



Národní konference s mezinárodní účastí
INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2002

13. – 16. 5. 2002, Svatka, Česká republika

Sekundární proudění krve v aortálním oblouku

Jiří Polanský¹

Abstract: *Besides chemical factors, those of a physical nature are considered today as also being capable of influencing negatively the progress of arteriosclerosis, for example, those connected with shear strain concentrations see for example the point of stagnation and separation of flow. These consideration represents one of the reason for the evaluation of the extend of the hydrodynamic effects with respect to formation and progress of atherosclerotic changes with the cardiovascular system.*

Keywords: blood flow, arteriosclerosis, aortic arch, separation of flow

1 Úvod

Hydrodynamické procesy a jevy v mezní vrstvě u vnitřní stěny cévní trubice patří k významným faktorům při vzniku aterosklerózy. Mezi faktory, které mohou podporovat rozvoj aterosklerózy, se počítají i faktory fyzikální, spojené zejména s koncentrací a pulsací smykového napětí.

1.1 Cíl

Pro popis geometrie aorty je možné použít řady vhodně zvolených parametrů. Cílem numerických simulací proudění je najít vliv těchto geometrických parametrů na proudové pole a pole axiálního a sekundárního smykového napětí. Zdrojem informací o skutečných tvarech aortálního kmene jsou pro nás data získaná například počítačovou tomografií, echokardiografií. Dalším bohatým zdrojem jsou internetové stránky institucí, které se zabývají obdobnými problémy. Základem pro tvorbu geometrie jsou pro nás anatomické atlasy (jako například [2]).

¹Ing. Jiří Polanský, Ph.D., Nové technologie - centrum, Univerzitní 22, 306 14 Plzeň, telefon: +420 19 7491586, e-mail: polansky@ntc.zcu.cz

2 Model proudění krve aortou

Fyzikální, matematický a numerický model je popsán například v [1] a [3]. Numericky se problém proudění krve aortálním kmenem řešil za pomoci CFD programu FLUENT.

Modelování reálného problému je možné jen za předpokladu určitého stupně zjednodušení.

Základní geometrická zjednodušení: Průřezy cév jsou uvažované jen jako kruhové, tzn. nejsou modelovány fyziologické tvary cév. Zjednodušený tvar aortální chlopně a nesymetrického zúžení cévy.

Základní materiálová zjednodušení: Cévy jsou modelované jako tuhé, tzn. neuvazuje se elasticita cévní stěny. Proudící médium je modelované jako newtonovské nestlačitelné.

2.1 Geometrie

Výpočtový model aortálního kmene tvoří: 1. aortální chlopeň, 2. vlastní aorta, 3. odstupující cévy, 4. bifurkace a 5. nesymetrické zúžení cévy.

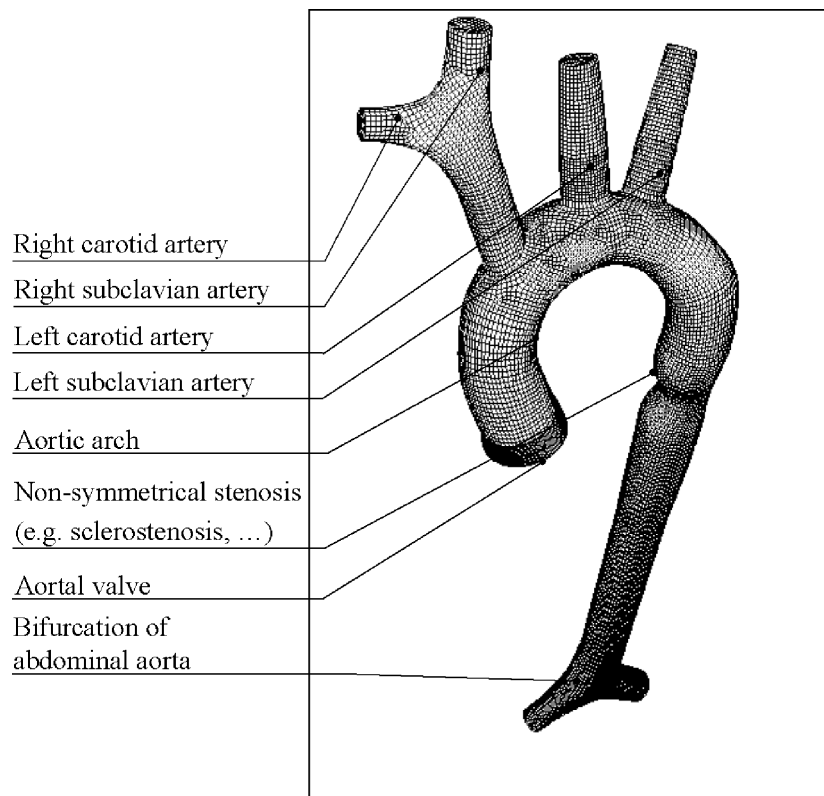
Geometrie oblouku aorty s odstupujícími cévami a aortální chlopní je patrná na obrázku 1. Detailní pohled na aortální chlopeň v zavřené a pootevřené poloze je zobrazen na obrázcích 2 a 3.

2.2 Použitá bezrozměrná čísla

Typické podmínky proudění aortálním kmenem můžeme popsat několika bezrozměrnými čísly:

- Poměr zakřivení $\lambda = R/a$
- Frekvenční parametr $\alpha = a\sqrt{(\omega/\nu)}$
- Reynoldsovo číslo $Re = 2Wa/\nu$
- Deanovo číslo $Dn = Re/\sqrt{\lambda}$
- sekundární Reynoldsovo číslo $Re_s = W_{AC}^2/\lambda\omega\nu$

Srovnání hodnoty bezrozměrných čísel použitých při výpočtu s fyziologickými hodnotami ukazuje tabulka 1.



Obrázek 1: Geometrie a výpočtová síť aortálního kmene

2.3 Okrajové podmínky

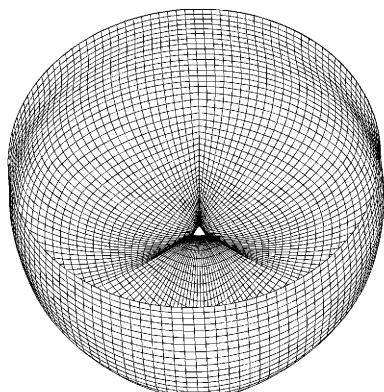
Na vstupu do sledované oblasti byla použita okrajová podmínka "Velocity inlet". Pro stacionární úlohu jsme na vstup definovali parabolický rychlostní profil. Při simulaci neustáleného proudění jsme na vstup aplikovali teoretické rychlostní průběhy pro oscilační proudění tuhou trubicí [1]. Na výstupní části je použita okrajová podmínka "Outflow boundary conditions".

Pro simulaci stacionárního proudění byly propočteny následující čtyři varianty: $Re=100, 500, 1000$ a 2000 . V tomto článku jsou ukázány pouze výsledky pro $W_{inlet} = 0.40 \text{ m/s} \Rightarrow Re = 2000 \Rightarrow Dn = 388$.

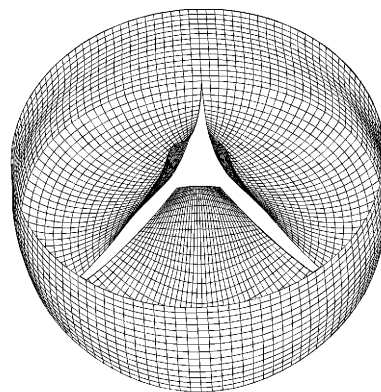
Pro nestacionární proudění jsme na vstupu použili fyziologický hmotnostní průběh (obrázek 4) a jemu odpovídající rychlostní profily na vstupu (obrázek 5).

bezrozměrná čísla	použité hodnoty	fyzilogické hodnoty
R/a	2.72	4
Frekvenční parametr	14.35	10 ÷ 20
Max. Reynoldsovo číslo	5878	3000 ÷ 5000
Deanovo číslo	929	300 ÷ 500
max. Deanovo číslo	3564	1500 ÷ 2500
sekundární Reynoldsovo číslo	2788	4000

Tabulka 1: Použité a fyziologické hodnoty bezrozměrných čísel



Obrázek 2: Zavřená aortální chlopeč



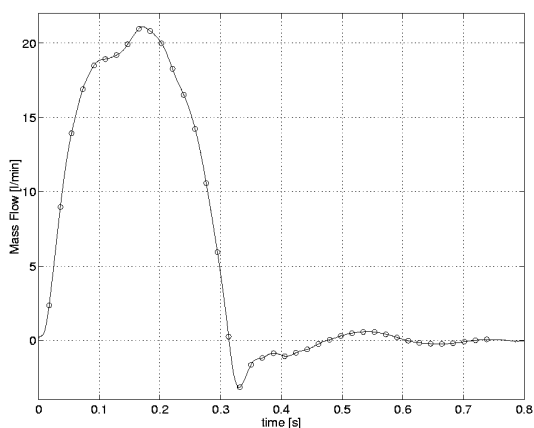
Obrázek 3: Pootevřená aortální chlopeč

3 Výsledky

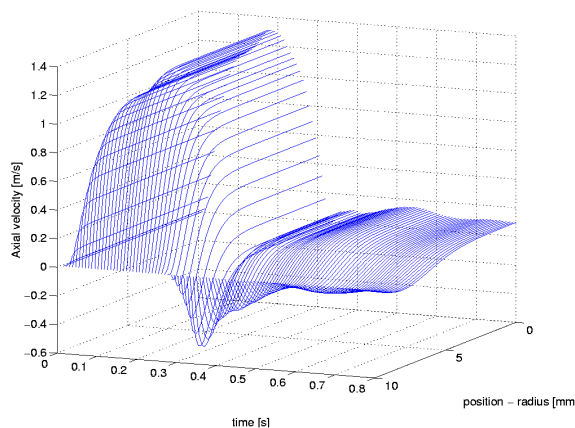
3.1 Rychlostní profily a smykové napětí na stěně

Rychlostní profily na osách z pro $Re = 2000$ jsou uvedeny na obrázku 6. Průběhy smykového napětí u stěny ve sledovaných řezech jsou patrné na obrázku 7. Uvedené obrázky ukazují 6 variant vyklonění oblouku ($\alpha_2 = 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ, 40^\circ, 50^\circ$).

Vliv vyklonění oblouku a Reynoldsova čísla je patrný ze všech uvedených obrázků. Rychlostní profil v rovině "plane-1" na obrázku 6, $\alpha_2 = 0^\circ$, kde $\frac{\partial w_y}{\partial z} \rightarrow 0$, koresponduje se smykovým napětím (obrázek 7, stejný úhel $\alpha_2 = 0^\circ$), kde se blíží k 0 Pa. Vymizení smykového napětí indikuje možnost separace proudu od stěny.



Obrázek 4: Průtočné množství



Obrázek 5: Profil axiální rychlosti

3.2 Rotační složka rychlosti

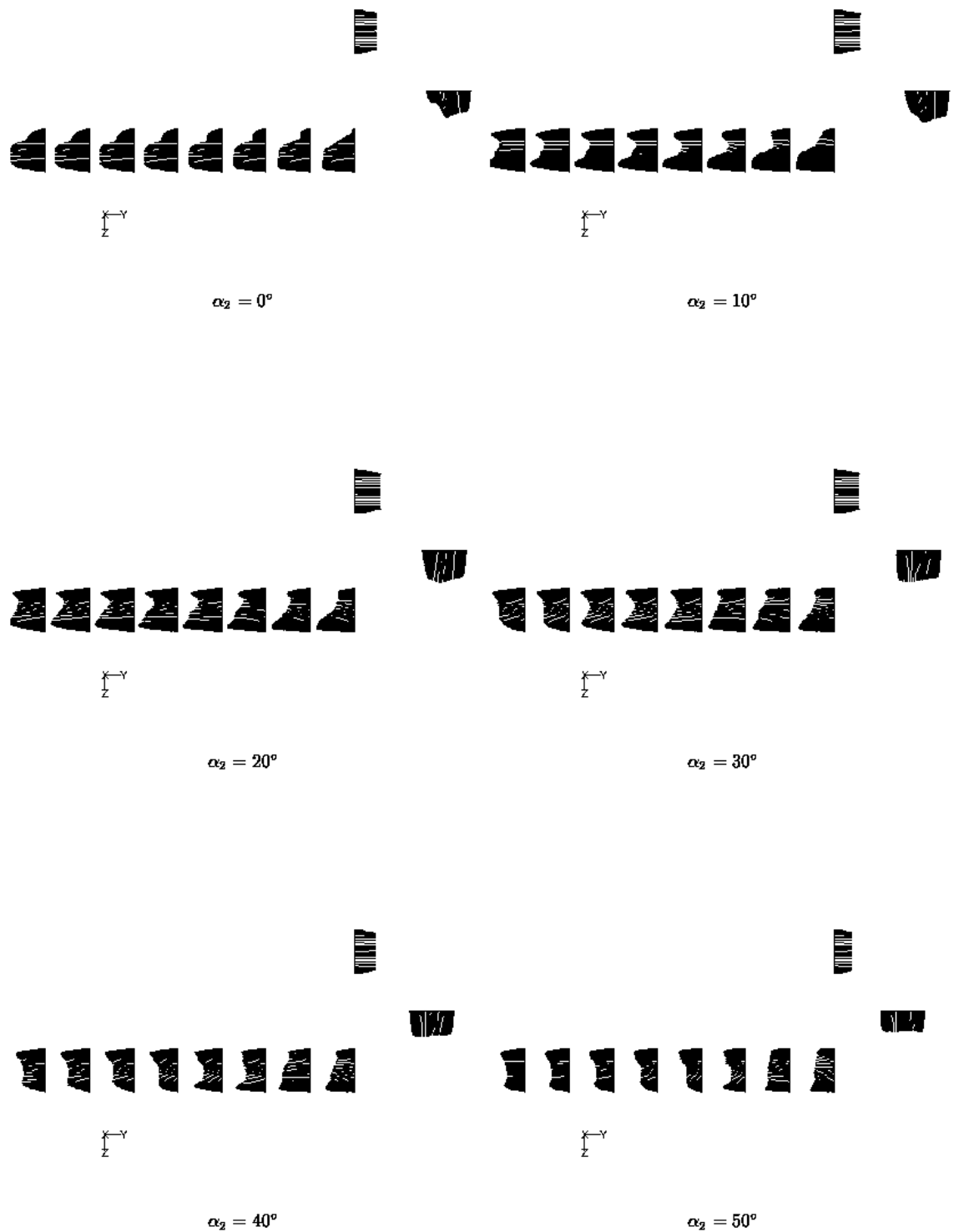
Vyklonění oblouku způsobuje vznik rotační složky rychlosti za výstupem z oblouku. Ta je dobře patrná při vizualizaci proudnic ([3]).

3.3 Rychlostní profil

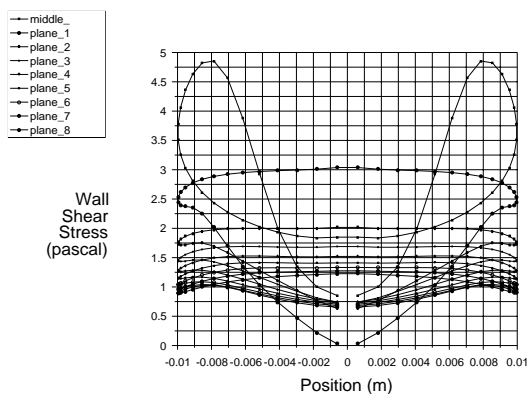
Vektory sekundární rychlosti ve středu oblouku pro úhel $\alpha_2 = 20^\circ$ a různé časové kroky jsou uvedeny na obrázcích 8 a 9. Za povšimnutí stojí jednak vliv vyklonění oblouku na rychlostní pole a jednak poměrně významné sekundární proudění i v okamžiku nulové rychlosti na vstupu do aortálního oblouku (2. polovina cyklu).

4 Závěr

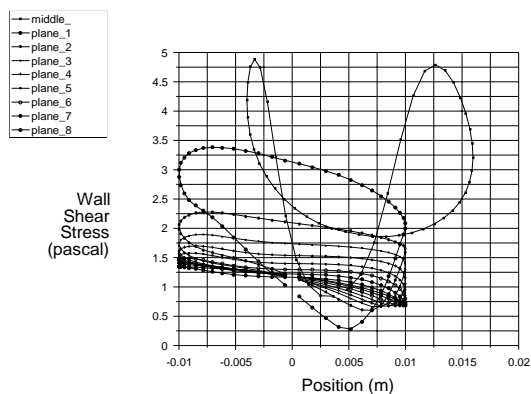
Experimentální i numerické simulace fyziologického proudění krve aortálním obloukem ukazují řadu hydrodynamických jevů, [4] [5] a [6], mezi které patří např. sekundární proudění, separace proudu od vnitřní stěny cévy a zpětné proudění krve (obrázek 10). Struktura proudu se sekundárním vírem způsobuje smykové napětí na stěně cévy, které může dosahovat až hodnot smykového napětí vyvolané axiálním proudem. V současné době probíhají výpočty s modelováním ne-newtonovské tekutiny s nastavením mocninového modelu.



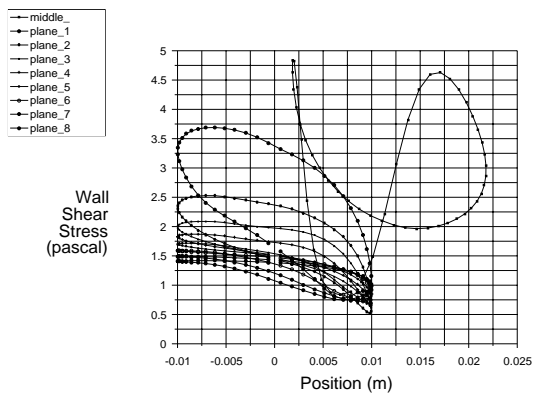
Obrázek 6: Profil rychlosti na středové čáře z , $Re = 2000$



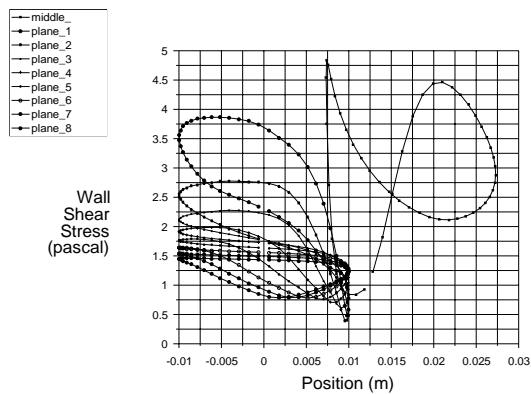
$\alpha_2 = 0^\circ$



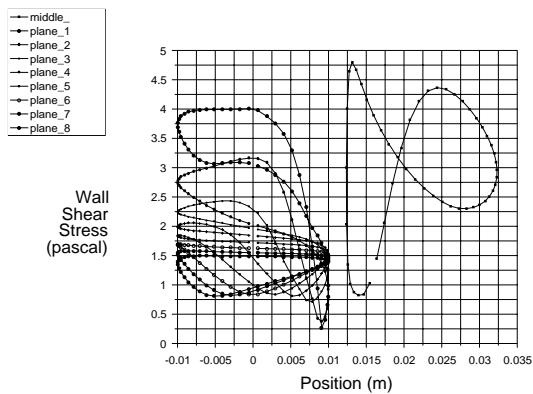
$\alpha_2 = 10^\circ$



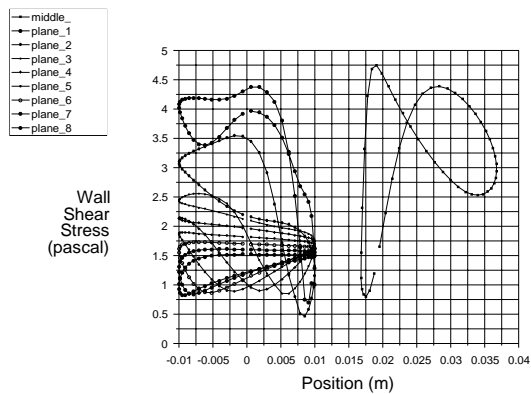
$\alpha_2 = 20^\circ$



$\alpha_2 = 30^\circ$

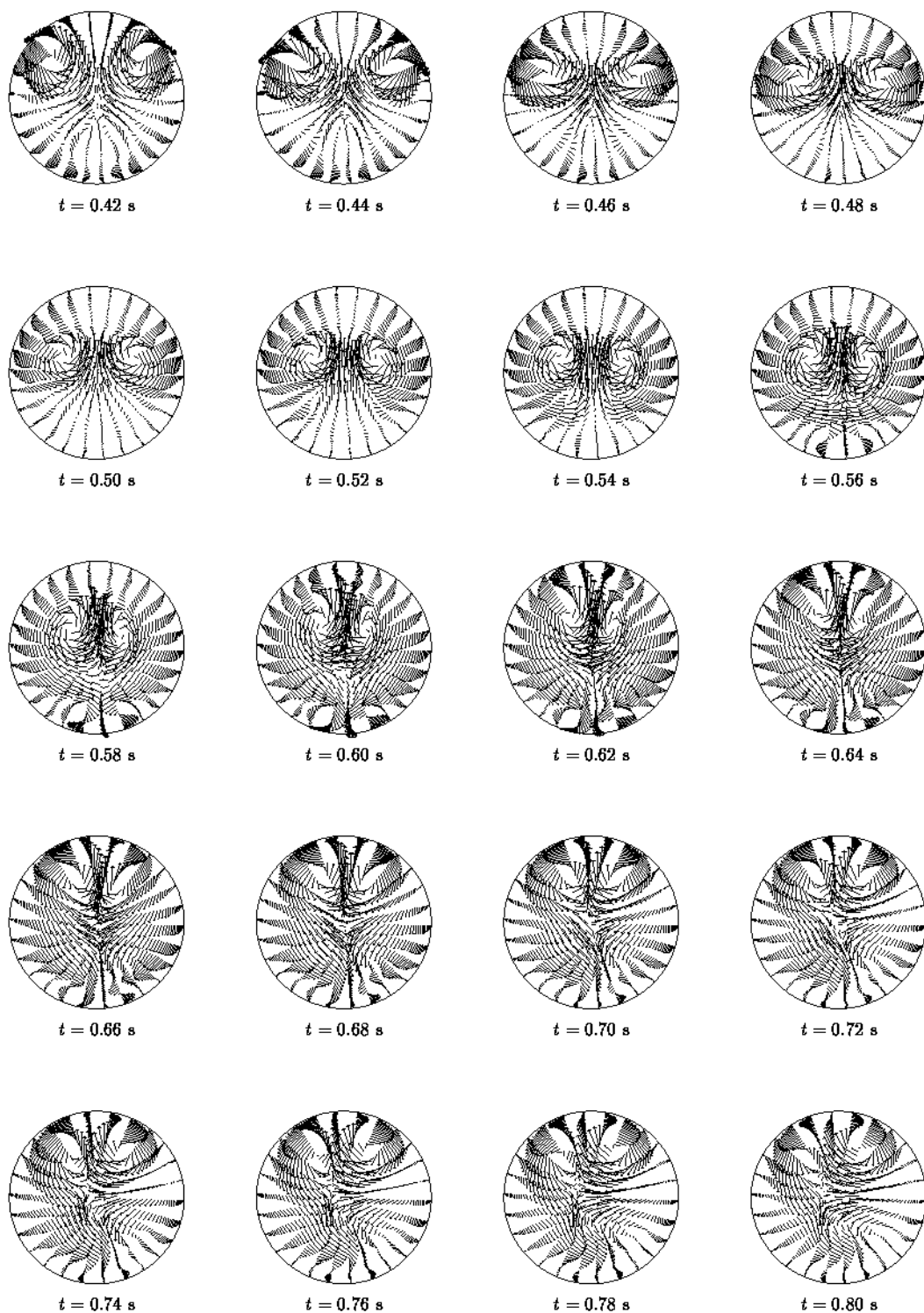


$\alpha_2 = 40^\circ$

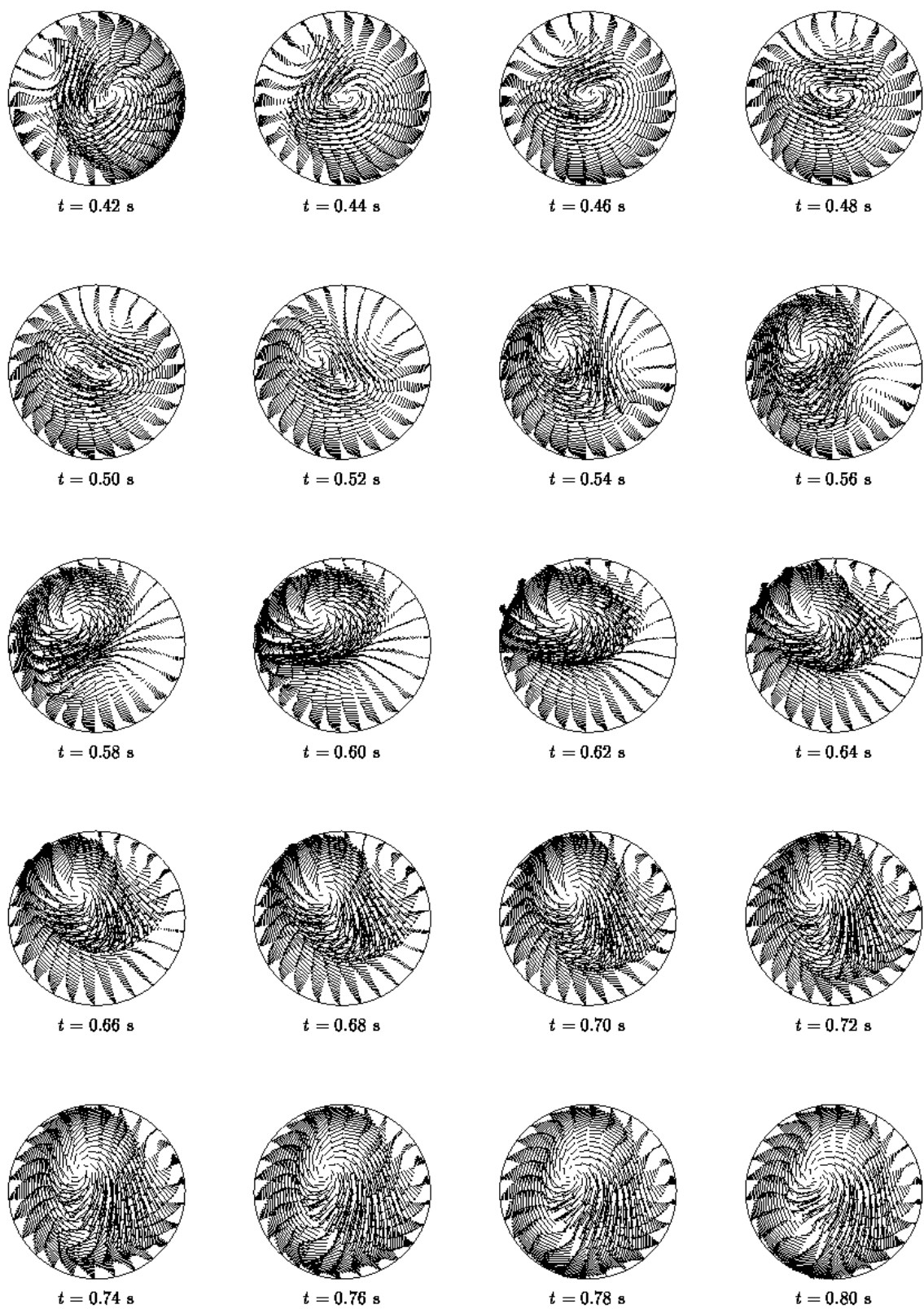


$\alpha_2 = 50^\circ$

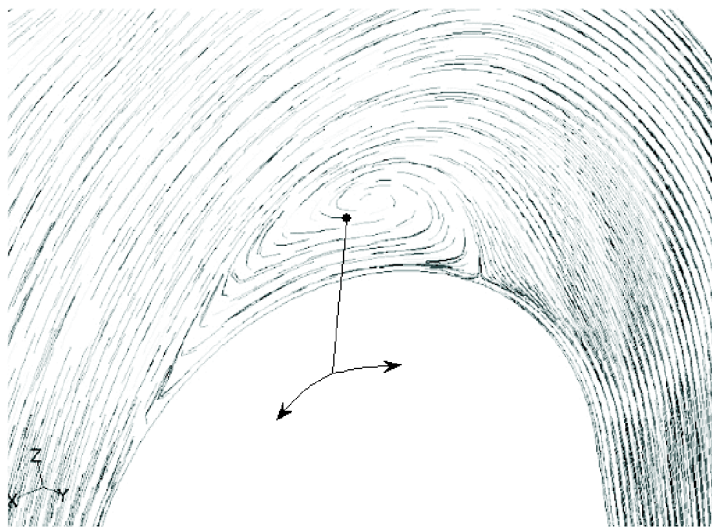
Obrázek 7: Profily smykového napětí na stěně, $Re = 2000$



Obrázek 8: Vektory sekundární rychlosti, střed oblouku, $\alpha_2 = 0^\circ$, $t = 0.42 \div 0.80 \text{ s}$



Obrázek 9: Vektory sekundární rychlosti, střed oblouku, $\alpha_2 = 20^\circ$, $t = 0.42 \div 0.80 \text{ s}$



Obrázek 10: Separace proudu od cévní stěny

Poděkování: Tento článek vznikl za finančního přispění MŠMT v rámci projektu výzkumu a vývoje LN00B084.

Reference

- [1] S.A. Berger, L. Talbot, Yao: Flow in curved pipes.
- [2] R. Warwick , P. Williams : Gray's anatomy.
- [3] J. Polanský: Numerical simulation of flow through the simplified model of aortic arch.
- [4] K. B. Chandran, T. L. Yearwood: Experimental study of physiological pulsatile flow in a curved tube.
- [5] Y. Komai, K. Tanishita: Fully developed intermittent flow in a curved tube.
- [6] K. Sudo, M. Simuda, R. Yamane: Secondary motion of fully developed oscillatory flow in a curved pipe.