

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ
ÚSTAV MECHANIKY TEKUTIN A TERMOMECHANIKY



NUMERICKÉ MODELOVÁNÍ NESTACIONÁRNÍHO
PROUDĚNÍ V MODELU CÉVY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Michaela ŽABČÍKOVÁ

2018

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Žabčíková** Jméno: **Michaela** Osobní číslo: **457558**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Numerické modelování nestacionárního proudění v modelu cévy

Název bakalářské práce anglicky:

Numerical Modelling of Unsteady Flow in Blood Vessel Model

Pokyny pro vypracování:

1. Popište poskytnutý model cévy a diskutujte funkci dané cévy v lidském těle.
 2. Diskutujte používaný způsob měření průtoku danou cévou a pokuste se identifikovat příčiny nepřesností, které mohou vzniknout při měření.
 3. Z poskytnutých experimentálních dat identifikujte průběh rychlosti v čase a daný průběh použijte jako vstupní okrajovou podmínku pro numerickou simulaci nestacionárního proudění.
 4. Proveďte numerické řešení proudění v modelu cévy za použití komerčního programu ANSYS Fluent.
 5. Pro případ stacionárního proudění proveďte test vlivu použité výpočtové sítě.
 6. Diskutujte získané výsledky.
- Rozsah práce: cca 30 stran včetně obrázků.

Seznam doporučené literatury:

Dle doporučení vedoucího práce a konzultanta

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. Tomáš Hyhlík, Ph.D., 12112

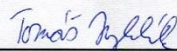
Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Jakub Dostál, ústav mech. tekutin a termodyn. FS

Datum zadání bakalářské práce: **30.04.2018**

Termín odevzdání bakalářské práce: **10.08.2018**

Platnost zadání bakalářské práce: **29.04.2019**



doc. Ing. Tomáš Hyhlík, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce



prof. Ing. Jiří Nožička, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



prof. Ing. Michael Valásek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Studentka bere na vědomí, že je povinna vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

30. 4. 2018

Datum převzetí zadání



Podpis studentky

Anotační list

| | |
|------------------------------|--|
| Jméno autora: | Michaela Žabčíková |
| Název: | Numerické modelování nestacionárního proudění v modelu cévy |
| Anglický název: | Numerical Modelling of Unsteady Flow in Blood Vessel Model |
| Akademický rok: | 2017/2018 |
| Studijní obor: | Teoretický základ strojního inženýrství |
| Ústav: | Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky |
| Vedoucí BP: | doc. Ing. Tomáš Hyhlík, Ph.D. |
| Konzultant: | Ing. Jakub Dostál, ústav mech. tekutin a temodyn. FS |
| Bibliografické údaje: | Počet stran: 48 Počet obrázků: 32 Počet tabulek: 1 Počet příloh: 1 |
| Klíčová slova: | proudění krve, mechanika tekutin, CFD, hemodynamika, dopplerovská ultrasonografie, měření průtoku |
| Keywords: | blood flow, fluid mechanics, CFD, hemodynamics, dopplers ultrasound, flow measurement |
| Anotace: | Bakalářská práce se zabývá způsobem měření rychlosti proudění krve u pacientů hemodialýzy. Součástí práce je rozbor možných zdrojů chyb měření a numerický model charakteru proudění v cévě konkrétního pacienta. Numerický model je realizován pomocí softwarového balíčku Ansys. Pro tvorbu sítě je použit ICEM CFD a jako řešič Fluent. |
| Abstract: | This bachelor thesis deals with a way of measuring the blood flow rate in hemodialysis patients. Part of the thesis is an analysis of possible sources of measurement errors and a numerical model of the characteristics of the blood flow in a blood-vessel of a particular patient. The numerical model is accomplished through an Ansys software pack. ICEM CFD is used for creating a mesh and Fluent for accurate results. |

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod vedením
vedoucího bakalářské práce a uvedla jsem všechny použité podklady v seznamu literatury.

V Praze dne.....

.....

Michaela Žabčíková

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce panu doc. Ing. Tomáši Hyhlíkovi, Ph.D. za spolupráci, cenné rady a velmi vstřícný přístup. Dále bych chtěla také poděkovat konzultantovi panu Ing. Jakubu Dostálovi za užitečné rady v rámci problematiky numerického řešení proudění tekutin. V neposlední řadě bych také ráda poděkovala své rodině a okruhu nejbližších přátel za morální podporu během tvorby této práce, a i v rámci celého studia.

Obsah

| | |
|--|-----------|
| Seznam použitých veličin | 6 |
| Úvod | 7 |
| 1 Princip měření průtoku krve | 8 |
| 1.1 Fyzikální princip ultrazvukového zobrazování | 8 |
| 1.2 Dopplerův jev | 11 |
| 1.3 Ultrazvukové průtokoměry založeny na Dopplerově jevu | 12 |
| 2 Možné zdroje chyb při měření | 16 |
| 2.1 Vzorkovací objem | 16 |
| 2.2 Pulzní repetiční frekvence | 16 |
| 2.3 Dopplerův úhel | 17 |
| 2.4 Měření průměru cévy | 18 |
| 2.5 Posunutí měřicí roviny mimo osu cévy | 19 |
| 2.6 Charakter proudění | 19 |
| 3 Arteriovenózní zkrat | 22 |
| 3.1 Umístění arteriovenózního zkratu | 22 |
| 3.2 Vliv založení zkratu na hemodynamiku | 25 |
| 4 Numerický model | 26 |
| 4.1 Tvorba výpočtové sítě | 28 |
| 4.2 Stanovení vstupní okrajové podmínky | 32 |
| 4.3 Nastavení numerické simulace | 33 |
| 4.4 Výsledky numerické simulace | 34 |
| 5 Závěr | 44 |
| 6 Bibliografie | 47 |
| Seznam příloh | 48 |

Seznam použitých veličin

| | | |
|------------|-----------------------------|---|
| A | $[m^2]$ | plocha průřezu cévy |
| c | $[m \cdot s^{-1}]$ | rychlost šíření vlny v prostředí |
| d | $[m]$ | průměr cévy |
| f_p | $[Hz]$ | frekvence přijata pozorovatelem |
| f_v | $[Hz]$ | frekvence vysílána zdrojem |
| Δf | $[Hz]$ | frekvenční posuv |
| K | $[Pa]$ | modul objemové pružnosti prostředí |
| Q | $[m^3 \cdot s^{-1}]$ | objemový tok |
| Re | $[1]$ | Reynoldsovo číslo |
| Δt | $[s]$ | časový krok |
| u_d | $[m \cdot s^{-1}]$ | vektor rychlosti ve směru Dopplerova signálu |
| u_n | $[m \cdot s^{-1}]$ | výsledný vektor rychlosti |
| u_s | $[m \cdot s^{-1}]$ | skutečný vektor rychlosti |
| v_{ξ} | $[m \cdot s^{-1}]$ | rychlost pohybu částice |
| v_{max} | $[m \cdot s^{-1}]$ | maximální rychlost |
| v_p | $[m \cdot s^{-1}]$ | rychlost pohybu vůči pozorovateli |
| v_s | $[m \cdot s^{-1}]$ | průměrná střední rychlost |
| Δx | $[m]$ | velikost elementu sítě |
| Z | $[Pa \cdot s \cdot m^{-1}]$ | akustická impedance |
| α | $[^\circ]$ | úhel insonace, Dopplerův úhel |
| γ | $[^\circ]$ | úhel mezi vektorem rychlosti a Dopplerovským signálem |
| μ | $[Pa \cdot s]$ | dynamická viskozita |
| ρ_p | $[kg \cdot m^{-3}]$ | hustota prostředí |
| ρ_t | $[kg \cdot m^{-3}]$ | hustota tekutiny |

Úvod

Cílem této bakalářské práce je posouzení závažnosti nepřesností vznikajících během měření velikosti rychlosti toku krve pomocí ultrazvukových průtokoměrů založených na Dopplerově jevu. Přesnost této metody závisí na mnoha faktorech, ty nejpodstatnější jsou v této práci popsány. Konkrétně je práce zaměřena na měření průtoku krve pacientů hemodialýzy, u nichž se daná metoda používá k průběžnému mapování stavu arteriovenózního zkratu. Arteriovenózní zkrat je chirurgicky provedené spojení žíly a tepny, nejčastěji v oblasti horní končetiny, za účelem zvýšení průtoku krve pro hemodialyzační přístroj. Po jeho zavedení dochází v průběhu času k vývoji samotného průtoku, a to od prudkého nárůstu až po pozvolné klesání, které končí tím, že zkrat není již dále vhodný pro použití při hemodialýze a je nutné hledat náhradu.

V první kapitole této bakalářské práce je stručně uveden fyzikální princip technologie ultrazvukových průtokoměrů založených na Dopplerově jevu. V druhé kapitole je dále rozebráno několik možných zdrojů chyb vyskytujících se během měření, jež mohou nepříznivě ovlivnit výsledky. Třetí kapitola této práce dává jistý náhled z anatomického hlediska a hrubě popisuje dopad zavedení cévního zkratu na lokální hemodynamiku. Praktická část je potom zaměřena na charakterizování proudění krve u konkrétního pacienta hemodialýzy. Řešení problému je realizováno tvorbou jednoduchého numerického modelu proudění v oblasti, kde dochází k fyzickému měření velikosti rychlosti toku krve. Postup řešení zahrnuje tvorbu počítačového 3D modelu cévy z oblasti arteriovenózního zkratu, jež byl vytvořen na základě konzultantem dodané geometrie zkratu. Dále tvorbu výpočtové sítě na základě vytvořeného 3D modelu. Zde je vhodnost velikosti elementů testována na několika případech se stacionární vstupní podmínkou. Další část tvoří návrh nestacionární okrajové podmínky na vstupu, jež byla vyhodnocena z poskytnutých experimentálních dat, a nakonec samotný výpočet pomocí nestacionárního modelu.

Výstupem bakalářské práce je jednak MATLABovský skript, jež je schopen na základě tvaru křivky detekovat odpovídající polynomickou funkci a také matematický model, popisující vektorové rozložení rychlostí v oblasti arteriovenózního zkratu daného pacienta. Součástí vyhodnocení je také přibližné srovnání mezi dodanými naměřenými experimentálními hodnotami a výsledky dané simulace.

1 Princip měření průtoku krve

Poznatky v této kapitole se opírají o informace uvedené v literatuře [1] a [2]. Dále zde bylo využito několika elektronických zdrojů, jako jsou [3] a [4]. Konkrétně v podkapitole 1.3 *Ultrazvukové průtokoměry založené na Dopplerově jevu* je mimo jiné také čerpáno ze zahraničního zdroje [5].

1.1 Fyzikální princip ultrazvukového zobrazování

Ultrazvuk je specifickým druhem mechanického vlnění. Na rozdíl od zvuku je neslyšitelný, a to z důvodu, že jeho frekvence přesahuje hodnotu 20 kHz (frekvenční rozsah slyšitelného zvuku je od 20 Hz do 20 kHz). Nositelem ultrazvukového a obecně i mechanického vlnění jsou samy molekuly daného prostředí, u kterých dochází k vychylování z jejich rovnovážné polohy, při zachování vazebných sil mezi částicemi látky. Příkladem takového prostředí je vzduch (plynné skupenství), ve kterém se šíří zvuk. Vodní hladina, která se rozkmitá dopadem kapky (kapalné skupenství). Nebo také tkáň lidského těla, které jsou schopny přenášet ultrazvukové vlny (pevné skupenství). Obecně se taková prostředí nazývají *prostředí pružná* a jsou charakterizována několika parametry. Jedním z nich je rychlost šíření vlnění v daném prostředí. V [3] je rychlost šíření vlnění definována pomocí následující rovnice (1.1).

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho_p}} \quad (1.1)$$

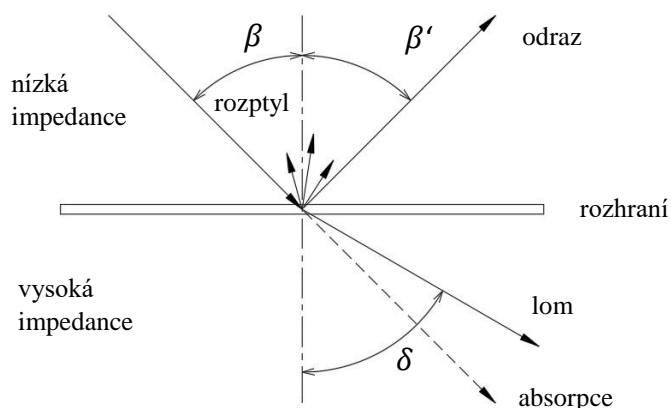
Jak je z rovnice vidět, tato rychlost závisí hlavně na hustotě prostředí, s vyšší hustotou stoupá (např. v měkkých tkáních činí průměrná rychlost 1 540 m.s⁻¹, u pevných látek, jako jsou kosti, je rychlost mnohem vyšší a to až 4 000 m.s⁻¹).

Dalším parametrem je akustická impedance, kterou lze popsat jako jistý odpor, který klade prostředí vůči ultrazvukovému vlnění. Ve zdroji [3] je tento parametr formulován pomocí rovnice (1.2).

$$Z = \rho_p \cdot c \quad (1.2)$$

Neméně podstatným parametrem je ultrazvukový útlum, jež souvisí s akustickou impedancí a dochází při něm ke snížení intenzity energie vlny. Probíhá na základě

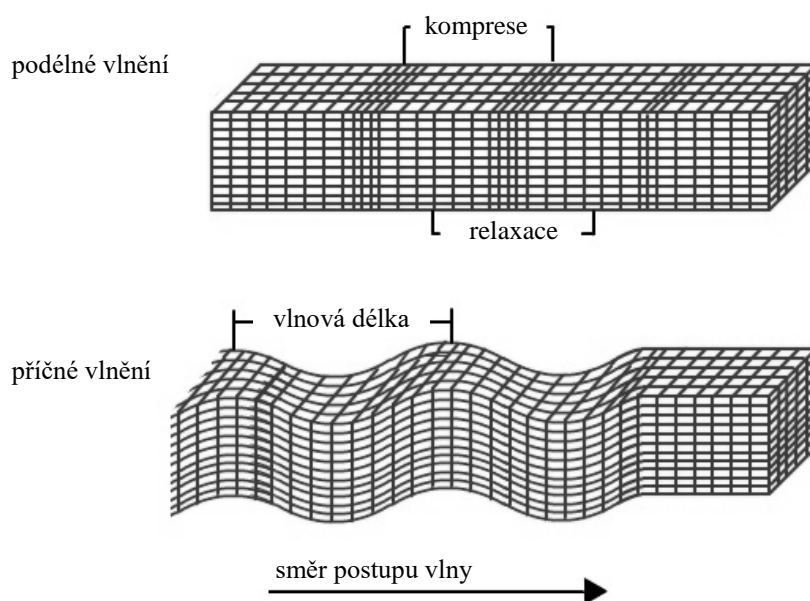
fyzikálních jevů jako je např. absorpce, u které se energie ultrazvuku mění vlivem vnitřního tření rozkmitaných částic nebo lomu či rozptylu. Pro lepší představu jsou jednotlivé fyzikální jevy podílející se na ultrazvukovém útlumu graficky znázorněny na obr. 1.1.



Obr. 1.1 Schématické znázornění fyzikálních jevů při dopadu vlnění na rozhraní dvou prostředí [1]

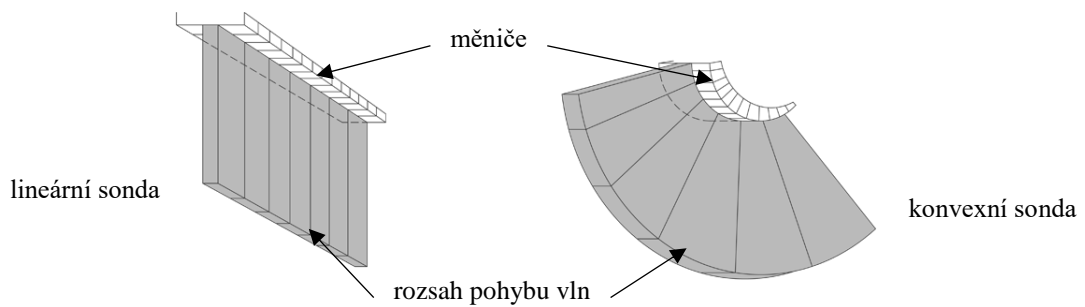
Při tvorbě ultrazvukového obrazu hraje důležitou roli odraz ultrazvukových vln. Jeho intenzita je silně závislá na velikosti rozdílu hustot daných prostředí. V případě příliš vysokého rozdílu dojde k úplnému odrazu vln a tvorbě akustického stínu, díky čemuž se vlnění již za toto rozhraní dále nešíří. Na tvorbě obrazu se podílí také rozptyl, a to především při vykreslení vnitřní struktury orgánů.

Existuje několik způsobů šíření ultrazvukových vln prostředím, ty se mezi sebou liší směrem kmitavého pohybu částic vzhledem k postupu samotné vlny. Jedním z nich je vlnění podélné, při kterém dochází ke kmitání částic ve směru šíření vlny. Je typické pro tělesa všech skupenství, která jsou pružná při změně objemu a lze tedy u nich realizovat kompresi a relaxaci. Dalším druhem je vlnění příčné, při němž částice kmitají kolmo na směr šíření vlny. Výše zmíněné druhy šíření ultrazvukových vln jsou opět pro lepší představu znázorněny na obr. 1.2, kromě jejich popisu je v případě příčného vlnění vyznačena vlnová délka a u podélného vlnění oblast komprese a relaxace. Existují také kombinace obou typů a jiné specifické typy v závislosti na vlastnostech prostředí. V případě ultrazvukové sonografie mluvíme vždy o vlnění podélném.



Obr. 1.2 Schématické znázornění pohybu vlny, převzato a upraveno [6]

Zdrojem ultrazvukových vln jsou elektroakustické měniče, jež mění elektrickou energii na mechanickou a naopak. Sonda tedy může sloužit jako vysílač a zároveň přijímač vln. V současné době se využívají dva druhy měničů. První z nich jsou piezoelektrické měniče, které pracují na principu piezoelektrického jevu. Při něm dochází vlivem deformace krystalu ke vzniku elektrického náboje. Vzniklé elektrické napětí je přímo úměrné deformaci krystalu a lze jej využít pro detekci a následné vyhodnocení ultrazvukových vln. K piezoelektrickému jevu může docházet i opačně, a to při průchodu elektrického napětí za vzniku deformace krystalu. Při zapojení krystalu na dostatečně velké střídavé napětí je možné tímto způsobem získat zdroj ultrazvuku. Jako materiály se pro takový krystal používá např. křemen, turmalín nebo uměle vytvořené lithiumsulfáty, aj. Dále existují měniče magnetostrikční, jež pracují na stejnojmenném magnetostrikčním jevu. Využívá se zde některých feromagnetických materiálů, jako jsou např. nikl, kobalt či slitina železa a niklu, popř. jiné slitiny na bázi těchto prvků. Principem je deformace tělesa z vhodného feromagnetického materiálu působením magnetického pole, což lze využít k buzení ultrazvukových vln. Naopak při mechanickém namáhání a tím způsobené deformaci daného tělesa dochází ke změnám magnetizace a permeability, čehož se využívá pro detekci vln. V samotné lékařské praxi se využívá právě piezoelektrických měničů. V reálné sondě se zpravidla nachází více než jeden měnič (jedná se i o desítky měničů) a jejich vzájemné uspořádání ovlivňuje tvar obrazového pole. Vliv uspořádání měničů na výsledné obrazové pole je graficky znázorněn na obr. 1.3, kde jsou zaznamenány dva druhy sond, lineární a konvexní.



Obr. 1.3 Schématické znázornění možných uspořádání měničů v ultrazvukové sondě, převzato a upraveno [7]

1.2 Dopplerův jev

Jak je ze samotného názvu měřicí metody zřejmé, důležitou roli zde hraje Dopplerův jev. Jedná se o fyzikální jev platný pro všechny druhy vlnění, jež nás obklopuje i v každodenním životě. Typickým příkladem je změna výšky tónů vydávaných sirénou na vozidle projíždějící okolo pozorovatele. Pozorovatel tedy vnímá výšku tónů vyšší, než je výška skutečná, zdrojem vysílaná. Z fyzikálního hlediska lze jev popsat jako rozdíl kmitočtů mezi vyslanou a přijatou vlnou, přičemž vzniklý rozdíl je přímo závislý na rychlosti pohybu zdroje vůči pozorovateli. O správnou matematickou formulaci se v roce 1842 dle zdroje [1] zasloužil rakouský fyzik a matematik Johann Christian Doppler, a to následujícím jednoduchým vzorcem uvedeným jako rovnice (1.3).

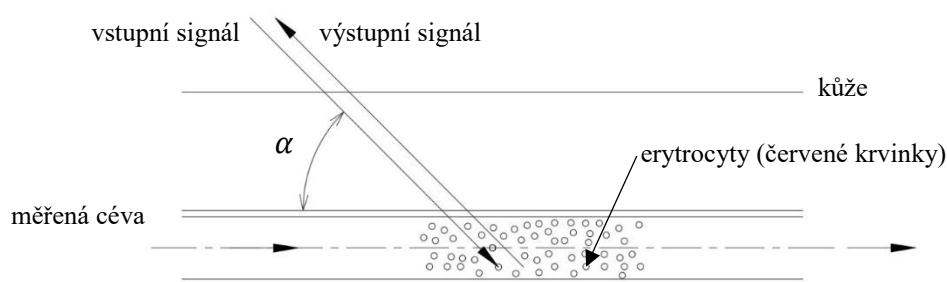
$$f_p = \frac{c}{c - v_p} f_v \quad (1.3)$$

Výše zmíněný vztah je platný pouze při pohybu zdroje k pozorovateli. Existuje několik dalších matematických výrazů platných např. pro pohyb zdroje vlnění směrem od pozorovatele, či pro pohyb pozorovatele směrem ke zdroji vlnění, ale vždy se jedná pouze o jistou matematickou úpravu výše uvedeného vzorce.

V případě ultrazvukové diagnostiky nám Dopplerův jev umožňuje měřit rychlost pohybujících se částic v živém lidském těle, díky čemuž lze stanovit rychlost krevního toku v cévách. Toto měření rychlosti částic je založeno na dopplerovském frekvenčním posuvu, jež je rozdílem mezi frekvencí přijímaného a vysílaného vlnění. Posuv je přímo úměrný vektorové složce rychlosti rovnoběžné se směrem šíření ultrazvukového vlnění. Jelikož

přesnou hodnotu rychlosti toku krve získáme pouze v případě, kdy se krev pohybuje rovnoběžně s Dopplerovským paprskem (což většinou není možné), zavádíme korekční Dopplerovský úhel α . Graficky je princip využití Dopplerova jevu znázorněn na obr. 1.4. Dle [1] je závislost mezi vzniklým frekvenčním posuvem, úhlem insonace a rychlostí pohybu částic popsána pomocí Dopplerovské rovnice (1.4).

$$\Delta f = \frac{2f_v v_c \cos \alpha}{c} \quad (1.4)$$

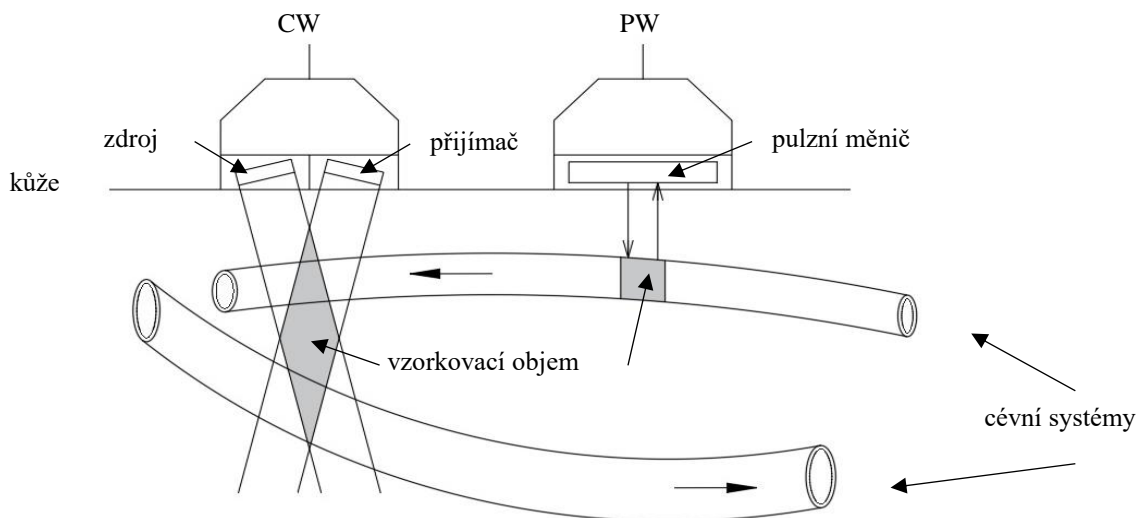


Obr. 1.4 Schématické znázornění principu měření průtoku krve pomocí Dopplerova jevu [1]

1.3 Ultrazvukové průtokoměry založené na Dopplerově jevu

V lékařské praxi rozeznáváme dva druhy měřících systémů. Prvním z nich jsou systémy s kontinuální nosnou vlnou, zkráceně CW (z angl. Continuous Wave). Jejich funkce je realizována pomocí dvou sad měničů, přičemž jedna z nich kontinuálně vysílá ultrazvukové vlnění a druhá slouží jako přijímač. Hlavní nevýhodou této metody je absence možnosti korekce hloubky, ve které reálně dochází k měření rychlosti. Což znamená, že při měření jsou insonovány společně různé cévní struktury, jež jsou uloženy v rozdílných hloubkách a na výsledné naměřené rychlosti se podílejí všechny současně. Z tohoto důvodu jsou vhodné spíše pro měření průtoku v povrchově uložených cévách. Početněji zastoupené jsou systémy pulzní, zkráceně PW (z angl. Pulsed Wave). Zde slouží jedna sada měničů jako zdroj a zároveň přijímač ultrazvukového signálu. Z tohoto důvodu měniče pracují v pulzním režimu, při kterém je doba mezi vysláním a přijutím signálu přímo úměrná vzdálenosti měřené cévy. Díky této vlastnosti nedochází ke zkreslení naměřené rychlosti vlivem okolních cév. Velikost časového intervalu, během kterého jsou odražené vlny detekovány, nám určuje rozsah konkrétního vzorkovacího objemu, ze kterého je vyhodnocován Dopplerovský frekvenční posuv. Pomocí konkrétního nastavení časového intervalu pak lze měřit jak maximální rychlost uprostřed cévy, tak průměrnou rychlost v celém jejím průřezu.

Pulzní systémy mají však svá omezení, od jisté maximální rychlosti dochází ke zkreslení zaznamenaných Dopplerovských posuvů. Danou problematikou se tato práce dále zabývá v kapitole 2.2 *Pulzní repetiční frekvence*. Oba výše zmíněné druhy Dopplerovských systémů jsou graficky znázorněny na obr. 1.5 spolu s vyznačenou oblastí vzorkovacího objemu.

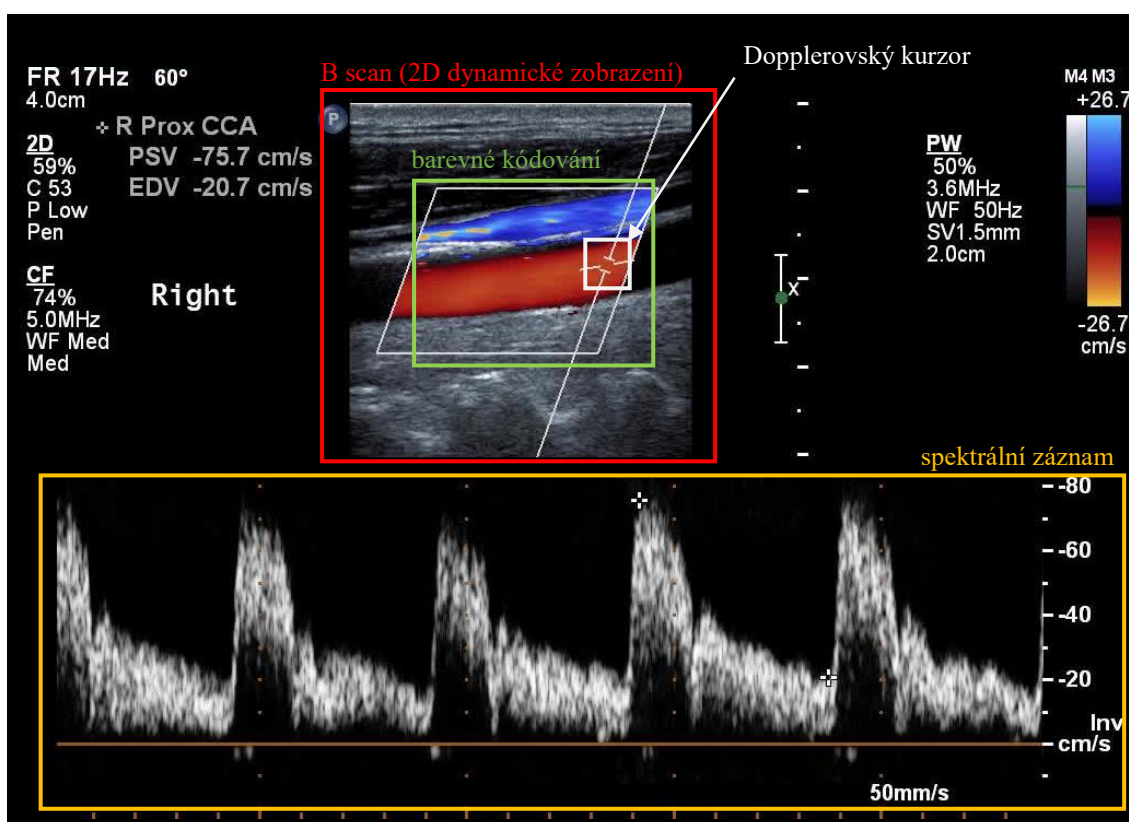


Obr. 1.5 Schématické znázornění principu CW a PW systémů [1]

Duplexní a triplexní metoda

V případě duplexní metody se jedná o spojení dvojrozměrného dynamického zobrazování (B scan), které nám dává informace o morfologii cév a impulsního Dopplerovského měření rychlosti, které umožňuje tvorbu spektrálního záznamu rychlosti toku krve. Při doplnění tohoto zobrazení barevnou informací, týkající se pohybu toku krve ve sledovaném řezu, mluvíme o metodě triplexní. Barva reprezentuje rychlost toku v reálném čase. Při pohybu částic směrem k sondě je tok zobrazen červenou barvou, směruje-li pohyb od sondy, je tok zobrazen modře. Velikost rychlosti je potom rozlišena jasně zobrazené barvy, s vyšší rychlostí se barevné kódování zobrazuje světleji. Hlavním rozdílem mezi spektrálním záznamem rychlosti a barevným kódováním rychlosti je ten, že spektrální záznam nám umožňuje přesnou kvantifikaci rychlostí v rámci jediného, poměrně malého vzorkovacího objemu, naopak barevné kódování zobrazuje průměrné hodnoty rychlostí z velkého množství vzorkovacích objemů. Příklad monitoru ultrazvukového průtokoměru založeného na Dopplerově jevu během měření pomocí triplexní metody je uveden na obr. 1.6. Barevně jsou zde vyznačeny oblasti B scanu, spektrálního záznamu a barevného kódování.

Existuje několik typů barevných kódování. Prvním z nich je již výše zmíněné barevné kódování rychlosti toku, zkráceně CFM z anglického Colour Flow Mapping. Dále se využívá také kódování energie toku (CDE – Colour Doppler Energy), které je na rozdíl od barevného kódování rychlosti toku vhodné i pro velmi pomalé rychlosti vyskytující se v drobných cévách. Princip této metody spočívá ve vyhodnocování energie dopplerovského signálu, odpovídajícího krvinkám pohybujícím se v dané oblasti. Kódování je tedy tvořeno jen jednou barvou, jejíž odstín představuje množství krvinek v pohybu. Jelikož se výsledný obraz skládá právě z jedné barvy, není tak možné určit směr toku. Méně podstatné pro účely měření průtoku krve v cévách, je barevné zobrazení pohybu tkání (TDI – Tissue Doppler Imaging). V podstatě nám tato metoda dává informaci o rychlosti a směru pohybu tkání.



Obr. 1.6 Příklad monitoru dopplerovského ultrazvuku při triplexní metodě, převzato a upraveno [8]

Tvorba spektrálního záznamu, výpočet průměrné rychlosti a objemového toku

Jelikož se měřené krvinky nepohybují vždy stejně (rychlostní profil není píستového charakteru), je zaznamenáno více různých rychlostí v jednom časovém okamžiku. Z tohoto důvodu představuje spektrální záznam široký pruh různých rychlostí, na místo tenké čáry, která by reprezentovala pouze pohyb jedné krvinky. Rozložení zjištěných rychlostí je

vyjádřeno za pomoci sytosti spektra a to tak, že nejfrekventovanější rychlosti jsou ve spektru zobrazeny světlejšími odstíny.

Získaný spektrální záznam je dále elektronicky vyhodnocován a to tak, že pro každý okamžik je nalezena střední rychlost (mean velocity). Tato střední rychlost je určena jako vážený aritmetický průměr z naměřených rychlostí v daném vzorkovacím objemu. Může být vyobrazena ve spektrálním záznamu jako barevně odlišená křivka. Výsledný průtok cévou je poté dále stanoven pomocí rovnice (1.5).

$$Q = v_s \cdot A \quad (1.5)$$

Průměrná střední rychlost je stanovena jako průměr středních rychlostí za určitý časový interval, zpravidla je jeden časový interval roven jednomu srdečnímu cyklu a plocha průřezu cévy je určena na základě ultrazvukem změřeného průměru.

2 Možné zdroje chyb při měření

Na chybách vzniklých během měření se může podílet několik faktorů. Ty nejpodstatnější z nich jsou popsány v níže uvedených podkapitolách. Touto problematikou se zabývají především zahraniční zdroje [9], [10] a [11], z nichž je v této kapitole čerpáno nejvíce. Některé údaje se také opírají o informace uvedené ve zdrojích [1] a [4].

2.1 Vzorkovací objem

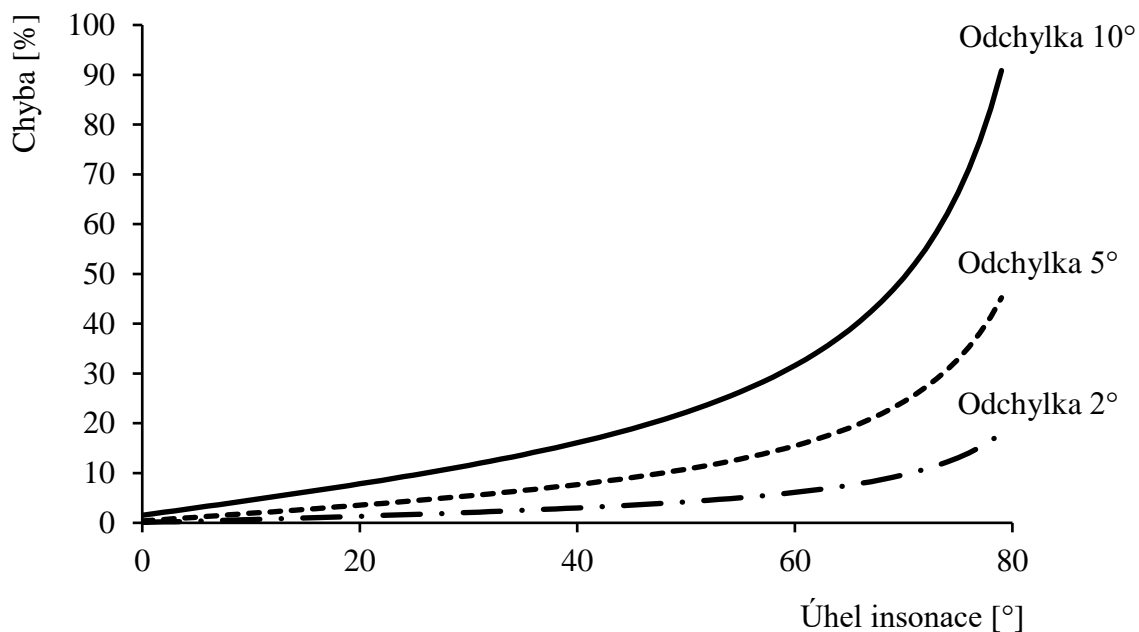
Jak již bylo zmíněno, spektrální záznam rychlosti je tvořen z určitého vzorkovacího objemu, ten je pevně definován uživatelem pomocí Dopplerovského kurzoru. Je přímo žádoucí, aby jeho velikost odpovídala průměru insonované cévy, v opačném případě může docházet buď ke snímání toku i v okolních cévách (příliš velký vzorkovací objem), nebo naopak ke snímání pouze části rychlostního profilu (příliš malý vzorkovací objem). Oba dva případy mají za následek zkreslení výsledků měření a následné ovlivnění výsledného objemového průtoku.

2.2 Pulzní repetiční frekvence

Téměř většina ultrazvukových průtokoměrů založených na Dopplerově jevu pracuje v pulzním režimu. Počet pulzů za sekundu je charakterizován veličinou zvanou pulzní repetiční frekvence, jež zároveň odpovídá vzorkovací frekvenci přijatých obrazů. Vlivem pulzního režimu nejsou získané záznamy kontinuální nýbrž se skládají z mnoha úseků. A právě zde se vyskytuje problematika takzvaného Shannonova vzorkovacího teorému. Ten zjednodušeně říká, že např. pro snímání dopplerovských posuvů o maximální frekvenci 5kHz je nutné použít vzorkovací frekvenci o minimálně dvojnásobně vyšší hodnotě, tedy 10kHz. Pokud toto pravidlo není dodrženo, vzniká jev zvaný aliasing. Ten v případě ultrazvukového průtokoměru založeném na Dopplerově jevu způsobuje nesprávné zobrazení části spektra, odpovídající nejrychlejším tokům, na opačné straně nulové linie (je registrován jako tok záporný). Tuto negativní vlastnost lze také vnímat jako jisté omezení dané technologie, a to ve smyslu problematického měření vyšších rychlostí, kdy možnosti nastavení vzorkovací frekvence v ultrazvuku již nejsou dostatečné.

2.3 Dopplerův úhel

Význam Dopplerova úhlu byl popsán již v kapitole věnované Dopplerovu jevu. Zde bych pouze ráda zmínila možnost vzniku chyby měření rychlosti při podcenění důležitosti tohoto úhlu. Stejně tak jako vzorkovací objem, i hodnota Dopplerova úhlu je v přístroji nastavena obsluhou, na základě zkoumané morfologie, která je zjištěná pomocí B scan zobrazení. Na grafu 2.1 můžeme pozorovat závislosti velikosti chyby ve výpočtu rychlosti toku na velikosti úhlu insonace. Na grafu jsou zobrazeny tři křivky, každá z nich odpovídá určité pevné odchylce mezi skutečným úhlem insonace a Dopplerovým úhlem nastaveným v přístroji. Jak lze na grafu pozorovat, do úhlu insonace 60° se chyba ve výpočtu toku pohybuje do relativně malé hodnoty 30% při odchylce 10° . U vyšších hodnot úhlu insonace chyba již radikálně narůstá.



Graf 2.1 Grafické znázornění závislosti chyby ve výpočtu rychlosti toku na velikosti insonace úhlu při určitých odchylkách mezi skutečným úhlem insonace a nastaveným Dopplerovým úhlem v přístroji

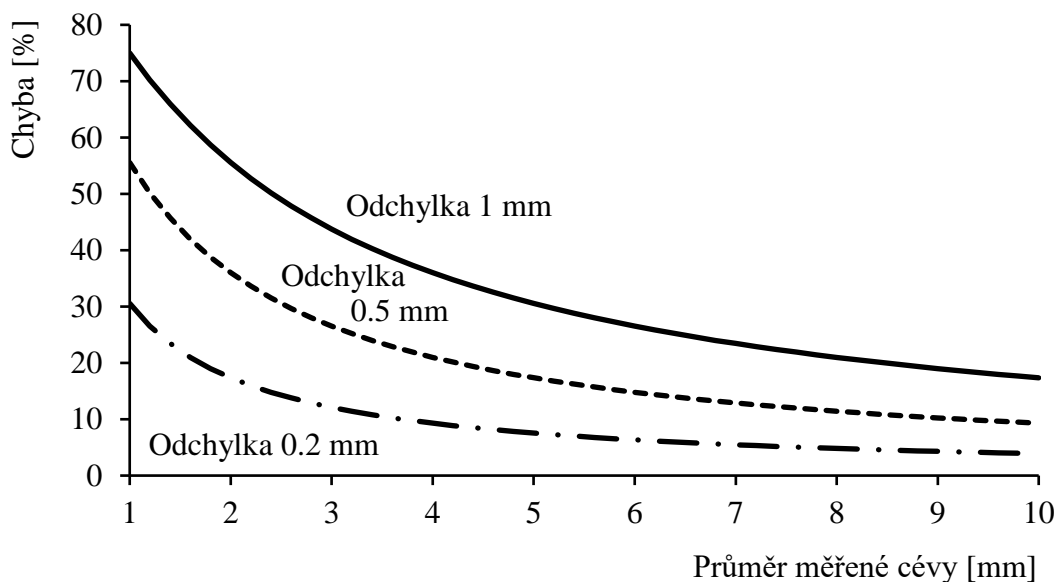
Dle zdroje [10] je právě nepřesné nastavení Dopplerova úhlu největším zdrojem chyb během měření. Z tohoto důvodu je potřeba velké obezřetnosti ze strany obsluhy při jeho definici.

2.4 Měření průměru cévy

Dalším uživatelem definovaným parametrem je průměr měřené cévy, ten souvisí s následným výpočtem průřezu cévy, dle rovnice (1.6).

$$A = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \quad (1.6)$$

Průměr je v přístroji definován z B scan zobrazení. K chybnému měření průměru může dojít v případě nepřesnosti obsluhy nebo špatného zobrazení cévy v B scan zobrazení. Céva také nemusí mít nutně kruhový průřez, např. vlivem tlaku pod ultrazvukovou sondou může dojít k její deformaci na eliptický tvar. Tento jev není možné pomocí B scanu pozorovat, a to z důvodu, že céva je zobrazena v podélném řezu. Následný dopočtený průřez z takto změřeného průměru poté neodpovídá průřezu skutečnému. Na grafu 2.2 je znázorněna závislost mezi velikostí chyby ve výpočtu rychlosti toku a velikostí průměru cévy. V grafu jsou vyneseny tři specifické případy odchylek mezi skutečným průměrem cévy a průměrem změřeným pomocí ultrazvuku. Jak je z grafu vidět, je relativně snadné vlivem špatné definice průměru vyvodit nezanedbatelné chyby ve výsledném výpočtu, minimálně 10%



Graf 2.2 Grafické znázornění závislosti chyby ve výpočtu rychlosti toku na velikosti změřeného průměru cévy při určitých odchylkách mezi skutečným průměrem cévy a naměřeným průměrem pomocí přístroje

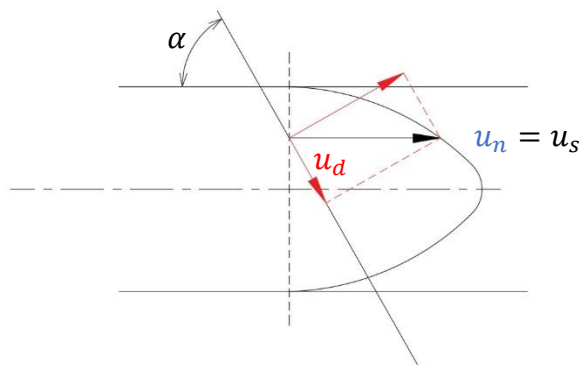
2.5 Posunutí měřicí roviny mimo osu cévy

Jelikož je rychlostní profil měřen pouze v určité rovině, a ne v celé šířce cévy, je vhodné tuto měřicí rovinu dostat přibližně do úrovně osy cévy. Chyba může vzniknout vlivem posunutí této měřicí roviny mimo osu cévy a její velikost závisí na skutečné vzdálenosti mezi osou cévy a měřicí rovinou. Především v případě cév menších průměrů je tato chyba mnohdy kritická, protože se zvyšující se vzdáleností měřicí roviny od osy cévy dochází k dramatickým změnám v rychlostním profilu. Velmi zde také záleží na typu rychlostního profilu. V případě laminárního proudění, ve kterém je tvar profilu strmější, dochází k výraznějšímu nárůstu chyby nežli u proudění turbulentního, kde mluvíme téměř o pístovém profilu.

2.6 Charakter proudění

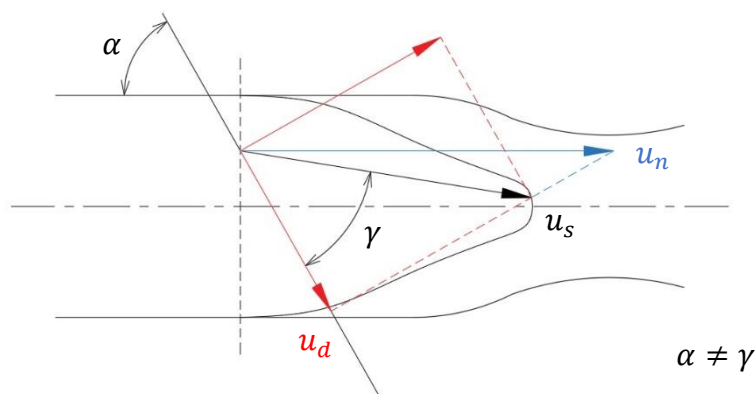
Při vyhodnocení rychlosti pracuje přístroj s faktem, že výsledný vektor rychlosti měřené částice svírá s Dopplerovským signálem stejný úhel, jako ten, pod kterým je insonována samotná céva. Výslednou rychlost tedy dopočítává pomocí zjištěné rychlosti z Dopplerovského frekvenčního posuvu a kosinu nastaveného Dopplerovského úhlu pomocí rovnice (1.6). Tento fakt vychází ze samotného principu měření rychlosti pomocí Dopplerova jevu, viz kapitola 1.2 *Dopplerův jev*. Schematicky je princip měření znázorněn na obr. 2.1, kde u_s je vektorem rychlosti měřené částice (červené krivky), u_d vektorem rychlosti načteným ultrazvukovým průtokoměrem založeným na Dopplerově jevu způsobujícím onen frekvenční posuv a u_n je výsledný vektor naměřené rychlosti, při zpětném přepočtu přístrojem dle rovnice (1.7).

$$u_n = \frac{u_d}{\cos(\alpha)} \quad (1.7)$$

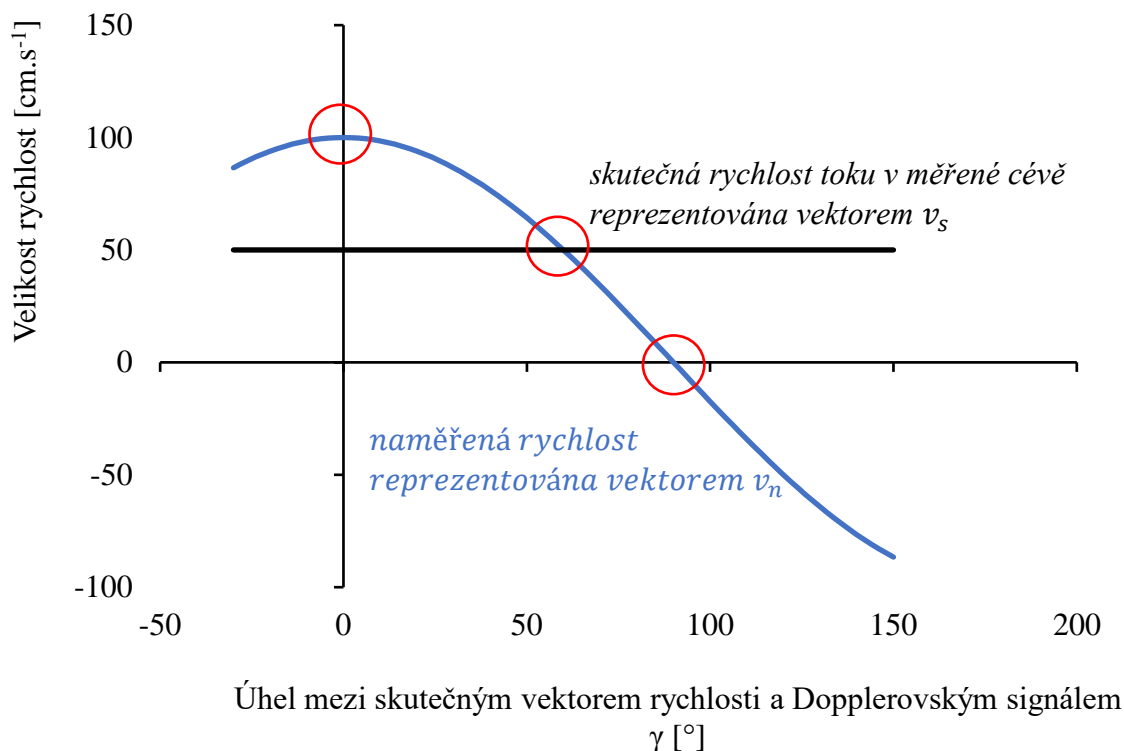


Obr. 2.1 Princip vektorového rozkladu rychlosti u ultrazvukového průtokoměru založeném na Dopplerově jevu

Problém nastává v případech, kdy úhel mezi Dopplerovským signálem a vektorem rychlosti dané částice neodpovídá Dopplerovskému úhlu insonace cévy. K těmto případům může docházet v oblastech před zúžením či zakřivením cév, kde proud částic jistým způsobem předchází změnám ve velikosti průřezu nebo směru toku, nebo v případě turbulentního proudění. Vektory rychlostí částic mnohdy nebývají nadále rovnoběžné se stěnou cévy tak jako tomu je v případě na obr. 2.1, ale dochází k jejich pootočení o určitý úhel v závislosti na charakteru změny průřezu či směru toku. Tento jev je schematicky znázorněn na obr. 2.2. V tomto případě přístroj opět zaznamená velikost vektoru rychlosti částice ve směru Dopplerovského paprsku a přepočítá ho pomocí kosinu nastaveného Dopplerovského úhlu, který však neodpovídá skutečnému úhlu mezi vektorem rychlosti a Dopplerovským paprskem. Výsledná naměřená rychlost je tedy vyšší (či menší, v závislosti na rozdílu mezi Dopplerovským a skutečným úhlem) než rychlost, která se v daném profilu skutečně vyskytuje. Závislost naměřené hodnoty a skutečného úhlu mezi vektorem a Dopplerovským svazkem, při skutečné rychlosti $50 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ a úhlu insonace 60° , je znázorněna na následujícím grafu 2.3.



Obr. 2.2 Příklad vektorového rozkladu, kdy úhel insonace Dopplerova signálu α není stejný jako úhel mezi skutečným vektorem rychlosti a Dopplerovým signálem γ



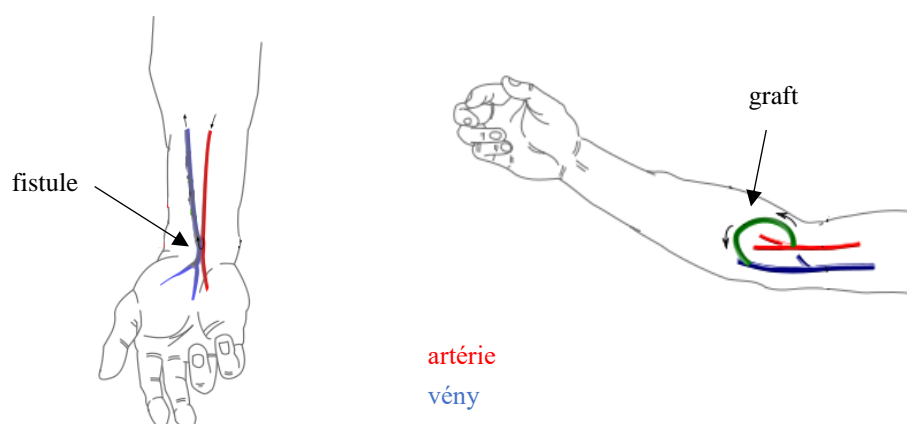
Graf 2.3 Závislost mezi úhlem γ a skutečnou naměřenou rychlostí při úhlu insonace 60°

V grafu jsou barevně vyznačeny tři extrémní případy. Prvním z nich je situace, kdy je úhel mezi vektorem skutečné rychlosti v cévě a Dopplerovským paprskem roven nule. V tomto případě dojde k tomu, že skutečná rychlost je brána pouze jako vektorová část ve směru Dopplerovského paprsku a při jejím přepočtu na celkovou rychlost je výsledná naměřená hodnota (při úhlu insonace 60° , tedy $\cos 60^\circ = 0,5$) $100 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, což je dvojnásobná hodnota oproti skutečné rychlosti v měřené cévě. V druhém případě je úhel mezi vektorem skutečné rychlosti v cévě a dopplerovským paprskem roven úhlu insonace. Zde naměřená rychlost odpovídá skutečné rychlosti. Dalším extrémním případem je situace, kdy je úhel mezi vektorem skutečné rychlosti v cévě a Dopplerovským paprskem roven 90° . V takovou chvíli není Dopplerovským svazkem zaznamenán žádný frekvenční posuv a výsledná naměřená rychlost je nulová.

3 Arteriovenózní zkrat

Informace uvedené v následující kapitole se opírají o literaturu uvedenou pod zdroji [1], [12] a [13]. Hlavním účelem této části je jisté přiblížení k dané problematice důležitosti správného měření průtoku krve u pacientů hemodialýzy z medicínského i hemodynamického hlediska.

Jelikož hemodialyzační přístroj vyžaduje určitý průtok, je potřebné vytvořit tzv. arteriovenózní zkrat (A-V zkrat). Tento zkrat nám jednak vlivem snížení odporu navýší průtok krve, ale také zajišťuje možnost opakované punkce díky zbytnění cév. Fyzicky se jedná o umělé spojení žíly a tepny (arterie – tepna, vena – žíla). Pro realizaci existují dvě možnosti. První z nich je A-V fistule, jedná se o přímé chirurgické spojení mezi pacientovou tepnou a přilehlou povrchovou žílou. Druhou možností je A-V graft, při kterém je spojení realizováno pomocí umělé cévní protézy, která sebou však nese vyšší riziko infekce. Také životnost A-V graftu je podstatně nižší než v případě A-V fistule. Z těchto důvodů se jako první možnost volí právě A-V fistule. Obě možnosti jsou znázorněny na následujícím obr. 3.1.

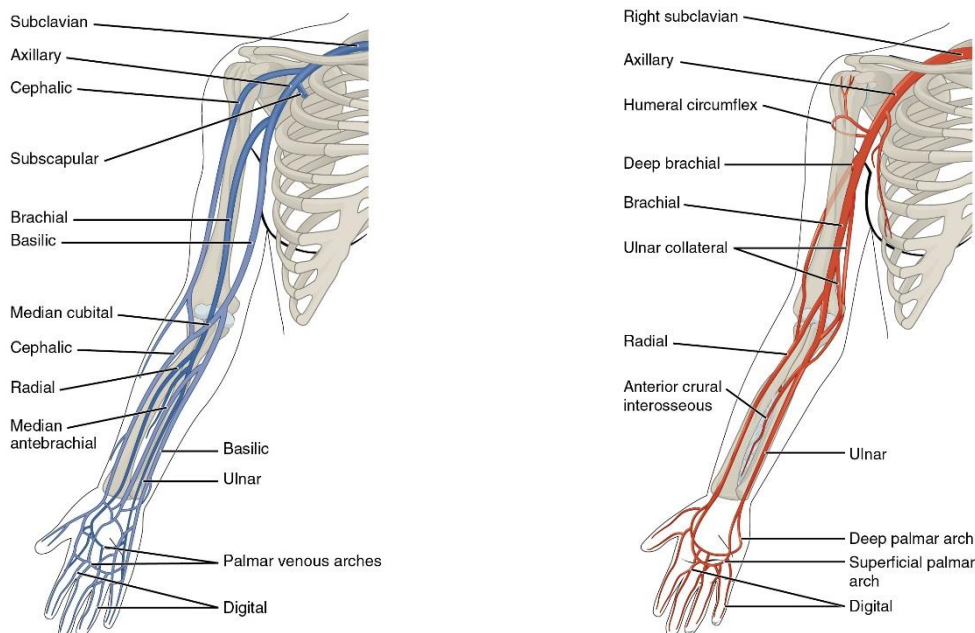


Obr. 3.1 Schématické znázornění rozdílu mezi A-V fistulí a A-V graftem v oblasti horní končetiny, převzato a upraveno [13]

3.1 Umístění arteriovenózních zkratů

Pro účely hemodialýzy se využívají v případě horní končetiny cévy paže a předloktí, u dolních končetin se jedná o cévy stehenní. Pro umístění zkratů se přednostně volí oblast horní končetiny, především z důvodu lepšího přístupu pro cévní punkci. Pokud je to možné, zkrat se zavádí do nedominantní končetiny, co nejdál od anatomických možností. Tímto je v případě selhání zkratu ponechána možnost k založení nového s využitím stejné

končetiny. Jelikož v následující části této kapitoly je stručně uvedeno několik příkladů nejpoužívanějších arteriovenózních zkratů, je pro lepší představu na následujícím obr. 3.2 dokumentována cévní anatomie horní končetiny.

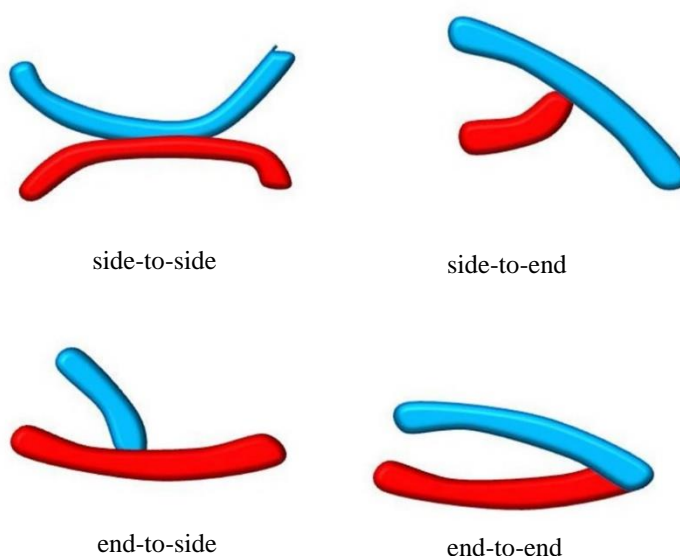


Obr. 3.2 *Vény a artérie horní končetiny, převzato [14]*

Seznam nejpoužívanějších A-V zkratů seřazených dle preference volby [13]. Pro lepší představu je také na obr. 3.3 znázorněna fyzická realizace jednotlivých druhů anastomóz.

- Radiocefalický zkrat (oblast zápěstí)
Dle [12] byl poprvé popsán již v roce 1966 Bresciem a Ciminem. Původní verze je realizována jako spojení v. cefalica a a. radialis pomocí anastomózy side-to-side. V současné době se používá modifikace s anastomózou end-to-side. Kvalita výsledného zkratu závisí především na původním průměru v. cefalica, při průměru méně než 1,6 mm existuje riziko brzkého zániku spojky.
- Ulnarobazilický zkrat (oblast zápěstí)
Používá se při vyčerpání možnosti pro založení zkratu na radiální straně končetiny. Anastomóza je tvořena mezi v. basilica a a. unaris jako end-to-side.

- Radiocefalický zkrat (oblast předloktí)
Využívá se, pokud nemáme možnost zhotovit zkrat na zápěstí. Spojovány jsou opět v. cefalica a a. radialis pomocí end-to-side anastomózy. Průchodnost je obdobná jako v případě obdobného zkratu na zápěstí.
- Radiobazilický zkrat (oblast zápěstí)
Spojení je tvořeno obvyklým způsobem end-to-side. Nevýhodou tohoto zkratu je větší technická i časová náročnost samotné operace.
- Zkrat mezi a. femoralis a v. saphena (dolní končetina)
Vytváří se jen vzácně a jsou indikovány pro pacienty u nichž nelze provést cévní zkrat v oblastí horních končetin. Pro samotnou hemodialýzu jsou tyto zkraty hůře přístupné a je s nimi spojen vyšší výskyt infekcí.
- Zkraty s použitím cévní protézy
Hlavním důvodem využití pro implantaci cévní náhrady je vyčerpání všech možností založení A-V fistule. Pro cévní protézy lze využít jak syntetické materiály typu polyuretanu, polytetrafluoroethylenu či polyetylen tereftalátu. Nebo biologické materiály ve formě venózních a arteriálních štěpů. Preferenčním místem pro založení zkratu je opět oblast horní končetiny.



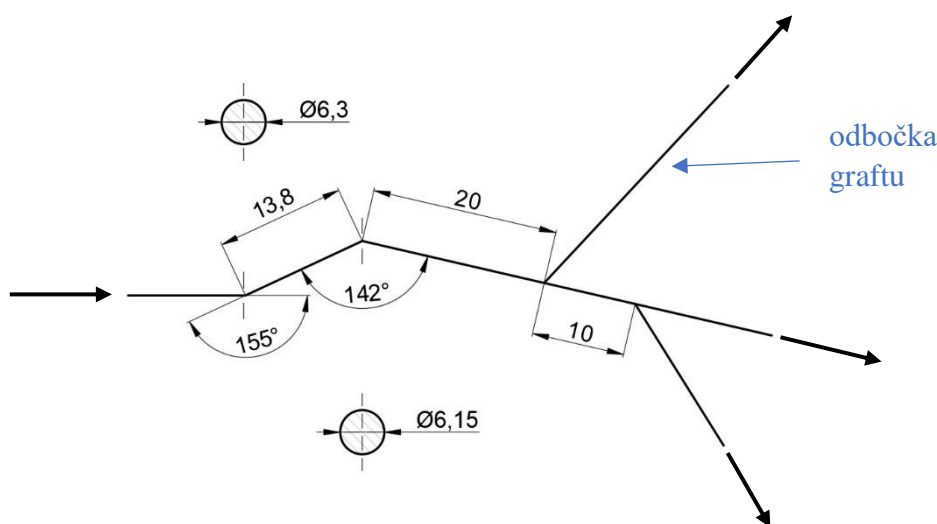
Obr. 3.3 Druhy cévních anastomóz, převzato [15]

3.2 Vliv založení zkratu na hemodynamiku

U běžného jedince a za klidového stavu činí průtok krve v brachiální artérii horní končetiny přibližně $100-150 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Po založení zkratu se v závislosti na predispozicích konkrétního pacienta může průtok zvýšit dle [12] až na $2000 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. V případě založení zkratu v oblasti radiální artérie, kde se normálně průtok pohybuje kolem $20-45 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$, dochází dle [17] ke zvýšení až na $1000 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Takové změny průtoku jsou způsobeny poklesem periferního odporu v místě zavedení zkratu. Tento snížený odpor vede k částečné změně toku krve v končetině. Aby byl zachován správný průtok krve do všech tkání, dochází k navýšení srdečního výdeje a tím také ke zvýšení krevního toku v samotném zkratu. K nárůstu průtoku nedochází skokově ihned po zavedení zkratu, nýbrž v průběhu času a to nelineárně. Krátce po operaci dochází k rychlému vzestupu průtoku v intervalu několika hodin, následně dochází k postupnému zpomalování růstu a přibližně po jednom měsíci je průtok prakticky ustálený. V důsledku nárůstu průtoku a smykového napětí dochází k rozměrovým změnám vén i arterií. Především u průměru vén dochází i k několikanásobnému nárůstu, příkladem může být nárůst průměru cefalické vény, který dle [12] činí $6,3 \text{ mm}$ z původních $2,3 \text{ mm}$. Na změnách v hemodynamice se také podílí jisté komplikace související se zavedením zkratu. Jednou z těchto komplikací je tvorba stenóz, jež lze z technického hlediska popsat jako náhlou změnu průměru. S touto změnou průměru dochází v dané oblasti k nárůstu rychlosti toku krve a tvorbě vírů v důsledku odtržení mezních vrstev.

4 Numerický model

Tato část je zaměřena na charakterizování toku v oblasti dvojitého zakřivení pažní tepny. Konkrétně se jedná o tepnu brachiální, která mívá před loktem jistý esovitý průběh a u pacientů hemodialýzy bývá opatřena A-V graftem. Na obr. 4.1 je okótovaná skica zadané geometrie tepny konkrétního pacienta. Tato geometrie byla zadaná konzultantem a měla by odpovídat experimentálním hodnotám získaným z ultrazvuku. V případě skici je šipkami vyznačen směr toku krve v dané tepně a uměle vytvořena odbočka ve formě graftu. Následně byl z této skici, s využitím softwaru Solid Edge ST10, vytvořen 3D CAD model, jež sloužil pro tvorbu výpočtové sítě. Pro lepší představu, je tok charakterizován při proměnlivé rychlosti na vstupu, odpovídající pulznímu průtoku v cévách. Jedná se tedy o případ nestacionárního proudění tekutiny.



Obr. 4.1 Zadaná geometrie onoho esovitého průběhu tepny, kótované rozměry jsou uvedeny v jednotkách mm

Velká část výpočtů byla prováděna na školních výpočetních serverech. Konkrétně se jednalo o server `ele.fsid.cvut.cz`. Jelikož byly výpočty spouštěny vzdáleně, pomocí příkazové řádky, bylo nutné použít skript, definující základní parametry výpočtu. Pro případy stacionárních výpočtů, jež sloužily k definici potřebné velikosti elementů pro finální síť, je daný skript uveden jako skript 4.1. Pro hlavní výpočet s nestacionární vstupní podmínkou sloužil skript 4.2. Samotný příkaz pro spuštění výpočtu měl potom následující tvar: `fluent190r 3ddp -g -t2 -pnet <script> konzole &`, význam jednotlivých částí příkazu je popsán v následující tabulce 4.1.

Tab. 4.1 Význam jednotlivých částí spouštěcího příkazu

| | |
|----------------------------------|---|
| <i>fluent190r</i> | určuje, který software má být spuštěn, v tomto případě se jednalo o Ansys Fluent 19.0 Research |
| <i>3ddp</i> | definuje, zdali se jedná o 2D nebo 3D výpočtové prostředí a nastavuje použití funkce Double Precision, jež zvyšuje přesnost výpočtu |
| <i>-g</i> | značí, že se má software spouštět bez grafického prostředí |
| <i>-t2</i> | definuje počet výpočetních jader přiřazených danému úkolu |
| <i>-pnet</i> | značí způsob spojení uživatelského počítače se serverem |
| <i>< script</i> | definuje název souboru, ze kterého jsou nastaveny základní parametry pro výpočet |
| <i>> konzole &</i> | definuje název souboru, do kterého jsou zapisovány informace z konzole softwaru |

```
1 file
2 rc
3 fluent.cas /* nacteni prislusneho .cas souboru */
4 q
5 /solve/iterate
6 4000 /* definice poctu iteraci */
7 /file/wd fluent.dat /* ulozeni datoveho souboru po ukonceni vypoctu */
8 /exit /* vypnuti softwaru */
9 yes
```

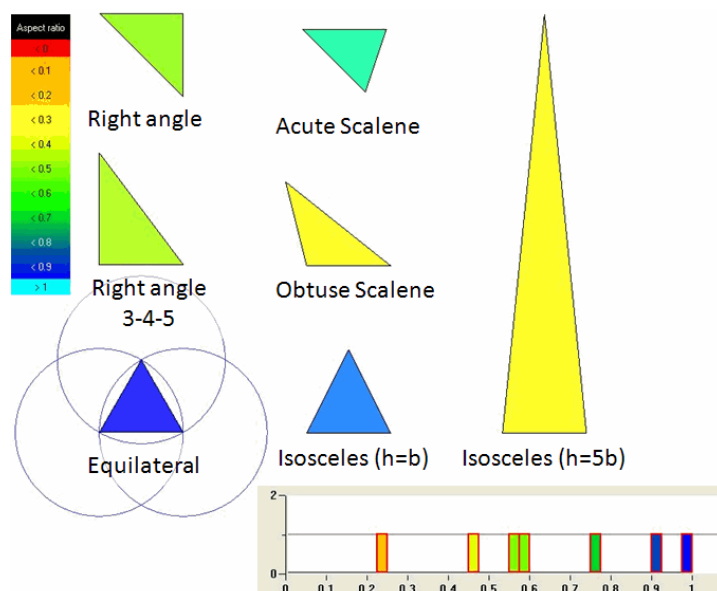
Skript 4.1 Skript pro spuštění stacionárního výpočtu

```
1 file
2 rc
3 fluent.cas /* nacteni prislusneho .cas souboru */
4 q
5 /solve/iterate
6 0
7 /solve/set/time-step
8 0.02 /* definice velikosti casoveho kroku */
9 /solve/dual-time-iterate
10 1000 /* definice celkoveho poctu iteraci */
11 20 /* definice poctu iteraci na krok */
12 /file/wd fluent.dat /* ulozeni datoveho souboru po ukonceni vypoctu */
13 /exit /* vypnuti softwaru */
14 yes
```

Skript 4.2 Skript pro spuštění nestacionárního výpočtu

4.1 Tvorba výpočtové sítě

Pro tvorbu výpočtové sítě byla využita studentská licence softwaru ICEM CFD 19.0 od společnosti Ansys. Vzhledem k relativně komplikovanému tvaru byla zvolena síť nestructurovaná. Vytvořený CAD model byl nahrán ve formátu .stl a síťován pomocí trojúhelníkové (triangle) povrchové sítě a čtyřstěnných (tetrahedron) elementů prostorové sítě. Povrchové vrstvy modelu byly následně upraveny na síť tvořenou pětistěny (prism). Při tvorbě výpočtové sítě byl kladen důraz na kvalitu sítě, ta byla posuzována pomocí implementované funkce Mesh Quality, jež hodnotí kvalitu sítě na základě tvaru jednotlivých elementů. Rozhodujícím kritériem byl Aspect ratio, princip posuzování kvality sítě pomocí tohoto kritéria je uveden na obr. 4.2. Kvalita sítě má zásadní vliv na přesnost výpočtu, její velikost poté ovlivňuje rychlost výpočtu a hardwarovou náročnost.

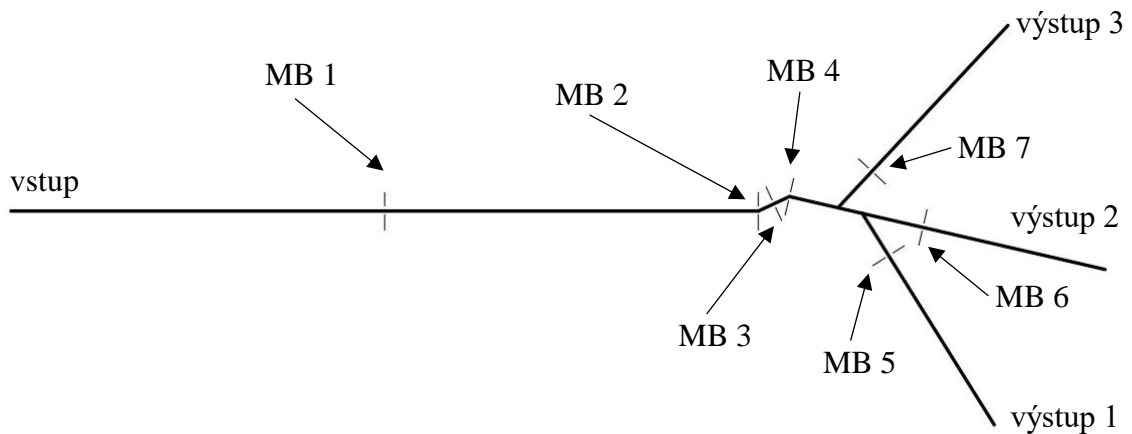


Obr. 4.2 Princip posuzování kvality sítě pomocí kritéria Aspect ratio, software Ansys ICEM CFD [16]

Vhodná velikost elementů pro tvorbu finální sítě byla testována u několika náhodně zvolených hodnot a probíhala při stacionární rychlosti na vstupu. Posuzován byl především fakt, zdali výpočet při dané velikosti elementů konverguje a zdali výsledek přibližně odpovídá skutečnosti. Velikost rychlosti na vstupu činila $0.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, což přibližně odpovídá střední rychlosti získané z experimentálních dat. Jako tekutina byla zvolena směs glycerinu a vody, jež se v laboratoři hemodynamiky běžně používá pro experimenty. Hustota této směsi činila $1400 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ a její dynamická viskozita byla $0.0046 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Jelikož Reynoldsovo číslo, určeno pomocí rovnice (4.1), při těchto podmínkách nepřekročilo kritickou hodnotu

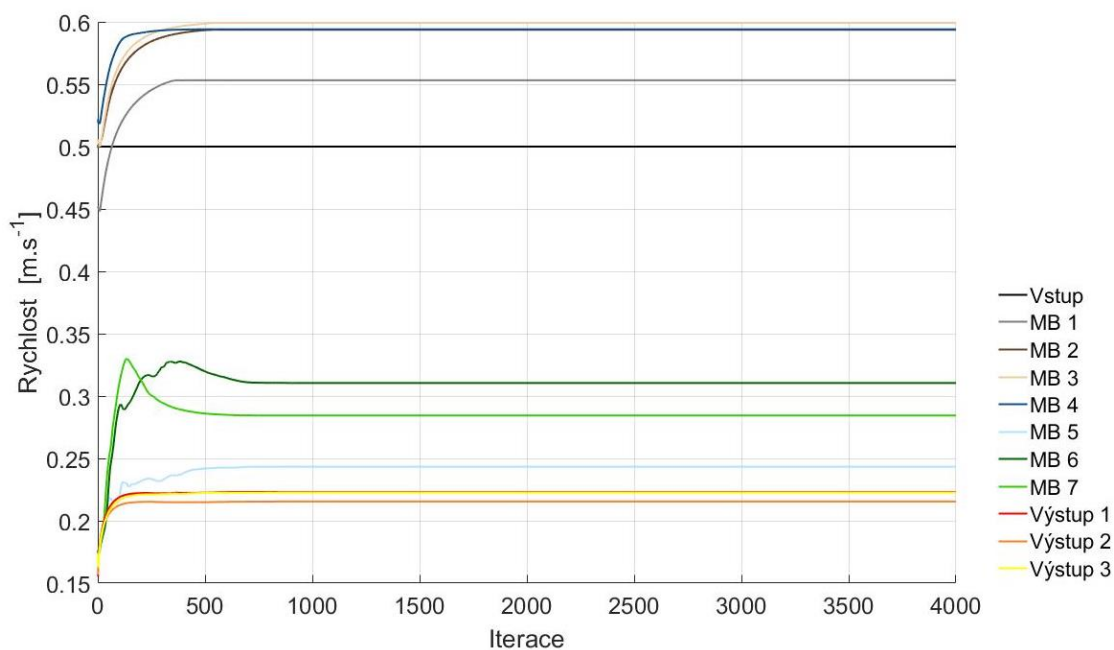
$Re_{kritd} = 2300$, byly tyto výpočty provedené při nastavení stacionárního laminárního modelu s celkovým počtem 4000 iterací. Pro posouzení konvergence byly v několika místech modelu vytvořeny monitory, dále uváděny jako měřící body, sloužící pro zápis vážené průměrné rychlosti v daném místě s každou iterací. Rozmístění těchto bodů je dokumentováno na následujícím obr. 4.3.

$$Re = \frac{v_{max} \cdot d \cdot \rho_t}{\mu} \quad (4.1)$$

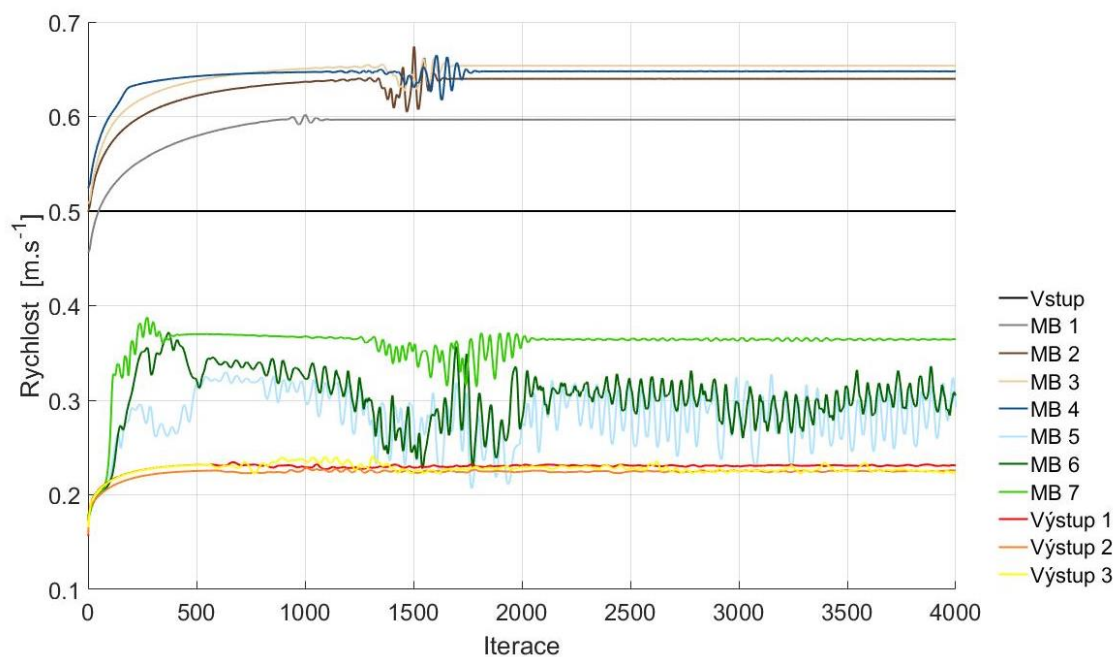


Obr. 4.3 Rozmístění měřících bodů (zkráceně MB) pro zápis vážené průměrné rychlosti

V následující části jsou uvedeny dva vybrané příklady z několika testovaných sítí. U první z vybraných sítí byla zvolena globální velikost elementu rovna 1.15 mm, u druhé sítě činila 0.5 mm. Na grafech 4.1 a 4.2 jsou pro tyto sítě zaznamenány vývoje vážených průměrných rychlostí ve zvolených měřících bodech v průběhu výpočtu, kromě měřících bodů je zde zaznamenán i vývoj rychlosti na vstupu a výstupech modelu. Jak lze z grafu pozorovat, u sítě s velikostí elementů 1.15 mm došlo k ustálení měřených rychlostí už po 1000 iterací. V případě sítě s velikostí elementů 0.5 mm, nedošlo u rychlosti v oblasti za esovitým průběhem k ustálení.



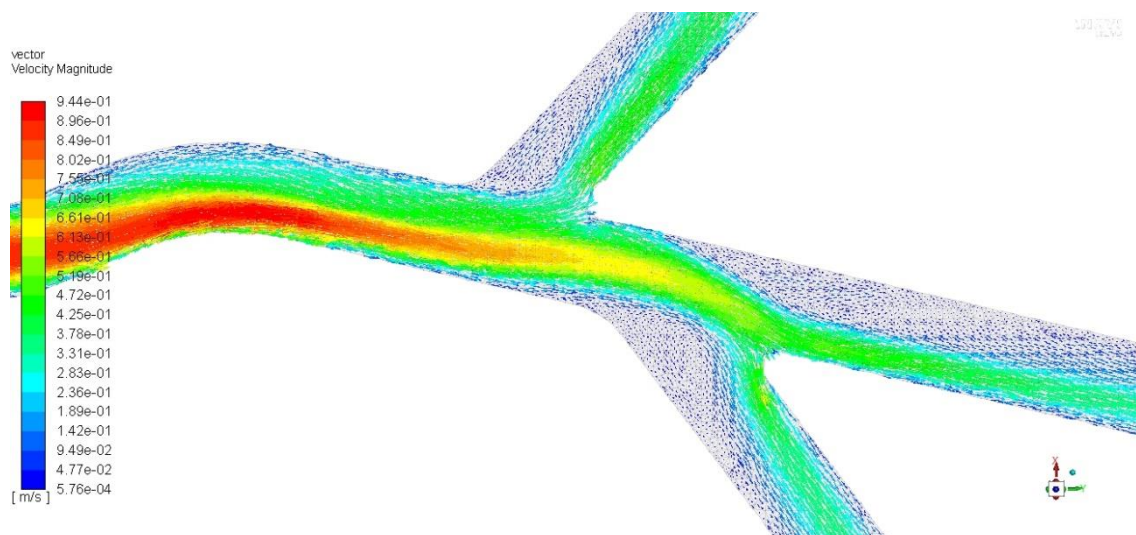
Graf 4.1 Vývoj rychlostí ve vybraných bodech v průběhu výpočtu u sítě s velikost elementů 1.15 mm



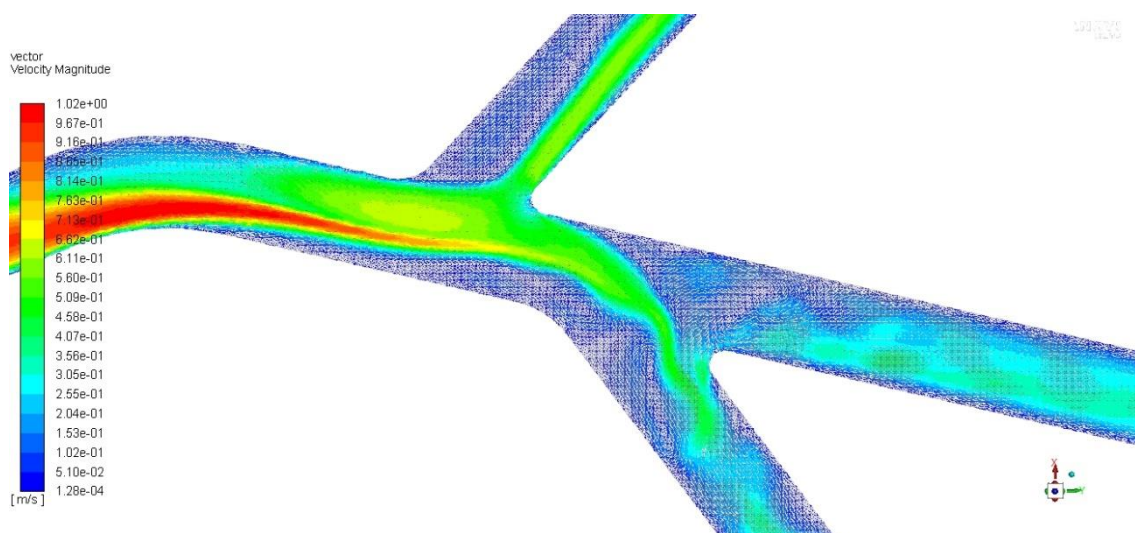
Graf 4.2 Vývoj rychlostí ve vybraných bodech v průběhu výpočtu u sítě s velikost elementů 0.5 mm

Na obr. 4.4 a 4.5 jsou dále zachyceny vektory rychlostí z oblasti mezi zákrutou a cévními odbočkami. Při uvážení rozdílů výsledků mezi těmito sítěmi a faktu, že v případě sítě s velikostí elementů 0.5 mm nedošlo k ustálení rychlosti v měřících bodech MB 5 a MB 6, jež odpovídají spodní odbočce a pokračující vodorovné části, lze říci, že velikost elementů

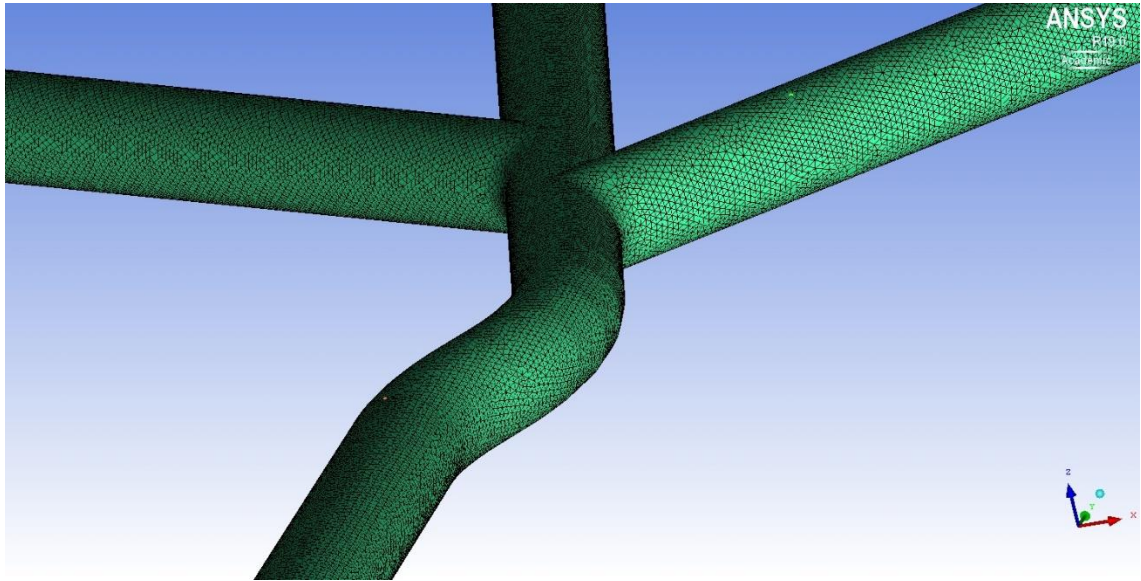
1.15 mm je nedostatečná pro zachycení vírů vznikajících vlivem rozvětvení a odtržení mezní vrstvy. Vzhledem k těmto vírům je nutné model řešit jako nestacionární, s maximální globální velikostí elementů rovné 0.5 mm. Výsledná síť je tedy tvořena elementy s globální velikostí 0.5 mm a pětivrstvou prismatickou obálkou s koeficientem postupného růstu velikosti 1.2. Náhled na výslednou síť je dokumentován na obr. 4.6.



Obr. 4.4 Vektorové rozložení rychlost u sítě s velikostí elementů 1.15 mm



Obr. 4.5 Vektorové rozložení rychlost u sítě s velikostí elementů 0.5 mm



Obr. 4.6 *Náhled na oblast zákruty a cévních odboček výsledné sítě*

4.2 Stanovení vstupní okrajové podmínky

Jelikož se jedná o případ nestacionárního modelu s nestacionární vstupní podmínkou, je u softwaru Ansys Fluent nutné vytvořit uživatelsky definovanou funkci (zkráceně UDF, z anglického User-defined function) požadované podmínky. V principu se jedná o textový soubor, ve kterém je pomocí programovacího jazyka C nadefinována určitá podmínka. Může se jednat o charakteristický tvar rychlostního profilu na vstupu (parabolický, pístový, aj.), proměnlivou hodnotu rychlosti v čase ale také i vlastní materiálové vlastnosti či jiné pokročilé parametry modelu. Během tvorby .cas souboru pro následný výpočet, je ve Fluentu nastaven odkaz na tento soubor a při samotném výpočtu je softwarem aktivně využíván.

V tomto případě byla na základě konzultantem dodaných experimentálních dat z ultrazvukového průtokoměru, pomocí softwaru MATLAB, detekována polynomiální funkce reprezentující změnu rychlosti v závislosti na čase. Okomentovaný skript je vzhledem k jeho rozsahu uveden v příloze. Pro vstupní okrajovou podmínku byl zvolen polynom 9. stupně, který v intervalu pro $t \in < 0; 1 >$ odpovídá průběhu pulzu za čas jedné sekundy. Pro lepší návaznost průběhu funkce při výpočtu nad jednu sekundu je polynom ve výsledném UDF skriptu na svém počátku a konci ručně upraven na přímku. Níže je uveden použitý a stručně okomentovaný UDF skript spolu s hodnotami koeficientů získaného polynomu jako skript 4.1.

```

1  #include "udf.h"
2  DEFINE_PROFILE(velocity,t,i) /* urceni definovane podminky */
3  {
4      float x[ND_ND]; /* pistovy rychlostni profil */
5      float y;
6      face_t f;
7      float time = (CURRENT_TIME - floor(CURRENT_TIME));
8      /* nastaveni casoveho intervalu pro polynom */
9      float a = (542.3488)*(pow(time, 9.0)); /* definice koeficientu */
10     float b = (-1290.3898)*(pow(time, 8.0));
11     float c = (-666.7597)*(pow(time, 7.0));
12     float d = (5295.9940)*(pow(time, 6.0));
13     float e = (-7305.4196)*(pow(time, 5.0));
14     float g = (4832.1535)*(pow(time, 4.0));
15     float h = (-1660.1837)*(pow(time, 3.0));
16     float i = (262.5206)*(pow(time, 2.0));
17     float j = (-10.3416)*(pow(time, 1.0));
18     float k = (0.1022)*(pow(time, 0.0));
19     float l = (0.3052);
20     begin_f_loop(f,t)
21     {
22         F_CENTROID(x,f,t);
23         y = x[1];
24         if(time<0.025) /* uprava zacatku polynomu na primku */
25             F_PROFILE(f,t,i) = 0.29;
26         else if(time>0.96) /* uprava konce polynomu na primku */
27             F_PROFILE(f,t,i) = 0.29;
28         else
29             F_PROFILE(f,t,i) = a + b + c + d + e + g + h + i + j + k + l; /* polynom */
30     }
31     end_f_loop(f,t)
32 }

```

Skript 4.1 UDF polynomické funkce pro vstupní okrajovou podmínku

4.3 Nastavení numerické simulace

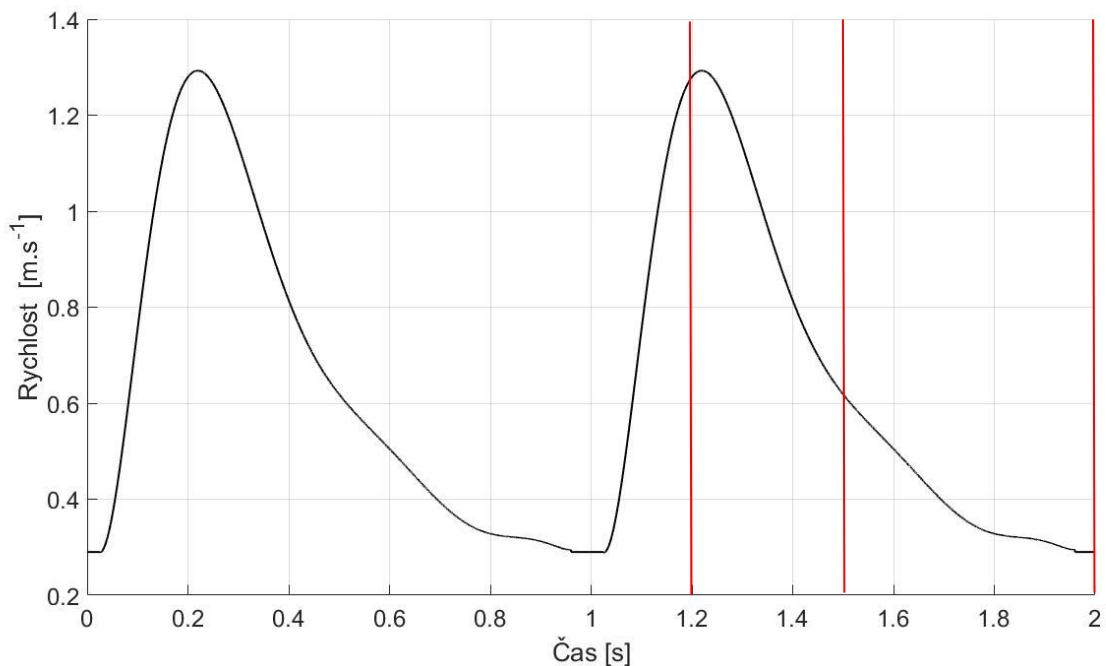
Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.2 *Stanovení vstupní okrajové podmínky*, pro řešení numerického modelu byl zvolen software Ansys Fluent. Konkrétně se jednalo o školní licenci Ansys Fluent 19.0 Research. Níže jsou popsána nejpodstatnější zvolená nastavení.

Jako tekutina byla zvolena směs vody a glycerinu, jejíž fyzikální vlastnosti jsou popsány v kapitole 4.1 *Tvorba výpočtové sítě*. Na vstupní rovině modelu byla definována okrajová podmínka „velocity-inlet“ spolu s odkazem na výše uvedený UDF skript, u výstupů potom byl zvolen „outflow“. Tekutina a měřící body byly definovány jako „interior“, plochy vyjadřující povrch cévy jako „wall“. Výpočtový model byl zvolen laminární. Jelikož v hlavním nastavení byla zvolena možnost proměnlivosti v čase, byl také dle doporučení konzultanta zvolen časový krok roven 0.0001 sekundy. Každému časovému kroku dále příslušelo maximálně 20 iterací a celkový počet časových kroků byl roven 20 000, tak aby výsledná doba simulace odpovídala dvou sekundám, tedy dvou pulzům.

4.4 Výsledky numerické simulace

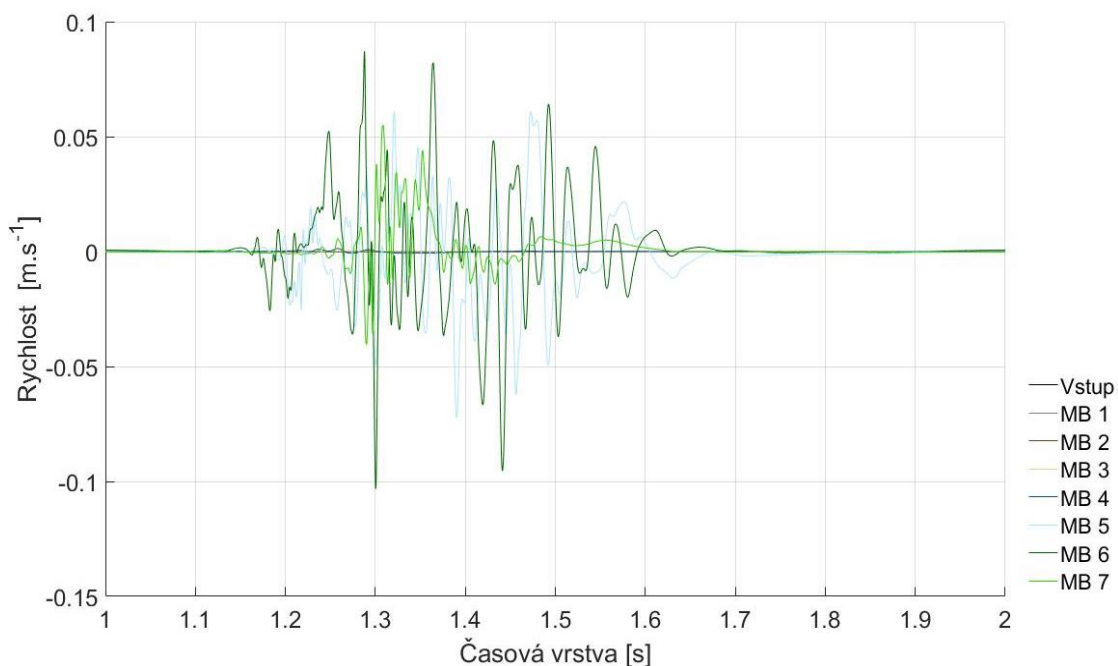
Tato kapitola je rozdělena na tři části. První část tvoří vybrané grafy průběhů veličin, jež byly získané z měřících bodů. Data sloužící k tvorbě grafů byla z Fluentu uložena v textovém formátu .out a k jejich zpracování do formy grafů sloužil MATLABovský skript. Exportovaná data i příslušný okomentovaný skript jsou přiloženy mezi přílohami. Druhou část tvoří vyexportované obrázky vektorového rozložení rychlostí v oblasti mezi zákrutou a cévními odbočkami. V třetí části jsou z měřících bodů 2, 3 a 4 dokumentovány rychlostní profily, které byly sestaveny jako 3D grafy pomocí MATLABovského skriptu a exportovaných dat. Použitý skript je ve své okomentované podobě přiložen jako příloha spolu s exportovanými daty.

Jako první je dokumentován graf 4.3 znázorňující závislost rychlosti na čase v místě vstupní okrajové podmínky, jež byla nedefinována výše zmíněnou UDF funkcí. V grafu jsou čárově vyznačeny tři důležité časové hodnoty, u nichž jsou v následující části dokumentována vektorová rozložení rychlostí ve významných místech. Jedná se o časovou hodnotu 1.2 sekundy, kde se předpokládá přibližně největší dosažená rychlost, dále hodnotu 1.5 sekundy, která by měla přibližně odpovídat střednímu objemovému toku a nakonec hodnotu 2 sekund, jež by měla odpovídat nejnižší dosažené rychlosti. Důvodem volby těchto hodnot, především hodnoty 1.2 sekundy, která úplně neodpovídá dosaženého maxima je fakt, že k ukládání datových souborů docházelo vždy po 1000 časových krocích, tedy jedné sekundě.



Graf 4.3 Průběh rychlosti na vstupu v simulovaném časovém intervalu dvou sekund s čárově vyznačenými významnými časovými hodnotami pro další část

Další graf reprezentuje průběh radiální rychlosti v závislosti na čase příslušných měřících bodů a na vstupu, u něhož je dle předpokladů radiální rychlost v celém časovém intervalu nulová. V časovém intervalu od 1.1 až po 1.7 sekundy lze pozorovat výrazný kmitavý průběh, především u měřících bodů MB5, MB6 a MB7. Tyto měřící body jsou rozmístěny v cévních odbočkách vzniklých vlivem rozvětvení, viz rozmístění měřících bodů na obrázku 4.3. Tento kmitavý průběh lze připsat vírům vznikajícím vlivem rozvětvení a rychlostnímu píku.



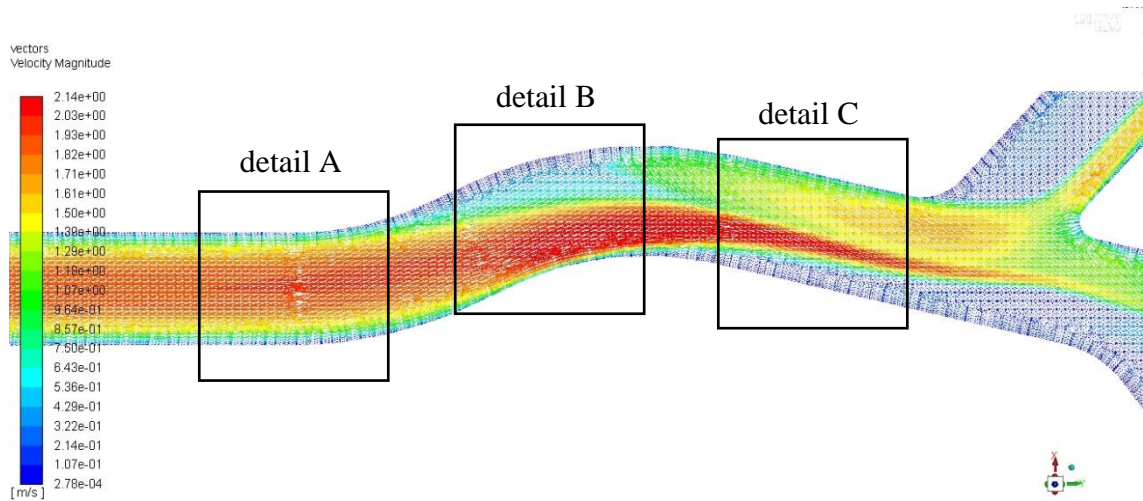
Graf 4.4 Průběh radiální rychlosti, jež dokazuje přítomnost vírů v daných oblastech

Následující část je tvořena převážně několika stránkami obrázků vektorového rozložení rychlosti v oblasti mezi zákrutou a cévními odbočkami. Jako první jsou dokumentovány tři obrázky, které nám dávají celkový náhled na rychlostní rozložení v dané oblasti, během průběhu druhého pulzu. Jedná se o obrázky 4.3, 4.4 a 4.5 ve zvolených časech 1.2, 1.5 a 2 sekund. Součástí těchto obrázků je vyznačení míst, u kterých je dále detailně dokumentováno rozložení vektorů rychlostí. Poloha těchto detailních pohledů byla zvolena na základě toho, že přibližně ve stejných místech došlo k měření experimentálních dat pomocí ultrazvuku, jež byly konzultantem dodány.

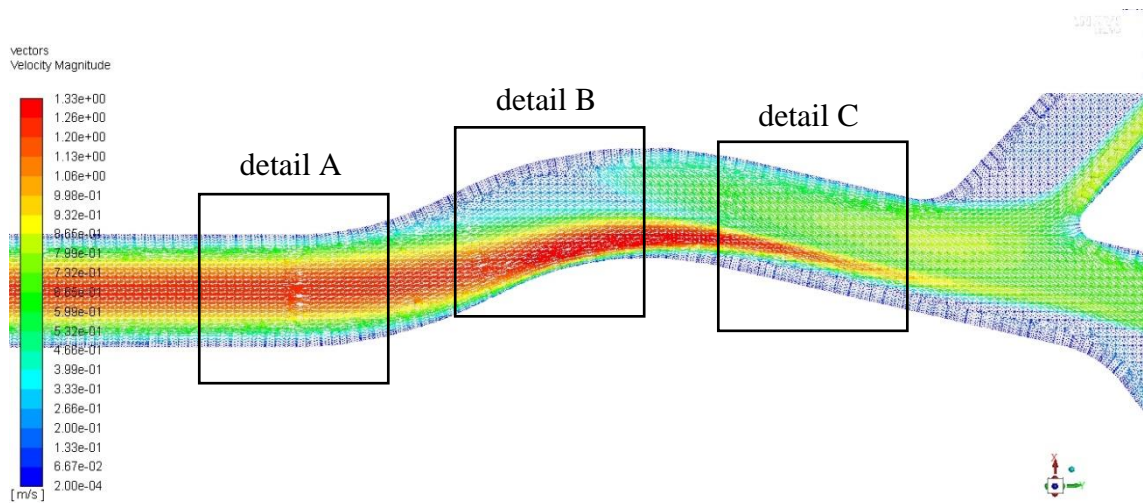
Jako první je na obrázcích 4.6, 4.7 a 4.8 dokumentován detail A. U tohoto detailu lze pozorovat plně rozvinutý laminární rychlostní profil. Vektory rychlostí jsou zde více méně v rovnoběžných polohách, a to i se stěnou cévy. Maximální dosažená rychlost činí $2.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a je zaznamenána v čase 1.2 sekund. Z hlediska vzniklého charakteru proudění lze toto místo považovat za vhodné k měření průtoku krve. V tomto místě byly dle dodaných dat experimentálně změřeny tři hodnoty velikosti průměrného objemového průtoku, konkrétně se jedná o $1220 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$, $1002 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ a $1186 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Během měření došlo k mírnému posunutí vzorkovacího objemu mezi jednotlivými hodnotami a v případě $1186 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ byl také definován odlišný průměr měřené cévy. Průměrný objemový průtok, zaznamenaný z numerické simulace, činil v místě druhého měřicího bodu $1192 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Dle očekávání byla stejná hodnota zaznamenána v měřícím bode 3, jež odpovídá následujícímu detailu B a v měřícím bode 4, který odpovídá detailu C.

Detailní pohled na rozložení vektorů rychlosti v oblasti B je dokumentován na obrázcích 4.9, 4.10 a 4.11. Zde již rychlostí profil není čistě laminární a jeho tvar je silně závislý na momentální časové vrstvě pulzu. Poloha maximální rychlosti není nadále v místě osy cévy, nýbrž v oblasti spodní části stěny. Je nutné poznamenat, že směr vektorů maximální rychlosti mnohdy není již dále rovnoběžný se stěnou cévy, což může tvořit problémy při měření velikosti toku krve, kdy je Dopplerův úhel nastavován podle osy či stěn cévy. U horní části stěny dále dochází k tvorbě vírů vlivem odtržení mezních vrstev, což následně způsobuje stáčení vektorů rychlostí. Tento jev může činit další problémy při měření toku krve v tomto místě. Dodané experimentálně změřené hodnoty objemového průtoku zde činí $1665 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$, $1935 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ a $2161 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Tyto hodnoty jsou značně vyšší než námi zjištěných $1192 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Příčinou takto velké chyby je pravděpodobně velká nepřesnost při nastavení Dopplerova úhlu v ultrazvuku, tento fakt lze i pozorovat na samotném B scan zobrazení u daných podkladů.

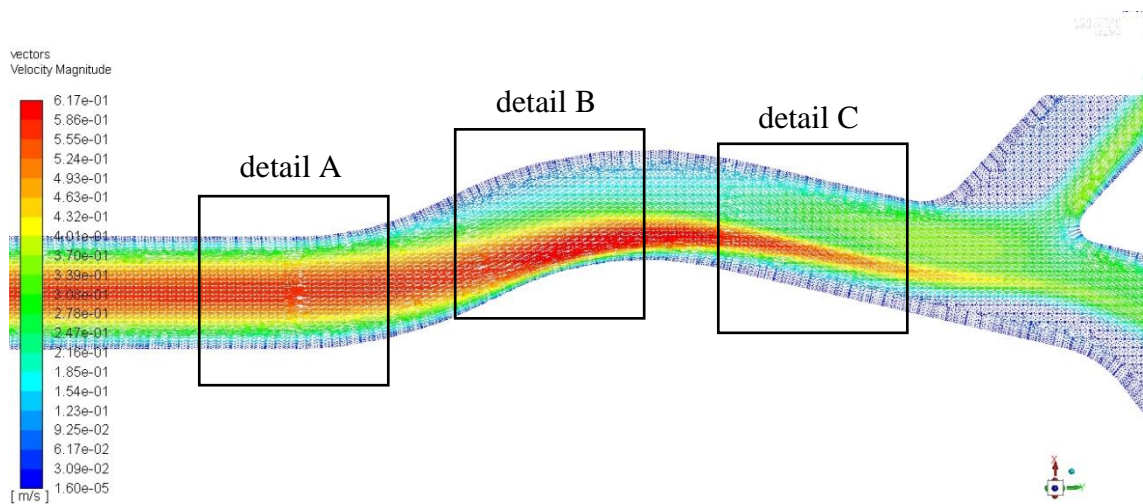
Posledním dokumentovaným místem je detail C, jež je zachycen na obrázcích 4.12, 4.13 a 4.14. V této oblasti dochází vlivem rozvětvení cévy k poklesu maximální rychlosti a tvorbě značných vírů. Vektory již vůči stěně cévy nejsou rovnoběžné a svírají mezi sebou mnohdy úhel až 30° , což může způsobit velké nepřesnosti měření, viz kapitoly 2.3 *Dopplerův úhel* a 2.6 *Charakter proudění*. Vzhledem k tomuto vektorovému rozložení rychlostí je daná oblast silně nevhodná pro měření a vyhodnocování průtoku krve. Experimentálně změřené hodnoty průměrného objemového toku jsou $895 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$, $807 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ a $756 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Zde je v první řadě, kromě hodnoty $895 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$, výrazná chyba při měření průměru cévy. Dalším zdrojem nepřesnosti je pravděpodobně výše zmíněný charakter proudění vznikající v dané oblasti.



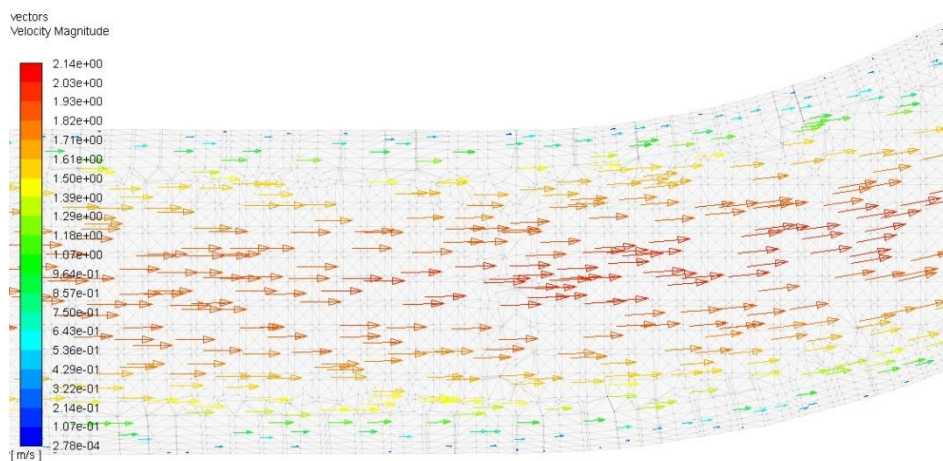
Obr. 4.3 Rozložení rychlostí, čas simulace 1.2 sekundy



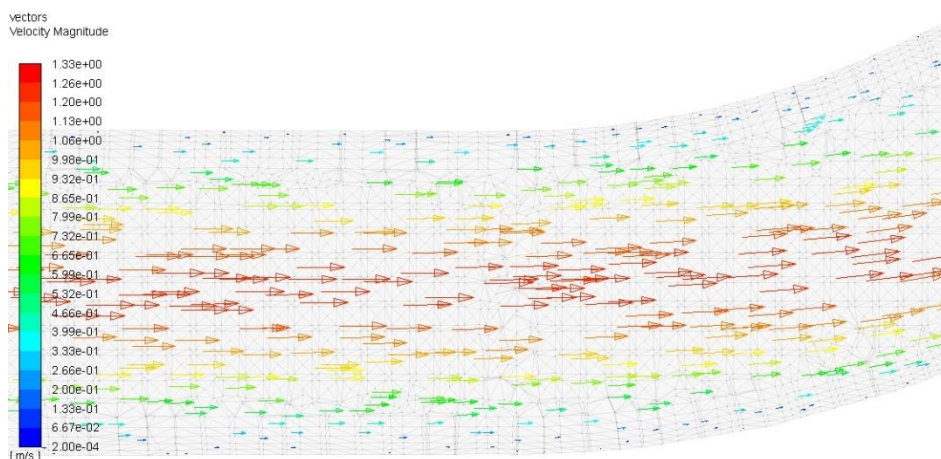
Obr. 4.4 Rozložení rychlostí, čas simulace 1.5 sekundy



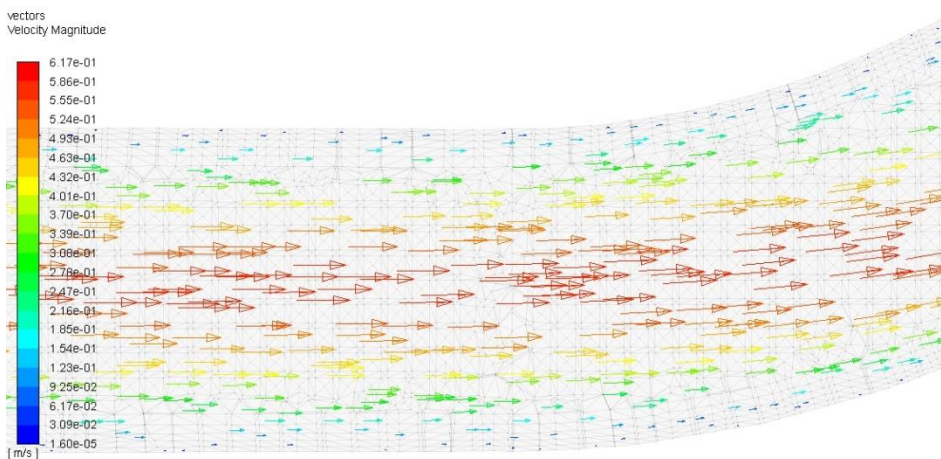
Obr. 4.5 Rozložení rychlostí, čas simulace 2 sekundy



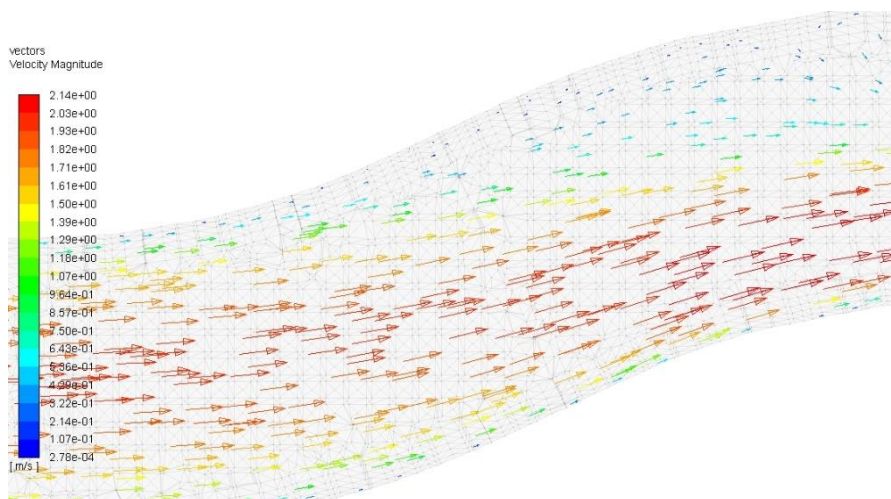
Obr. 4.6 Rozložení rychlostí v místě detailu A, čas simulace 1.2 sekundy



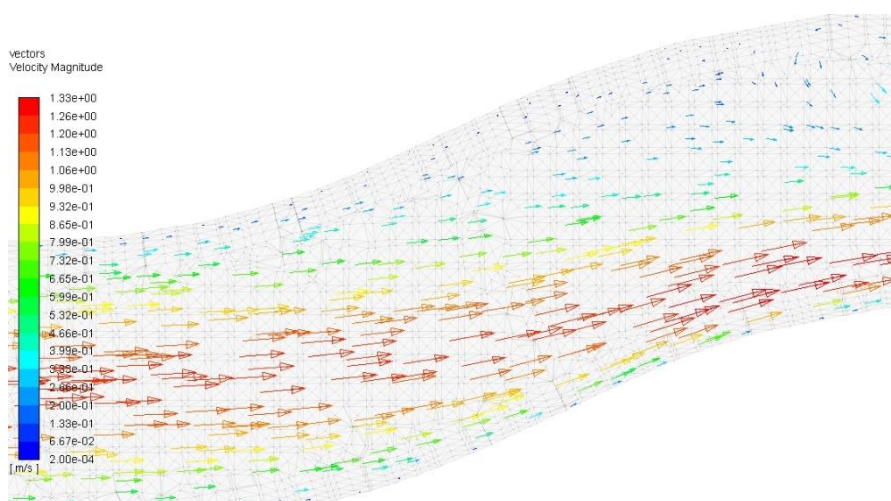
Obr. 4.7 Rozložení rychlostí v místě detailu A, čas simulace 1.5 sekundy



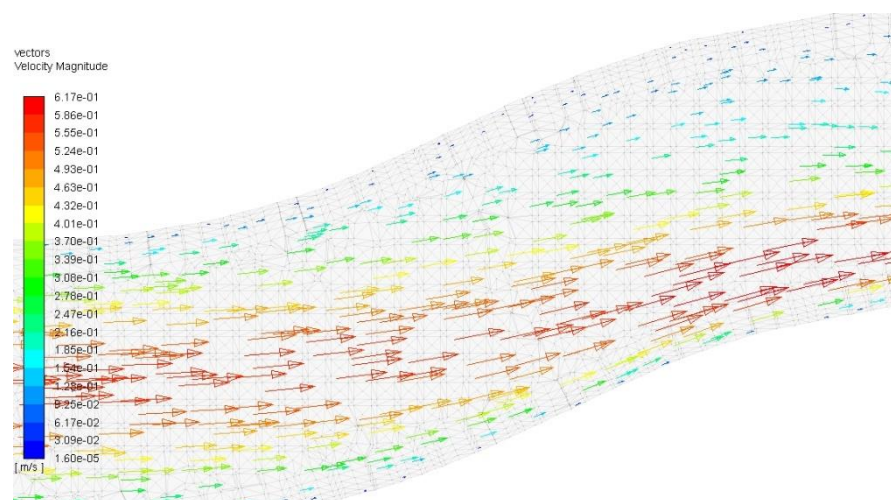
Obr. 4.8 Rozložení rychlostí v místě detailu A, čas simulace 2 sekundy



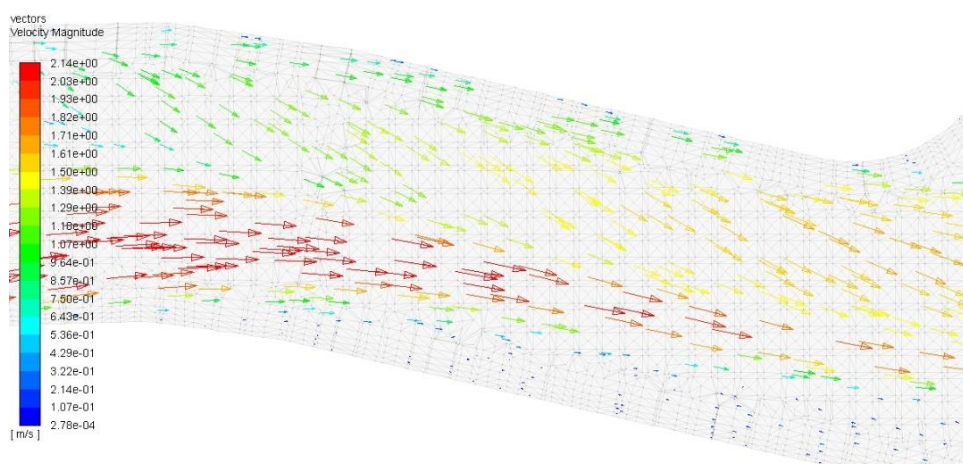
Obr. 4.9 Rozložení rychlostí v místě detailu B, čas simulace 1.2 sekundy



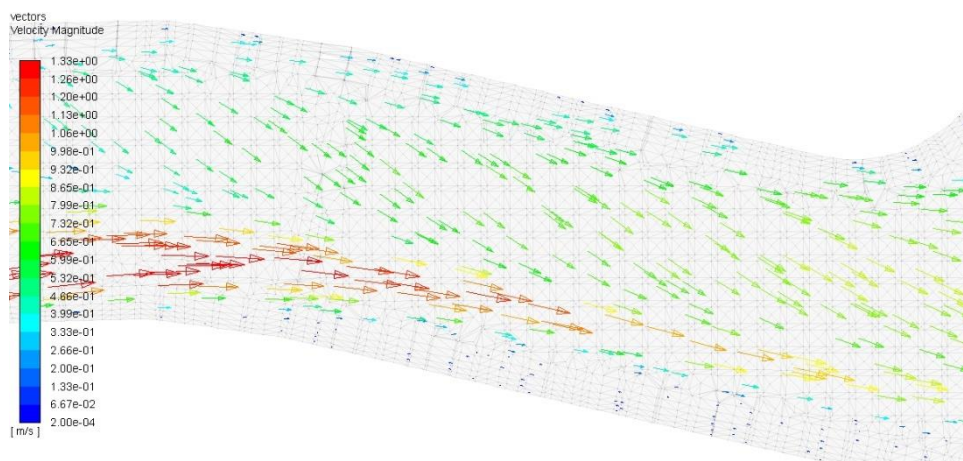
Obr. 4.10 Rozložení rychlostí v místě detailu B, čas simulace 1.5 sekundy



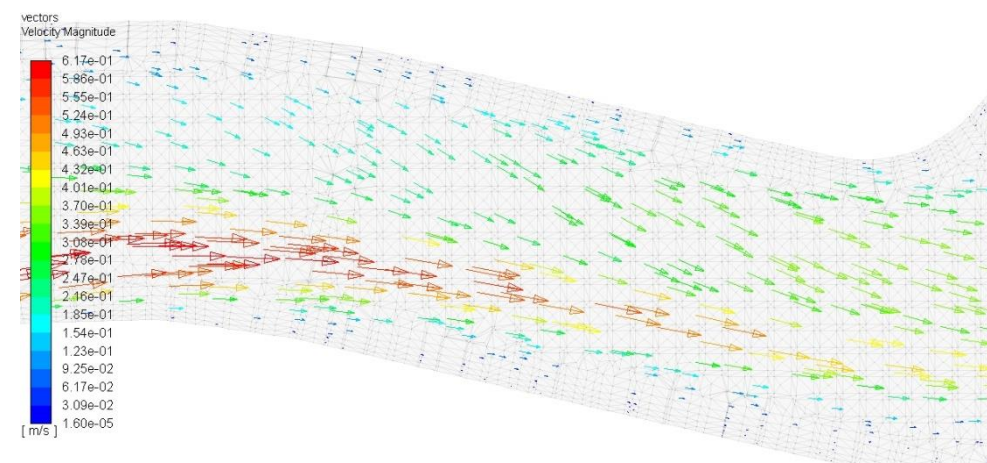
Obr. 4.11 Rozložení rychlostí v místě detailu B, čas simulace 2 sekundy



Obr. 4.12 Rozložení rychlostí v místě detailu C, čas simulace 1.2 sekundy



Obr. 4.13 Rozložení rychlostí v místě detailu C, čas simulace 1.5 sekundy



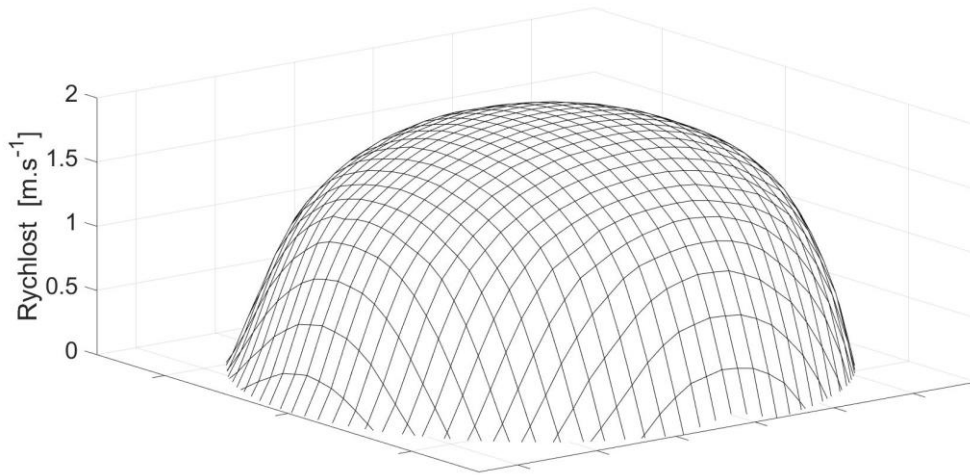
Obr. 4.14 Rozložení rychlostí v místě detailu C, čas simulace 2 sekundy

Poslední částí vyhodnocení simulace jsou tři vybrané grafy, reprezentující rychlostní profily ve zvolených měřících bodech z oblasti zákruty. Všechny tři rychlostní profily jsou vybrány z časové vrstvy 1.2 sekundy, která je v tomto případě brána jako rychlostní maximum.

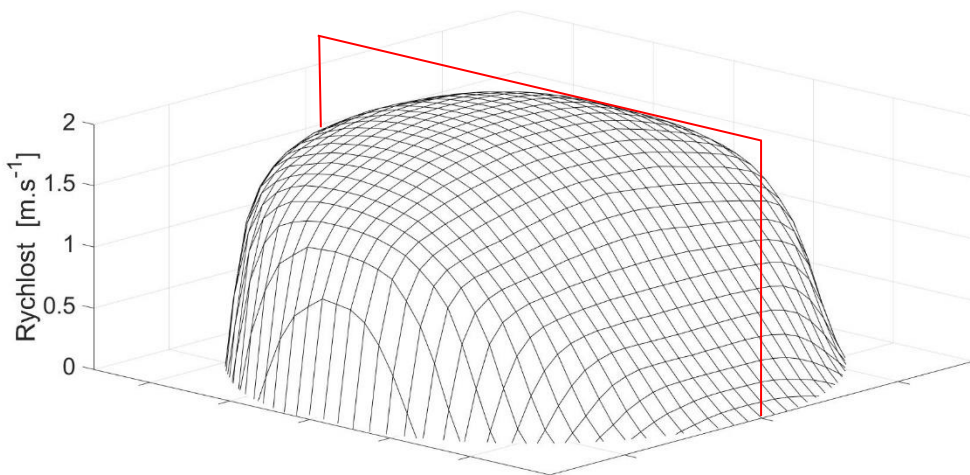
Konkrétně se jedná o měřící bod 2, který se nachází na začátku zákruty a je zachycen na grafu 4.4. Stejně jako v případě vektorového rozložení rychlosti i zde je vidět, že rychlostní profil je v tomto místě laminární. Velká chyba v měření zde může vzniknout především vlivem významného posunutí měřící roviny mimo osu cévy či nepřesným změřeným průměrem cévy, viz kapitoly 2.4 *Měření průměru cévy* a 2.5 *Posunutí měřící roviny mimo osu cévy*.

Dalším dokumentovaným bodem je měřící bod 3, jež se nachází ve středu zákruty a je definován kolmo na osu cévy. Rychlostní profil je zachycen na grafu 4.5. V tomto případě je součástí grafu i náčrt hypotetické měřící roviny ultrazvuku, vzhledem k anatomii uložení cévy v těle. Rychlostní profil zde sice není ideálního, laminárního charakteru, ale ve směru měřící roviny ultrazvuku, je jeho 2D průměr dostatečně vypovídající pro správné změření rychlosti toku při dodržení patřičných zásad měření.

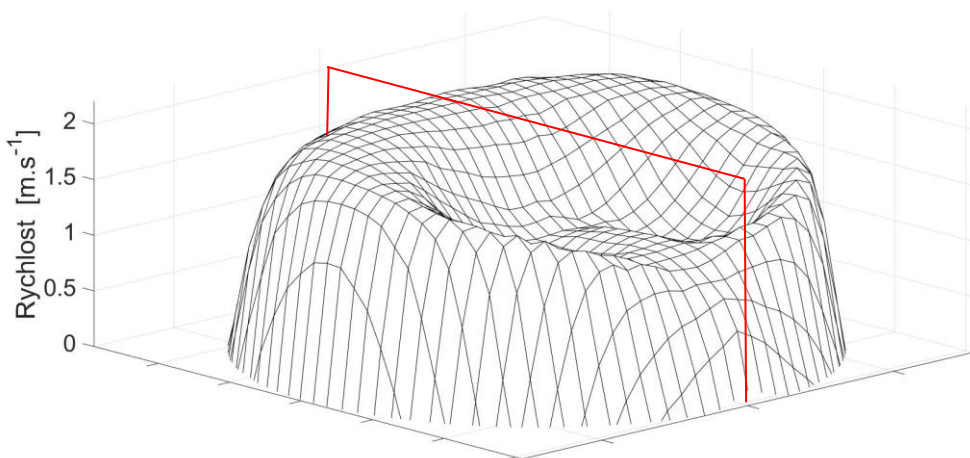
Poslední dokumentovaný rychlostní profil je zachycen na grafu 4.6. Jedná se o rychlostní profil čtvrtého měřícího bodu, který se nachází těsně za zákrutou. V této oblasti byly již u vektorového rozložení rychlostí zaznamenány velké víry vlivem odtržení mezní vrstvy a blízkého rozvětvení cévy, což se podepisuje i na samotném rychlostním profilu. I zde je pro lepší představu načrtnuta teoretická měřící rovina ultrazvuku, určena vzhledem k anatomii uložení cévy. V tomto případě existuje možnost vzniku chyby při mírném posunutí měřící roviny ať už doleva či doprava. Vlivem prostorových vírů, jež vznikají vlivem odtržení mezní vrstvy, se v rychlostním profilu nachází po stranách větší výduť nežli v jeho středu a výsledný 2D průměr do roviny má tedy v takové oblasti jiný tvar než v případě roviny nacházející se ve středu cévy.



Graf 4.4 Rychlostní profil v měřícím bodě 2 v čase simulace 1.2 sekundy



Graf 4.5 Rychlostní profil v měřícím bodě 3 v čase simulace 1.2 sekundy s vyznačenou teoretickou měřící rovinou ultrazvuku



Graf 4.6 Rychlostní profil v měřícím bodě 4 v čase simulace 1.2 sekundy s vyznačenou teoretickou měřící rovinou ultrazvuku

5 Závěr

Výsledky této práce se skládají z několika bodů, v první řadě se jedná o teoretický rozbor možných zdrojů chyb, jež vznikají během měření. Stěžejní jsou především grafy znázorňující závislost mezi odchylkou v měření velikosti průměru cévy, nastavení Dopplerova úhlu a vzniklou chybou v měření velikosti rychlosti průtoku. Další část obsahuje tvorbu numerické simulace, jež se skládá z několika částí. Před tvorbou hlavní výpočtové sítě byl nejprve proveden test na několika sítích s náhodně zvolenými velikostmi elementů, a to při stacionární vstupní podmínce. Vzhledem k výsledkům byla pro hlavní výpočtovou síť zvolena velikost elementu 0.5 mm, díky níž byla síť dostatečně jemná pro zachycení tvorby víru vlivem odtržení mezních vrstev a rozvětvení cévy. Vstupní okrajová podmínka pro nestacionární děj byla vytvořena pomocí softwaru MATLAB. Konkrétně se jednalo o skript, jež detekoval polynomickou funkci odpovídající průběhu pulzu z dodaných experimentálních dat. Takto získaná polynomická funkce byla dále implementována jako vstupní okrajová podmínka pomocí uživatelsky definované funkce. Výsledky simulace jsou poté zaměřené na vektorové rozložení rychlosti a rychlostní profily v oblasti mezi zákrutou a cévními odbočkami.

Na závěr této práce lze říci, že jedním z největších zdrojů chyb je Dopplerův úhel, který je nastavován obsluhou. Obsluha je dále zodpovědná za správné změření průměru insonované cévy, zanesení měřicí roviny přibližně do osy cévy, a především za volbu vhodného místa k realizaci měření jako takového. Na základě provedené numerické simulace lze říci, že oblasti zákrut, rozvětvení či prudkých změn v průřezu jsou pro měření silně nepříznivé, a to především z důvodu odtržení mezní vrstvy a následnou tvorbou vířivých oblastí. Problematické mohou být dále i oblasti, ve kterých se cévy vyskytují v blízkosti pokožky, kde i samotný tlak od sondy může zapříčinit následnou deformaci tvaru průřezu cévy. Klíčem k získání správných výsledků je tedy především obezřetná a zkušená obsluha ultrazvuku spolu s vhodnou volbou míst k provedení samotného měření.

6 Bibliografie

1. ELIÁŠ, Pavel. *Dopplerovská ultrasonografie*. Hradec Králové: Nucleus HK, 1998. ISBN 80-901-7535-X.
2. OBRAZ, Jaroslav. *Ultrazvuk v měřicí technice*. 2. uprav. vyd. Praha: SNTL, 1984.
3. *Zobrazovací metody v medicíně využívající neionizující záření* [online]. Brno: Biofyzikální ústav LF MU, 2014 [cit. 2018-07-07]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/>
4. HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích: pro studenty lékařské fakulty*. Brno, 2008. Dostupné také z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf
5. BLANCO, Pablo. Volumetric blood flow measurement using Doppler ultrasound: concerns about the technique. *Journal of Ultrasound* [online]. 2015, 18(2), 201-204 [cit. 2018-07-07]. DOI: 10.1007/s40477-015-0164-3. ISSN 1876-7931. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40477-015-0164-3>
6. P Wave Structure. In: *TutorCircle* [online]. [cit. 2018-07-07]. Dostupné z: <http://images.tutorcircle.com/cms/images/83/p-wave-structure.PNG>
7. Typy sond 1. In: *BME VŠB-TU Ostrava* [online]. Ostrava, 2015 [cit. 2018-07-07]. Dostupné z: http://www.jtarchitekt.cz/obrazky/typy_sond_1.png
8. Normal CCA spectral waveform. In: *Vascular Medicine: Images and Examples for Patients and Practitioners* [online]. 2013 [cit. 2018-07-07]. Dostupné z: http://vascularmedicinelab.com/wp-content/uploads/2013/07/nml-cca-waveform7_cropped.jpg

9. LUI, Elaine Y.L., Aaron H. STEINMAN, Richard S.C. COBBOLD a K. Wayne JOHNSTON. Human factors as a source of error in peak Doppler velocity measurement. *Journal of Vascular Surgery*. 2005, 42(5), 972.e1-972.e10. DOI: 10.1016/j.jvs.2005.07.014. ISSN 07415214. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521405011353>
10. PICOT, P.A. a P.M. EMBREE. Quantitative volume flow estimation using velocity profiles. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. 1994, 41(3), 340-345. DOI: 10.1109/58.285468. ISSN 0885-3010. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/285468/>
11. JENSEN, Jonas, Jacob Bjerring OLESEN, Matthias Bo STUART, Peter Møller HANSEN, Michael Bachmann NIELSEN a Jørgen Arendt JENSEN. Vector velocity volume flow estimation: Sources of error and corrections applied for arteriovenous fistulas. *Ultrasonics*. 2016, 70(3), 136-146. DOI: 10.1016/j.ultras.2016.04.023. ISSN 0041624X. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0041624X16300488>
12. JANOUŠEK, Libor a Peter BALÁŽ. *Hemodialyzační arteriovenózní přístupy*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2547-5.
13. Cévní přístupy pro dialýzu. *WIKISKRIPTA* [online]. [cit. 2018-07-07]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Cévní_přístupy_pro_dialýzu
14. Cévy horní končetiny. *WIKISKRIPTA* [online]. [cit. 2018-07-07]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Cévy_horní_končetiny
15. ILLASCAS, M. E. Banegas, A. Pinar RUIZ, M. L. Rozas RODRÍGUEZ, L. Caminero PARDO, M. T. Gomez SAN ROMAN a Ciudad PUERTOLLANO. Doppler ultrasound role in the evolution and evaluation of the complications of vascular hemodialysis access. In: *Electronic Presentation Online System* [online]. 2015, s. 23 [cit. 2018-07-07]. DOI: 10.1594/ecr2015/C-1675. Dostupné z: <https://posterng.netkey.at/esr/viewing/>

16. Mesh Shells. In: *Sharc net* [online]. [cit. 2018-07-22]. Dostupné z: https://www.sharcnet.ca/Software/Ansys/15.0.7/en-us/help/icm_help/graphics/gicm_Quality_AspectRatio_tri.gif
17. VÁLEK, Martin. *Cévní přístupy pro hemodialýzu a hemodynamiku*. Praha, 2010. Dizertační práce. Univerzita Karlova. Vedoucí práce Doc. Ing. František Lopot, Csc.

Seznam příloh

Všechny přílohy jsou nahrány na přiloženém CD, které obsahuje bakalářskou práci v elektronické podobě, dále všechny použité skripty z výpočetního prostředí MATLAB verze R2016b, datové soubory exportované z Fluentu pro tvorbu grafů, skripty pro spouštění výpočtů pomocí příkazové řádky a dodané experimentální hodnoty.