Proudění tekutiny bifurkací

Bc., Tadeáš, Balek

Vedoucí práce: Ing., Ludmila, Nováková, Ph.D.

Abstrakt

Cílem práce je stanovení tlakových ztrát a vizualizace proudění v různých geometriích skleněných modelů lidské karotické bifurkace. Experiment proběhl v režimech stacionárního proudění. Rozsah měřených průtoků odpovídá rozsahu průtoků v cévách. Jako proudící medium byla použita voda. Proudění bylo vizualizované aplikací kontrastního barviva. Z naměřených dat byly vyhodnoceny ztrátové koeficienty jednotlivých modelů a z vizualizace posouzen vliv geometrie na proudění v bulbu bifurkace.

Klíčová slova

Karotická bifurkace, ztrátový součinitel, geometrie bifurkace, stacionární proudění

1. Úvod

Cílem práce je posoudit vliv geometrie karotické bifurkace na součinitele tlakové ztráty a vizualizovat proudění v modelech.

Karotická bifurkace (viz. Obr. 1) je rozdělení krkavice (Common Carotid Artery-CCA) do dvou větví - vnitřní (ICA) vedoucí krev do mozku a vnější karotidy (ECA) vedoucí krev do obličeje. Na vnitřní karotidě se vyskytuje tzv. sinus (bulb, výduť), který je vidět na Obr. 2.



Obr. 1. Umístění karotické bifurkace [4]



Obr. 2. Karotické bifurkace (sinus - bulb) [5]

V klinickém výzkumu jsou k měření proudění v bifurkaci používány *in vivo* metody např.: UVP (Ultrasound Velocity Profile). Pro zjištění geometrie je používána metoda CTAG (Computed Tomography Angiography). Přesnost *in vivo* metod je omezená, proto se v součastné době výzkum proudění v bifurkaci provádí v laboratoři a také se numericky modeluje. V laboratoři je možné použít široké spektrum metod pro měření rychlostí např.: PIV (Particle Image Velocimetry), LDA (Laser Doppler Anemometry) nebo UVP.

Výzkum proudění tekutiny bifurkací má velký význam pro pochopení funkce bulbu a také pro včasnou diagnostiku onemocnění. Bulby bifurkací se mají tendenci zanášet "nečistotami". Tyto usazeniny narušují správnou funkci krevního oběhu v daném místě. Pokud se problému zanesení a narušení proudění krve nevěnuje pozornost, může usazenina zcela znemožnit průtok krve a způsobit i smrt jedince. Je tedy důležité vědět, jak se v bifurkaci proud chová pro možnost určení příčiny usazování a lepší zacílení léčby.

Tato práce vznikla na základě spolupráce Fakulty Strojní ČVUT v Praze a 1. lékařské fakulty UK v Praze. Souhrnně jde o výzkum týkající se proudění krve v cévách, vzájemné interakce proudu krve se stěnami cév a chování proudu v určitých místech cévního systému.

2. Měřící trať a metodika experimentu

Součástí práce byl návrh a sestavení měřící trati pro stacionární průtok. Jedním z hlavních kritérií pro návrh byl vnitřní průměr trubek. Vzhledem k měření tlakových ztrát byl vnitřní průměr trubek přizpůsoben tak, aby tlakové ztráty větví byly v měřitelném rozsahu snímačů tlaku a zároveň průtoky odpovídaly průtokům v cévách. Pro měření průtoků větvemi je trať osazena turbínkovými průtokoměry. Voda je do trati přiváděna ze zásobníku s konstantní výškou hladiny. V blízkosti napojení měřeného modelu jsou speciální odbočky pro odběr statického tlaku. Měřící trať je zobrazena na Obr. 3.

Režimy průtoků byly navrženy přepočtem přes Reynoldsovo číslo tak, že Reynoldsovo číslo v těle odpovídá Reynoldsovu číslu ve vstupní větvi měřeného modelu bifurkace. Režimy proudění jsou uvedeny v tabulce 2.

Pro vizualizaci bylo do proudu tekutiny vstříknuto malé množství kontrastního barviva. Záznam byl pořízen pomocí fotoaparátu. Dostatečné osvětlení měřeného prostoru bylo zajištěno umístěním LED panelu pod model.

Odběr statického tlaku byl proveden třemi membránovými tlakovými snímači. Snímače byly zkalibrovány nezávislou metodou a do trati připojeny speciálními koncovkami, které byly vyrobeny metodou 3D tisku. Díky tomu byl zajištěn odběr statického tlaku ze stěny. Snímače tlaku byly umístěny 15 cm od modelu. Součinitele tlakové ztráty jednotlivých geometrií modelů bifurkací byly získány proložením experimentálně získaných hodnot polynomem ve tvaru uvedeného v [1].

$$\Delta p = \xi \cdot \rho \cdot \frac{v^2}{2}; \tag{1}$$



Obr. 3. Měřící trať - 1-vstupní nádoba s přepadem, 2-výstupní nádoba, 3-měřící nádoba s modelem, 4-turbínkové průtokoměry, 5-regulační ventily, 6-čerpadlo, 7-uzavírací ventil, 8-odpad, 9-škrtící a vypouštěcí ventil, 10-přípravky pro tlakové snímače, 11-odvzdušňovací ventily, 12-systém vypuštění trati

3. Návrh modelů

Pro měření byly navrženy a vyrobeny tři modely představující karotickou bifurkaci a její okolí lišící se tvarem a velikostí bulbu.

Kvůli zjednodušení bylo přijato několik předpokladů. Pro účel měření byla předpokládána rovinnost karotické bifurkace. To znamená, že osy vstupní a obou výstupních větví modelů jsou v jedné rovině. Modely se liší pouze velikostí bulbu a ostatní geometrie zůstává stejná. Modely jsou vyrobeny ze skla.

Rozměry modelu bifurkace 1 byly navrženy pomocí Obr. 4. Rozměry uvedené v [3] byly geometrickou podobností upraveny tak, aby vstupní větev modelu měla vnitřní průměr 12 mm odpovídající přívodnímu potrubí.

Model 1 představuje geometrii zdravé bifurkace. Pro bifurkaci č. 2 a č. 3 byly zvoleny po konzultaci s lékaři geometrie se zvětšeným bulbem a se stenózou (zúžení). Geometrie bifurkací 2 a 3 odpovídají nejčastěji se vyskytujícím odchylkám od zdravé bifurkace. Při návrhu byly také využity dat z [6] a [7]. Rozměry modelů bifurkací jsou uvedeny v tabulce 1 až 3. Schematické zobrazení modelů bifurkací jsou zobrazeny na Obr. 5 až Obr.7.



Obr. 4. Určení rozměrů [3]

Tabulka 1 - Rozměry modelu bifurkace 1

	А	В	С	D	E	F	G	L	R	α
	[mm]	[°]								
Rozměr	12	12,8	13,6	8,4	6,8	11,2	25,6	28,8	28,8	53

Tabulka 2 - Rozměry modelu bifurkace 2

	Α	В	С	D	Е	F	G	L	R	α
	[mm]	[°]								
Rozměr	12	17,9	24,3	8,4	6,8	11,2	25,6	28,8	16,2	53

Tabulka 3 - Rozměry modelu bifurkace 3

	Α	В	C	D	Е	F	G	L	R	α
	[mm]	[°]								
Rozměr	12	12,8	5,5	8,4	6,8	11,2	25,6	28,8	-	53



Obr. 5. Bifurkace 1 - zdravá geometrie



Obr. 6. Bifurkace 2 se zvětšeným bulbem



Obr. 7. Bifurkace 3 se stenózou (zúžením)

3. Naměřená data a vyhodnocení

V tabulce 4 je uveden měřený rozsah Reynoldsova čísla ve vstupní větvi.

Tabulka 4 - Rozsah Reynoldsova čísla

Režim průtoku	Průtok [ml/s]	Reynoldsovo číslo [-]
1.	8	843
2.	16	1688
3.	24	2531
4.	32	3375

Měřené režimy proudění jsou uvedeny v tabulce 5.

Režim průtoku	Průtok pravou větví (bez bulbu) [ml/s]	Průtok levou větví (s bulbem) [ml/s]		
1.	4	4		
2.	8	8		
3.	12	12		
4.	16	16		

Tabulka 5 - Režimy pro měření tlakových ztrát

V následujících grafech jsou vyneseny naměřené hodnoty tlakové ztráty v závislosti na Reynoldsově čísle. Data jsou proložena polynomem druhého stupně ve tvaru dle rovnice (1). V některých případech zvyšování tlakových ztrát evidentně nelze popsat polynomem druhého stupně, proto jsou v grafech uvedena pouze experimentální data.



Obr. 8. Závislost tlakové ztráty větví v závislosti na Re ve vstupní větvi - Bifurkace 1



Obr. 9. Závislost tlakové ztráty větví v závislosti na Re ve vstupní větvi - Bifurkace 2



Obr. 10. Závislost tlakové ztráty větví v závislosti na Re ve vstupní větvi - Bifurkace 3

V tabulce 6 jsou uvedeny získané hodnoty ztrátových součinitelů pro jednotlivé modely. Ztrátové součinitele byly vyhodnoceny jen v těch režimech, kde bylo možné zvyšování tlakové ztráty s průtokem popsat rovnicí (1).

	ξ[1]			
Model	Vnitřní větev	Vnější větev		
Bifurkace 1	2,4	-		
Bifurkace 2	4,3	13,8		
Bifurkace 3	22,7	-		

Tabulka 6 - Hodnoty ztrátových součinitelů

Na Obr. 11 až Obr. 13 jsou zobrazeny ukázky vizualizace proudění v modelech bifurkací při režimu 1 dle tabulky 5.



Obr. 11. Bifurkace 1 - režim průtoku 1 dle tabulky 5, Re = 843



Obr. 12. Bifurkace 2 - režim průtoku 1 dle tabulky 5, Re = 843



Obr. 13. Bifurkace 3 - režim průtoku 1 dle tabulky 5, Re = 843



Obr. 14. Podtékání proudu tekutiny u bifurkace 1



Obr. 15. Podtékání proudu tekutiny u bifurkace 3

4. Závěr

Ze získaných dat lze usoudit, že tvar a velikost bulbu má zásadní vliv na velikost tlakové ztráty a na proudění v bifurkaci. Model bifurkace se zvětšeným bulbem má oproti zdravé bifurkaci vyšší tlakovou ztrátu vnitřní větve, ale nižší tlakovou ztrátu vnější větve. Tento jev může být způsoben větším vírem v bulbu bifurkace 2, který však oproti zdravé bifurkaci zasahuje méně do hlavního proudu. Tlaková ztráta bifurkace se stenózou je u vnitřní větve výrazně vyšší. Na velikost tlakové ztráty vnější větve má jen malý vliv.

Na Obr. 8 a Obr. 10 u vnější větve nelze naměřená data proložit polynomem druhého stupně ve tvaru dle rovnice (1). V těchto dvou případech není součinitel tlakové ztráty ξ konstantní, ale se vzrůstající rychlostí proudění klesá. To může být způsobeno podtékáním proudu z bulbu do vnější větve. Na Obr. 14 a 15 je podtékání zobrazeno červeně. U bifurkace 2 je podtékání proudu jen malé a nezpůsobuje klesající trend součinitele tlakové ztráty.

Získané výsledky korespondují s hypotézou, že u zdravé bifurkace bulb reguluje průtok do vnitřní větve přivádějící krev do mozku.

V následujícím výzkumu bude proměřeno více režimů proudění a naměřeno rychlostní pole v modelech pomocí metody PIV. Všechna získaná data budou součástí diplomové práce na toto téma.

Sezn	am symbolu	
Δp	tlaková ztráta	(Pa)
ξ	ztrátový součinitel	(1)
ρ	hustota	(kg/m^3)
V	rychlost proudění	(m^2/s)

Seznam použité literatury

[1] JEŽEK, J., VÁRADIOVÁ, B., ADAMEC, J.: Mechanika tekutin. ČVUT, Praha, 2000, 150 s. ISBN 80-01-01615-3.

[2] BALEK, Tadeáš. *Modelování proudu tekutiny v bifurkaci* - bakalářská práce, ČVUT v Praze, Fakulta Strojní, 2012.

[3] Zurong Ding, Keqiang Wang, Jie Li, Xushen Cong: Flow Field and Oscillatory Shear Stress in a Tuning-fork-shaped Model of the Average Human Carotid Bifurcation. Journal of Biomechanics, July 2001, str. 1555-1562.

[4] Common carotid artery. Wikipedia [online]. [cit. 6.4.2015]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Common_carotid_artery.

[5] Sex Differences in Carotid Bifurcation Anatomy and the Distribution of Atherosclerotic Plaque. American Heart association [online]. [cit. 7.4.2015]. Dostupné z: http://stroke.ahajournals.org/content/32/7/1525.figures-only

[6] Goubergrits, L., Affeld, K., Fernandez-Britto, J., Falcon, L.:Geometry of the Human Common Carotid Artery. A Vessel Cast Study of 86 Specimens. Pathology Research and Practice, 2002, str. 543-551.

[7] Neil W. Bressloff: Parametric Geometry Exploration of the Human Carotid Artery Bifurcation. Journal of Biomechanics, November 2006, str. 2483-2491.