

Proudové pole v pružném modelu end-to-side anastomózy při pulzačním proudění

Karel Matys

Abstrakt

Cílem tohoto projektu bylo nahlédnout do problematiky pulzačního proudění v pružném modelu napojení end-to-side anastomózy a uskutečnit experimentální měření proudového pole pro jednu geometrii napojení. V tomto článku jsou prezentovány výsledky vizualizace proudového pole a jeho vyhodnocení metodou Particle Image Velocimetry.

Klíčová slova

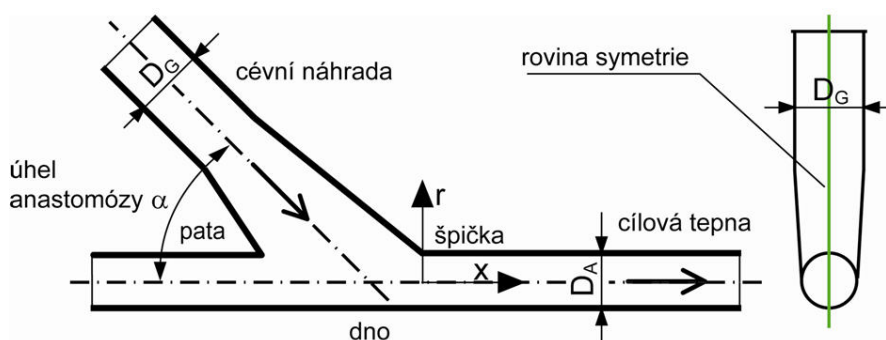
Hemodynamika, Infrainguinální bypass, Pružný model, Vizualizace, Particle Image Velocimetry, Pulzační proudění

1. Úvod

Ucpání důležitých tepen v lidském těle je závažný problém, jehož řešením může být například provedení bypassu (obchvatu) ucpaného místa. U takto léčených pacientů však časem dochází k selhání bypassu, nejčastěji v okolí napojení cévní náhrady na cílovou tepnu. Skutečných příčin tohoto selhání může být více, jednou z nich je působení lokální hemodynamiky na stěnu cílové tepny. Účinky na stěnu se mohou lišit v závislosti na geometrii napojení. Cílem této práce však není vyhodnotit vliv geometrie na proudové pole, nýbrž zjistit charakter proudění v modelu s pružnou stěnou s danou geometrií a z něj poté vyvodit závěry pro hlubší zkoumání této problematiky.

2. Metoda

Je modelováno proudění v distální anastomóze femoropopliteálního bypassu s úhlem napojení 28° při pulzačním proudění. Jedná se o pružný model, s poměrem průřezu cílové tepny a cévní náhrady $P_{G-A} = 1$. Průměr modelu cílové tepny i cévní náhrady je $D_G = D_A = 21\text{mm}$. Model je protékán vodou.



Obr. 1. Model end-to-side anastomózy (převzato z [4]).

2.1 Výroba modelu

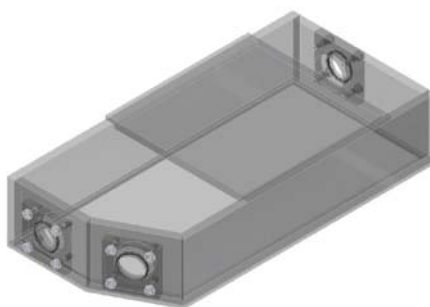
Model byl vyroben z materiálu estan. Estan je pružná a čirá látka rozpustná v rozpouštědle tetrahydrofuran. Hlavní výhodou estanu je jeho vhodnost k výrobě pružných modelů, neboť po odpaření rozpouštědla nabude stejných fyzikálních vlastností, jakých měl před rozpouštěním. Rozpuštěný estan se nanese na vnitřní stěnu skleněného modelu a nechá se odvětrat. Nakonec na stěně zůstane tenká ulpěná vrstvička estanu, která po vyjmutí ze skleněné formy tvoří pružný model. Postup výroby pružných modelů je podrobněji popsán v diplomové práci Jana Kolínského [4].



Obr. 2. Výroba estanových modelů (převzato z [4]).

2.2 Přípravky a měřicí trat'

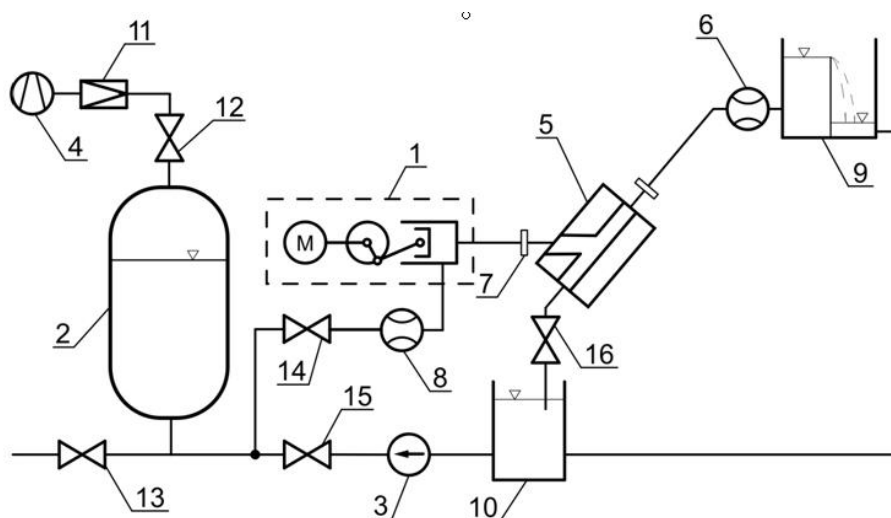
Pro měření metodou PIV byl vytvořen speciální přípravek (nádobka), která tvoří měřicí prostor. Model je zde ponořen do vody a jeho konce jsou napojeny na přívodní trubky. Ponoření modelu do vody je nezbytné z několika důvodů. Jednak je třeba simulovat takzvaný transmurní tlak, což je rozdíl tlaků uvnitř a vně modelu, dále je potřeba eliminovat vliv rozdílných indexů lomu světla vody a estanu, aby nedocházelo ke zkreslení získaných dat, a v neposlední řadě se zatopením pružného modelu kapalinou stejné hustoty, jakou má kapalina uvnitř, dosáhne jeho opory a nedochází tak k deformacím vlivem tíhové síly. Tíhovou sílu od hmotnosti vlastního modelu můžeme zanedbat, neboť hustota estanu je přibližně rovna hustotě vody.



Obr. 3. Přípravek pro upevnění modelu.

Schéma měřicí tratě sloužící k modelování pulzačního proudění je zakresleno na obrázku 4. Pulzační proudění je dáno superpozicí oscilační a stacionární složky proudění. Stacionární složka je generována tlakovým spádem mezi tlakovou nádobou (2) a nádobou s přepadem (9). Oscilační složka proudění je generována pohybem pístu pulzátoru (1). Ten se skládá z krokového motoru, převodovky a klikového mechanismu pro převod rotačního pohybu na translační. Za modelem je umístěna nádobka s přepadem pro udržení konstantní výšky hladiny kapaliny (9). Výškou hladiny přepadu lze regulovat transmurní tlak v modelu. Z nádoby (9)

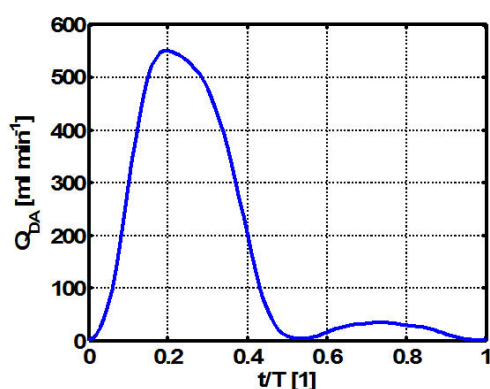
je kapalina odváděna do zásobníku (10). Zásobník je zdrojem kapaliny pro plnění tlakové nádoby (2). Tlaková nádoba se plní pomocí kompresoru (4). Při experimentu je ventilem (14) regulován stacionární tok z tlakové nádoby a jeho hodnota je měřena rotametrem (8). Ventil (16) byl při měření uzavřen, čímž je simulováno úplné ucpání tepny.



Obr. 4. Schéma experimentální tratě. 1 - generátor pulzů, 2 - tlaková nádoba, 3 - čerpadlo, 4 - kompresor, 5 - model bypassu, 6 - turbínový průtokoměr, 7 - tlakové snímače, 8 - průtokoměr, 9 - koncová nádoba s přepadem, 10 - zásobník pracovní tekutiny, 11 - redukční ventil, 12 až 16 kohouty a ventily (převzato z [1]).

2.3 Podmínky experimentu

Modelované pulzační proudění odpovídá proudění krve při klidovém stavu člověka. Závislost průtoku na čase byla převzata z literatury [2, 3] (obr. 5). V programu Matlab byl vytvořen program, který ovládá měřící kartu napojenou na počítač. Měřící karta následně generuje řídicí signál pro výkonový stupeň, který spouští krokový motor.



Obr.5. Závislost toku na čase v cílové tepně femoropopliteálního bypassu (převzato z [1]).

Experiment probíhal při teplotě okolí 16°C a teplotě vody 14,6°C. Výška nádoby přepadu byla nastavena oproti hladině v měřící nádobě na 350mm, což odpovídá transmurálnímu tlaku:

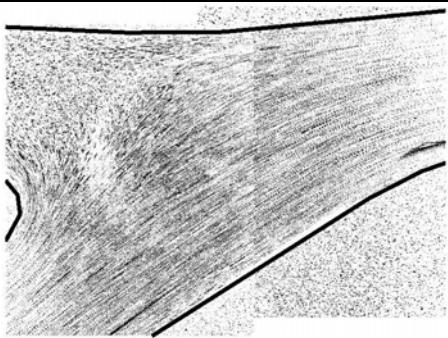
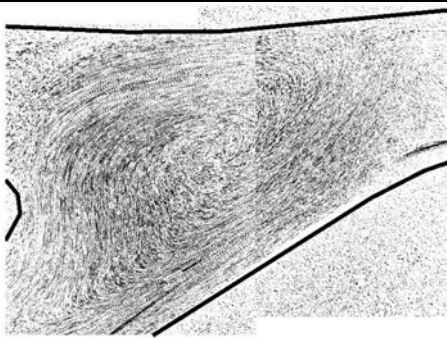
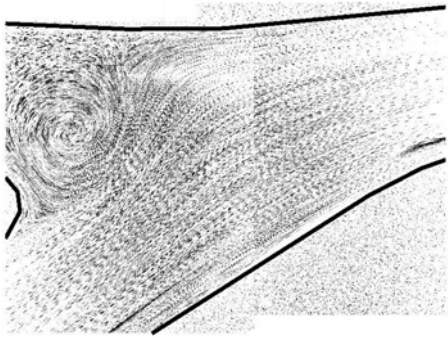
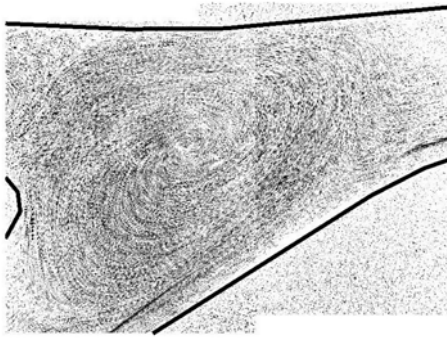
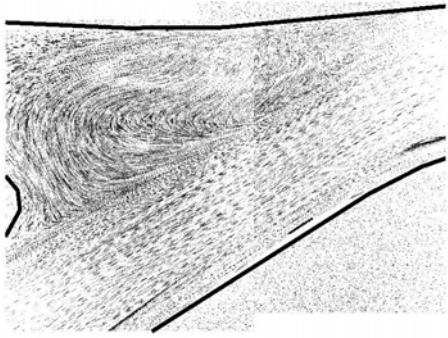
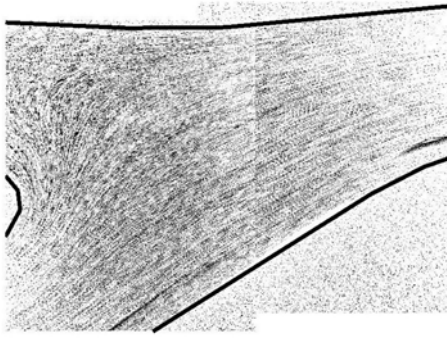
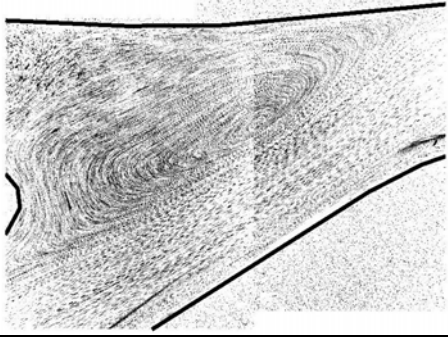
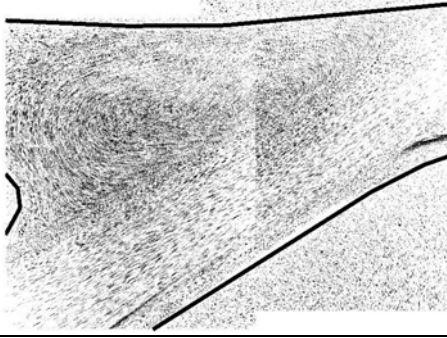
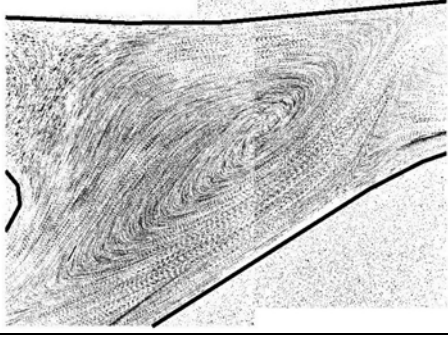
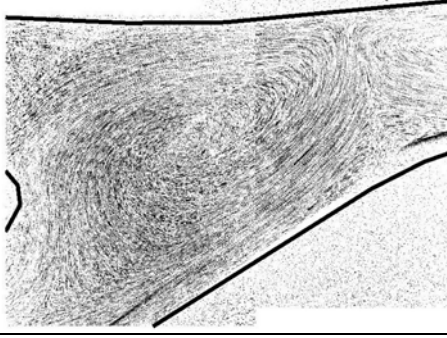
$$p = h\rho g = 0,35 \cdot 999 \cdot 9,81 = 3430 \text{ Pa} \quad (1)$$

Pro měření metodou Particle Image Velocimetry byla použita kamera NanoSense MkIII s čipem typu CMOS 1024x1200 pixelů, velikost RAM 4GB, vysokorychlostní zesilovač signálu HAMAMATSU C9548. Pro osvětlení měřicí roviny byla použita kontinuální dioda s vlnovou délkou 660 nm. Jako značkovací částice byly použity polyamidové částice o průměru 10 μm . Byla měřena oblast v rovině symetrie modelu o rozměru přibližně 80 mm x 50 mm, která byla zaznamenána na aktivní ploše čipu o velikosti 1184 x 640 pixelů. Použitá snímkovácí frekvence byla v 100 Hz. Byla naměřena jedna perioda. Před samotným měřením jsme nechali proběhnout 2 periody naprázdno, aby se pulzační proudění mohlo vyvinout.

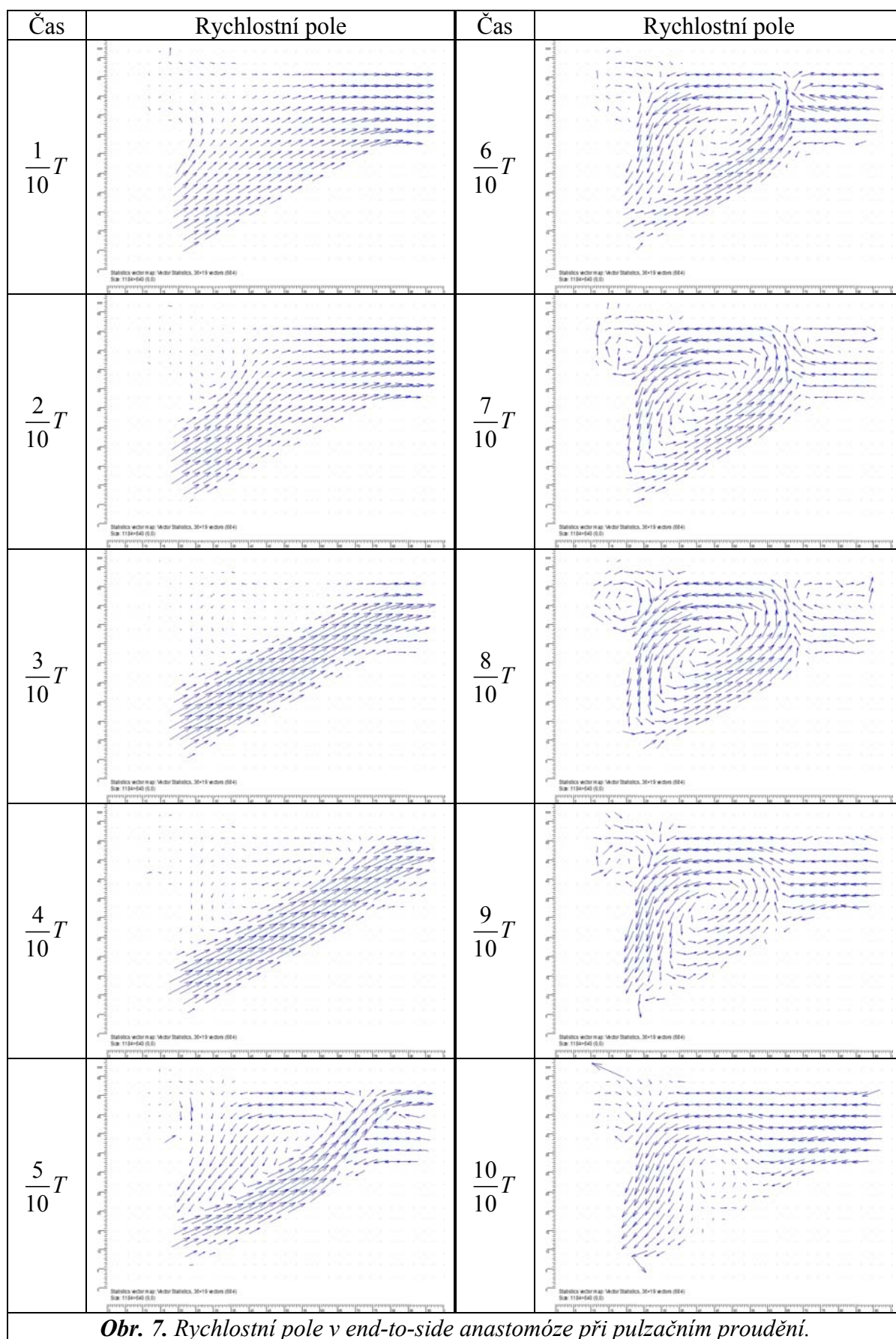
3. Zpracování výsledků

Vizualizace byly zpracovány v programu Matlab a rychlostní pole v programu FlowManager. Vizualizace byly vytvořeny s krokem 1/10 periody a to tak, že z 8 zaznamenaných snímků v daném kroku byla vypočtena průměrná hodnota, tato průměrná hodnota byla odečtena od každého z osmi snímků a z takto nově vytvořených snímků byla opět vypočtena průměrná hodnota. Hranice ohraničující proudové pole byly přidány dodatečně. Vizualizace proudové pole v průběhu jedné periody je zobrazena na obrázku 6.

Vyhodnocení rychlostního pole jsem provedl s použitím adaptivní korelace. S krokem 1/10 periody jsem vybral vždy 9 snímků, odstranil jejich pozadí a provedl maskování pomocí masky vytvořené na základě hranic proudového pole. Velikost vyšetřované oblasti byla zvolena 64x64 pixelů a velikost překrývání 50%. Pro nalezení přesnější polohy signálového peaku byla použita tří bodová sub-pixelová interpolace. Rychlostní pole jsou uvedena na obrázku 7.

Čas	Visualizace	Čas	Visualizace
$\frac{1}{10}T$		$\frac{6}{10}T$	
$\frac{2}{10}T$		$\frac{7}{10}T$	
$\frac{3}{10}T$		$\frac{8}{10}T$	
$\frac{4}{10}T$		$\frac{9}{10}T$	
$\frac{5}{10}T$		$\frac{10}{10}T$	

Obr. 6. Vizualizace proudění v end-to-side anastomóze při pulzačním proudění.



Obr. 7. Rychlostní pole v end-to-side anastomóze při pulzačním proudění.

6. Závěr

Experiment přinesl mnoho cenných poznatků o chování proudění uvnitř napojení bypassu na cílovou tepnu. Na začátku periody dochází k odtržení víru od paty anastomózy. Tento vír se postupně zvětšuje a jeho střed se posouvá do středu anastomózy. V okamžiku, kdy klesne průtok bypassem, dochází k odtržení proudění u špičky anastomózy a vzniká druhý vír, s opačným smyslem rotace než vír vyplňující střed anastomózy. V rozích, například u paty, je navíc možné pozorovat sekundární víry. Dalším jevem, který je možno pozorovat je pohyb stagnačního bodu u dna anastomózy. Stagnační bod je místo, kde je nulové smykové napětí na stěně. Jinými slovy, stagnační bod určuje místo, kde se mění znaménko smykového napětí. Někteří autoři považují právě stagnační bod a jeho pohyb za důležitý faktor pro životnost bypassu (viz [5]).

Mým dalším úkolem bude provedení experimentů pro tři různé úhly napojení a vzájemné porovnání proudových polí s důrazem na výskyt odtržení proudu a pohyb stagnačních bodů.

Seznam symbolů

P_{G-A}	poměr průřezů	[1]
D_G	průměr cévní náhrady	[m]
D_A	průměr cílové tepny	[m]
h	výška	[m]
g	tíhové zrychlení	$[m \cdot s^{-2}]$
ρ	hustota	$[kg \cdot m^{-3}]$
p	tlak	[Pa]

Seznam použité literatury

- [1] Matěcha, J., Kolínský J., Pešek, M. *Proudové pole v distální end-to-side anastomóze femoropopliteálního bypassu při nestacionárním proudění*. Výzkumná zpráva Ú 12107, FS CVUT v Praze, Praha, 2007
- [2] Longest, P. W., Kleinstreuer, C.: *Particle-hemodynamics modeling of the distal end-to-side femoral bypass: effects of graft caliber and graft-end cut*, Medical Engineering & Physics 25 (2003) 843–858
- [3] Longest, P. W., Kleinstreuer, C., Deanda A.: *Numerical Simulation of Wall Shear Stress and Particle-Based Hemodynamic Parameters in Pre-Cuffed and Streamlined End-to-Side Anastomoses*, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 33, No. 12, December 2005 pp. 1752–1766
- [4] Kolínský J.: *Proudové pole v trubici s pružnou stěnou při pulzačním proudění*. Diplomová práce, Ú 12107, FS CVUT v Praze, Praha, 2008
- [5] Loth, F., Fischer P. F., Bassiouny H. S.: *Blood Flow in End-to-Side Anastomoses*, Annual Review of Fluid Mechanics, Vol. 40, 2008 pp. 367–393