



# INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

Svratka, Česká republika, 9. - 12. května 2005

## PHYSICAL MODEL OF THE HUMAN BLOODSTREAM SYSTEM RESISTANCE – EXPERIMENTAL EVALUATION

H. Chlup <sup>\*,\*\*</sup>, J. Pražák <sup>\*\*</sup>, S. Konvičková <sup>\*</sup>

**Summary:** *Experimental line for measuring velocity of the pulse wave in vessels (aorta) using invasive or noninvasive methods is designed in the Laboratory of human biomechanics, CTU of Prague. One of the basic parts of the experimental line is an element simulating periphery resistance of bloodstream. The element gradually divides the fluid stream to separate resistance segments. With the growing number of segments, the total flow cross-section is growing and the fluid mean velocity in the segments is decreasing. The output to input ratio of the total flow cross-section is approximately five. This element developed in the Laboratory of human biomechanics was tested together with a similar type from the IT CAS Prague. Design of both tested elements shows high suitability for the physical model of the bloodstream system resistance of human.*

### 1. ÚVOD

Krevní oběh v lidském těle představuje hydrodynamický uzavřený systém skládající se ze srdce - čerpadlo, cévního systému - větvená soustava potrubí, krve - kapalina.

Je sestavován experimentální hemodynamický okruh pro detekci rychlosti pulzní vlny a stanovení materiálových vlastností cévních stěn. Linka bude simulovat systémový okruh kardiovaskulárního systému a bude pomocí ní prováděno vnitřní dynamické zatěžování vzorku cévy (především aorty) pulzačním prouděním kapaliny.

Jedním z dominantních členů experimentálního zařízení je prvek simulující systémový (periferní) hydraulický odpor (SO) krevního řečiště. Systémový odpor cévního řečiště člověka je definován jako sumární odpor všech paralelních okruhů krevního řečiště dohromady a je závislý na světlosti cév a viskozitě krve (protékající kapaliny) (Kořen et al., 1997, Nečas et al., 2003, Valenta et al., 1997). Velikost periferního odporu lze určit z Hagenova-Poiseuilleova zákona (Kořen et al., 1997, Valenta et al., 1997).

$$R = \frac{\Delta p}{Q} = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4} [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (1)$$

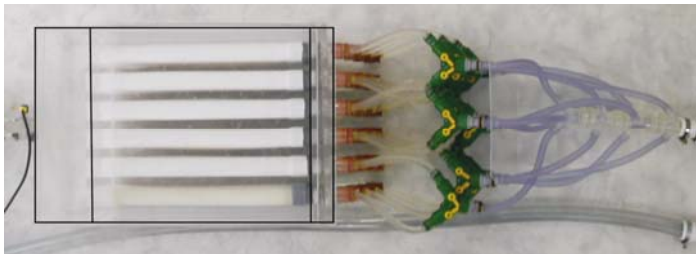
\* Czech Technical University in Prague, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics, Laboratory of Biomechanics of Man, Prague, Technická 4, 166 07 Prague 6, Czech Republic, chlup@seznam.cz, tel.: 22435 2690

\*\*Academy of Sciences of the Czech Republic, Institut of Thermomechanics, Laboratory of Biomechanics, Prague, Dolejškova 5, 182 00 Prague 8, Czech Republic, chlup@seznam.cz, prazak@it.cas.cz, tel.: 26605 3294

Průtok kapaliny a periferní odpor systémového oběhu jsou silně závislí na vnitřním poloměru cévy (1). Při zvýšeném průtoku krve cévním řečištěm se systémový odpor sníží. Čím jsou tepny od srdce vzdálenější, tím více vzrůstá jejich odpor (Nečas et al., 2003, Valenta et al., 1997).

Systémový cévní odpor se pohybuje u zdravého dospělého jedince v rozmezí  $R = (77 \text{ až } 150) [MPa \cdot s \cdot m^{-3}]$  (Valenta et al., 1997) a střední hodnota periferního odporu v klidovém stavu  $R = 135 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}]$  (Valenta et al., 1997). Podle (Kořen et al., 1997) je při klidovém stavu střední celkový periferní odpor  $R = 160 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}]$ .

V Laboratoři biomechaniky člověka na ČVUT v Praze a Ústavu termomechaniky AVČR v Praze byly zkonstruovány prvky simulující periferní odpor systémového okruhu cévního řečiště. Regulovatelný prvek 1, vyvinutý v LBČ CVUT v Praze, obr. 1 a neregulovatelný prvek 2, vyvinutý v ÚT AVČR v Praze, obr. 2. Fyzikální modely SO se skládají z mnohačetného větvení proudu kapaliny a vany osazené speciálními odporovými segmenty obr. 1, 2, 3. Při plné průchodnosti prvku se průtočný průřez od vstupu k výstupu zvětší pětinašobně.



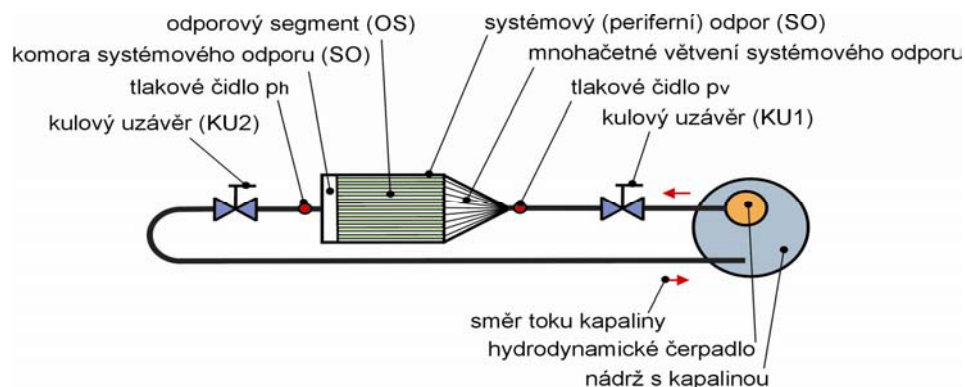
Obr. 1: Prvek 1 simulující systémový odpor krevního řečiště vyvinutý v Laboratoři biomechaniky člověka na ČVUT v Praze



Obr. 2: Prvek 2 simulující systémový odpor krevního řečiště vyvinutý v Ústavu termomechaniky AVČR v Praze

## 2. METODY

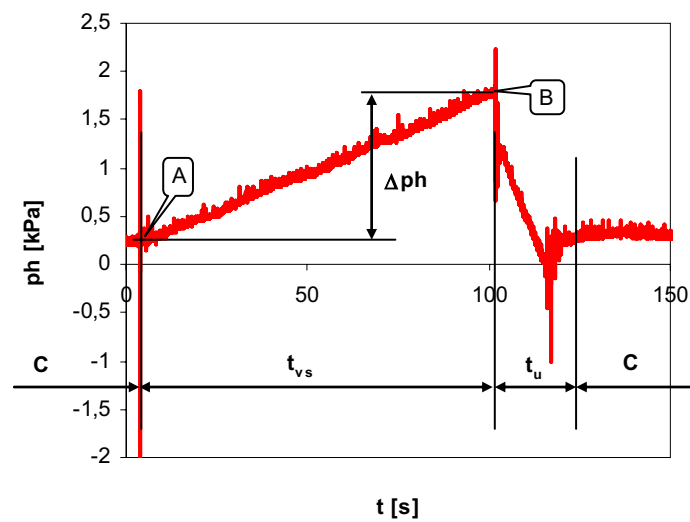
Byl sestaven experimentální okruh pro ověření činnosti a určení hydraulického odporu prvků simulujících systémový odpor krevního řečiště obr. 4.



Obr. 3: Schéma zapojení experimentálního okruhu pro testování prvků simulujících systémový odpor cévního řečiště.

Byla stanovena tlaková diference na SO ze snímaného vstupního tlaku do SO ( $p_v$ ) a tlaku za SO ( $p_h$ ) obr. 3. Průtok systémem byl kontinuální a generován hydrodynamickým čerpadlem s regulačním kulovým uzávěrem na výtlaku KU1 obr. 3. Okruh byl uzavřený. Regulovatelný prvek 1 byl proměřen s 24, 18, 12 a 6 aktivními odporovými segmenty. Prvek 2 nebyl regulovatelný a byl testován při plném otevření všech 24 odporových segmentů.

V okruhu byl pomocí kulového uzávěru KU1 obr. 3 nastaven průtok kapaliny a velikost vstupního tlaku  $p_v$  do SO, kterému odpovídal tlak  $p_h$  na výstupu ze SO, znázorněný křivkou v oblasti C obr. 4. Po ustálení proudění byl uzavřen kulový uzávěr KU2 za SO obr. 3. V tom okamžiku byl získán bod A v charakteristice  $p_h$ -t obr. 4. Začala se plnit komora periferního odporu obr. 3 a narůstat hydrostatický tlak  $p_h$  obr. 4. V bodě B obr. 4 byl kulový uzávěr KU2 za systémem odporem obr. 3 otevřen a nastává pokles hladiny v komoře systémového odporu a tím i pokles tlaku  $p_h$  na stabilní úroveň v oblasti C obr. 4.



Obr. 4: Příklad průběhu hydrostatického tlaku  $p_h$  v komoře systémového odporu;  $t_{vs}$ -čas nárůstu vodního sloupce v komoře periferního odporu,  $t_u$ -čas ustálení po otevření kulového uzávěru KU2 za systémem odporem,  $\Delta p_h$ -tlak vodního sloupce, **A**-uzavření KU2 za systémem odporem, **B**-otevření KU2 za systémem odporem, **C**-ustálení tok kapaliny

Cílem tohoto postupu bylo získat body A a B, pomocí nichž při znalosti geometrie komory SO obr. 1, 2, 3, byla vypočtena střední hodnota průtoku kapaliny v okruhu pro dané nastavení SO (2). Body jsou určeny souřadnicemi času  $t$  a tlaku  $p_h$ .

$$Q = \frac{V}{t_B - t_A} = \frac{a \cdot b \cdot (p_{hB} - p_{hA})}{(t_B - t_A) \cdot \rho \cdot g} [m^3 \cdot s^{-1}] \quad (2)$$

$$R = \frac{\Delta p_{SO}}{Q} = \frac{(p_v - p_a) \cdot (t_B - t_A) \cdot \rho \cdot g}{a \cdot b \cdot (p_{hB} - p_{hA})} [Pa] \quad (3)$$

Nyní můžeme podle vztahů (1) určit hodnoty hydraulických odporů prvků simulujících systémový (periferní) odpor krevního řečiště. Každý odporový segment systémového odporu se skládá z 3500 perforovaných paralelně řazených kapilár o vnitřním průměru  $r_K$  a délce  $l_K$ . Byl vypočten hydraulický odpor jedné kapiláry (4, 5). Dle analogie z elektrotechniky, pro paralelní zapojení odporových prvků, byl vypočten hydraulický odpor speciálního odporového segmentu prvku 1 i 2 (3, 7) a celkový systémový odpor prvku 1 a 2 pro 24 aktivních odporových segmentů (8, 9). Ve výpočtech byly především zohledněny rozdílné délky kapilár prvku 1 a 2. Vypočtené hodnoty platí pro odporové segmenty bez uvažování místní ztráty vstupem kapaliny do kapilár.

$$R_{K,LBC} = \frac{8 \cdot \mu \cdot l_{K,LBC}}{\pi \cdot r_K^4} = \frac{8 \cdot 1 \cdot 10^{-3} \cdot 0,36}{\pi \cdot (0,11 \cdot 10^{-3})^4} = 6260869 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (4)$$

$$R_{K,UT} = \frac{8 \cdot \mu \cdot l_{K,UT}}{\pi \cdot r_K^4} = \frac{8 \cdot 1 \cdot 10^{-3} \cdot 0,3}{\pi \cdot (0,11 \cdot 10^{-3})^4} = 5217391 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (5)$$

$$\frac{1}{R_{OS,LBC}} = \frac{\text{poč. kapilár v OS}}{R_{K,LBC}} = \frac{3500}{6260869 \cdot 10^6} \Rightarrow R_{OS,LBC} = 1789 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (6)$$

$$\frac{1}{R_{OS,UT}} = \frac{\text{poč. kapilár v OS}}{R_{K,UT}} = \frac{3500}{5217391 \cdot 10^6} \Rightarrow R_{OS,UT} = 1491 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (7)$$

$$\frac{1}{R_{KSO,LBC}} = \frac{\text{poč. aktivních OS}}{R_{OS,LBC}} = \frac{24}{1789 \cdot 10^6} \Rightarrow R_{KSO,LBC} = 75 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (8)$$

$$\frac{1}{R_{KSO,UT}} = \frac{\text{poč. aktivních OS}}{R_{OS,UT}} = \frac{24}{1491 \cdot 10^6} \Rightarrow R_{KSO,UT} = 62 [MPa \cdot s \cdot m^{-3}] \quad (9)$$

### 3. VÝSLEDKY

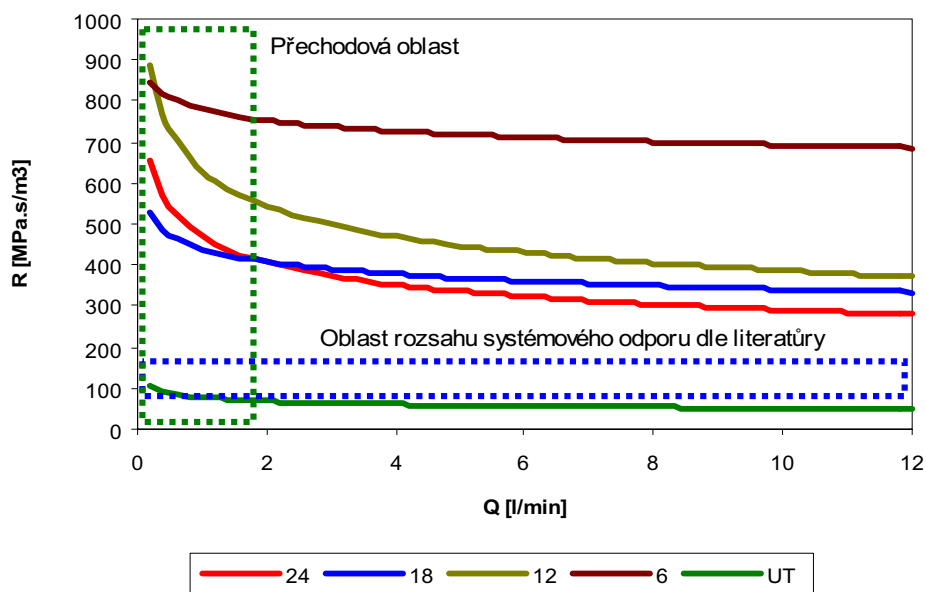
Měření charakteristik systémových odporů bylo prováděno při rozsahu vstupního tlaku  $p_v = (2 \text{ až } 24) [kPa]$ . Průtok byl stanoven v rozmezí  $Q = (0,2 \text{ až } 4) [l \cdot \text{min}^{-1}]$ . Z experimentálně získaných hodnot hydraulických odporů dle analogie Ohmova zákona (3), kde  $p_v$  je vstupní tlak do SO a  $p_a$  je atmosférický tlak, byly vytvořeny závislosti hydraulického odporu  $R$  na průtoku  $Q$  systémovým odporem.

$$R = K \cdot Q^X \quad (10)$$

Tabulka 1: Vypočtené konstanty a exponenty exponenciálních funkcí aproximovaných na experimentálně získaná data metodou nejmenších čtverců.

Počet aktivních odporových segmentů v prvku simulujícím systémový odpor	Konstanta K	exponent X
Prvek 1 - 24	469	-0,21
Prvek 1 - 18	440	-0,11
Prvek 1 - 12	630	-0,21
Prvek 1 - 6	779	-0,05
Prvek 2 - 24	77	-0,18

Tyto R-Q charakteristiky byly aproximovány pomocí metody nejmenších čtverců (Aproximace funkcí, 2004). Jako vhodná se jevila exponenciální aproximační funkce (10) obr. 5. V tabulce 1 jsou uvedeny hodnoty konstant K a exponentů X pro sledované případy. Hodnoty regulovatelného systémového odporu, prvek 1, se pohybovaly v rozsahu  $R = (300 \text{ až } 800) [\text{MPa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}]$  obr. 5. Prvek 2 nebyl regulovatelný a charakterizuje ho střední hodnota celkového odporu  $R = 70 [\text{MPa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}]$  obr. 5. Na obr. 5 je vyznačena fyziologická oblast rozsahu periferního odporu pro zdravého člověka o váze 70 kg a tepové frekvenci 80 tep/min v klidovém stavu (Kořen et al., 1997, Nečas et al., 2003, Valenta et al., 1997). R-Q charakteristiky prvků 1 jsou položeny nad a charakteristiky prvku 2 pod tímto pásmem obr. 5.



Obr. 5: Aproximované R-Q charakteristiky SO, 24, 18, 12 a 6 – počet aktivních odporových segmentů SO; UT – Ústav termomechaniky.

#### 4. DISKUSE

Celkový hydraulický odpor testovaných prvků se pohybuje nad nebo pod oblastí rozsahu systémového odporu dle literatury obr. 5. Pro malé průtoky, zhruba do 1,8 l/min, se v R-Q charakteristikách vyskytuje přechodová oblast obr. 5. Celkový hydraulický odpor testovaných prvků se skládá z mnohačetného větvení přivádějícího kapalinu do speciálních odporových segmentů osazených ve vaně SO obr. 1 a 2. Odporové segmenty jsou složeny z 3500 perforovaných kapilár o vnitřním průměru cca 0,2 mm, které jsou umístěny v trubicích.

##### **Příčiny vysokého hydraulického odporu:**

Délka kapilár odporového segmentu je příčinou nárůstu odporu prvků. Porovnání vztahů (6) a (7) tomu plně nasvědčuje.

Místní hydraulická ztráta bude při vstupu kapaliny do kapilár odporových segmentů. Zde je důležitým faktorem rychlost proudící kapaliny a ta je závislá na počtu aktivních odporových segmentů.

Porovnáním R-Q charakteristik obou diskutovaných zařízení obr. 5 a jejich konstrukčního provedení obr. 1 a 2 plyne, že složitost mnohačetného větvení před systémovým odporem přispívá k nárůstu celkového odporu testovaného prvku.

#### ***Možné způsoby snížení hydraulického odporu:***

Zjednodušení mnohačetného větvení prvku 1 přispěje ke snížení celkového hydraulického odporu zařízení.

Zvětšení celkového výstupního průřezu zařízení simulující systémový odpor přidáním dalších odporových segmentů, je další možná cesta pro snížení odporu prvku 1.

Změna délky kapilár odporových segmentů se projeví změnou celkového hydraulického odporu zařízení (6, 7).

## **5. ZÁVĚR**

Prokázala se funkčnost obou testovaných prvků simulujících periferní odpor krevního řečiště. Z obr. 5 je zřejmé že při narůstajícím průtočného průřezu celkový odpor zařízení klesá. Vlivem větvení proudu kapaliny a narůstajícímu celkovému průřezu SO se hydraulický odpor zvyšoval od vstupu k výstupu zařízení. Tyto jevy jsou v souladu s fyziologií (Kořen et al., 1997, Nečas et al., 2003, Valenta et al., 1997). Získané hodnoty celkového odporu byly však u systémového odporu z Laboratoře biomechaniky člověka, prvek 1, vyšší než je oblast rozsahu periferního odporu krevního řečiště dle literatury (Kořen et al., 1997, Nečas et al., 2003, Valenta et al., 1997) obr. 5. Současný prvek 1 více modeluje periferní odpor kardiovaskulárního systému hypertonika. Konstrukčně jednodušší zařízení z Ústavu termomechaniky AVČR, prvek 2, se svojí odporovou charakteristikou dostává pod hranici fyziologických parametru obr. 5.

Prvek 1 bude upraven tak aby se přiblížil fyziologickým parametrům a bude vřazen do sestavované experimentální linky pro sledování rychlosti pulzní vlny v cévách invazivním i neinvazivním způsobem detekce.

## **5. Poděkování**

Tato práce byla podpořena projekty GAČR 106/04/1181, MSM 6840770012.

## **6. Literatura**

Aproximace funkcí (2004) on-line <http://kfe.fjfi.cvut.cz/~limpouch/numet/aprox/aprox.html>

Kořen, J. – Rosenberg, J. – Janíček, P. (1997) *Biomechanika*, Vydavatelství západočeské univerzity, Plzeň

Nečas, E. a spolupracovníci (2003) *Patologická fyziologie orgánových systémů*, Část I, Nakladatelství Karolinum, Praha

Valenta, J. – Konvičková, S. (1997) *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*, Vydavatelství ČVUT, Praha