

EVOLUTION OF THE MOCK-LINE OF CARDIOVASCULAR SYSTEM CIRCUIT

H. Chlup^{*}, S. Konvičková^{*}

Summary: *Simulation line of cardiovascular systém will be designed for setting velocity pulse wave in inserted sample of vein, thinwall tube and identification material properties of wall sample. This is a systemic circuit. 5 circuits were created in which were compared two possible simulations systemic resistance working on different principle. It was observed behaviour of individual line elements and their mutual influence. Done experiments shown optimal arranging of line elements.*

1. Úvod

Simulační linka systémového okruhu kardiovaskulárního systému je koncipovaná pro stanovení rychlosti průchodu pulsní vlny vloženým vzorkem tenkostěnné trubice nebo cévy, zjišťování materiálových vlastností cévních stěn nebo jejich náhrad. Generátorem pulsačního toku je počítačově ovládaný pulsátor Superpump od firmy Vivitro Systems inc. Funkci levé srdeční komory simuluje vlnovcové čerpadlo. Byly analyzovány příspěvky a interakce jednotlivých členů linky na změny tlakových a tokových poměrů pracovního média v lince. Cílem experimentů bylo určit nejvhodnější uspořádání linky a stanovit příčiny a místa vzniku nežádoucích tokových jevů.

2. Metody

Linka byla pro tento druh experimentu upravena, zjednodušena. Byly použity prvky, které mají zásadní vliv na změnu hemodynamických poměrů v systému. Experimentální okruhy

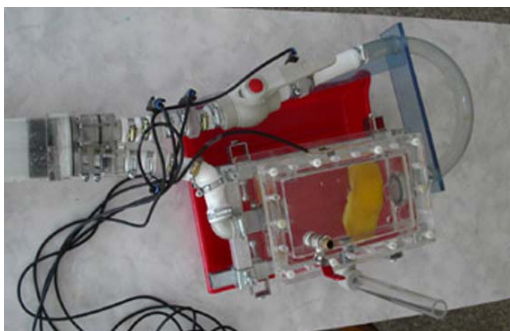


Obr. 1: Pulsátor Superpump s viskoelastickým odporovým adaptérem a vlnovcovým čerpadlem

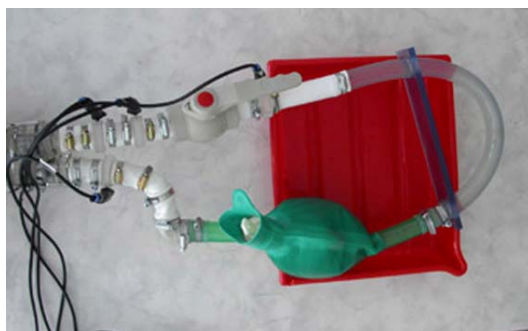
byly sestaveny z následujících prvků: pulsátor, viskoelastický odporový adaptér (VEOA), vlnovcové čerpadlo, systémový odpor, uklidňovací komora. Aortální vana sloužící pro uchycení zkoumaného vzorku, byla z linky vyjmuta. Pulsátor je řízen

^{*} Ing. Hynek Chlup, Prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc.; Laboratoř biomechaniky člověka, Ústav mechaniky, Fakulta strojní, ČVUT v Praze; Technická 4; 166 07 Praha 6; tel.: +420.224352690, fax: +420.2329382; e-mail: chynek@seznam.cz

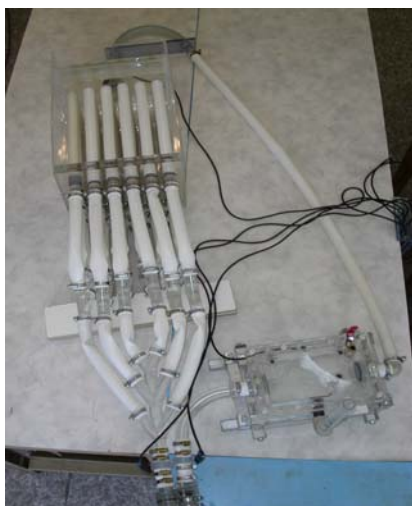
počítačem s vlastním softwarem a řídicí jednotkou. Viskoelastický odporový adapter, sériově řazený s pulsátorem, částečně pohlcuje energii kapaliny obr. 1. Pulsátor pohání vlnovec vlnovcového čerpadla obr. 1, které je na sání a výtlaku osazeno komorami s umělými chlopněmi běžně používanými při transplantacích srdečních chlopní.



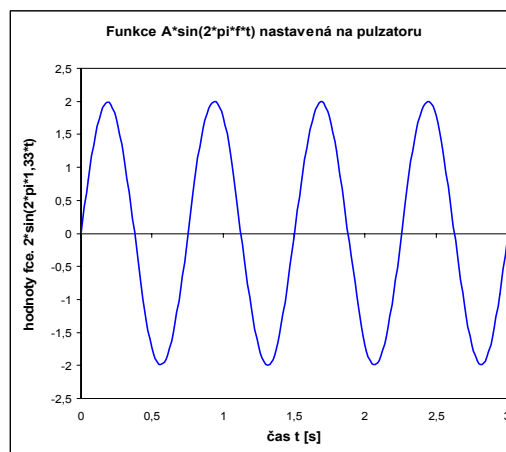
Obr. 2: Okruh 2



Obr. 3: Okruh 3



Obr. 4: Okruh 5



Obr. 5: Pulsace generované pulsátorem

Kapalina z výtlaku čerpadla přes výtlačnou chlopeň proudí do systémového odporu a poté do uklidňovací komory a zpět přes sací chlopeň do čerpadla. Jako systémový odpor byl aplikován kulový uzávěr (KU, škrcení proudu) a alternativní, námi vyvíjený, systémový odpor [2, 3] (ASO, mnohačetné větvení proudu).

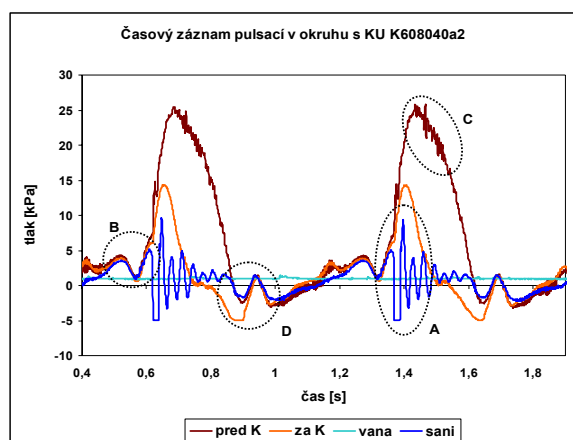
Bylo sestaveno 5 okruhů. Pro prezentaci byly vybrány okruhy 2, 3, 5 obr. 2, 3, 4. Ve 4 byl použit jako systémový odpor kulový uzávěr. Škrcení proudu pracovní tekutiny je obvyklý přístup pro vytvoření odporu proti pohybu kapaliny v simulačních linkách kardiovaskulárního systému. V poslední době se objevují v literatuře i jiné přístupy simulace prvku systémového odporu, např. elastickými vaky nebo větvením proudu v poddajných trubcích. Na kulovém uzávěru byl nastavován odpor 60° uzavřením a plným otevřením kulového uzávěru. Při každém nastavení odporu bylo provedeno měření s elasticitou odpovídající hodnotě 40 a 100 na stupnici viskoelastického odporového adapteru. Při experimentech byla měněna poloha a náplň uklidňovací komory obr. 2, 3.

Do okruhu 5 byl vřazen alternativní systémový odpor, který v této fázi vývoje experimentální linky nebyl regulovatelný obr. 4. Tekutina protéká všemi odporovými segmenty. Měnilo se zde nastavení viskoelastického odporového adapteru stejně jako v předchozích případech.

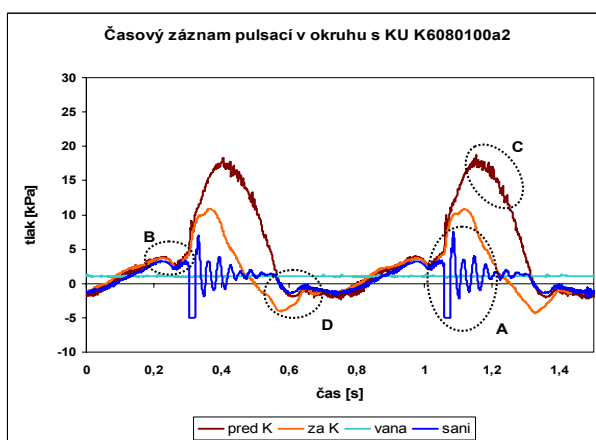
Během všech prováděných experimentů byly pulsátorem generovány shodné sinové pulsace 80 tepů/min obr. 5. V měřicím programu byla provedena kontrola podobnosti tlakových křivek při vyšších tepových frekvencích.

3. Výsledky

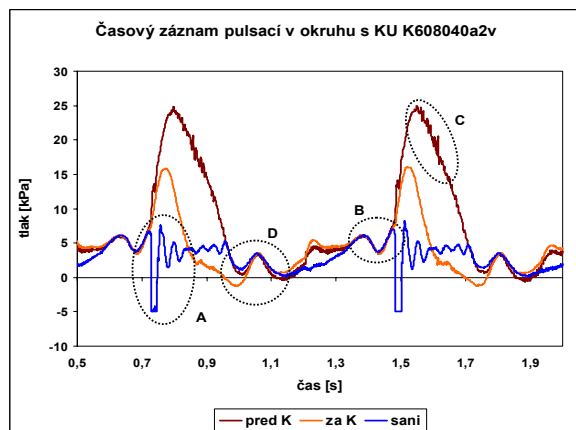
Ve všech okruzích se vyskytly podobné problémy, které jsou v grafech vyznačeny oblastmi A, B, C, D obr. 6 až 11.



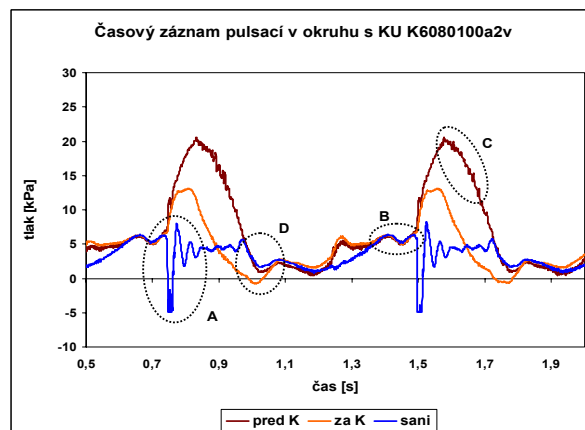
Obr. 6 Okruh 2, 80 tepů/min, 60° KU, VEOA hodnota 40, amplituda pulsátoru 2.



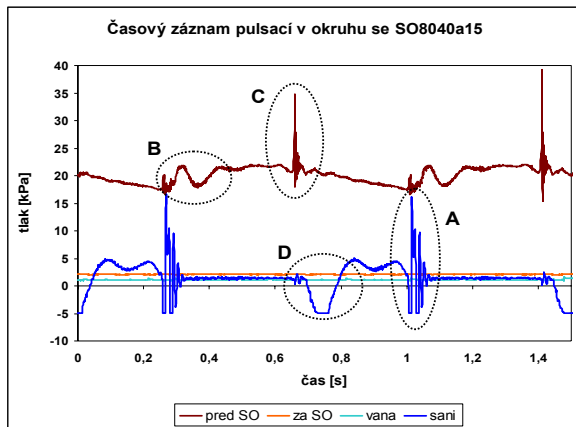
Obr. 7 Okruh 2, 80 tepů/min, 60° KU, VEOA hodnota 100, amplituda pulsátoru 2.



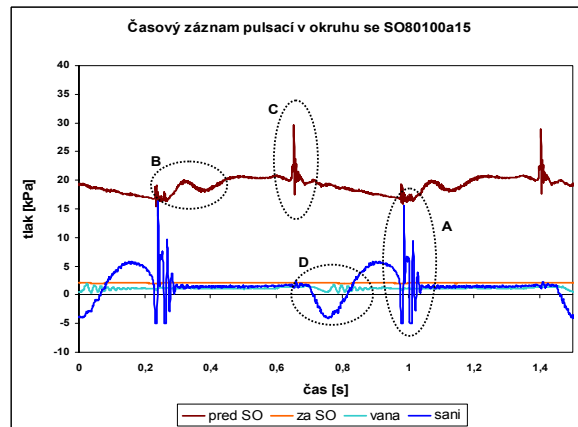
Obr. 8 Okruh 3, 80 tepů/min, 60° KU, VEOA hodnota 40, amplituda pulsátoru 2.



Obr. 9 Okruh 3, 80 tepů/min, 60° KU, VEOA hodnota 100, amplituda pulsátoru 2.



Obr. 10 Okruh 5, 80 tepů/min, ASO, VEOA hodnota 40, amplituda pulsátoru 1,5.



Obr. 11 Okruh 5, 80 tepů/min, ASO, VEOA hodnota 100, amplituda pulsátoru 1,5.

Oblast A: Zakmitání tlaku na sání čerpadla. Předpokládaná příčina: Ráz od uzavření chlopně na sání a pomalý útlum vlivem nedostačující funkce uklidňovací komory.

Oblast B: Pokles tlaku na výtlaku čerpadla. Předpokládaná příčina: Budeme-li vycházet z analogie Ohmova zákona $\Delta p = Q \cdot R$ [5] a velikost periferního odporu získaného z Hagen-

Poiseuillova zákona $R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}$ [5], potom předpokládáme dočasné vyrovnání hydraulických

odporů uvnitř čerpadla a na jeho výtlaku a pokles průtoku, které čerpadlo do systému dodává. Tento jev souvisí s konstrukcí čerpadla, kde aktivní prvek je vlnovec pracující jako plunžr. Čelo vlnovce se pohybuje stále dopředu, ale kapalina není vytlačována ven z čerpadla, ale plní drážky rozvinujícího se vlnovce. Oblast B je výraznější u okruhu 5 obr. 4, 10, 11. Předpokládáme, že mnohačetné větvení alternativního systémového odporu absorbuje část tlakové energie. Každá z jeho elastických větví nepatrně zvětší svůj objem.

Oblast C: Zakmitání tlaku na výtlaku čerpadla. Předpokládaná příčina: Ráz od uzavření chlopně na výtlaku. Děj je vlivem systémového odporu rychle utlumen.

Oblast D: Dočasný pokles tlaku na sání čerpadla. Předpokládaná příčina: Změna úvratě vlnovce čerpadla. Nucené nasávání kapaliny do čerpadla. Abychom se přiblížili fyziologii, měla by kapalina čerpadlo dostatečně rychle samovolně plnit [4, 5]. Ukázalo se, že velikost okruhu zde hraje také roli. Okruhy 1, 2, 3, 4 byly příliš krátké. Na obr. 6 až 9 je v této oblasti zřejmý pokles tlaku za systémovým odporem. Účinky počátku sání čerpadla zasahují až sem. V okruhu 5 obr. 10 a 11 pokles tlaku za systémovým odporem není. Alternativní systémový odpor je konstruován s malým rezervoárem, který nepřetržitě doplňuje kapalinu uklidňovací komoru. Proto je zde tento jev potlačen.

4. Diskuse

Eliminaci nastíněných problémů předpokládáme následovně:

Oblast A, D: Dostatečně objemná uklidňovací komora s prvky ustalující kapalinu. Vhodná poloha uklidňovací komory, aby při fázi sání napomáhala samovolnému plnění čerpadla. Výměna typu sací chlopně tak, aby se změnilo zatížení chlopně při uzavření sání. Úprava dosedací plochy aktivní části chlopně, pro snížení hydraulického rázu.

Oblast B: Změna stávající hlavy vlnovce, plunžru, za těsnicí ve válci čerpadla. Pokud se zvýší plocha pístu, potom dle rovnice kontinuity a Bernoulliho rovnice [4, 5], bude možné snížit amplitudu kmitání pístu. Konstrukční úprava mnohačetného elastického větvení alternativního systémového odporu. Předpokládá se zmenšení průřezu jednotlivých trubic větvení a vřazení uzávěrů pro možnost regulace systémového odporu.

Oblast C: Zvýšit hodnotu viskoelastického odporového adaptéru. Výměna typu výtlačné chlopně tak, aby se změnilo zatížení chlopně při uzavření výtlaku. Úprava dosedací plochy aktivní části chlopně, pro snížení hydraulického rázu.

5 Závěr

Jevy ve všech sledovaných oblastech lze částečně eliminovat zvýšením hodnoty nastavené na viskoelastickém odporovém adaptéru ze 40 na 100. Celý sledovaný systém se „změkčí“ a jsou sníženy tlakové špičky, jak je zřejmé při porovnání grafů na obr. 6 a 7, 8 a 9, 10 a 11. Tato změna je zejména patrná na průběhu výtlačného tlaku, oblast B a C. Nejúčinnější byla v okruhu 5 obr. 10 a 11. Z provedených experimentů vyplývá nutnost vřazení uklidňovací komory před sání čerpadla. Komora musí mít dostatečný objem a výplň pohlcující tlakové vlny. Dále budou nutné konstrukční úpravy čela vlnovce a větvení alternativního systémového odporu. Nejvhodnější uspořádání trati je dle okruhu 2 a 3 obr. 2, 3. Toto uspořádání experimentu bylo aplikováno na okruh s alternativním systémovým odporem obr. 4 a osvědčilo se. Kompletní simulační linka systémového okruhu kardiovaskulárního systému bude sestavena dle podkladů vycházejících z provedené série experimentu.

Literatura

- [1] Chlup H., Pražák J., Konvičková S.: Ladění linky realistického fyzikálního modelu kardiovaskulárního systému, Summer Workshop of Applied Mechanics 2003
- [2] Chlup H., Pražák J., Konvičková S.: Physical modeling systemic hydraulic resistance CVS, Engineering mechanics 2003, 12 – 15.5.2003, Svatka 2003
- [3] Chlup H., Pražák J., Leitermann D., Konvičková S., Musil J.: To realistic simulation of hydraulic resistance in cardiovascular system circuit, Biomechanics of Man 2002, Čejkovice 2002
- [4] Chlup H., Pražák J., Musil J. (2002), Mathematical modeling of diaphragm pump for biomechanical purposes, Workshop 2002, Institute of Thermomechanics ASCR, 20.11.2002, Prague 2002
- [5] Trojan S. a kol.: Lékařská fyziologie, Grada Publishing, Praha 2003

Tato práce je podpořena GAČŘ 106/04/1181