

## PHYSICAL MODELLING SYSTEM HYDRAULIC RESISTANCE CVS

H. Chlup\*, J. Pražák\*\*, S. Konvičková\*

**Summary:** *The model device was set up in order to connect all elements with elastic tubes just to approximate the physiology. The blood circuit differs evidently from the lifeless model by the ability to change passively and actively its capacity. Comparing the currently used and alternate way of body resistance regulation the following conclusion resulted: the alternate regulation mode, body resistance modeling, is basically closer to the physiology both in stationary and in pulsating fluid flow.*

### 1. Úvod

Srdce s cévami vytváří krevní oběh, který se dělí na systémový a plicní. Oba oběhy jsou složeny ze sériově zapojených jednotek: tepen, žil a kapilár. Systémový oběh se skládá z paralelně zapojených okruhů, které jsou využívány jednotlivými orgány v těle. Ve většině experimentálních linek se pro simulaci systémového odporu kardiovaskulárního systému (dále již SO CVS) používají různé druhy škrtících orgánů. V místě tohoto regulačního členu okruhu dochází nastavením žádaného odporu proti proudění kapaliny, tlakového spádu, k zúžení průtočného průřezu co má za následek, dle rovnice kontinuity, zvýšení střední rychlosti proudícího média. Tato situace ovšem neodpovídá situaci v lidském těle. Tam dochází v důsledku mnohačetného větvení ke snižování světlosti jednotlivých cév, ovšem k nárůstu celkového průtočného průřezu všech cév CVS, který násobně převyšuje průřez aorty, který je brán za jistou normu. Dochází ke snižování střední rychlosti proudící krve v cévách a k útlumu pulsací generovaným srdcem. Byl vyvinut alternativní prvek SO CVS obr 1. a porovnán s běžně používaným způsobem simulace SO CVS škrcením v identické lince obr 2. \*

### 2. Metody

V klidu je střední rychlost toku krve v aortě cca 0,2 m/s. S rostoucí vzdáleností od levé komory se max. dosažená rychlost krevního proudu zmenšuje, velké žíly 0,1 m/s, vlasečnice 0,001 m/s, a zvyšuje

---

\* Prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc., Ing. Hynek Chlup: Odbor pružnosti a pevnosti, CVUT v Praze; Technická 4; 166 07 Praha 6; tel.: +420.224352519, fax: +420.2329382; e-mail: [chlup@biomed.fsic.cvut.cz](mailto:chlup@biomed.fsic.cvut.cz)

\*\* RNDr. Josef Pražák, CSc.: ÚT AVČR v Praze; Dolejškova 5; 182 00 Praha 8; tel.: +420.232942024, fax: +420.286 584 695; e-mail: [prazak@it.cas.cz](mailto:prazak@it.cas.cz)



Obr 1.



Obr 2.

se doba po kterou krev proudí cévami. Směrem ke kapilárám se mění charakter proudu z pulsního na kontinuální. Dle této fyziologie byl sestaven prvek experimentální linky CVS simulující právě SO CVS tak, abychom se přibližovali reálné situaci v lidském těle a minimalizovali rušivé vlivy, vnášené do okruhu, od běžně používaného prvku simulujícího SO CVS, škrcení průtoku. Využitím segmentů určených pro mikrofiltraci vody, skládajících se z perforovaných kapilár vytvořených zvláštní technologií z hydrofobního materiálu, jsme byli schopni, díky jejich vlastnostem a rozměrům, simulovat max. světlosti na úrovni arteriál, kdy jedno perforované vlákno segmentu má světlost cca 0,3 mm a těchto vláken je v každém segmentu obsaženo cca 1600 obr 3. Perforace zabírají cca. 40% celkového povrchu vlákna.

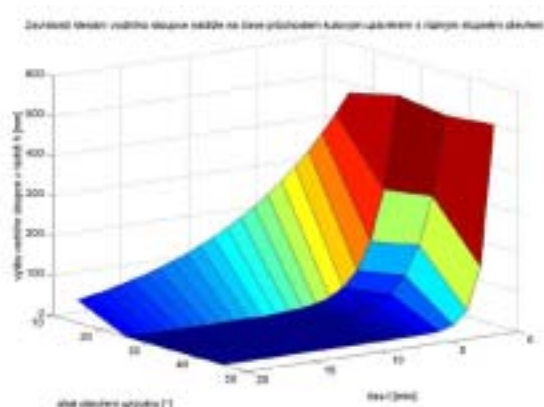


Obr 3.

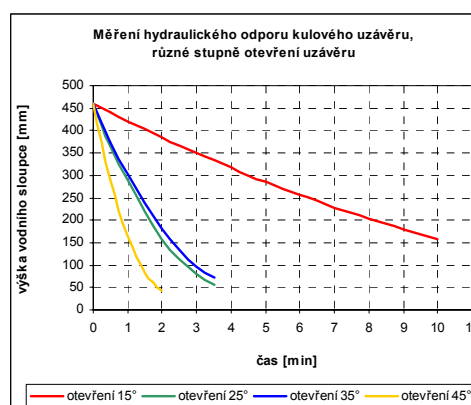
V aktivní části prvku SO je paralelně seřazeno celkově 24 odporových segmentů. Tyto segmenty byly upraveny, vloženy do pružných trubice a nainstalovány do speciální nádrže, která zároveň sloužila jako rezervoár a plnila modelový okruh přibližně fyziologickým množstvím kapaliny. Bylo vytvořeno četné větvení před samotným prvkem systémového odporu, které vystupuje z trubice, u které byla zvolena světlost odpovídající průměru aorty. Průměr trubice byl 25 mm. Celkový průřez všech kapilár speciálního SO CVS tvoří zhruba 5,5 násobek průřezu aorty. Celkový periferní odpor v systémovém oběhu představuje sumární odpor všech paralelních okruhů, v našem případě všech větví a segmentů SO. Vztah mezi průtokovým objemem krve  $Q$ , tlakovým gradientem  $\Delta p$  a periferním odporem řečiště  $R$  lze vyjádřit analogií Ohmova zákona  $Q = \Delta p / R$ . Za fyziologických podmínek je tok v cévách laminární, což byl i náš předpoklad pro SO. Byl potvrzen prvními experimenty, kdy jsme ze získaného průtoku vypočetli střední rychlost proudu kapaliny a stanovili RE v laminární oblasti. Průtok krve je závislý na světlosti trubice (cévy) se čtvrtou mocninou a je tedy na průměru trubice výrazně závislý. Periferní odpor v těle klesá se zvyšujícím se průtokem, tzn. se zvětšující se světlostí cév. K tomuto dochází např. při tělesné námaze kdy se zvyšuje tlak v aortě a značně narůstá minutový výdej krve. O technickém řešení tohoto problému se zmíníme v závěru.

### 3. Výsledky

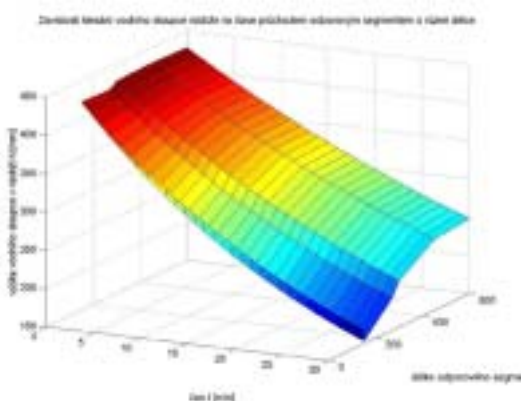
Byl stanoven předpoklad který je třeba doložit experimentem, který z časových důvodů nebyl proveden v celém rozsahu. Zvolili jsme max. fyziologický tlam 16 kPa a max. průtok 6 l/min. Vypočetli jsme průtočnou plochu jednoho segmentu SO CVS skládajícího se z jednotlivých vláken. Celkový průtok jsme rozdělili na 24 segmentů. Výpočet byl zjednodušen a proveden obdobně jako výpočet zúžení a vliv ztrát po délce segmentu byl pro první přiblížení zanedbán. Byla vypočtena hodnota odporu proti proudění jednoho segmentu  $3840 \text{ Mpa.s.m}^3$ . Jednotlivé segmenty jsou řazeny paralelně a podle pravidel analogických a elektrotechnickými byl vypočten předpokládaný celkový odpor alternativního SO CVS  $160 \text{ Mpa.s/m}^3$ . Této hodnoty jsme dosáhli zjednodušeným výpočtem. Periferní odpor CVS člověka se pohybuje kolem hodnoty  $100 \text{ Mpa.s/m}^3$ . Alternativní SO CVS se blíží k této hodnotě. Byly prováděny experimenty při kontinuálním toku oběma druhy SO. Byly vytvořeny charakteristiky SO škrcením obr. 4. a 5. a jednoho segmentu alternativního SO obr. 6, 7, 8. u kterého byl zkoumán vliv délky segmentu na velikost odporu.



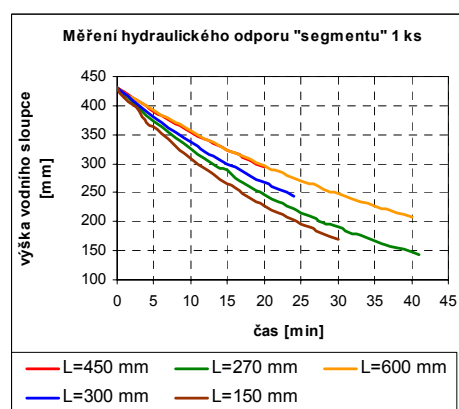
Obr. 4.



Obr. 5.

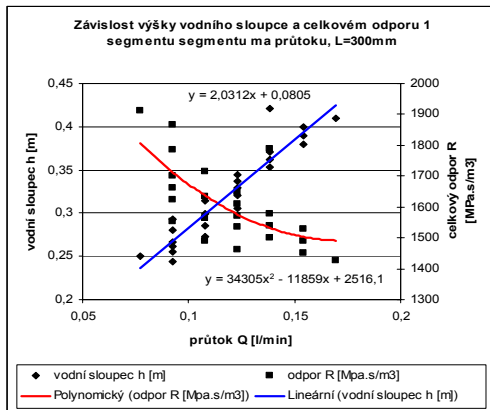


Obr. 6.

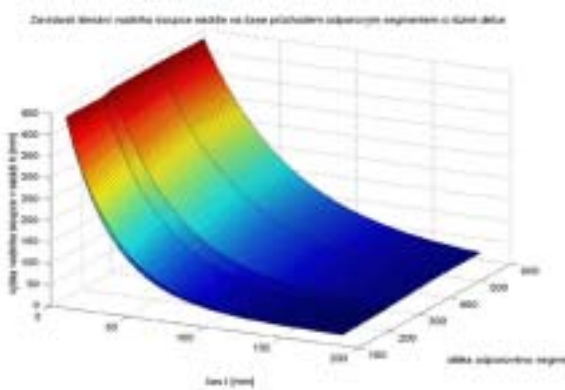


Obr. 7.

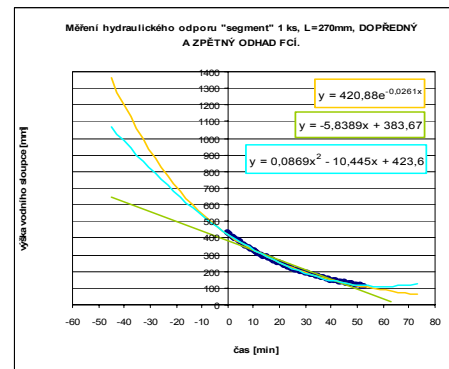
Experimentálně získaná data byla podrobena analýze a byli jimi proloženy křivky. Závislost výšky vodního sloupce, tlaku, na čase pro SO škrcením se řídí dle polynomičké závislosti druhého stupně. Pro rozsah experimentu je dobrá shoda i pro exponenciální funkci. Hodnoty spolehlivosti R u těchto dvou přístupu se velmi málo liší.



Obr. 8.

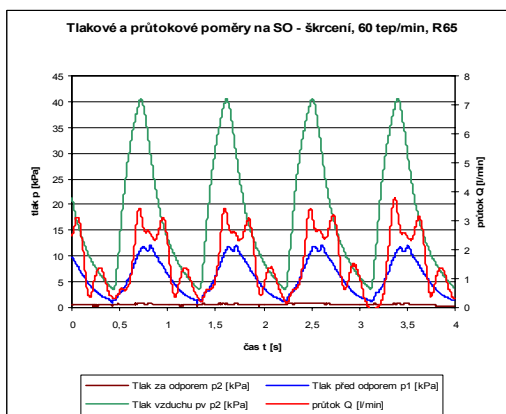


Obr. 9.



Obr. 10.

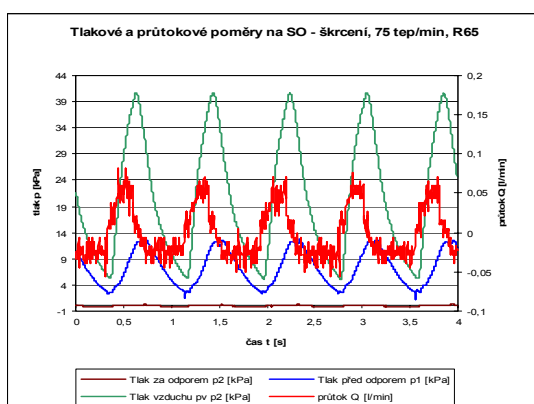
Alternativní prvek SO CVS prokázal utlumení pulsací toku v průběhu postupného průchodu kapaliny SO. Na výstupu je tok již takřka uklidněn. Zklidnění toku je důležité pro sání čerpadla. Pokud se v okruhu před sáním čerpadla vyskytnou pulsace, negativně ovlivňují výtlač. Probíhají čerpadlem a přidávají se k definovaným a žádaným pulsům které jsou generovány čerpadle. Dochází také ke zpětným pulsacím, zášlehům, zpět do sání vlivem nedovírání chlopní na sání čerpadla. Na tento jev má vliv i délka a materiál návratové větve okruhu ústící do sání. Kapalina se v této trubici chová jako setrvačná hmota. Odstínění okruhu od těchto nežádoucích jevů je náročné a experimentálně získané výsledky mohou být zkreslené. Při dynamických experimentech na SO škrcením bylo nutno pro dosažení fyziologických tlaků nastavit škrtící ventil tak, že pro narůstající tepovou frekvenci se pro průtok kapaliny pulsním tokem stává nepřekonatelnou překážkou obr. 11, 12, 13. S podobným problémem se potýkáme při výběru vhodného průtokoměru. Naše průtočná množství



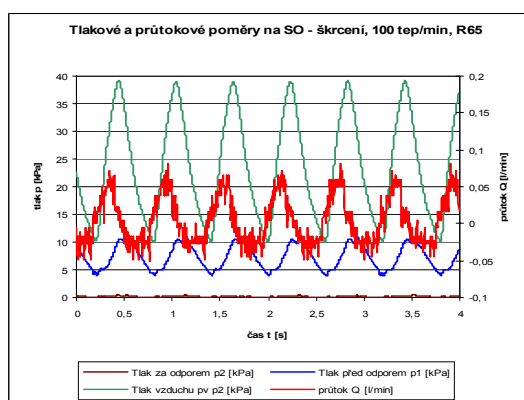
Obr. 11

Hodnoty segmentu SO byly proloženy exponenciální funkcí. Díky těmto závislostem jsme schopni prognostikovat chování SO před i za experimentálně analyzovanou oblastí obr. 9. a 10. V prvním přiblížení se ukázalo, že použitím alternativního prvku SO CVS se podařilo snížit zastoupení rušivých vlivů vnášených do okruhu v důsledku tlakových a průtokových odrazů vznikajících na škrticím prvku simulujícím SO CVS. Není zde třeba užívat nádrž sloužící jako rezervoár linky. Při dynamických zkouškách sloužila nádrž také jako uklidňovací prvek v okruhu, kde se mařila energie částečně pulsujícího toku po průchodu škrticím SO CVS.

se pohybují v jednotkách l/min, ovšem průtočný průřez je relativně velký. Ohybujeme se mezi hodnotami 20 až 30 mm. Tyto požadavky si jsou v přímé rozporu.



Obr. 12



Obr. 13

#### 4. Závěr

Škrťící SO CVS vykázal pro požadované nastavení SO úzkou oblast regulace a požadovaného SO bylo dosaženo při seškrcení průtočného průřezu nad 50%. S tímto nastavením souvisí již výše zmiňované jevy. Alternativní prvek SO CVS vykazuje adekvátnější chování a jeho užití v CVS okruhu se ukazuje být vhodnější. Pružnost zvolených hadic v okruhu simulujícím CVS ovšem plně neodpovídá poddajnosti cévní stěny. Stále hledáme adekvátnější elastický materiál. Porovnáním běžně užívaného a alternativního způsobu regulace tělního odporu vyplynul závěr: alternativní způsob regulace, modelování tělního odporu, je fyziologii bližší jak při stacionárním, tak i při pulzním toku kapaliny. V současné době se sestavuje upravená varianta SO CVS. Do větvení před aktivní části SO CVS obsahujícím 24 větví, které vystupuje z trubice o přibližném průměru aorty (30 mm) byly instalovány uzávěry. Tímto krokem se stává prvek SO CVS variabilnějším. Je zde možnost nastavovat SO CVS dle aktuálních požadavků volbou počtu aktivních odporových segmentů SO CVS. Bude zde vytvořena možnost zohlednění vlivu staří, tělesné konstituce, poranění, selhávání některého z orgánů.

#### 5. Poděkování

Tato práce vznikla za přispění firmy Eidos s.r.o., která dodala mikrofiltrační segmenty.

#### 5. Literatura

- 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
- Jay P., Jairo M.: *Low systemic vascular resistance: Etiology and outcome*, American college of chest physicians, 2000, lesson 13, volume 14,
- Leitermann D., Pražák J., Musil J.: *Systemic resistance model effect on the cardiovascular system simulation*, Engineering mechanics 2001, Svatka 2001