhelníky a nulovými hodnotami se simuluje nulový průtok (semilunární chlopeč uzavřen). Tento vstupní signál velmi zjednodušuje skutečnou křivku průtoku, proto i výstupní časové průběhy tlaků WM neodpovídají zcela skutečnosti.



Obrázek 3: Průběh tlaku v čase pro 2WM až 4WM.

3. ZÁVĚR

Vytvořený model pracuje pouze v rámci parametrů a vlastností, které jsou do něj zahrnuty. Jeho výstupní data se proto mohou od dat získaných měření lišit. Model demonstruje vliv změny jednotlivých parametrů na krevní tlak tak, jak je jednoduše u člověka sledovat nemůžeme. Všechny reakce jsou totiž neustále modulovány řadou regulačních vazeb.

Prostudovaného principu se využívá v lékařských přístrojích zjišťujících hodnoty krevního tlaku na základě měření průtoku. Samotná aplikace je vhodná k rychlému zjištění směru a velikosti změn veličiny tlaku při změnách fyziologických parametrů aorty a lze ji proto využít i jako fyziologickou učební pomůcku.

Pokračováním této práce bude zlepšování modelů na základě porovnání simulovaných a naměřených dat.

LITERATURA

- [1] Zaplatílek, K., Doňar, B.: MATLAB tvorba uživatelských aplikací. 1.vyd., nakl. BEN-technická literatura, Praha 2004. 216 s. ISBN 80-7300-133-0
- [2] Dušek, F., Honc, D.: Matlab a Simulink, Úvod do používání. Univerzita Pardubice, 1.vyd., červen 2005. 172 s. ISBN 80-7194-776-8
- [3] Hlaváč, M.: Windkessel model analysis in Matlab: výzkumná zpráva. Brno: VUT FE-EC Ústav biomedicínského inženýrství, 5 s.