

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta strojní

Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky



**Numerický výpočet stacionárního proudění
v modelu arteriovenózního zkratu**

**Numerical Simulation of Stationary Flow
in Arteriovenous Shunt Model**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vypracoval: Jakub Šamlot
Vedoucí práce: Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
Rok: 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šamlot** Jméno: **Jakub** Osobní číslo: **502366**
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:

Numerický výpočet stacionárního proudění v modelu arteriovenózního zkratu

Název bakalářské práce anglicky:

Numerical Simulation of Stationary Flow in Arteriovenous Shunt Model

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte rešerši na dané téma a v závěru rešerše shrňte poznatky důležité pro volbu okrajových podmínek ve výpočtovém modelu.
- 2) Vytvořte numerický model dle literatury a upravte ho pro výpočtový software.
- 3) Vytvořte výpočtovou síť, definujte okrajové podmínky pro následnou numerickou simulaci.
- 4) Vyhodnoťte proudové pole v oblasti za připojením cévní náhrady s ohledem na smykové napětí na stěně a stanovte závěr.

Seznam doporučené literatury:

Chytilová E.: Cévní přístupy pro hemodialýzu. Mladá fronta, 2015.
Giuseppe D. N. et al.: Hemodialysis arterio-venous graft design reducing the hemodynamic risk of vascular access dysfunction. Journal of Biomechanics.2019.
A dále dle doporučení vedoucí bakalářské práce.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D. ústav mechaniky tekutin a termodynamiky FS

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

Datum zadání bakalářské práce: **25.04.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **28.07.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

Ing. Michal Schmirler, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen 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.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v příloženém seznamu.

V Praze dne

.....

Jakub Šamlot

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval paní Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D., za její odborné vedení, trpělivost a cenné rady, které mi poskytla při zpracovávání této bakalářské práce.

Dále bych velice rád poděkoval panu prof. MUDr. Janu Malíkovi, CSc., za doporučení nosného tématu bakalářské práce a odbornou konzultaci.

Jakub Šamlot

Název práce:

Numerický výpočet stacionárního proudění v modelu arteriovenózního zkratu

Autor: Jakub Šamlot

Studijní program: Teoretický základ strojního inženýrství

Druh práce: Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.

Fakulta strojní ČVUT

Abstrakt: Bakalářská práce se zaměřuje na numerický výpočet stacionárního proudění v modelu arteriovenózního zkratu. V rešeršní části práce jsou uvedeny poznatky týkající se problematiky spojené s vytvářením arteriovenózních zkratů, které jsou nezbytnou součástí léčby většiny pacientů trpících onemocněním ledvin. V rešeršní části jsou také vyzdviženy důležité poznatky z oblasti počítačové mechaniky tekutin. Numerické simulace jsou provedeny pro různé režimy proudění zkratem. Vyhodnocení je zaměřeno na vzniklé smykové napětí na stěně za připojením cévní náhrady.

Klíčová slova: Arteriovenózní zkrat, graft, CFD, smykové napětí na stěně.

Title:

Numerical Simulation of Stationary Flow in Arteriovenous Shunt Model

Author: Jakub Šamlot

Abstract: The bachelor thesis focuses on the numerical simulation of stationary flow in the arteriovenous shunt model. The research part of the thesis focuses on problems associated with the formation of arteriovenous shunts, which are an essential part of the treatment of most patients suffering from kidney disease. Important findings in the field of computational fluid mechanics are also highlighted in the research section. Numerical simulations are performed for different flow regimes through shunt. The evaluation focuses on the resulting wall shear stress behind the vascular replacement connection.

Key words: Arteriovenous shunt, graft, CFD, wall shear stress.

Obsah

Seznam použitých zkratk	ix
Seznam obrázků	x
Úvod	1
1 Krev	3
1.1 Plazma	3
1.2 Krevní buňky	3
1.3 Fyzikální popis krve	4
2 Krevní oběh	5
2.1 Stavba cév	5
3 Ledviny	7
3.1 Dysfunkce ledvin	8
4 Dialýza	9
4.1 Dialyzační přístroj	9
5 Cévní přístupy	13
5.1 Přístupy na horní končetině	13
5.2 Přístupy na dolní končetině	15
5.3 Další používané přístupy	16
6 Protetické zkraty	19
6.1 Místa pro implantaci	19
7 Komplikace spojené se zkraty	21
8 Základní teorie mechaniky tekutin	23
8.1 Viskozita tekutin	23
8.2 Typy proudění	24
8.3 Rychlostní profil	25
8.3.1 Rovnice laminárního rychlostního profilu	25
9 Počítačová mechanika tekutin	27
9.1 Síťování	27
9.2 Výpočetní řešič	28
9.2.1 Rovnice kontinuity	28
9.2.2 Rovnice zachování hybnosti	29
10 Volba výpočtového modelu	31
11 Tvorba výpočtového modelu	33

11.1	Tvorba geometrie	33
11.2	Okrajové podmínky	34
11.2.1	Nastavení řešiče	35
11.3	Tvorba sítě	35
11.4	Testování sítí	36
11.4.1	Kontrola strukturované sítě	36
11.4.2	Porovnání hustoty sítí	39
12	Vyhodnocení výsledků	43
12.1	Popis proudového pole v graftu	43
12.2	Popis proudového pole v odvodné žíle	47
12.3	Vyhodnocení smykového napětí na stěně	48
	Závěr	55
	Bibliografie	57
	Přílohy	59
A	Porovnání sítí	59
B	Proudové pole v odvodné žíle	64

Seznam použitých zkratek

AV	Arteriovenózní
CAD	Computer Aided Design
DA	Distální arterie
DV	Distální vena
PA	Proximální arterie
PV	Proximální vena
Re	Reynoldsovo číslo
WSS	Smykové napětí na stěně

Seznam obrázků

2.1	Stavba cévní stěny - převzato a upraveno [3]	6
3.1	Stavba ledvin - převzato a upraveno [5]	7
4.1	Schéma dialyzátoru	10
4.2	Schéma dialyzačního zařízení - převzato a upraveno [7]	11
5.1	Tepny horní končetiny - převzato a upraveno [6]	14
5.2	Žíly horní končetiny - převzato a upraveno [6]	14
5.3	Lokality pro umístění zkratu - převzato a upraveno [8]	15
5.4	Typy arteriovenózních spojení - převzato [6]	15
5.5	Typy zkratů na dolní končetině - převzato a upraveno [6]	16
5.6	Centrální žilní katetr - převzato [9]	16
6.1	Typy protetických zkratů na předloktí - převzato a upraveno [6]	20
6.2	Typy protetických zkratů na paži - převzato a upraveno [6]	20
8.1	Zobrazení tečného napětí mezi pohybujícími se deskami [11]	24
8.2	Závislost tečného napětí na rychlosti deformace - převzato a upraveno [11]	24
8.3	Rychlostní profil a) laminární proudění b) turbulentní proudění - převzato [11]	25
8.4	Parabolický rychlostní profil - převzato a upraveno [11]	26
9.1	Používané tvary buněk - převzato a upraveno [14]	28
11.1	Geometrie výpočetního modelu	33
11.2	Geometrie výpočetního modelu s globálním souřadnicovým systémem	33
11.3	Geometrie výpočetního modelu s okrajovými podmínkami	34
11.4	Zobrazení části výpočetní sítě	36
11.5	Geometrie se znázorněnými řezy pro kontrolu rychlostního profilu	37
11.6	Porovnání výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 1)	37
11.7	Rozdíl výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 1)	38
11.8	Porovnání výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 2)	38
11.9	Rozdíl výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 2)	39
11.10	Geometrie pro testování sítě	40
11.11	Porovnání sítě - rychlostní profily na úsečce Y1	40
11.12	Porovnání sítě - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y1	41
12.1	Vyhodnocení proudového pole - znázornění zkoumaných oblastí	43
12.2	Rychlostní profil v řezu G1 (v ose Y)	43
12.3	Rychlostní profil v řezu G1 (v ose Z)	43

12.4	Rychlostní profil v řezu G2 (v ose Y)	44
12.5	Rychlostní profil v řezu G2 (v ose Z)	44
12.6	Proudové pole s vektory rychlosti v řezu G2	44
12.7	Proudové pole s vektory rychlosti v řezu G3	45
12.8	Rychlostní profil v řezu G4 (v ose Y)	45
12.9	Rychlostní profil v řezu G4 (v ose Z)	45
12.10	Rychlostní profil v řezu G5 (v ose Y)	46
12.11	Rychlostní profil v řezu G5 (v ose Z)	46
12.12	Proudové pole s vektory rychlosti v řezu G5	46
12.13	Rychlostní profil v řezu V0 (v ose Y)	46
12.14	Rychlostní profil v řezu V0 (v ose Z)	46
12.15	Vyhodnocení proudového pole - znázornění zkoumaných oblastí v žíle	47
12.16	Proudové pole s vektory rychlosti (řezy V1, V2, V3 a V4)	47
12.17	Proudové pole s vektory rychlosti (řezy V5, V6 a V7)	48
12.18	Proudové pole s vektory rychlosti a konturami rychlosti ve směru osy Z	48
12.19	Plocha s konturami WSS pro Režim 1	49
12.20	Zobrazení proudnic v AV zkratu pro Režim 1	49
12.21	Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 1	50
12.22	Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 2	50
12.23	Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 3	51
12.24	Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 4	51
12.25	Porovnání polohy globálních maximálních hodnot WSS jednotlivých režimů proudění	52
26	Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y1	59
27	Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y1	59
28	Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Z1	60
29	Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Z1	60
30	Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y2	60
31	Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y2	61
32	Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Z2	61
33	Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Z2	61
34	Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y3	62
35	Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y3	62
36	Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce X3	62
37	Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce X3	63
38	Porovnání sítí - hodnoty smykového napětí na úsečce WSS1	63
39	Porovnání sítí - rozdíl smykového napětí na úsečce WSS1	63
40	Proudové pole v odvodné žíle - Režim 1	64
41	Proudové pole v odvodné žíle - Režim 2	64
42	Proudové pole v odvodné žíle - Režim 3	65
43	Proudové pole v odvodné žíle - Režim 4	65

Úvod

U pacientů trpících onemocněním ledvin je zpravidla nezbytné provádět pravidelnou dialýzu krve. Dialyzační procedura zbavuje pacientovu krev odpadních látek a částečně tím nahrazuje funkci ledvin. Čištění krve probíhá v dialyzačním přístroji jako kontinuální proces, při kterém je pacientovi odebírána krev k vyčištění a současně přiváděna již vyčištěná krev zpět do krevního oběhu.

K uskutečnění kvalitní a opakovatelné hemodialýzy jsou nezbytně nutné arteriovenózní zkraty, které jsou vytvářeny chirurgickým spojením části žilního a tepenného oběhu. Tato spojení vytváří vhodná místa pro napojení dialyzačních jehel do pacientova těla a zahájení dialyzační procedury. Propojení žilního a tepenného oběhu však vykazuje komplikace spojené s proudovými podmínkami v místě vzniklého zkratu. Problematické zkraty je následně nutné reoperovat, případně zakládat spojení nová na jiných místech pacientova těla.

Předmětem práce je vyhodnotit proudové podmínky v modelu arteriovenózního zkratu za pomoci numerické simulace stacionárního proudění.

1 Krev

Krev je tekutá tkáň zajišťující v lidském organismu řadu životně důležitých úloh. Předně lze její funkci rozdělit na úlohy transportní a specifické. Mezi transportní funkce krve patří především rozvod dýchacích plynů, tedy transport okysličené krve do tkání, a naopak odvod oxidu uhličitého z tkání nazpět do plic. Dále se jedná o dopravu živin vstřebávaných pomocí trávicího ústrojí, transport hormonů, vitamínů a také rozvod tepla po těle, díky kterému je zajištěna správná termoregulace člověka. Mezi specifické funkce se řadí obranné schopnosti krve a udržování stabilního vnitřního prostředí [1].

U dospělého člověka zaujímá krev přibližně jednu třináctinu celkové hmotnosti těla. Tato tekutá tkáň se skládá z krevní plazmy a krevních buněk. Tekutou složku krve reprezentuje plazma skládající se z anorganických a organických látek [1].

1.1 Plazma

Z látek anorganických tvoří přibližně 90 % plazmy voda, která se váže na bílkoviny plazmy, případně je volnou složkou sloužící jako rozpouštědlo pro další látky. Soli, které zastupují u anorganických látek přibližně jedno procento, se významně podílejí na udržování stabilního prostředí regulací pH a osmotického tlaku. Plazma obsahuje prvky důležité pro správné fungování pohybového či trávicího systému, kterými jsou například vápník, fosfor, železo, draslík a jód [1].

Organické látky tvoří v krevní plazmě převážně bílkoviny, které lze dle jejich chemické stavby rozdělit na fibrinogeny, globuliny a albuminy. Globuliny zastávají především funkci imunitní, jelikož mohou být nositeli protilátek, a zneškodňovat tak pro organismus škodlivé buňky. Fibrinogeny mají významný podíl na zacelování porušených cévních stěn a srážlivosti krve. Albuminy jsou malé molekuly, které jsou především významné svojí schopností velice dobře vázat vodu. Tato vlastnost má zásadní vliv na udržování správné koncentrace vody v tkáních a krvi. Mimo jiné patří do skupiny organických látek v krevní plazmě také cukry, vitamíny, hormony a tuky [1].

1.2 Krevní buňky

Mezi krevní buňky se řadí červené krvinky, bílé krvinky a krevní destičky. Červené a bílé krvinky jsou jemně rozptýlené částičky nacházející se v krevní plazmě. Krevní destičky jsou malá tělíčka nepravidelného tvaru korektněji označovaná jako buněčné úlomky [1].

Červené krvinky (erytrocyty) jsou bezjaderné buňky, které za pomoci červeného krevního barviva (hemoglobinu) dokáží vázat kyslík a oxid uhličitý. Tato životně důležitá schopnost umožňuje okysličování všech částí lidského organismu. Tvorba erytrocytů se odehrává v kostní dřeni a je úzce spojena s hormonem vznikajícím v ledvinách a množstvím kyslíku v organismu [1].

Bílé krvinky (leukocyty) jsou tvořeny v kostní dřeni a podílejí se především na obranných reakcích organismu. Dle jejich tvaru, velikosti a barvy jsou rozdělovány na granulocyty a

agranulocyty [1].

Krevní destičky (trombocyty) vznikají také v kostní dřeni. Tyto buňky jsou unášeny proudem krve a díky své křehkosti se rozbíjejí o rozrušená místa cévních stěn. Poničené destičky uvolňují látky, které podporují srážení krve a zvyšují lepivost destiček. V kombinaci s fibrinogeny vytvářejí krevní zátky, které zacelují porušené cévní oblasti [1].

1.3 Fyzikální popis krve

Důležitým hlediskem je také fyzikální stránka a popis chování krve při proudění. Dle experimentálních výsledků a studií je krev zařazována do kategorie nenewtonských tekutin (více v kapitole 8.1) [2].

Mechanické vlastnosti krve jsou spojeny s chemickým složením krevní plazmy a množstvím červených krvinek. Pro adekvátní popis je nutné zohlednit i vnitřní průměr cévy, kterou krev protéká. Při proudění širšími cévami, přibližně o průsvitu 10 mm a více, je možné krev pokládat za homogenní newtonskou tekutinu. Odlišné chování však nastává u drobných cév, ve kterých se velikost krevních buněk přibližuje průsvitu cévy, a dochází tak k významnému ovlivnění chování tekutiny [2].

Za normálních podmínek (běžných v lidském organismu) je možné krev pokládat za tekutinu o hustotě přibližně 1060 kg/m^3 a viskozitě $0,0035\text{ Pa}\cdot\text{s}$ [2].

2 Krevní oběh

Distribuce krve uvnitř lidského těla je zajištěna soustavou vzájemně propojených cév. Tento cévní systém je uzavřený okruh elastických trubic, který postupným větvením vstupuje do všech orgánů a tkání. Krevní oběh je vyvolán rytmickým smršťováním srdečního svalu. V jednotlivých částech lidského těla se od sebe cévy navzájem liší svým průsvitem, strukturou a vlastnostmi [1].

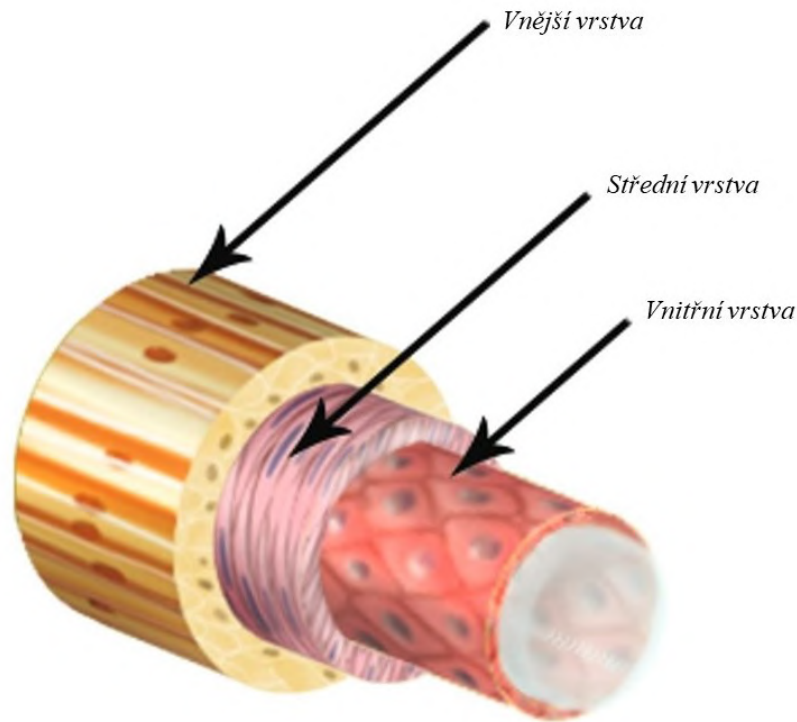
Předně jsou cévy rozdělovány na tepny (arterie), žíly (vény) a vlasečnice (kapiláry). Arterie jsou cévy rozvádějící okysličenou krev ke tkáním těla. Vény odvádějí odkysličenou krev z tkání těla zpět k srdci. Významným rozdílem je také odlišný charakter proudění v jednotlivých cévách. Běžné arterie jsou charakteristické pulzujícím tokem krve, zatímco vény naopak vedou krev ustálenou rychlostí úměrnou srdečnímu rytmu [1].

Základem tepenné části oběhu je silnostěnná tepna aorta vystupující z levé srdeční komory. Z aorty se odpojují velké tepny, které postupným větvením stále zmenšují svůj průsvit, a mohou tak pronikat i do odlehlých a malých částí těla. Vnitřní průsvit aorty dosahuje přibližně 30 mm . Za běžné arterie se označují tepny o průsvitu 5 mm až 15 mm , které předně zásobují krví svaly a orgány. Tepny o průsvitu menším než $0,3\text{ mm}$ se označují za arterioly. Poslední charakteristické rozvětvení je v přechodu arterioly do sítě kapilár, které mají vnitřní průsvit mezi $7\text{ }\mu\text{m}$ a $50\text{ }\mu\text{m}$ [1].

Změna mezi tepennou a žilní částí oběhu se nachází v oblasti kapilár, avšak její hranice není přesně daná. Rozhodujícím faktorem, který od sebe tyto části odděluje, je stupeň nasycení krve kyslíkem. Začátek žilní části řečiště je v oblasti kapilár, které se spojují v malé žíly – venuly. Z venul se postupným přechodem stávají větší vény, které se pojí na systém horní a dolní duté žíly. Pomocí tohoto systému je krev přiváděna zpět do srdce [1].

2.1 Stavba cév

Stavbu stěny větších cév lze rozdělit do tří základních vrstev, které jsou různě vyvinuté v závislosti na funkci a charakteru dané cévy. Vnitřní vrstva stěny je tvořena výstelkou z plochých endotelových buněk zajišťující hladký a nesmáčivý povrch. Prostřední vrstvou je hladká svalovina, která dodává cévní stěně pružnost a umožňuje změnu průsvitu cévy. Vnější obalem je vazivo s pružnými vlákny zvyšující elasticitu cévních stěn. Stavba cév je graficky znázorněna na Obr. 2.1 [1].



Obrázek 2.1: Stavba cévní stěny - převzato a upraveno [3]

Poškození cévní stěny vede k vyvolání obranné reakce organismu, která se snaží zabránit úniku krve zacelením vzniklého porušení. Na zástavě krvácení se podílejí krevní destičky, fyzikálně–chemické procesy srážení krve a samotné cévy. Samovolnou zástavu krvácení bez vnějšího léčebného zákroku je organismus schopen zajistit jen při poškození malých cév. Velké cévy, s ohledem na vysoké rychlosti průtoků, nedokáží vytvořit trvalé krevní sraženiny potřebné pro uzavření poškozeného místa [1].

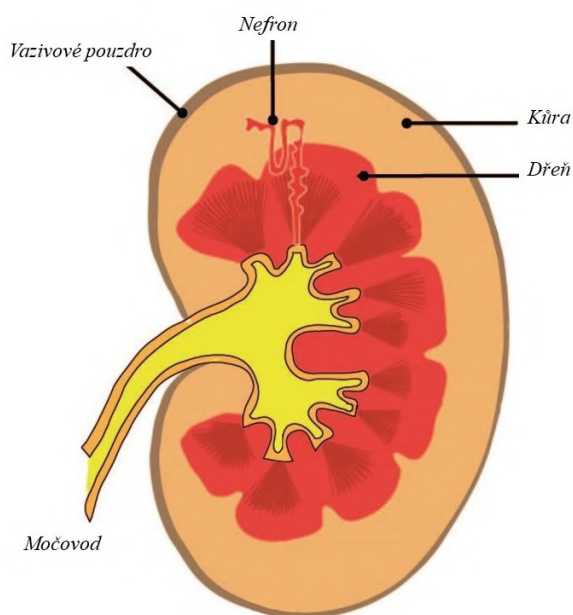
Cévy reagují na poškození tkáně svým zúžením v poraněném místě. Tuto schopnost jim zajišťuje hladká svalovina v cévní stěně. Následnou reakcí je snaha krevních destiček o vytvoření dočasné zátky omezující krvácení. Při zvýšení tlaku krve je však zátka vytlačována ven z místa poranění, čímž dochází k opětovnému zprůchodnění otvoru. Vytlačování je zamezeno zpevněním destičkové zátky vlákny fibrinogenu, které se na destičky nalepují [1].

Krevní oběh zajišťuje nekončící cyklus, který zásobuje krví všechny orgány v lidském těle. Rozvod krve je důmyslně veden přes ledviny, ve kterých je krev zbavována odpadních a pro organismus nepotřebných látek.

3 Ledviny

Zdravý člověk má v oblasti bederní páteře dvě ledviny. Tato párová žláza má charakteristický fazolovitý tvar o rozměrech průměrně $120 \times 60 \times 30$ mm. Ledviny jsou napojeny na břišní aortu renálními tepnami a pomocí renálních žil na dolní dutou žílu. Tímto propojením je zajištěn průtok přibližně jednoho litru krve každou minutu skrze ledviny. Vysoký průtok je důležitým faktorem pro správnou funkci organismu, jelikož hlavním úkolem ledvin je eliminace odpadních látek v krvi a udržení stabilního vnitřního prostředí (homeostázy) [1][4].

Na řezu ledvinou je možné rozlišit vrstvu pevného vazivového pouzdra, pod kterou se nachází světle zbarvená kůra ledviny a tmavá ledvinová dřeň. Základní stavební a funkční jednotkou ledvin je nefron skládající se z přívodné a odvodné cévy, Bowmanova pouzdra, glomerulárních kapilár a systému ledvinových kanálků. Každá ledvina obsahuje přibližně jeden milión mikroskopických nefronů nacházejících se v takzvané korové vrstvě na hranici ledvinové kůry a ledvinové dřene. Na Obr. 3 je k vidění schématický řez ledvinou [1][4].



Obrázek 3.1: Stavba ledvin - převzato a upraveno [5]

Renální tepny se postupným větvením uvnitř ledvin napojují do kůry, ve které se od tepen odpojují v přívodné cévy. Přívodné cévy se shlukují do glomerulů připomínajících komplikovaně stočená klubíčka. Glomerulum je vsazené do Bowmanova pouzdra, které je slepým začátkem ledvinových kanálků. Z každého glomerulu je krev odváděna odvodnou cévou, která se dále větví do kapilárních sítí, renálních žil, a nakonec do dolní duté žíly [1].

Stěny glomerulárních kapilár připomínají činnost filtru, přes který projde voda, látky ve vodě rozpustné a látky s nižší molekulovou hmotností než 68 000. Červené krvinky, bílkoviny obsažené v plazmatu a další látky v krvi, které neprocházejí stěnou glomerulárních kapilár, proudí dále odvodnou cévou. Látky vyfiltrované procházejí stěnami kapilár a Bowmanovým váčkem do ledvinových kanálků, které dále vedou do močovodů a močového měchýře [1][4].

Důležité látky, kterými jsou například voda, aminokyseliny a části minerálních látek, jsou

při průchodu filtrátu ledvinovými kanálky vstřebávány zpět do krve protékající kapilárami v okolí kanálků. Látky, kterých se organismus potřebuje zbavit, jsou naopak vylučovány jako definitivní moč. Množství vytvářeného filtrátu je přibližně 0,12 litrů za minutu, tedy více než 170 litrů každý den. Z tohoto množství je resorpcí vstřebáváno přibližně 99 % procházející tekutiny zpět do organismu. Tímto procesem si organismus udržuje potřebné množství důležitých látek, a naopak odvádí přebytečné a škodlivé látky z těla pryč, čímž zajišťuje homeostázu [1][4].

3.1 Dysfunkce ledvin

Jak je z výše uvedeného patrné, ledviny jsou nezbytným a životně důležitým orgánem. Za selhání ledvin je označován stav, kdy nejsou ledviny schopny zbavit se produktů dusíkatého metabolismu a udržet homeostázu ani za bazálních podmínek. Náhlá ztráta funkce je označována za akutní selhání ledvin. Chronické selhání označuje proces postupného ubývání ledvinových funkcí. Následkem selhání dochází k akumulaci pro organismus nepotřebných látek, minerálnímu rozvratu, narušení homeostázy, zadržování vody v těle, vzniku otoků a počátku dalších problémů spojených se zdravotním stavem nemocného [4].

Příčiny akutního selhání ledvin jsou způsobeny zejména sníženým průtokem krve, přímým poškozením ledvinových tkání nebo zamezením vývodných cest pro odvod moči. Chronické selhání je následkem primárního onemocnění ledvin, nebo je spojeno s dlouhodobým poškozením ledvin jiným onemocněním [4][6].

Přestože umí ledviny svoji funkci v některých případech obnovit do normálních hodnot, jsou tyto případy spojeny spíše s jejich akutním selháním. Léčba chronického selhání je v současnosti prováděna pomocí transplantace, nebo pravidelné dialýzy [4][6].

4 Dialýza

Pravidelná dialýza je určena pro pacienty, u kterých již ledviny nemohou zastávat svoji funkci v potřebné míře a je nutné je podpořit, nebo zcela nahradit vnějším vlivem.

Jedním z používaných způsobů dialýzy je peritoneální dialýza. Tento dialyzační proces funguje na principu napouštění břišní dutiny dialyzačním roztokem, který v krvi rozpouští odpadní látky. Po dostatečně dlouhé době (obvykle 6 hodinách) je použitý roztok z břišní dutiny odčerpán a v závislosti na konkrétní léčbě pacienta nahrazen roztokem čistým [6].

Dnes nejrozšířenějším způsobem dialýzy je hemodialýza. Metoda je založena na principu kontinuálního očišťování krve umělou ledvinou skládající se z dialyzačního monitoru a dialyzátoru. Jedná se o napodobení funkce lidské ledviny pomocí mimotělního dialyzačního přístroje. Pacienti, kteří podstupují hemodialýzu, musí pravidelně dvakrát až třikrát týdně absolvovat několikahodinový proces čištění krve [4].

4.1 Dialyzační přístroj

Vývoj hemodialýzy je úzce spojen s technickým pokrokem a znalostmi z oblasti medicíny. O hlubší poznání dialýzy a první experimenty se pokusil již roku 1854 Thomas Graham. Zásadní pokrok však odstartovala až první úspěšná hemodialýza roku 1945, kterou provedl holandský lékař W. J. Kolff [4].

Princip dialýzy je založen na oddělování látek o různé molekulové hmotnosti mechanismy difuze a filtrace pomocí semipermeabilní membrány. Difuzí je uskutečňován přestup látek obsažených v krvi skrze membránu do dialyzačního roztoku, tedy z prostředí o vyšší koncentraci do prostředí o koncentraci nižší. Mechanismus filtrace umožňuje odstranit v krvi obsaženou vodu a další ve vodě rozpuštěné látky, pro které je membrána propustná. Filtrace je především závislá na tlakové diferencii vzniklé na membráně [4][7].

Výše popsané děje difuze a filtrace se odehrávají uvnitř dialyzátoru, který je přední komponentou dialyzačního přístroje. Uvnitř zmíněné součásti se nachází soustava trubic (kapilár) vedoucí krev dialyzátorem. Trubice o průměru přibližně $0,2\text{ mm}$ jsou tvořeny semipermeabilní membránou. Přibližně 20 000 kapilár vedoucích krev je v opačném směru proudu obtékáno dialyzačním roztokem. Dialyzační děj se odehrává na celkové ploše membrány (zpravidla $0,8$ až $2,1\text{ m}^2$) všech kapilár. Správný přestup látek silně ovlivňuje typ použité membrány, která musí být biokompatibilní a zajišťovat správnou propustnost. Kromě materiálu ovlivňuje tyto vlastnosti i tloušťka a pórovitost. Schematicky je dialyzátor zobrazen na Obr. 4.1 [4][7].



Obrázek 4.1: Schéma dialyzátoru

Správné řízení procesu je důležité nejen pro chod dialýzy, ale i pro zdraví pacienta, který léčbu podstupuje. Regulaci zajišťuje dialyzační monitor, který ovládá jednotlivé prvky celého zařízení. Mezi tyto prvky patří:

- Krevní pumpa

Chod krevní pumpy má na starosti odběr krve a její přívod do dialyzátoru.

- Ultrafiltrační pumpa

Tok roztoku dialyzátorem a jeho správné promíchání zajišťuje ultrafiltrační pumpa.

- Detektory tlaku

Tlak je snímán na přívodné části arteriálním detektorem a na části odvodné venózním detektorem [7].

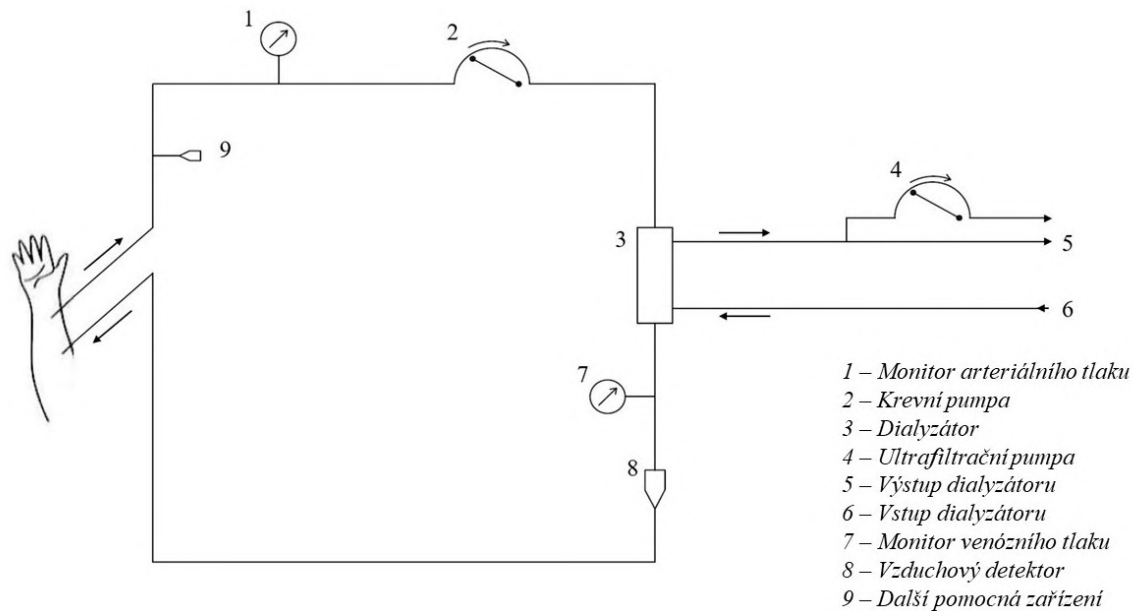
- Vzduchový detektor

Závažným problémem v oblasti krevního řečiště jsou bublinky vzduchu. Z tohoto důvodu je v zařízení instalován vzduchový detektor, který při detekci vzduchu okamžitě uzavírá venózní okruh zařízení.

- Regulátor teploty roztoku

Pro zachování konstantní tělesné teploty během dialýzy je dialyzační roztok udržován na teplotě $36\text{ }^{\circ}\text{C}$ [7].

Dle potřeb a specifikací je zařízení doplněno dalšími kontrolními a funkčními prvky zajišťujícími správný chod procedury. Schéma okruhu dialyzačního přístroje je naznačeno na Obr. 4.1 [4][7].



Obrázek 4.2: Schéma dialyzačního zařízení - převzato a upraveno [7]

5 Cévní přístupy

Pro zahájení hemodialýzy je nutné pacienta správně napojit, tedy zajistit odvod krve, která bude čištěna v umělé ledvině, a následný přívod vyčištěné krve zpět pacientovi. Napojování je většinou prováděno pomocí dialyzačních jehel. Tento proces je možné připodobnit k obvyklému odběru krve. K zahájení hemodialyzační procedury je ovšem nezbytně nutné vytvořit cévní přístup, pomocí kterého bude napojení pacienta možné.

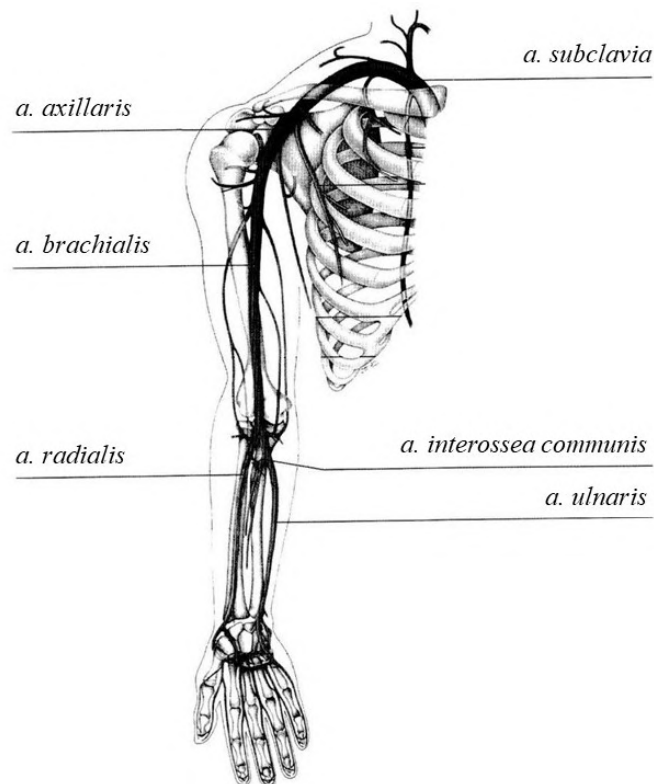
Cévní přístup označuje chirurgicky vytvořené spojení žilního a tepenného řečiště. Toto spojení (nazýváno také pojmy zkrat, fistule, píštěl a shunt) navýší průtok krve v žíle, který má za následek zmožutnění a zvýšení odolnosti žíly (proces arterializace žilní stěny). Vyšší průtok krve žilou umožňuje nastavit větší odvod krve do umělé ledviny a urychlit tím hemodialyzační proceduru. Arterializace umožní opakované napichování jehel do jedné žíly [8].

Založení cévního přístupu předchází řada předoperačních vyšetření. Důraz je kladen na celkový stav pacienta, prodělané choroby, mobilitu a v neposlední řadě na vyšetření cévního systému končetin. Na základě zjištěných poznatků je následně rozhodnuto o způsobu a místě založení arteriovenózního (AV) zkratu. Spojení mohou být tvořena přímým napojením cév pacienta (nativní zkraty), případně za použití umělého materiálu [8].

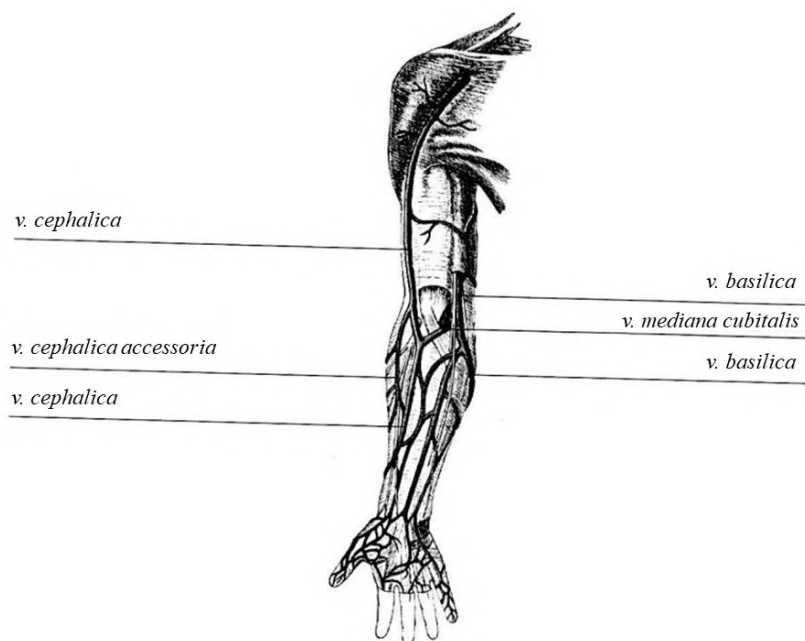
5.1 Přístupy na horní končetině

Místo pro založení zkratu je posuzováno především s ohledem na stavbu a uspořádání cév. Jedná se zároveň o místo, ke kterému musí být zajištěn dobrý přístup při chirurgickém zákroku a následném napojování pacienta. Horní končetina je volena jako první místo pro založení arteriovenózního zkratu – pakliže to stav pacienta dovoluje. Dlouhodobou průchodnost zkratu podporuje použití cév o průměru větším než 2 mm . Požadováno je vytvořit takové spojení, které po arterializaci rozšíří žílu na 6 mm a zajistí průtok v žíle alespoň 600 ml/min [8].

Zásobením končetiny krví zajišťuje v tepenném systému arterie subclavia. Její následující větvení na horní končetině je patrné z Obr. 5.1. Žilní řečiště horní končetiny je vyobrazeno na Obr. 5.2 [6].

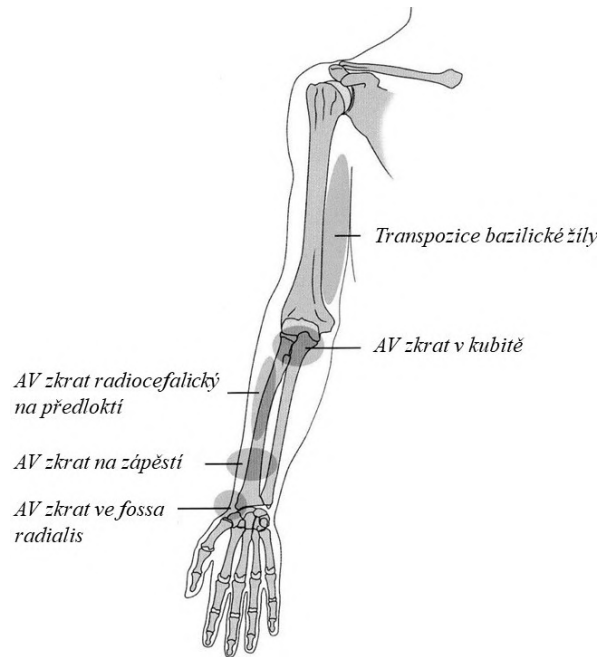


Obrázek 5.1: Tepny horní končetiny - převzato a upraveno [6]



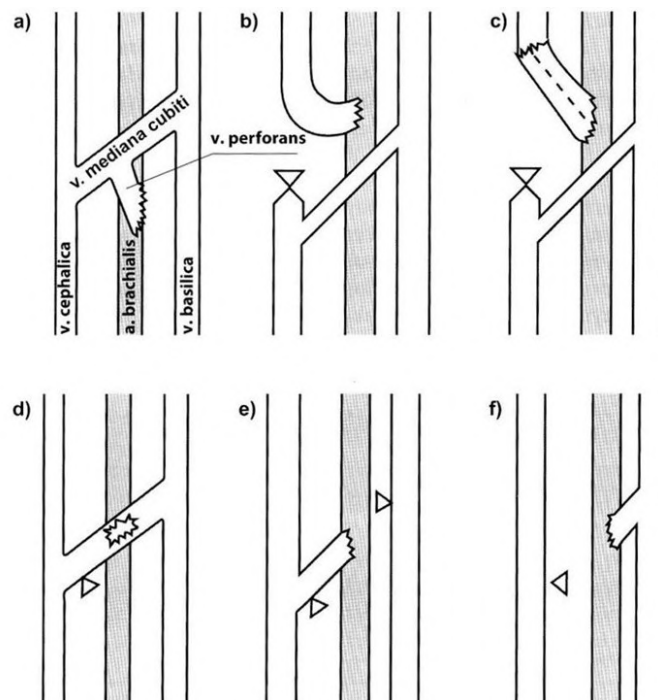
Obrázek 5.2: Žíly horní končetiny - převzato a upraveno [6]

Pro založení zkratu se volí nedominantní končetina a nejdálší možné místo (nejvíce vzdálené místo od středu těla). Vhodnou metodou je tedy vytvoření spojení v oblasti zápěstí. Pokud tato oblast z jakéhokoli důvodu není pro pacienta vhodná, výběr místa je dále přesouván v proximálním směru (směrem ke středu těla), přes předloktí, loketní (kubitální) jamku až na paži. Zmíněné oblasti, vyznačeny na Obr. 5.3, jsou nejčastější volbou při zakládání zkratu [8].



Obrázek 5.3: Lokality pro umístění zkratu - převzato a upraveno [8]

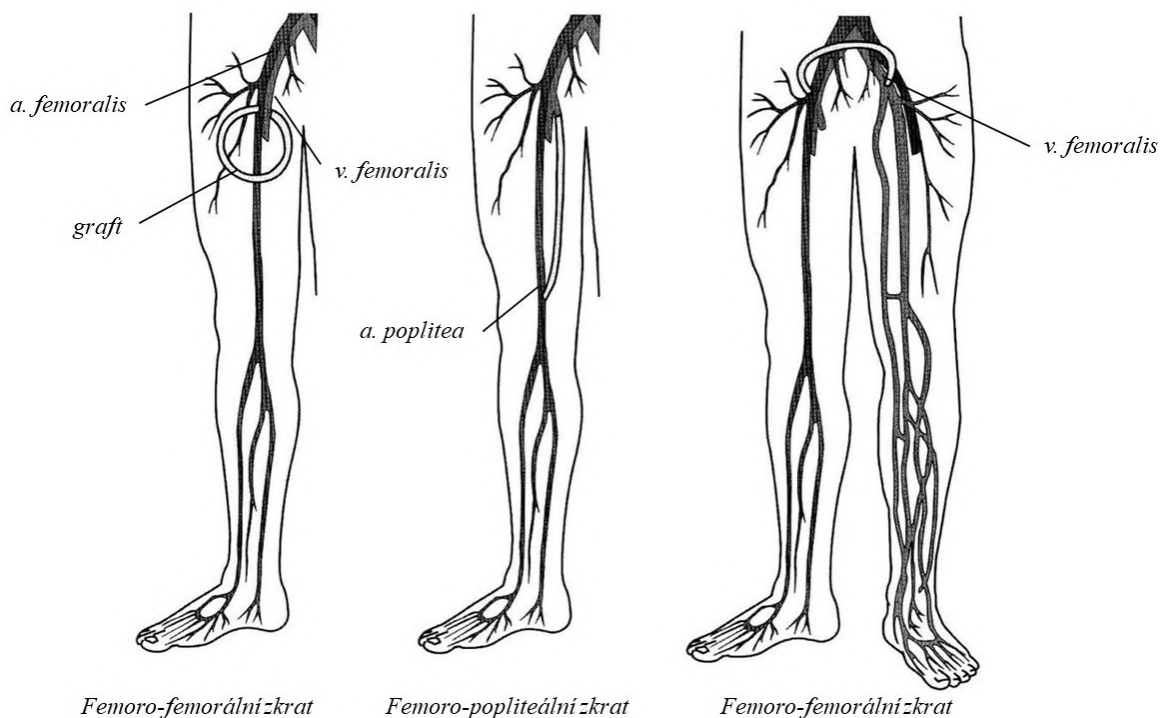
Horní končetina je zároveň výhodnou volbou k založení zkratu z důvodu variability vytvořeného spojení. Na Obr. 5.4 jsou znázorněny jednotlivé možnosti pro vytvoření přístupu v oblasti loketní jamky.



Obrázek 5.4: Typy arteriovenózních spojení - převzato [6]

5.2 Přístupy na dolní končetině

Vytvoření cévního přístupu na dolních končetinách je méně obvyklé a zpravidla je používáno jako jedno z posledních možných míst pro založení zkratu. Tato lokalita je spojena s vyšším rizikem vzniku infekce a bývá nekomfortní z pacientova hlediska. Z chirurgického pohledu zároveň není větvení cév na dolní končetině ideální. Větvení cév a příklady vzniklých zkratů jsou uvedeny na Obr. 5.5 [8].

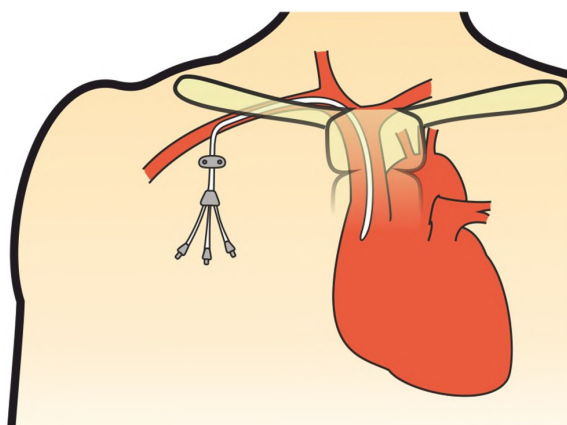


Obrázek 5.5: Typy zkratů na dolní končetině - převzato a upraveno [6]

5.3 Další používané přístupy

Zřídka používaná místa pro vznik zkratu jsou oblasti krku a hrudní stěny. Tyto lokality jsou považovány za poslední možná místa pro vytvoření spojení [8].

V případě vyčerpání všech možností je více obvyklé zavedení centrálního žilního katetru. Jeden konec katetru je zaveden do některé z velkých žil v hrudní oblasti. Druhý konec je vyveden mimo pacientovo tělo, čímž umožňuje napojení na dialyzační přístroj. Jednotlivé typy katetrů se od sebe liší, v principu se ovšem jedná o dvojici trubic, které umožňují jednou linkou krev odvádět a druhou opět přivádět pacientovi zpět. Katetr je k vidění na Obr. 5.6 [8].



Obrázek 5.6: Centrální žilní katetr - převzato [9]

V porovnání se zkraty přináší centrální žilní katetry několik výhod. Z chirurgického hlediska je zavedení katetru méně náročné a pacient může být dialyzován téměř okamžitě po zavedení, jelikož nemusí čekat na arterializaci žil. Velkou výhodou je také bezbolestný způsob napojení pacienta, jelikož již není potřeba pacienta napichovat pomocí jehel [8].

I přes uvedené výhody se však dlouhodobě katetry užívají pouze zřídka. Hlavní nevý-

hodou je náchylnost ke vzniku infekce v oblasti vývodu katetru z pacientova těla. Životnost katetru je značně limitována. Průtok krve katetry je v porovnání se zkraty mnohdy jen poloviční, což výrazně prodlužuje proces dialýzy. V neposlední řadě způsobuje vývod katetru nepohodlí pro pacienta [8].

6 Protetické zkratky

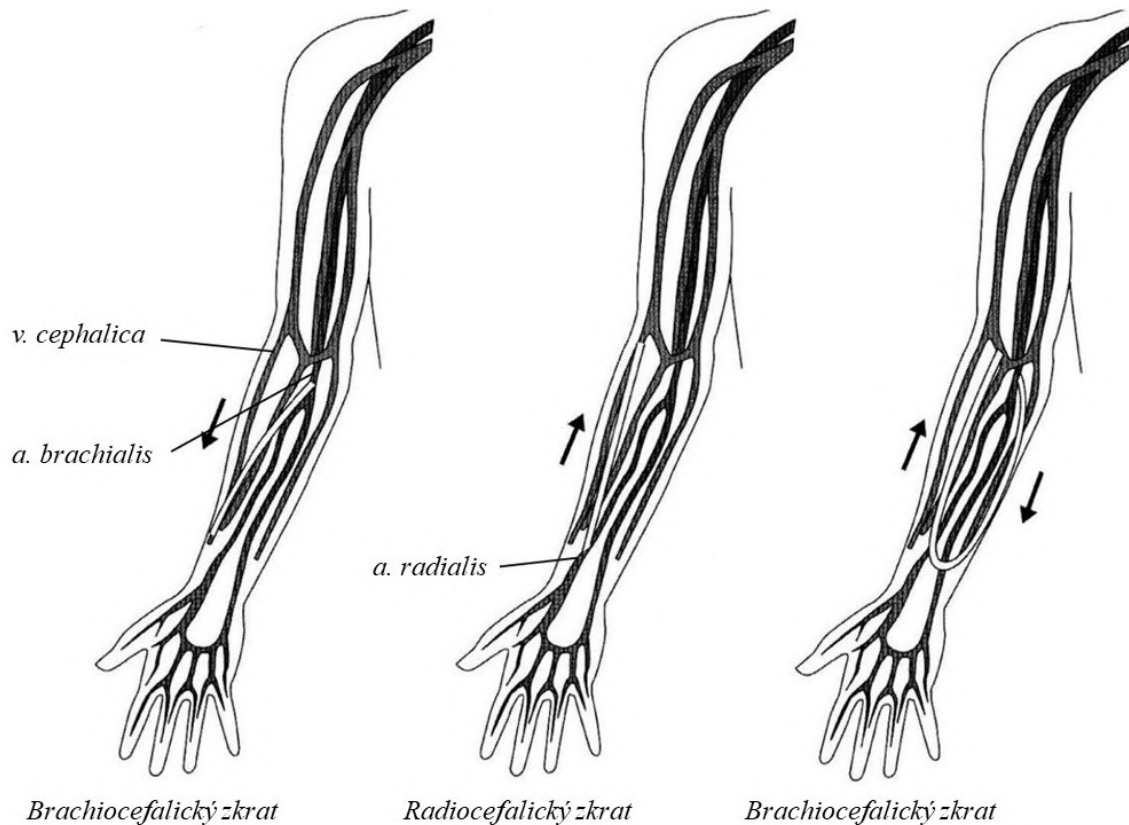
Chirurgická spojení je možné vytvářet i za použití umělého materiálu. Použití cévní náhrady je užíváno v okamžiku, kdy pacient nemá vhodné místo k založení nativního zkratu. Syntetické materiály musí především splňovat inertnost k okolí, odolávat proti infekci, zabránit krvácení po napichování a být cenově dostupné. Nejpoužívanější syntetický materiál pro výrobu cévních náhrad je dnes polytetrafluoretylen. Průsvit protetiky se řádově pohybuje kolem 6 mm s ohledem na konkrétní místo vytvářeného spojení [6].

Použití cévní náhrady přináší své výhody i nevýhody. Při zapojování pacienta se dialyzační jehly napichují přímo do cévní náhrady. Není tedy nutné čekat na proces arterializace žíly a pacient může být dialyzován již po 2 týdnech od založení zkratu. Napichování jehel do umělého materiálu je zároveň snazší a zpravidla nabízí větší možnou plochu pro zavedení jehel než běžné žíly. Nevýhodou protetických zkratů je ovšem jejich statisticky kratší životnost [8].

6.1 Místa pro implantaci

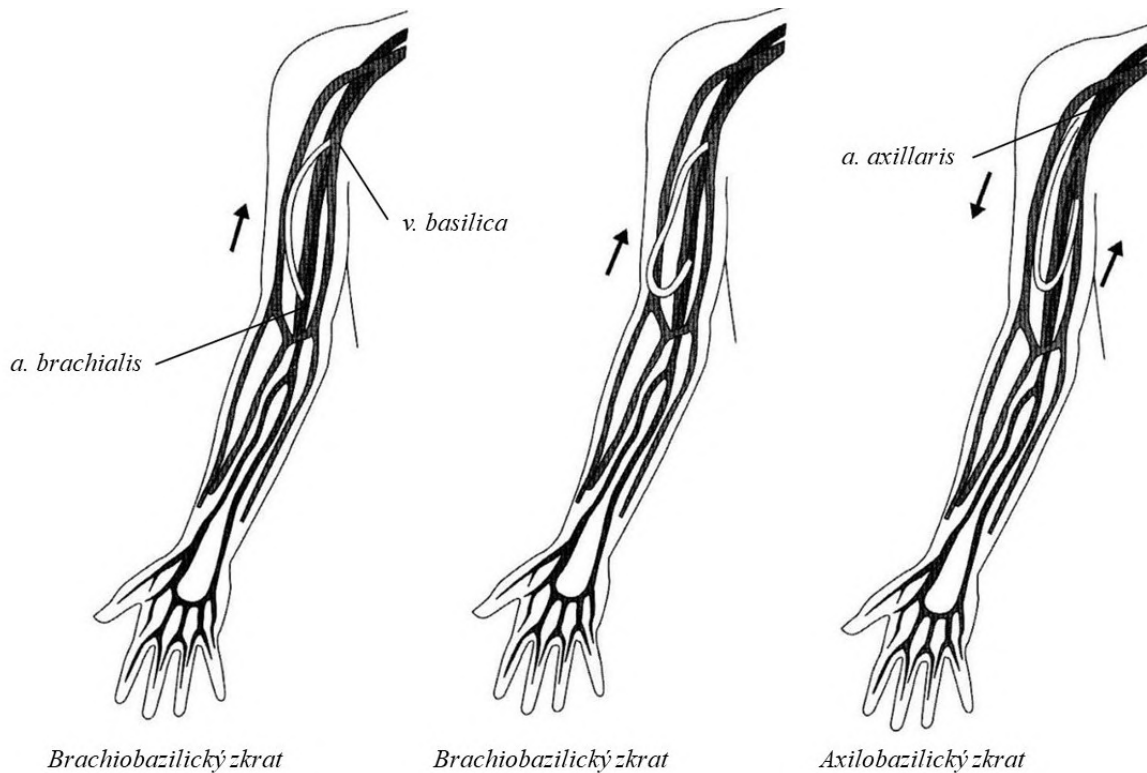
Indikaci správného místa pro založení zkratu předchází opět řada vyšetření posuzující zdravotní stav pacienta a průběh léčby. Nejčastěji je opět snaha vytvářet zkratky co nejdálěji na horní končetině.

Předloktí je využíváno jako první volba pro založení zkratu s použitím umělého materiálu. Syntetický materiál, označovaný jako graft, je možné našít lineárně, či ve tvaru smyčky (loop provedení). Použití delšího graftu našitého do tvaru smyčky zajišťuje větší možnou plochu pro zavedení dialyzačních jehel, a snižuje tak riziko nežádoucích následků opakovaného napichování. Schematické zobrazení některých typů spojení na předloktí je k vidění na Obr. 6.1 [6].



Obrázek 6.1: Typy protetických zkratů na předloktí - převzato a upraveno [6]

Spojení na paži jsou tvořena obdobným způsobem jako v případě předloktí. Jejich výskyt je však v porovnání se zkraty na předloktí vzácnější. Vybraná spojení jsou na Obr. 6.2 [6].



Obrázek 6.2: Typy protetických zkratů na paži - převzato a upraveno [6]

Ve výjimečných případech se lze setkat s použitím graftu pro spojení dvou arterií. Případně se používají protetika pro vytvoření spojení na dolních končetinách a oblasti hrudníku [6].

7 Komplikace spojené se zkraty

Založení arteriovenózního zkratu není považováno za náročný chirurgický zákrok. Přesto se však v průběhu užívání zkratu vyskytují časté komplikace vedoucí k nutnosti reoperace daného cévního přístupu. Komplikace se vyskytují u všech cévních spojení. Dle záznamů jsou ovšem komplikace častěji pozorovány u zkratů využívajících cévní náhrady [8].

Problémy zjištěné časně po založení zkratu jsou spojeny s nedokonalostí našití cév. Jedná se především o krvácení vzniklé chirurgickým zákrokem. Tyto komplikace je ve většině případů možné následně po zjištění efektivně ošetřit [8].

Velice častým problémem je postupné zmenšování průtočné oblasti spojení. Tento jev souvisí s rozvojem intimální hyperplazie, která je reakcí na poškození cévní stěny. Příčinou hyperplazie bývá turbulentní proudění, mechanické poškození cévy či vznik zánětu. Nadměrné zúžení průtočné oblasti cévy se označuje jako stenóza, která není komplikací pouze z pohledu efektivnosti dialýzy, ale především ohrožuje zdraví pacienta. Rozvoj stenózy bývá často příčinou vzniku krevních sraženin [8].

Výskyt stenóz je nejčastější v oblasti napojení (anastomóze) cév a dále v průběhu odvodné žíly. Tento jev je negativní reakcí žilní stěny na změnu proudění. V porovnání s normálním tokem krve v žilách dochází po vytvoření spojení ke zvýšení krevního průtoku, navýšení tlaku v žíle a ke změně na pulzující průtok. Namáhání žilní stěny je po vytvoření AV zkratu velice významné. Jedním z ukazatelů namáhání je hodnota smykového napětí na stěně (WSS), která se v žilním řečišti pohybuje za normálních podmínek pod $0,76 Pa$ a v oběhu tepenném mezi $1 Pa$ až $3 Pa$. Již při hodnotách WSS převyšujících $7,5 Pa$ po dobu více než 5 minut dochází k agregaci leukocytů a trombocytů. Při dlouhodobých hodnotách WSS převyšujících $35 Pa$ dochází k porušení endotelových buněk. Komplikace spojené se zúžením průtočné oblasti jsou statisticky častější u zkratů používajících cévní náhradu [8] [10].

Nevhodně vytvořené spojení může mít za následek i nežádoucí zvýšení průtoku krve ve zkratu. Za hyperfunkčnost se označuje stav, kdy je průtok zkratem vyšší než $1500 ml/min$. Vysoký krevní průtok může vést ke zvýšení srdečního výdeje a případně i k srdečnímu selhání. Nadměrný průtok zkratem bývá také charakteristickým příznakem takzvaného steal syndromu. Při tomto jevu dochází k nedostatečnému prokrvení okrajové části končetiny, jelikož krev z tepny proudí snadněji do nízkotlakového žilního řečiště nežli distálně do končetiny. Zamezit steal syndromu je možné zvýšením odporu zkratu chirurgickým zákrokem [8].

Mezi časté komplikace patří rozvoj aneurysmat – nadměrných rozšíření cév. Častěji se tento problém vyskytuje u nativních zkratů opakovaným napichováním a ničením cévní stěny. U graftů se vyskytují aneurysma ve spojení s infekcí a poničením graftu (spotřebování protézy). Bolestivé výdutě působí problémy jak z hlediska estetiky, tak i z hlediska napojování pacienta. Problémy u syntetických graftů se řeší chirurgickou výměnou postiženého úseku [8].

Komplikace jsou úzce spojeny se způsobem provedení zkratu. Vytvoření vhodných proudových podmínek uvnitř spojení zřetelně prodlužuje životnost zkratů a zvyšuje funkčnost v průběhu hemodialýzy [6].

8 Základní teorie mechaniky tekutin

Mechanika tekutin je vědní obor zabývající se zkoumáním pohybu a rovnováhy tekutin za působení vnějších sil. Jejím zájmem je snaha popsat chování tekutin pomocí fyzikálních zákonů. Tekutinu je možné definovat jako látku, která nemá vlastní tvar a účinkem vnějších sil se nevratně deformuje [11].

Tento vědní obor lze dělit dle různých aspektů, například na vyšetřování statiky tekutin, kinematiky tekutin či dynamiky tekutin. Další dělení je možné zavést z pohledu druhu tekutin například na hydromechaniku (mechaniku kapalin), aeromechaniku (mechaniku plynů) a mechaniku vícefázových tekutin. Znalost mechaniky tekutin a schopnost předpovídat jevy s ní spojené se uplatňuje v mnoha oborech, jako je strojní inženýrství, energetika, chemický průmysl, stavební inženýrství, medicína a mnoho dalších [11].

8.1 Viskozita tekutin

Jednou ze základních fyzikálních vlastností tekutin je viskozita označovaná jako μ , která udává schopnost tekutiny přenášet smyková napětí. Tato veličina určuje odpor, který na sebe kladou částice tekutiny při vzájemném posunu [11].

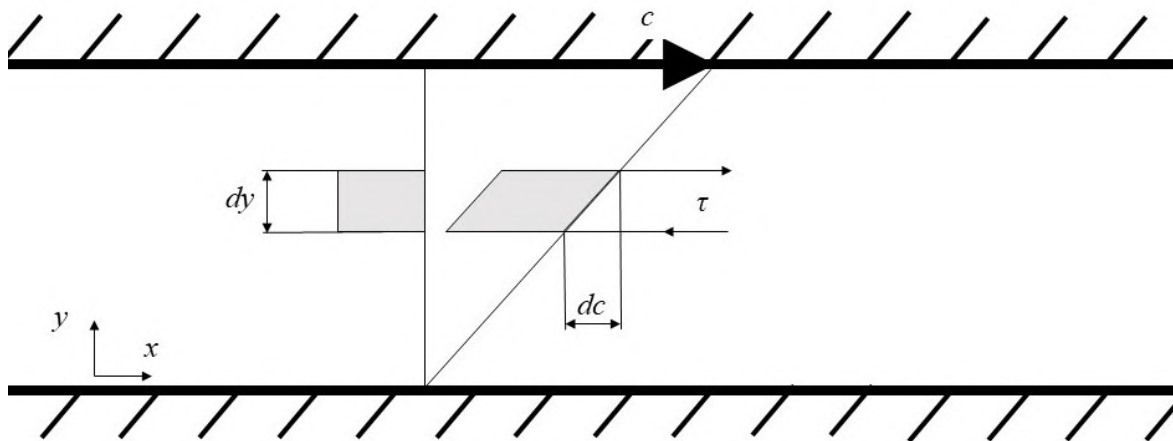
Tekutiny, které vykazují lineární závislost mezi tečným napětím τ a rychlostí smykových deformací $\frac{dc}{dy}$, se označují jako newtonské, jelikož se řídí Newtonovým zákonem smykových deformací (rovnice 8.1) [11].

$$\tau = \mu \frac{dc}{dy} \quad (8.1)$$

V rovnici 8.1 je použita dynamická viskozita μ . Pro popis tekutiny je mnohdy užívána i viskozita kinematická označována zpravidla ν . Vztah mezi dynamickou a kinematickou viskozitou popisuje rovnice 8.2, ve které ρ značí hustotu dané tekutiny [11].

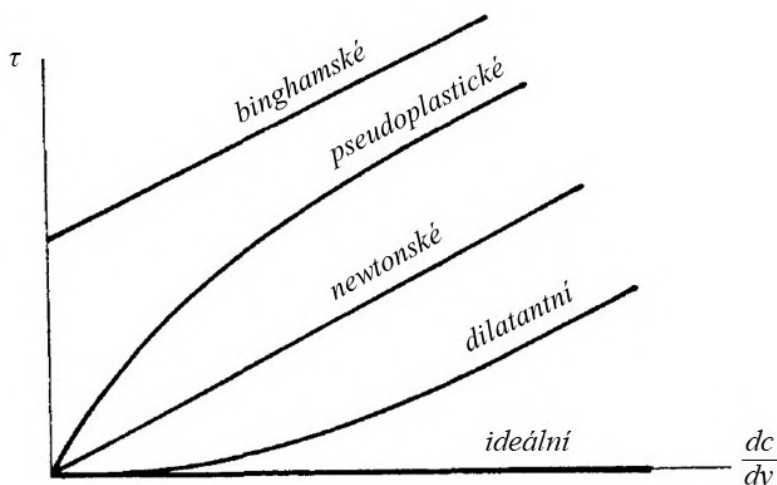
$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (8.2)$$

Rychlost v přímém kontaktu se stěnou je nulová, jelikož reálná tekutina lpí na stěnách. Zobrazení tečného napětí mezi vrstvami tekutiny, které vzniká například z důvodu pohybující se desky, je na Obr. 8.1 [11].



Obrázek 8.1: Zobrazení tečného napětí mezi pohybujícími se deskami [11]

Většina látek našeho světa ovšem vykazuje nelineární závislost mezi tečným napětím a rychlostí smykových deformací – tyto látky se označují za neneutonské. Fyzikální chování newtonských a neneutonských látek je graficky vyobrazeno na Obr. 8.2 [11].



Obrázek 8.2: Závislost tečného napětí na rychlosti deformace - převzato a upraveno [11]

8.2 Typy proudění

Z pozorování a různých pokusů byly vyvozeny dva základní typy proudění, a to proudění laminární a proudění turbulentní.

Laminární proudění je charakteristické svým prouděním ve vrstvách, kdy jednotlivé proudnice (vektorové čáry) jsou vzájemně paralelní. Z pokusů vyplynulo, že laminárního proudění je docíleno při malých rychlostech a v případě velmi viskózních tekutin. Naopak především při vysokých rychlostech dochází k nestabilitě laminárního proudění a vzniku neuspořádaného proudění tekutiny, které se označuje za proudění turbulentní [11].

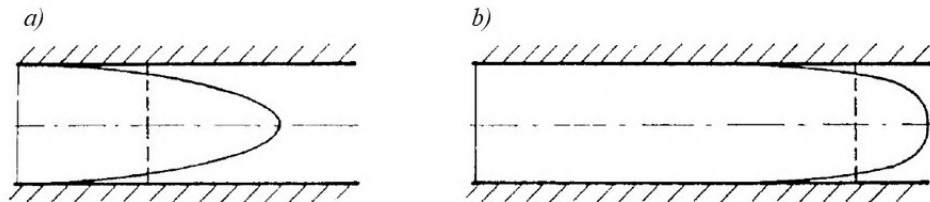
Experimentálně byla zjišťována závislost typu proudění v kruhové trubici na jednotlivých parametrech. Výsledkem takzvaného Reynoldsova experimentu, který se zabýval vizualizací a popisem typu proudění, je rovnice 8.3. Bezrozměrné Reynoldsovo číslo (značeno Re) udává závislost typu proudění na střední rychlosti tekutiny c , charakteristickém rozměru d a kine-

matické viskozitě ν . Zároveň bylo pomocí experimentu určeno dolní kritické číslo Re_k , které značí nejnižší hodnotu Re , při níž dochází k přechodu laminárního proudění na proudění turbulentní. Pro kruhové potrubí je tato hodnota $Re_k = 2300$. Je ovšem vhodné uvažovat kritická čísla pouze jako hodnoty orientační, jelikož typ proudění může být ovlivněn dalšími vnějšími vlivy působícími na tekutinu, které již Re číslo nezohledňuje [11].

$$Re = \frac{cd}{\nu} \quad (8.3)$$

8.3 Rychlostní profil

Odlišnost jednotlivých typů proudění je možné pozorovat i v rozložení rychlosti. Pakliže je uvažován vyvinutý rychlostní profil, tedy ustálený profil, který již nemění svůj tvar vlivem vazkých sil, může být dosaženo dvou odlišných stavů. Laminární rychlostní profil vytvořený v kruhovém potrubí je zobrazen na Obr. 8.3 a). Vyvinutý laminární rychlostní profil má tvar rotačního paraboloidu. Oproti turbulentnímu rychlostnímu profilu, který je na Obr. 8.3 b), je laminární profil štíhlejší a protáhlejší [11].



Obrázek 8.3: Rychlostní profil a) laminární proudění b) turbulentní proudění - převzato [11]

Střední rychlost proudění c lze určit z rovnice 8.4, ve které \dot{V} vyjadřuje objemový tok elementární plochou dA [11].

$$\dot{V} = \iint_A c dA = cA \quad (8.4)$$

Pro laminární rychlostní profil je střední rychlost rovna polovině rychlosti maximální. U turbulentního rychlostního profilu je střední rychlost přibližně 80 % maximální rychlosti [11].

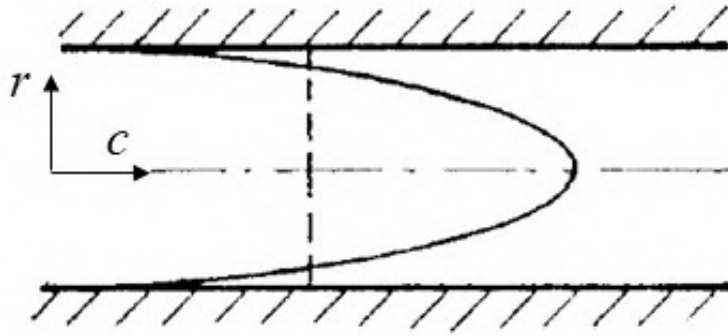
8.3.1 Rovnice laminárního rychlostního profilu

Jak již bylo uvedeno, vyvinutý laminární rychlostní profil tvoří v kruhovém potrubí rotační paraboloid. Z této znalosti je možné zapsat rovnici definující okamžitou rychlost proudění v určitém místě. Vyjádření je možné provést z obecné rovnice paraboly (rovnice 8.5).

$$(x - x_0)^2 = K(y - y_0) \quad (8.5)$$

V rovnici 8.5 značí K tvarový parametr paraboly a souřadnice x_0 a y_0 značí vrchol paraboly. Jelikož je odvození prováděno pro proudění v kruhovém potrubí a poloměru r_0 , bude namísto souřadnice x použito označení r udávající vzdálenost od osy potrubí. Místo hodnoty

y bude použito označení c značící okamžitou rychlost v daném místě. Grafické znázornění je uvedeno na Obr. 8.4.



Obrázek 8.4: Parabolický rychlostní profil - převzato a upraveno [11]

Upravená rovnice tedy bude mít tvar dle rovnice 8.6.

$$(r - x_0)^2 = K(c - y_0) \quad (8.6)$$

Ze znalosti symetrie profilu vychází, že maximální rychlost c_{max} a tedy i vrchol paraboly bude v ose potrubí. Z tohoto důvodu je souřadnice $x_0 = 0$ a $y = c_{max}$ a rovnice dostává tvar zapsaný v rovnici 8.7.

$$r^2 = K(c - c_{max}) \quad (8.7)$$

Druhou podmínkou definující rovnici paraboly je nulová rychlost na stěně potrubí $c_{(r=r_0)} = 0$. Z uvedené podmínky je možné vyjádřit parametr K .

$$r_0^2 = K(0 - c_{max}) \quad (8.8)$$

$$K = \frac{r_0^2}{c_{max}} \quad (8.9)$$

Dosazením rovnice 8.9 do rovnice 8.7 lze vyjádřit okamžitou rychlost $c_{(r=r_0)}$ a rovnici zapsat ve tvaru uvedeném v rovnici 8.10.

$$c = c_{max} \left(1 - \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 \right) \quad (8.10)$$

Rovnici je dále možné přepsat do tvaru využívajícího souvislost mezi maximální a střední rychlostí proudění. Finální tvar je uveden níže v rovnici 8.11.

$$c = 2c \left(1 - \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 \right) \quad (8.11)$$

9 Počítačová mechanika tekutin

S vývojem výpočetní techniky došlo v druhé polovině 20. století k výraznému rozvoji počítačové mechaniky tekutin, která zpravidla užívá označení CFD (Computational fluid dynamics). Jedná se o interdisciplinární obor zabývající se problémy mechaniky tekutin. K základním přístupům, kterými jsou přístup teoretický a přístup experimentální, přidává CFD třetí možnost, jakou lze nahlížet na otázky spojené s mechanikou tekutin. Zkoumání chování tekutin je však záležitostí, při které je téměř nezbytné nahlížet na problematiku všemi přístupy a podpořit či vyvrátit tak vzájemně jednotlivé výsledky [12].

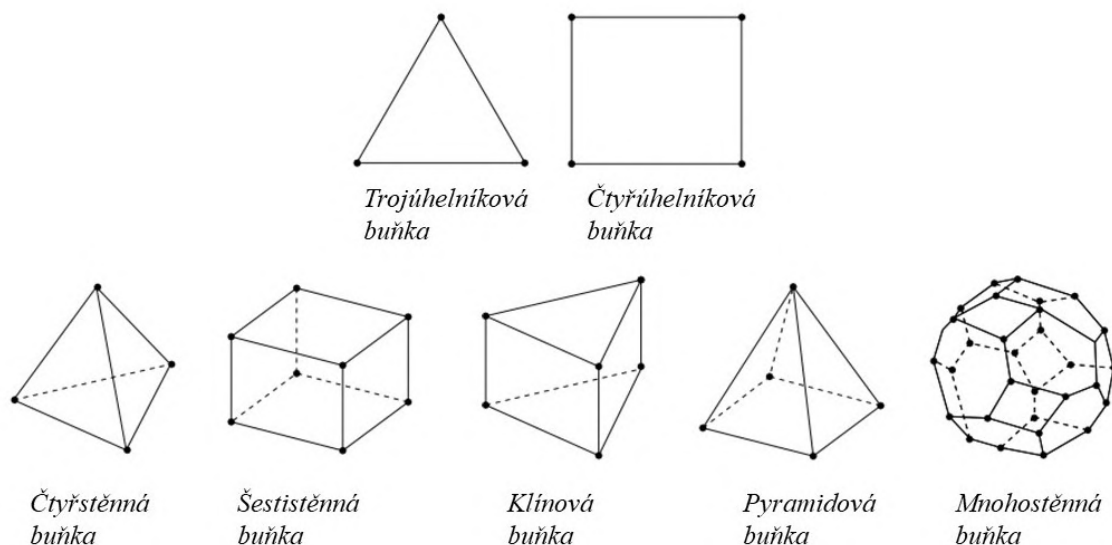
Snahou popsat přírodní jevy bylo docíleno formulace fyzikálních zákonů, kterými je možné definovat zkoumaný problém v podobě matematického modelu. Vytvořený model s jistým omezením nahrazuje skutečný zkoumaný problém pomocí vztahů, zpravidla ve formě soustav parciálních diferenciálních a integrálních rovnic. Realizace matematického modelu je spojena s rozбором řešené úlohy a stanovením důležitých kritérií, která jsou nezbytná k nalezení správného řešení. CFD využívá procesu diskretizace, při kterém se matematický výraz definovaný diferenciální či integrální rovnicí aproximuje analogickými, ale snadněji řešitelnými výrazy v konečném počtu diskrétních bodů nebo objemů [12].

Pro provádění numerických simulací proudění jsou dostupné různé softwary od různých firem. Tato bakalářská práce využívá k výpočtům komerčního programu Fluent 2021 R1 od společnosti Ansys.

9.1 Síťování

Základním postupem při vytváření CFD simulace je tvorba výpočetní domény. Tuto funkci zpravidla zastávají CAD programy umožňující vytvořit 3D model zkoumaného problému. Rozdělení výpočetní domény na konečný počet diskrétních objemů se nazývá procesem síťování.

Vytváření sítí je ovlivněno geometrií a typem úlohy. Diskretizace výpočetní domény je zpravidla uskutečňována pomocí jednoduchých tvarů, jako jsou trojúhelníky a čtyřúhelníky. V případě vytváření sítě v trojrozměrném prostoru se používají nejčastěji buňky tvaru čtyřstěnu, šestistěnu a mnohostěnu. Grafické znázornění používaných buněk je na Obr. 9.1 [13] [14].



Obrázek 9.1: Používané tvary buněk - převzato a upraveno [14]

Sítě je mimo jiné možné dělit z pohledu uspořádanosti buněk na sítě strukturované a nestrukturované. Za síť strukturovanou je považována uspořádaně rozdělená doména, která umožňuje zjednodušení z hlediska datového přístupu k jednotlivým buňkám. Strukturovaná síť je zpravidla tvořena čtyřúhelníky, respektive šestistěny v případě sítě objemové. Vzhledem k pravidelnosti sítě je dosaženo menší paměťové náročnosti, která může vést i ke zrychlení prováděného výpočtu. Strukturovaná síť ovšem není v některých případech schopna vystihnout složitou geometrii 3D modelu. Vzhledem k návaznosti jednotlivých buněk zároveň také není možné dosáhnout náhlých lokálních změn velikostí buněk – což vede často k celkovému nárůstu počtu buněk. V neposlední řadě může být tvorba kvalitní strukturované sítě značně náročnější než vytvoření sítě nestrukturované [13].

Nestrukturovaná síť je tvořena libovolně se měnícími sousedními buňkami. Tyto sítě zpravidla používají více různých tvarů buněk, aby bylo dosaženo optimálního rozdělení domény z hlediska kvality a množství buněk. Výhodou nestrukturované sítě je schopnost vystihnout i velmi detailní geometrii, možnost snadného provádění lokálních změn velikostí a tvarů buněk a uživatelská přívětivost z důvodu automatizovaného procesu při vytváření a úpravách sítě [13].

9.2 Výpočetní řešič

V okamžiku, kdy je vytvořena výpočetní síť, je již možné postupovat dále k nastavení výpočetního řešiče. Tento proces se liší v závislosti na použitém výpočetním softwaru. Obecně lze ale uvést, že je nutné zadefinovat fyzikální vlastnosti proudící tekutiny, přiřadit výpočetní doméně jednotlivé okrajové podmínky a zvolit vhodný model řešiče.

Pro všechny typy proudění využívá software Fluent k řešení proudění rovnici kontinuity a rovnici definující zákon zachování hybnosti. Zmíněné rovnice jsou uvedeny v kapitolách níže [15].

9.2.1 Rovnice kontinuity

Rovnici kontinuity je možné uvést ve tvaru rovnice 9.1 [15].

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{c}) = S_m \quad (9.1)$$

Pravá strana rovnice S_m vyjadřuje další zdroj hmoty, který může být do výpočetní domény přidáván [15].

9.2.2 Rovnice zachování hybnosti

Zákon zachování hybnosti je definován rovnicí 9.2 [15].

$$\frac{\partial (\rho \vec{c})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{c} \vec{c}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\bar{\bar{\tau}}) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (9.2)$$

V uvedené rovnici značí p statický tlak, $\rho \vec{g}$ gravitační sílu a \vec{F} další externí síly. Tenzor smykového napětí τ je dále vyjádřen v rovnici 9.3, ve které vystupuje jednotkový vektor I [15].

$$\bar{\bar{\tau}} = \mu \left[(\nabla \vec{c} + \nabla \vec{c}^T) - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{c} I \right] \quad (9.3)$$

10 Volba výpočtového modelu

Jak vyplývá z výše uvedeného, možností, kterými lze cévní spojení vytvořit, je mnoho. Tato práce se zaměřuje na AV zkraty zhotovené za pomoci protetického graftu. Konkrétně se jedná o spojení vytvářené na předloktí pacienta, jakožto i nejčastěji používaného místa k založení přístupu, ve kterých je graft zformován do tvaru smyčky (loop provedení). Důraz je kladen na vyšetřování proudění v oblasti připojení graftu a žíly, jelikož se jedná o oblast s nejčastěji indikovanými komplikacemi [8].

Vytvořený zkrat musí zajistit dostatečný průtok krve graftem. Za zkoumaný režim proudění je vybrán stav, při kterém je dosaženo průtoku v žíle 600 ml/min . Průsvit cév a zároveň i graftu je, s ohledem na literaturu ([8] [16]), zvolen na hodnotu 7 mm . Volba okrajových podmínek vychází z literatury [16] ze znalosti procentuálního průtoku krve jednotlivými cévami. Pro názornost jsou číselné hodnoty okrajových podmínek uvedeny v kapitole 11.2.

Pro numerickou simulaci je dle zadání proveden pouze stacionární výpočet. Pružnost cévních stěn a materiálové vlastnosti protetika jsou zanedbány. Proudící krev je vzhledem ke geometrii modelu uvažována jako homogenní newtonská tekutina s hustotou $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$ a konstantní viskozitou $\mu = 0,0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$.

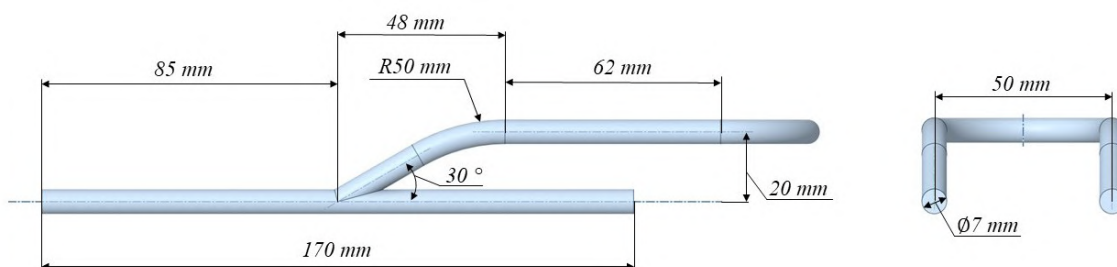
11 Tvorba výpočtového modelu

V následujících kapitolách je popsán postup vytváření geometrie, výpočetní sítě a nastavení řešiče.

11.1 Tvorba geometrie

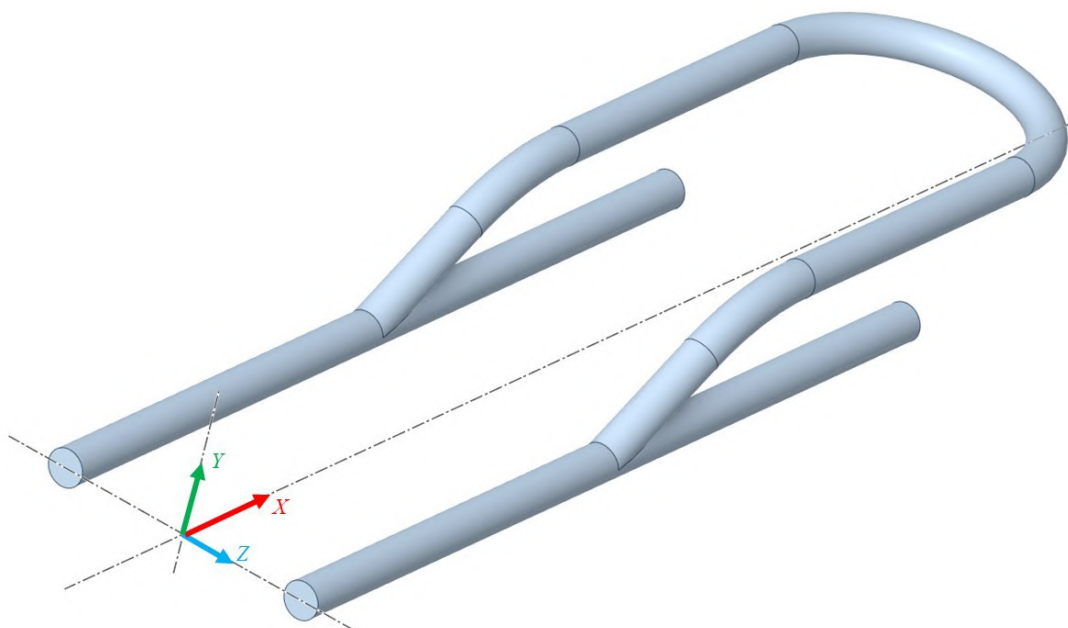
Geometrie výpočetní domény se ve zjednodušené formě snaží napodobit reálné uspořádání cév a připojení graftu. Jelikož je vyšetřováno proudění uvnitř cév, je modelován pouze vnitřní objem charakterizující doménu proudící tekutiny.

Dle literatury [16] a konzultace s vedoucí práce je zvolena idealizovaná geometrie skládající se ze 2 paralelních cév vzájemně vzdálených 50 mm . Cévy propojuje graft připojený pod úhlem 30° . Tvar graftu je vymodelován v provedení označovaném jako loop. Zbylé řídicí rozměry jsou vyneseny na Obr. 11.1. Pro vytvoření geometrie byl použit CAD software SpaceClaim 2021 R1 společnosti Ansys.



Obrázek 11.1: Geometrie výpočetního modelu

Model byl vytvořen v kartézském souřadnicovém systému. Pro budoucí popis a orientaci je na Obr. 11.2 zobrazen model i s globálním souřadnicovým systémem.



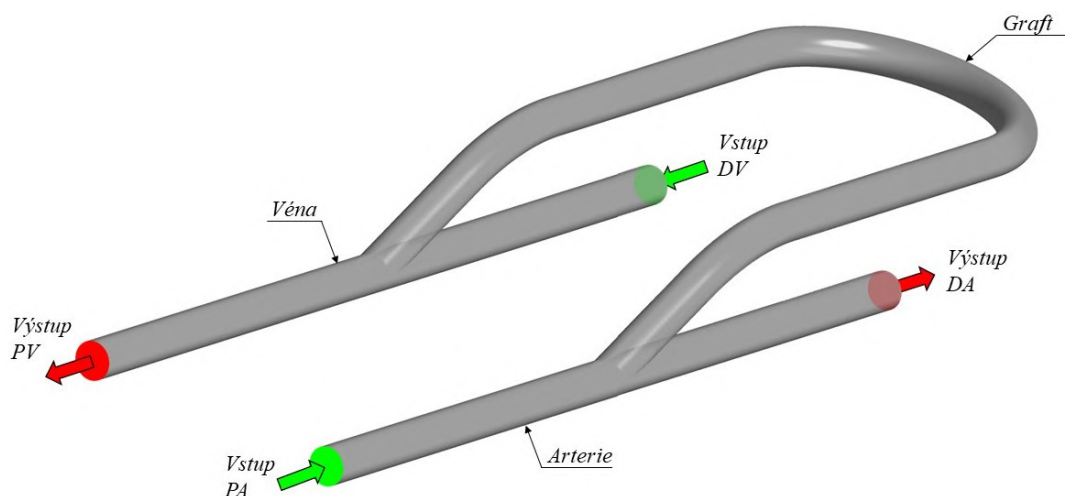
Obrázek 11.2: Geometrie výpočetního modelu s globálním souřadnicovým systémem

Výsledná podoba modelu použitá pro numerickou simulaci má oproti provedení znázorněnému na Obr. 11.2 prodlouženou doménu odvodné žíly.

11.2 Okrajové podmínky

Pro uskutečnění numerické simulace je nutné definovat okrajové podmínky dané úlohy. Volba okrajových podmínek je úzce spojena s geometrií modelu a vyšetřovaným režimem proudění.

Vytvořený model se skládá z arterie, jejíž vstupní tok je označen zkratkou PA (proximální arterie) a výstupní tok, který vede dále distálně do končetiny pacienta, je označen DA (distální arterie). Arterie je propojena s vénou pomocí graftu. Vstupu do vény je přiřazena zkratka DV (distální véna). Výstupu z vény připadá označení PV (proximální véna). Grafické znázornění domény s označenými okrajovými podmínkami je na Obr. 11.3.



Obrázek 11.3: Geometrie výpočetního modelu s okrajovými podmínkami

Hlavním vyšetřovaným režimem proudění je takový režim, při kterém je v odvodné větě vytvořen průtok 600 ml/min . Kromě zmíněného režimu proudění jsou v práci vyhodnoceny i další režimy s vyššími hodnotami průtoku v odvodné žíle, a to konkrétně 1200 ml/min , 1800 ml/min a 2400 ml/min .

Hmotnostní tok procházející doménami okrajových podmínek je určen ze znalosti procentuálního rozdělení průtoku jednotlivými plochami. Přes plochu DA proudí 5% z celkového průtoku arterií. Stejný průtok zároveň přitéká plochou DV do vény. Průtok v odvodné žíle, a tedy i skrze plochu, PV je stejný jako přítok do arterie plochou PA. Hmotnostní toky protékající přes jednotlivé hranice okrajových podmínek jsou pro vyšetřované režimy proudění uvedeny v Tab. 11.1.

Tabulka 11.1: Hmotnostní tok pro jednotlivé režimy proudění

Režim proudění	Průtok PA [kg/s]	Průtok DA [kg/s]	Průtok PV [kg/s]	Průtok DV [kg/s]
Režim 1	0,01060	0,00053	0,01060	0,00053
Režim 2	0,02120	0,00106	0,02120	0,00106
Režim 3	0,03180	0,00159	0,03180	0,00159
Režim 4	0,04240	0,00212	0,04240	0,00212

Dle průtoku v arterii je možné dopočítat hodnoty Re , a vytvořit si tak představu o režimu proudění. Střední rychlost c lze určit ze znalosti objemového toku a plochy příčného

řezu. Hodnoty středních rychlostí proudění a hodnoty Re jsou zaznamenány pro jednotlivé režimy proudění v Tab. 11.2.

Tabulka 11.2: Hodnoty Re pro jednotlivé režimy proudění

Režim proudění	Průtok PA [ml/min]	Re [-]	c [m/s]
Režim 1	600	551	0,25985
Režim 2	1200	1102	0,51969
Režim 3	1800	1653	0,77953
Režim 4	2400	2203	1,03938

Ve všech režimech proudění je hodnota Re nižší než hodnota Re_k pro hladké potrubí. Z tohoto důvodu bude proudění uvažováno jako laminární.

Okrajové podmínky na vstupech jsou předepsány jako vyvinutý rychlostní profil. Tato skutečnost umožňuje zmenšit geometrii o náběhovou délku, která by byla potřebná pro vyvinutí laminárního rychlostního profilu. Vzhledem k budoucímu testování výpočetní sítě je však ponechána vzdálenost 85 mm mezi vstupní plochou PA a připojením graftu. Pro definování funkce vyvinutého rychlostního profilu byla použita rovnice 8.11.

Jako okrajová podmínka pro tok přes hranice DA a PV je použita funkce „outflow“. Touto funkcí je možné předepsat tok přes dané hranice jakožto procento z celkového přítoku. Je-li vstupní hmotnostní tok přes hranici PA $m_{PA} = 0,0106\text{ kg/s}$ a tok přes hranici DV $m_{DV} = 0,00053\text{ kg/s}$, je možné sečtením určit celkový přítok do domény $m_{celk} = 0,01113\text{ kg/s}$.

Se znalostí požadovaného průtoku 5% z hmotnostního toku přes hranici PA je možné dopočítat hodnotu outflow předepsanou pro hranici DA.

$$DA_{\text{outflow}} = \frac{m_{DA}}{m_{\text{celk}}} = \frac{0,00053}{0,01113} = 0,04762 \quad (11.1)$$

Obdobně poté i hodnotu outflow na hranici PV.

$$PV_{\text{outflow}} = \frac{m_{PV}}{m_{\text{celk}}} = \frac{0,0106}{0,01113} = 0,95238 \quad (11.2)$$

Výsledné hodnoty DA_{outflow} a PV_{outflow} jsou použity jako okrajové podmínky na patřičných plochách.

11.2.1 Nastavení řešiče

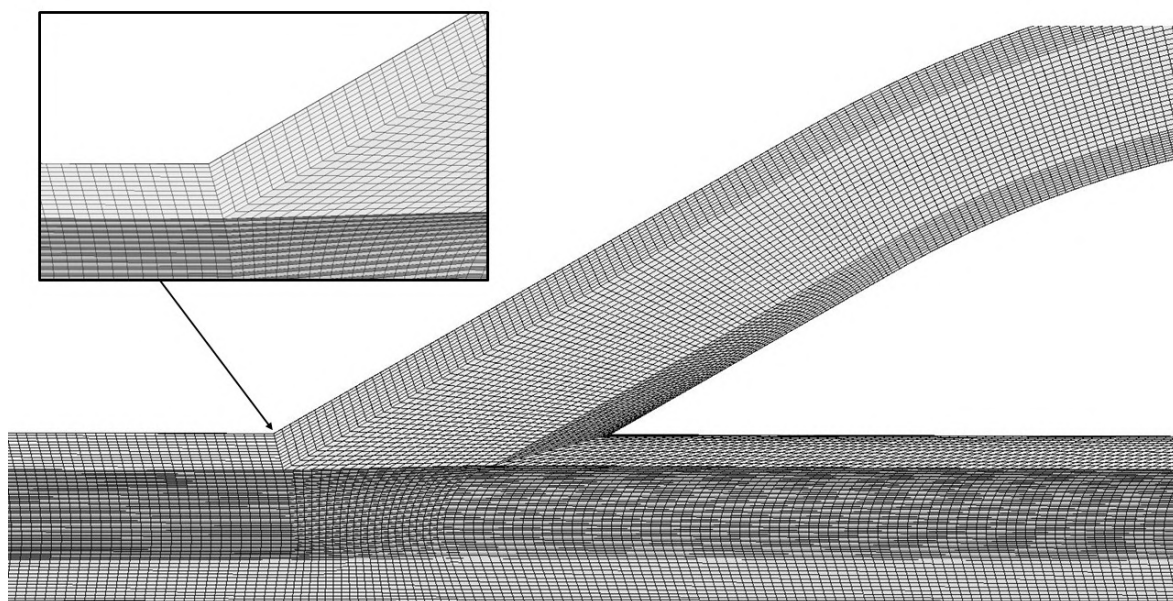
Pro výpočet je zvolen viskózní laminární model. Vlastnosti definované pro proudící tekutinu, kterými jsou hustota a viskozita, jsou uvedeny v kapitole 10. Okrajové podmínky jsou předepsány dle parametrů uvedených v kapitole 11.2. Stěny geometrie jsou statické s předepsanou podmínkou nulové rychlosti na stěně. Použitým algoritmem je pro všechny výpočty schéma SIMPLE.

11.3 Tvorba sítě

Při vytváření sítě byla jako první varianta zvolena nestrukturovaná síť generovaná pomocí softwaru Fluent Meshing 2021 R1. Síť vytvořená pomocí polyhedrálních buněk však při

výpočtu vykazovaly nepřesnosti – konkrétně se jednalo o deformaci vyvinutého rychlostního profilu. Přestože byly použity okrajové podmínky definující parabolický rychlostní profil na vstupu do domény, docházelo k deformaci tohoto profilu a z tohoto důvodu i k nepřesnosti všech navazujících výsledků.

Z důvodů uvedených výše je pro celou doménu zvolena strukturovaná síť vytvořená pomocí softwaru Icem CFD 2021 společnosti Ansys. Strukturovaná síť je tvořena šestistěnnými buňkami. V rámci tvorby sítě byla zároveň prodloužena doména odvodné žíly, jelikož se jedná o vyšetřovanou oblast, která může být místem případných komplikací. Řez výpočetní doménou se zobrazenou sítí je uveden na Obr. 11.4.



Obrázek 11.4: Zobrazení části výpočetní sítě

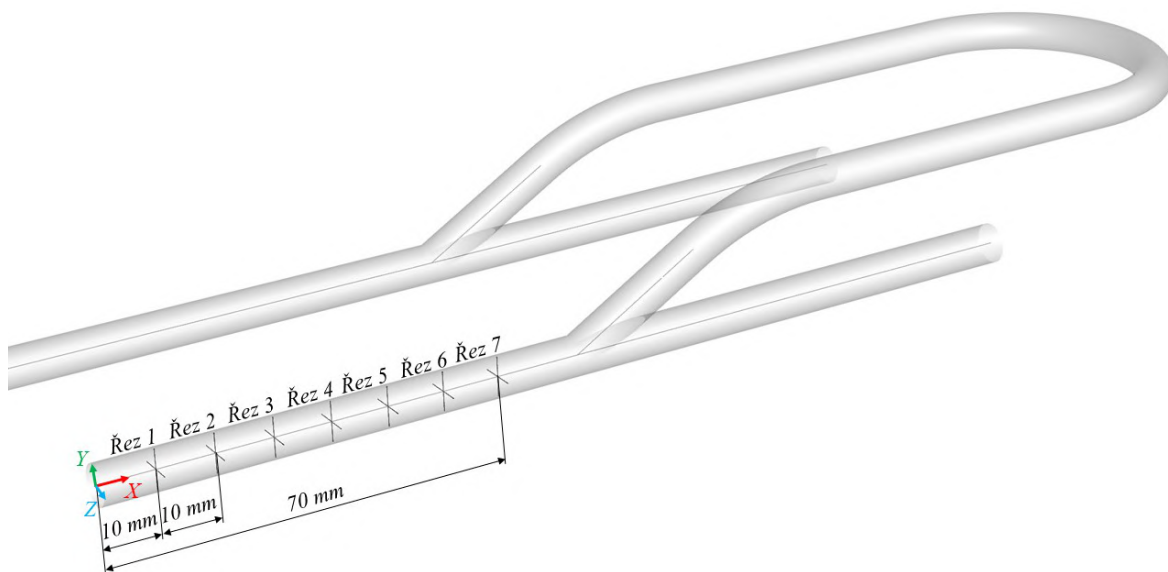
11.4 Testování sítě

Pro zvolení vhodné výpočetní sítě byly provedeny testy sítě, při kterých byla zjišťována závislost hustoty sítě na výsledcích. Veškeré testování je provedeno pro režim proudění s průtokem přes hranici PA 600 ml/min .

11.4.1 Kontrola strukturované sítě

V rámci testování je v první řadě provedena kontrola strukturované sítě. Kontrola spočívá v ověření a porovnání teoretického rychlostního profilu s rychlostním profilem propagujícím se od okrajové podmínky dále do výpočetní domény.

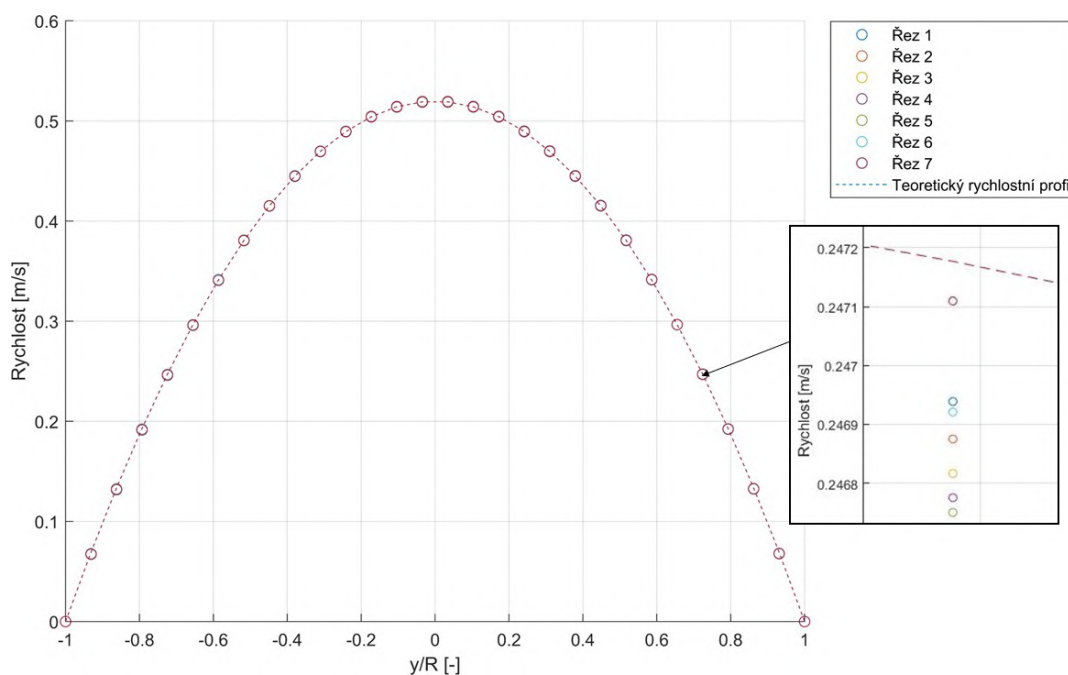
Demonstrace zmíněné kontroly je níže provedena pro síť o hustotě $2,2 \cdot 10^6$ buněk. V pravidelné vzdálenosti 10 mm byly vytvořeny úsečky paralelní s osou Y a osou Z globálního souřadnicového systému. Schématické znázornění domény s lokálním souřadnicovým systémem je na Obr. 11.5. Úsečky jsou vyneseny až do vzdálenosti 10 průměrů od vstupu PA, jelikož v další části domény by již mohlo docházet k ovlivnění rychlostního pole z důvodu připojení graftu.



Obrázek 11.5: Geometrie se znázorněnými řezy pro kontrolu rychlostního profilu

Po numerické simulaci byla z daných úsečků exportována data celkové rychlosti. Tato data byla následně vynesena do grafu a porovnána s grafem teoretického rychlostního profilu (obrázek 11.6).

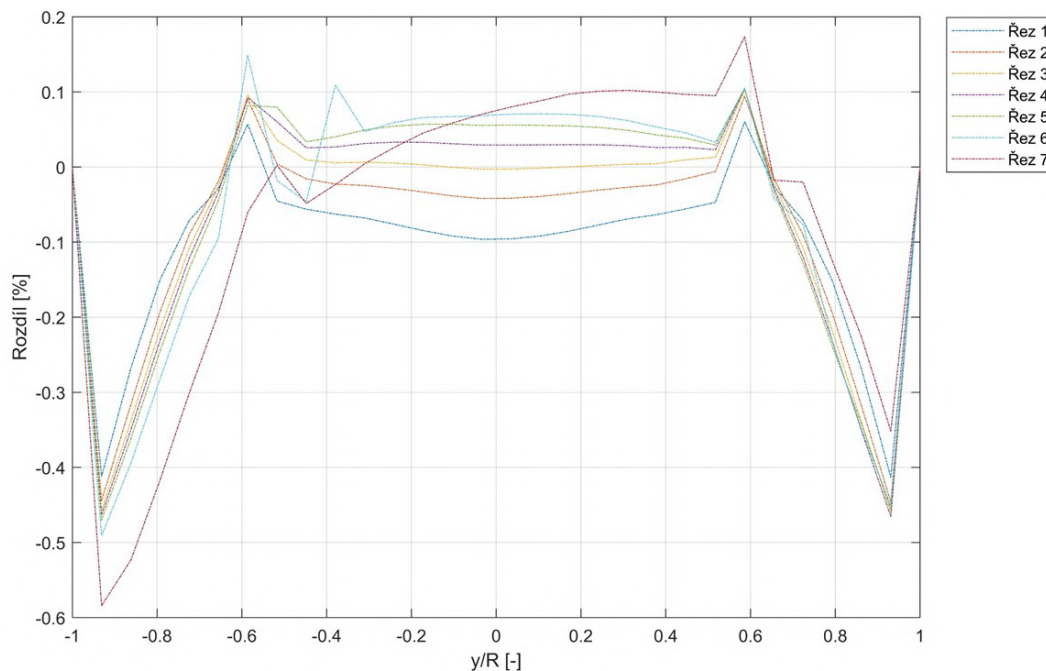
Níže vyobrazené grafy rychlostních profilů udávají na vodorovné ose pozici v patřičném osovém řezu. Vyšetřované řezy jsou vždy kolmé na osu válcové geometrie cévy, či protetiky. Označení vytvořených os (úseček) vždy respektuje zavedení lokálního souřadnicového systému v daném řezu, ve kterém osa X lokálního systému náleží ose válcové geometrie ve směru proudění. V prezentovaných grafech je vždy pozice vztažena k dané ose lokálního souřadnicového systému a normalizována poloměrem kruhového řezu geometrií (pro směr v ose Y například $\frac{y}{R}$).



Obrázek 11.6: Porovnání výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 1)

Na Obr. 11.6 je možné spatřit hodnoty rychlosti v jednotlivých místech řezu, které vytváří

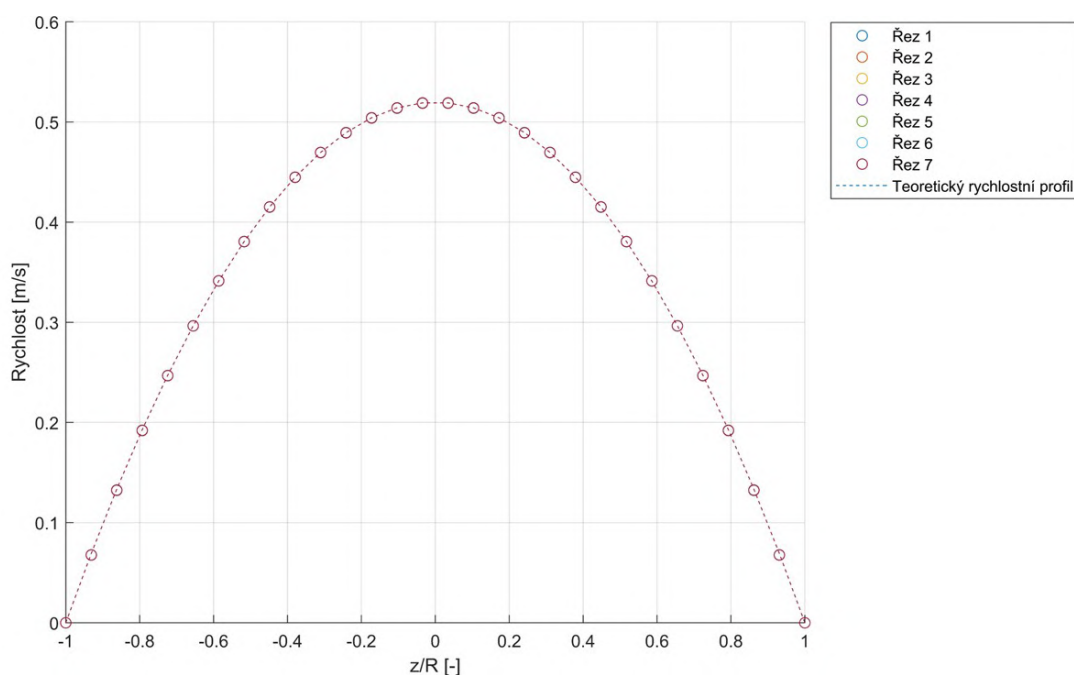
parabolický rychlostní profil (hodnoty jsou označeny barevnými kolečky). Jelikož je rychlostní profil již vyvinutý, nedochází k další změně profilu v průběhu domény a hodnoty okamžité rychlosti se v jednotlivých řezech překrývají. Do stejného grafu je přerušovanou čarou vynesena i teoreticky určený rychlostní profil, který, jak je z grafu patrné, s daty koresponduje.



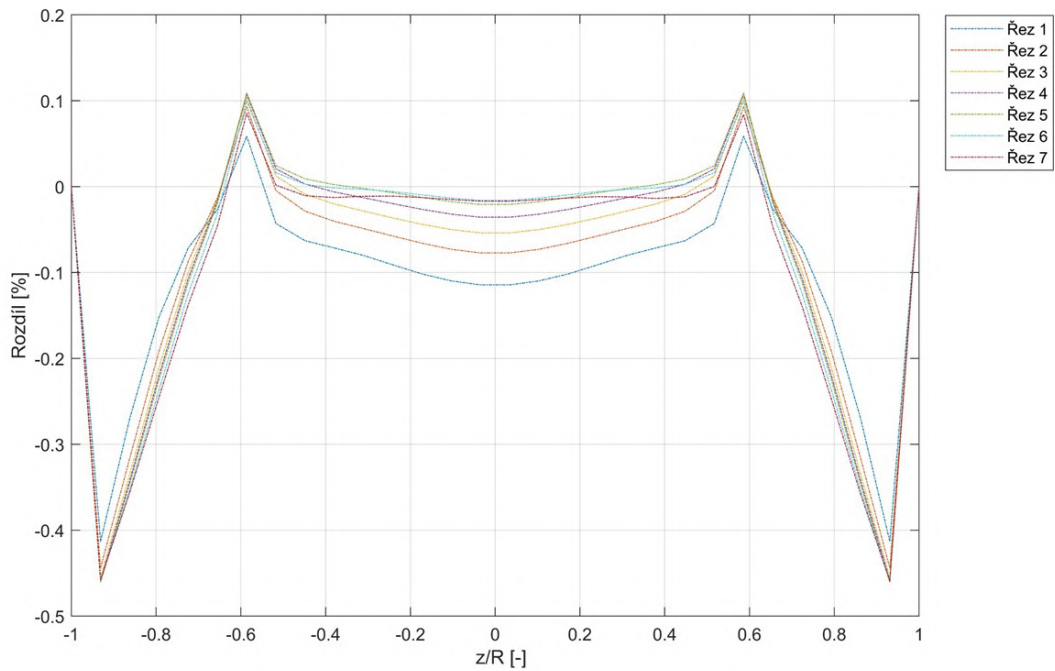
Obrázek 11.7: Rozdíl výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 1)

Na Obr. 11.7 je poté vyobrazen procentuální rozdíl mezi okamžitou rychlostí vyhodnocenou řešičem a teoreticky určenou rychlostí dělený střední hodnotou rychlosti. Porovnání rozdílů je provedeno pro všechny řezy. Maximální rozdíl zde činí přibližně $0,6\%$, což značí velice dobrou shodu s teoretickým rychlostním profilem a nedochází již k deformaci rychlostního profilu, jako tomu bylo u nestrukturované sítě.

Stejné porovnání je provedeno i pro úsečky paralelní s osou Z. Výsledky je možné vidět na Obr. 11.8 a Obr. 11.9.



Obrázek 11.8: Porovnání výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 2)



Obrázek 11.9: Rozdíl výsledného a teoretického rychlostního profilu (Řez 2)

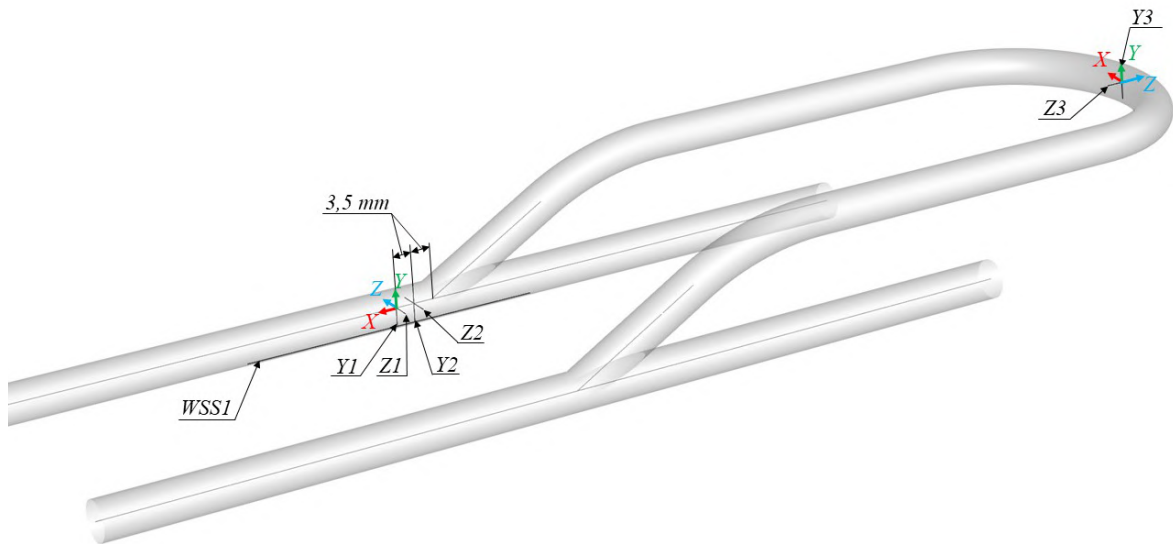
11.4.2 Porovnání hustoty sítí

Vhodná velikost sítě je zjišťována pomocí vzájemného porovnání několika sítí. Porovnání je provedeno pro 7 sítí o odlišném počtu buněk. Velikosti jednotlivých sítí jsou vypsány v Tab. 11.3.

Tabulka 11.3: Počty buněk porovnávaných sítí

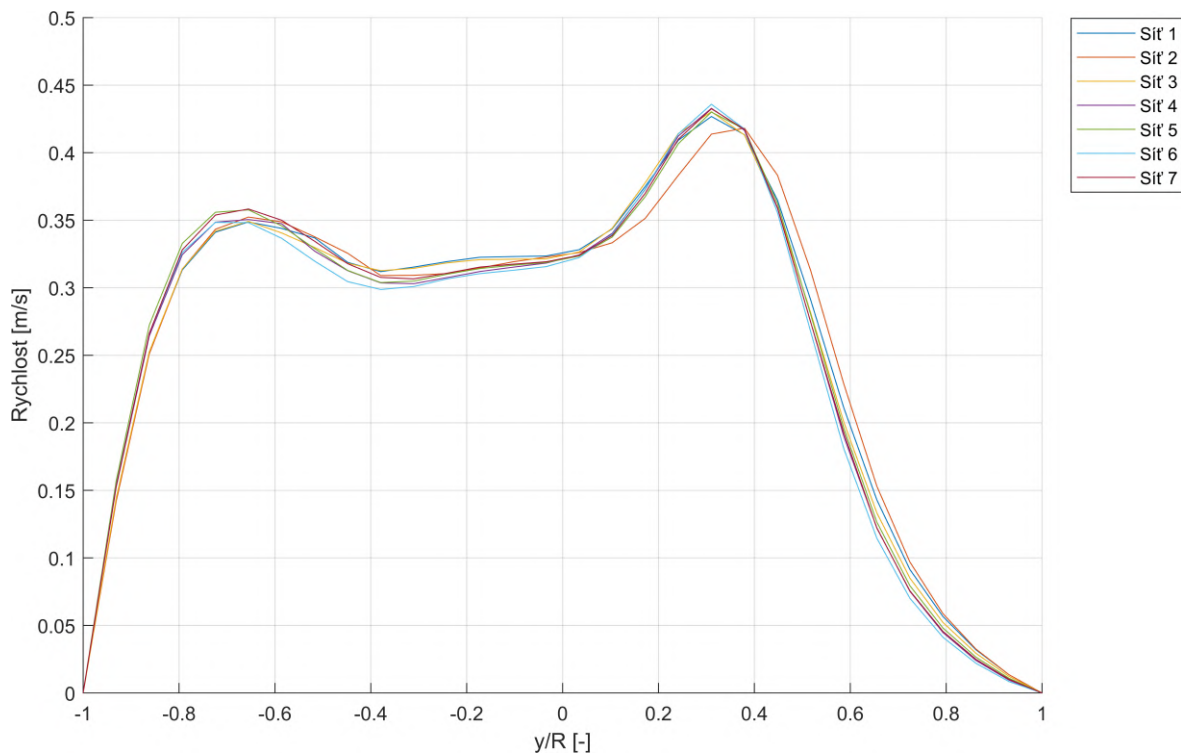
Označení sítě	Počet buněk sítě v milionech
Sít 1	1,07
Sít 2	1,3
Sít 3	1,6
Sít 4	2,3
Sít 5	3,05
Sít 6	3,9
Sít 7	4,1

Porovnání sítí je provedeno na základě rychlostního profilu v jednotlivých místech výpočetní domény a hodnoty smykového napětí na úsečce WSS1 ve spodní části věny. Celkem jsou porovnány rychlostní profily ve 3 místech domény, a to opět pomocí úseček (Y1, Z1, Y2, Z2, Y3 a Z3) procházejících danými řezy. Zobrazení vyšetřovaných míst pro exportování hodnot rychlostí a hodnot WSS je na Obr. 11.10. Úsečky Y1 a Z1 jsou vzdáleny 1 průměr od připojení graftu. Úsečky Y2 a Z2 jsou vzdáleny půl průměru od připojení graftu. Paralelní s osou X globálního souřadného systému je úsečka Z3 nacházející se v polovině graftu. Ve stejném místě je vyšetřován rychlostní profil i v ose Y pomocí úsečky Y3. Hodnota smykového napětí je zjišťována z úsečky o celkové délce 8 průměrů (56 mm) WSS1 přesahující v distálním směru připojení graftu o 20 mm.

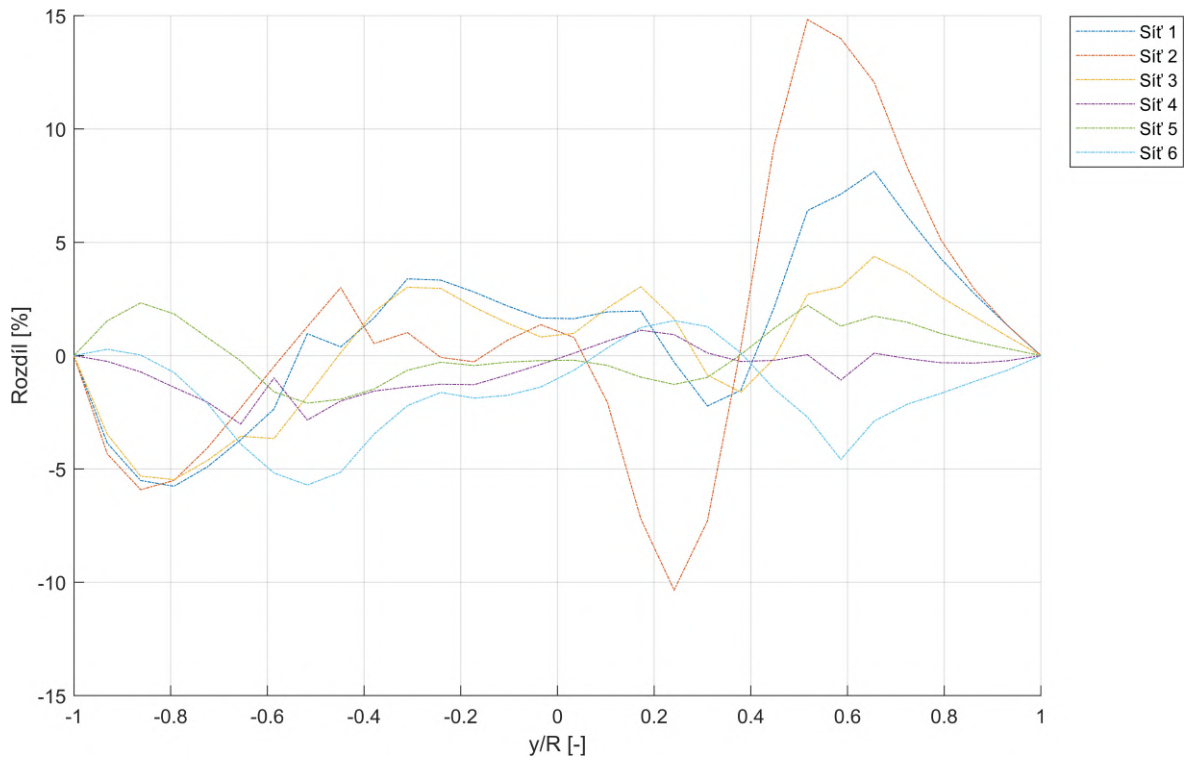


Obrázek 11.10: Geometrie pro testování sítí

Graf na Obr. 11.11 zobrazuje rychlostní profily pro porovnávané hustoty sítí na úsečce Y1. Rychlostní profily jednotlivých sítí jsou porovnány se sítí o největším počtu buněk (Sít 7). Vyhodnocován je maximální procentuální rozdíl (rozdíl jednotlivých sítí oproti Síti 7 dělený střední hodnotou rychlosti, nebo napětí Sítě 7). Rozdíly jednotlivých sítí jsou graficky prezentovány na Obr. 11.12. Tímto způsobem byly zjištěny rozdíly ve všech vyšetřovaných místech domény. Maximální rozdíly jsou pro všechna vyšetřovaná místa uvedeny v Tab. 11.4. Výsledky všech vyšetřovaných míst z porovnání sítí je možné nalézt v Příloze A.



Obrázek 11.11: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y1



Obrázek 11.12: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y1

Tabulka 11.4: Maximální rozdíly porovnávaných sítí oproti Síti 7

Označení sítě	Y1 [%]	Z1 [%]	Y2 [%]	Z2 [%]	Z3 [%]	Y3 [%]	WSS [%]
Sít 1	8.1259	2.0921	8.4884	2.223	4.0965	4.8467	8.9808
Sít 2	14.8271	4.0968	10.9401	3.1015	8.7005	7.6757	16.2278
Sít 3	5.4721	1.7089	5.9891	2.0859	4.3326	4.1888	9.3185
Sít 4	3.0205	1.1858	4.1995	1.2571	3.3589	2.1439	2.1664
Sít 5	2.3271	0.8236	2.3844	0.6813	0.2897	0.6952	6.1898
Sít 6	5.7093	1.8104	6.5548	1.8995	7.5019	3.7553	3.5636

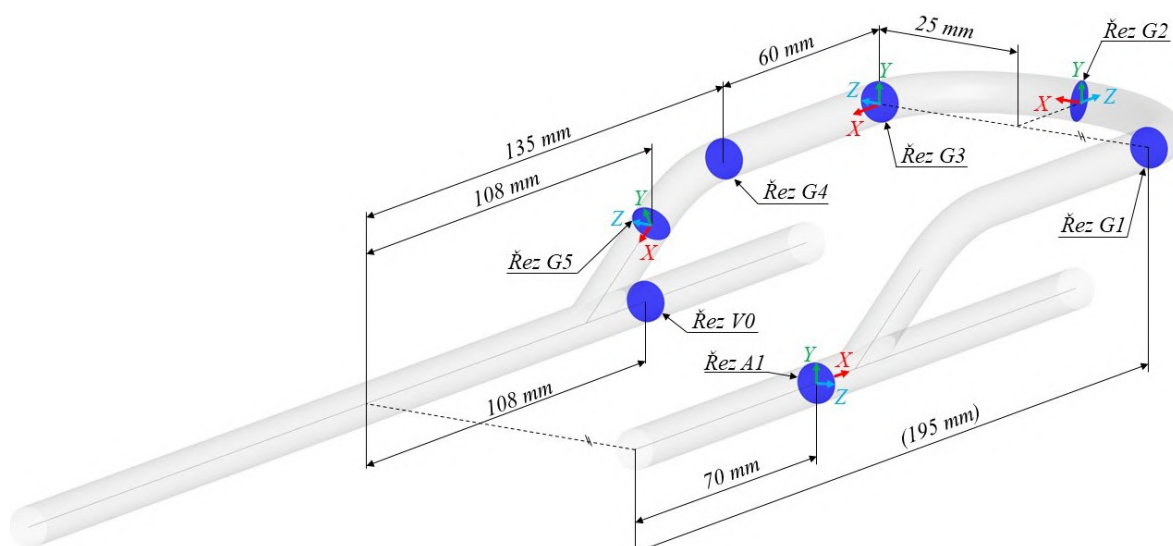
Na základě výsledků je jako výsledná síť zvolena Sít 4 o velikosti $2,2 \times 10^6$ buněk, jelikož vykazuje ve všech vyšetřovaných místech odchylku nižší než 5 % a má optimální výpočetní čas.

12 Vyhodnocení výsledků

Následující kapitoly jsou věnovány vyhodnocení výsledků pro jednotlivé režimy proudění. Zkoumány jsou výsledky proudění při průtoku krve 600 ml/min odvodnou vénou. Proudové podmínky jsou zkoumány především v oblasti, ve které dochází k připojení graftu k žíle.

12.1 Popis proudového pole v graftu

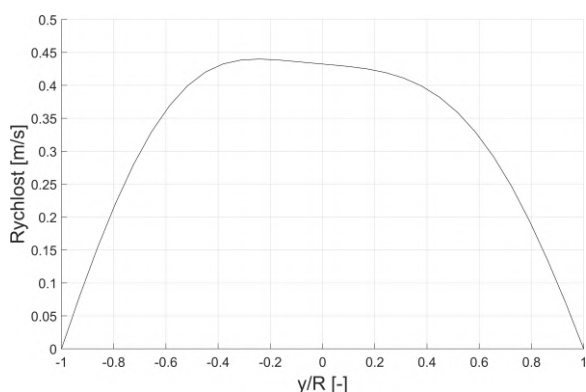
Proudové pole je zkoumáno ve významných místech geometrie zkratu. Jednotlivá vyšetřovaná místa jsou označena v Obr. 12.1 (ve vybraných řezech jsou zároveň znázorněny i orientace lokálních souřadnicových systémů). Zkoumány jsou rychlostní profily, které jsou zjištěny z dat okamžité rychlosti z úseček procházejících jednotlivými řezy (stejným způsobem jako v kapitolách 11.4.1 a 11.4.2.). Pro názornost jsou některé výsledky doplněny o kontury rychlostí.



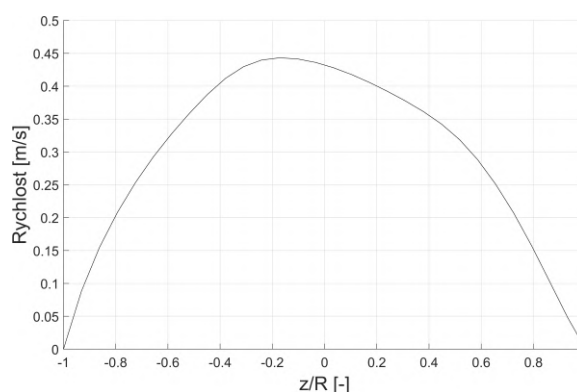
Obrázek 12.1: Vyhodnocení proudového pole - znázornění zkoumaných oblastí

V místě označeném A1 je vyvinutý rychlostní profil, jak bylo ověřeno v kapitole 11.4.1 v rámci kontroly sítě.

V řezu G1 je rychlostní profil především ovlivněn rozdělením proudu v oblasti připojení graftu k arterii. Rychlostní profily v jednotlivých osách graftu jsou na Obr. 12.2 a Obr. 12.3.



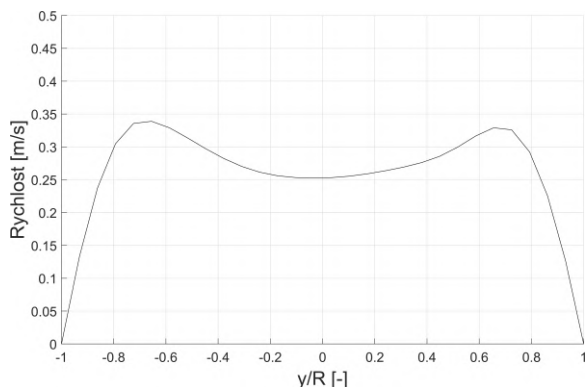
Obrázek 12.2: Rychlostní profil v řezu G1 (v ose Y)



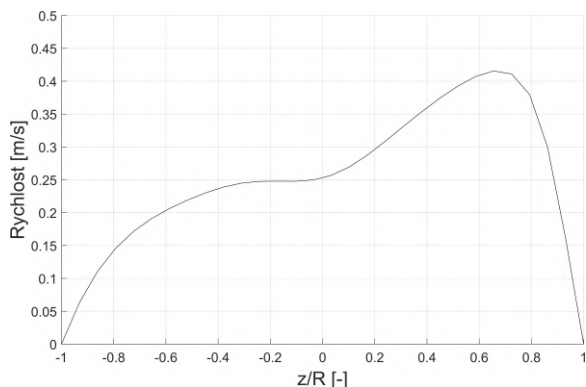
Obrázek 12.3: Rychlostní profil v řezu G1 (v ose Z)

Z uvedených výsledků je patrné, že si zdeformovaný profil do jisté míry zachovává charakteristické rysy parabolického rychlostního profilu. Maximální rychlost se mírně vychýlila ze středu kruhového profilu geometrie.

Oblast G2 se nachází v polovině graftu a proudění je v tomto místě ovlivněno jak anastomózou (což potvrzuje rozložení rychlosti v místě G1), tak i ohybem graftu o poloměru 25 mm. Rychlostní profily v ose Y a ose Z graftu jsou na Obr. 12.4 a Obr. 12.5.

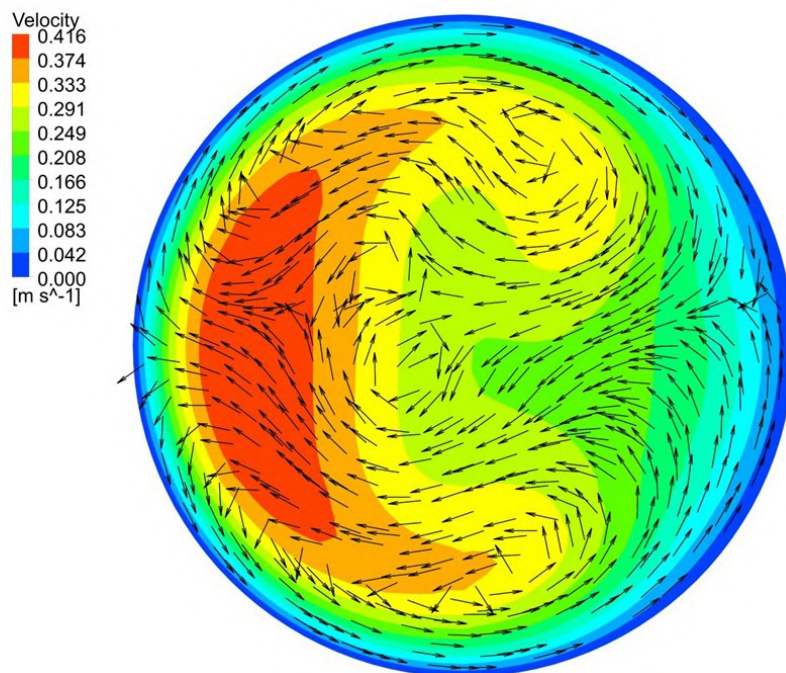


Obrázek 12.4: Rychlostní profil v řezu G2 (v ose Y)



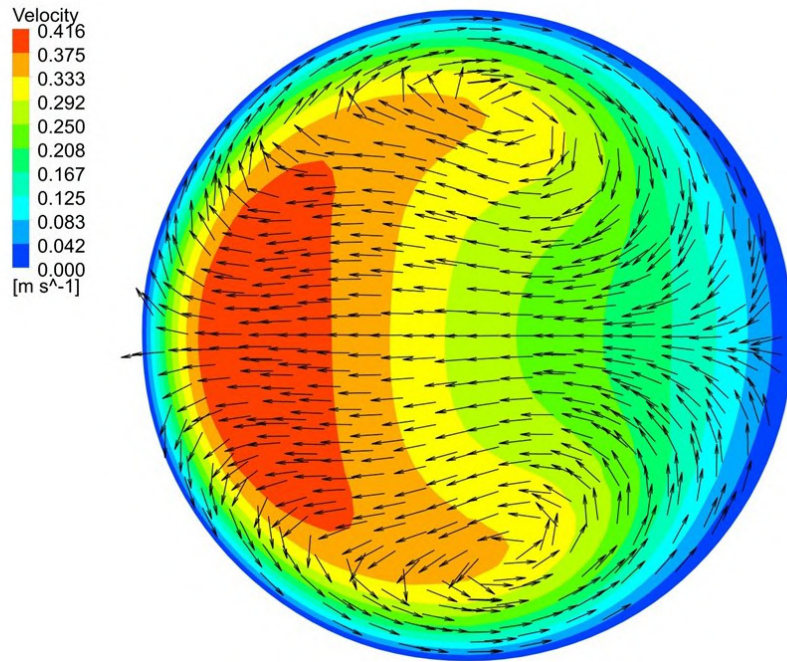
Obrázek 12.5: Rychlostní profil v řezu G2 (v ose Z)

Jak vyplývá z grafů výše, rychlostní profil výrazně ovlivňuje 90° zatočení graftu. Změna směru proudění se projeví v rozdělení proudu po vnější stěně poloměru zaoblení (přibližně symetrické rozdělení podle osy Z patřičného lokálního souřadnicového systému je patrné z Obr. 12.4). Pohled na konturu celkové rychlosti proti směru proudění je se zobrazenými vektory rychlosti na Obr. 12.6. Znázorněné vektory odhalují, že se vytváří dvě vírové struktury směřující z vnější strany stěny do středu kruhové geometrie. Maximální rychlost je z důvodu změny směru proudění vychýlena směrem ke vnější stěně zaoblení.



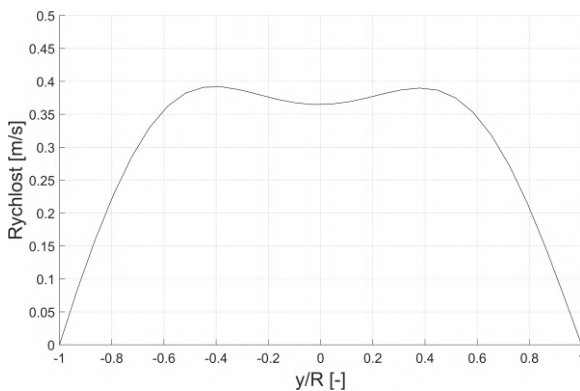
Obrázek 12.6: Proudové pole s vektory rychlosti v řezu G2

Pro znázornění proudového pole v řezu G3 je opět použito kontury celkové rychlosti se zobrazenými vektory rychlosti (Obr. 12.7). Z uvedeného pohledu (opět proti směru proudění) je patrné symetrické rozdělení dvou proudů směřujících do středu kruhové geometrie graftu.

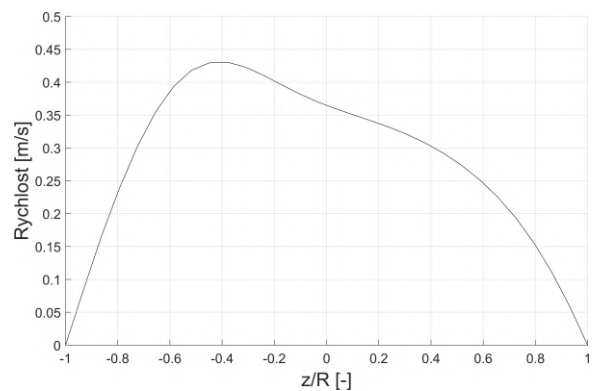


Obrázek 12.7: Proudové pole s vektory rychlosti v řezu G3

Řez G4 se nachází před změnou geometrie graftu (ohybem graftu k žíle). Mezi řezy G3 a G4 dochází k postupnému návratu k vyvinutému rychlostnímu profilu. Jelikož jsou od sebe vyšetřovaná místa G3 a G4 vzdálena pouze 60 mm , jsou rychlostní profily velice podobné. Maximální rychlost je stále vychýlena mimo osu, jakožto důsledek změny směru proudění tekutiny. Rychlostní profily v ose Y a ose Z graftu jsou na Obr. 12.8 a Obr. 12.9.

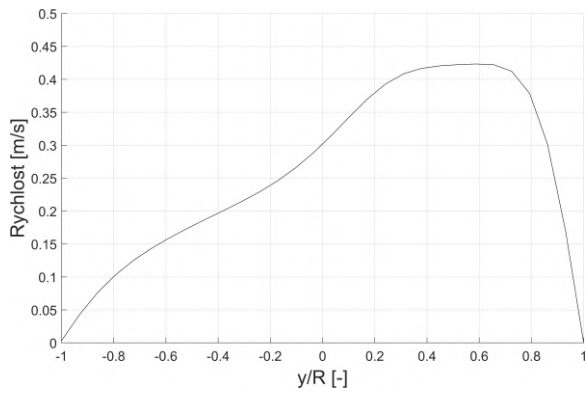


Obrázek 12.8: Rychlostní profil v řezu G4 (v ose Y)

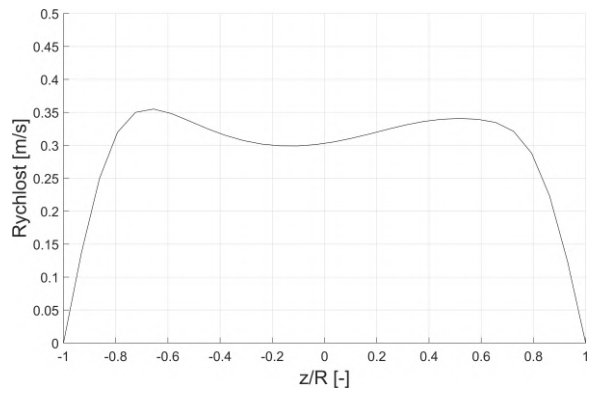


Obrázek 12.9: Rychlostní profil v řezu G4 (v ose Z)

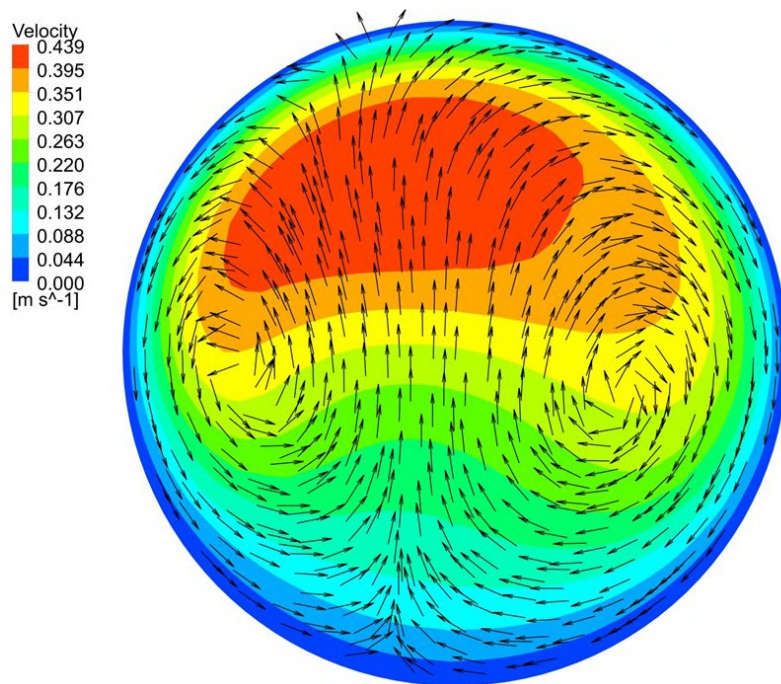
Proudové pole vstupující připojením do žíly je znázorněno v řezu G5. Sklonění geometrie graftu směrem k žíle výrazně ovlivňuje proudové pole. Rychlostní profily v ose Y a ose Z graftu jsou na Obr. 12.10 a Obr. 12.11 (jelikož je řez G5 v nakloněné části graftu, není v tomto případě osa Y rovnoběžná s osou Y globálního systému). Částečnou symetrii rychlostního profilu podle osy Y je možné pozorovat na Obr. 12.11, který zobrazuje profil rychlosti v ose Z. Symetrie proudového pole je patrná i z Obr. 12.12, na kterém je vykreslena celková rychlost s příslušnými vektory. Maximální rychlost je stále z důvodu zahnutí (loopu) posunuta vlevo od osy kruhové geometrie. Zároveň se vlivem sklonění geometrie graftu maxima rychlostního pole přeskupila do horní poloviny výseče – tedy obdobně jako u loopu ke vnější stěně zaoblení.



Obrázek 12.10: Rychlostní profil v řezu G5 (v ose Y)

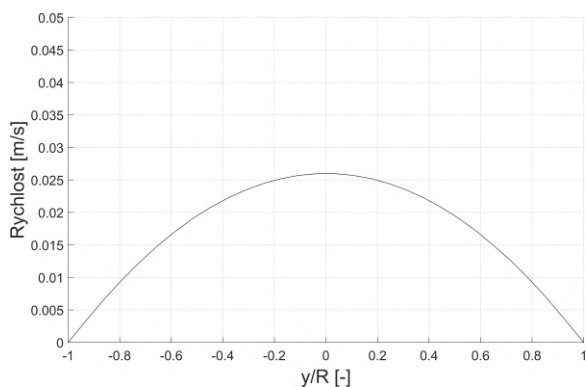


Obrázek 12.11: Rychlostní profil v řezu G5 (v ose Z)

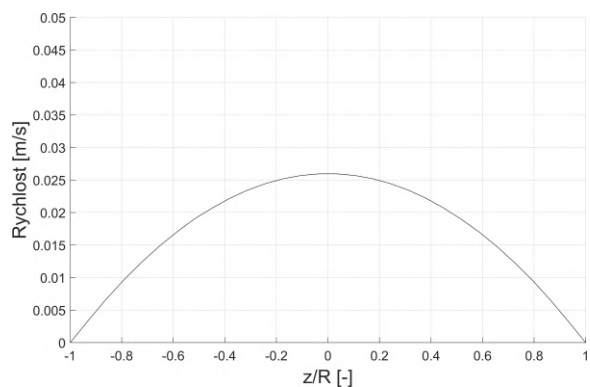


Obrázek 12.12: Proudové pole s vektory rychlosti v řezu G5

Od okrajové podmínky DV vstupuje vyvinutý rychlostní profil. Z tohoto důvodu je parabolický profil i před anastomózou v řezu V0. Rychlostní profil je zobrazen v ose Y a ose Z na Obr. 12.13 a Obr. 12.14.



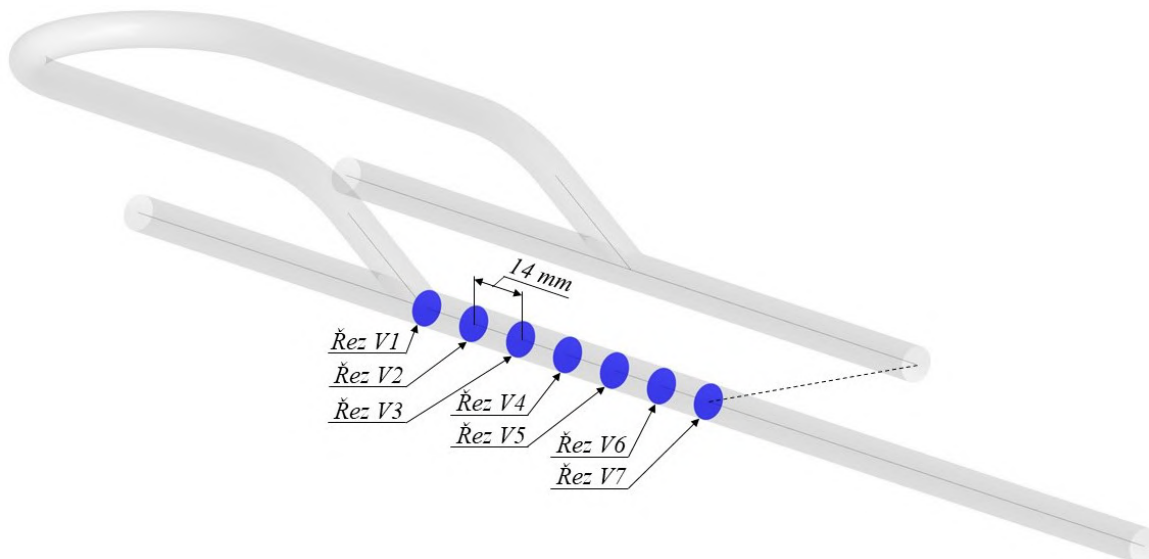
Obrázek 12.13: Rychlostní profil v řezu V0 (v ose Y)



Obrázek 12.14: Rychlostní profil v řezu V0 (v ose Z)

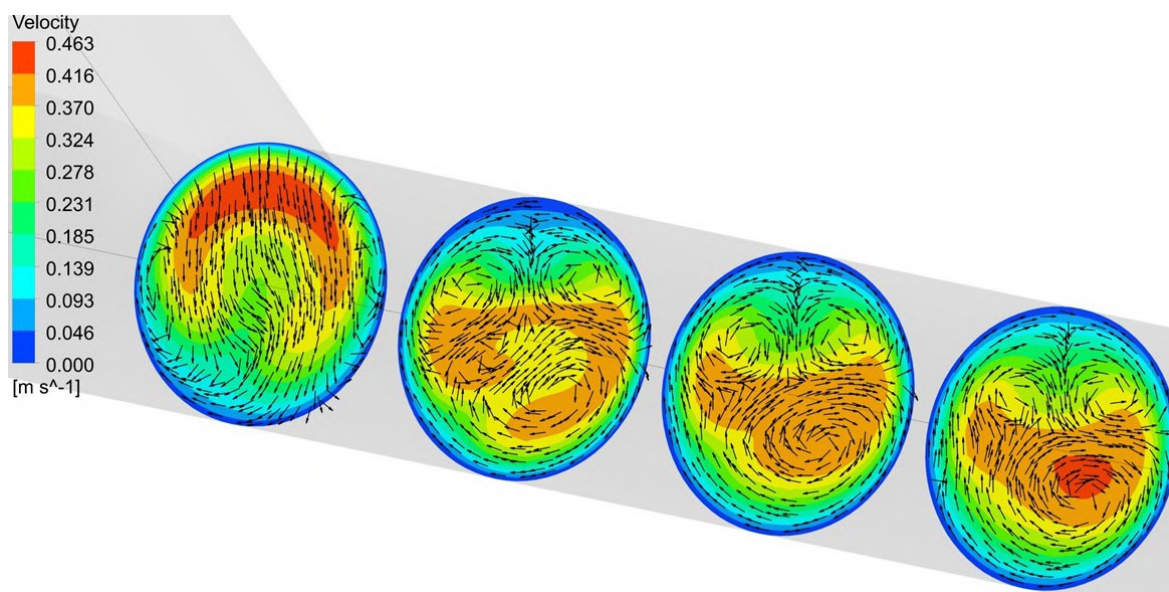
12.2 Popis proudového pole v odvodné žíle

V následující části je vyhodnoceno rychlostní pole dvou spojujících se proudů v žíle za anastomózou. Zobrazení proudového pole je níže provedeno pomocí kontur a vektorů celkové rychlosti. Vyšetřovaná místa jsou označena na Obr. 12.15. Řez V1 je od osového spojení graftu a žíly vzdálen 1 mm. Další příslušné řezy jsou mezi sebou vzájemně vzdáleny 2 průměry. Proudové pole v odvodné žíle je pro všechny vyšetřované režimy proudění zobrazeno v Příloze B.



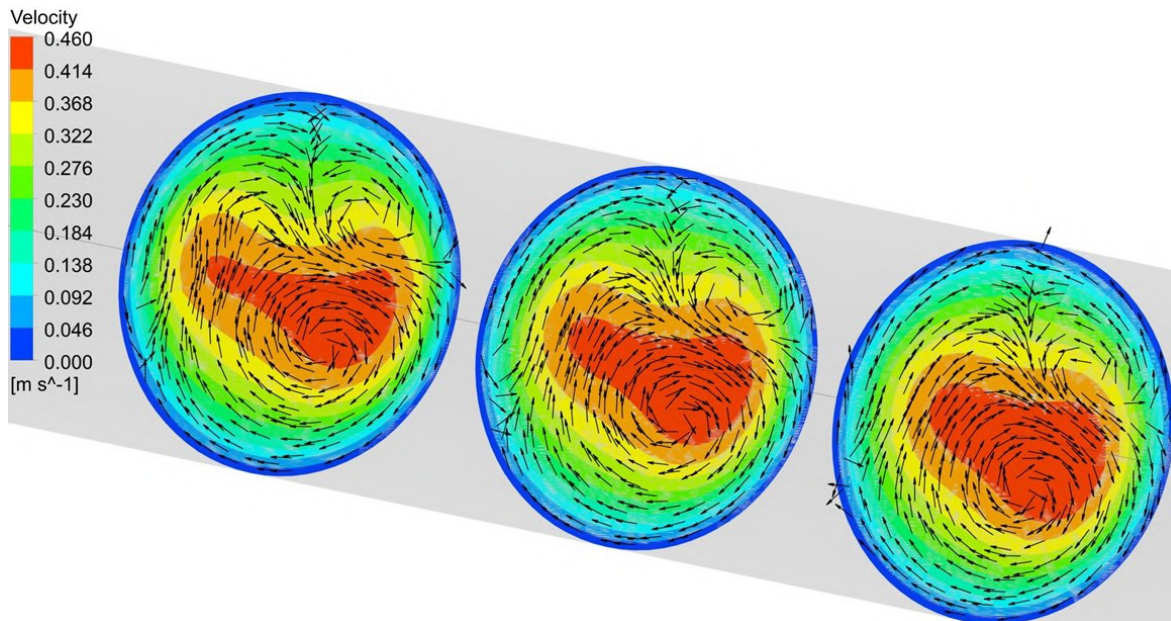
Obrázek 12.15: Vyhodnocení proudového pole - znázornění zkoumaných oblastí v žíle

Na Obr. 12.16 je vidět detailní pohled na rychlostní pole v řezech V1, V2, V3 a V4. V řezu V1 je dominantní přitékající proud z graftu do cévy. Na spodní stěně cévy se však proud rozděluje ve dva (po obvodu stoupající směrem v kladné ose Y) proudy.



Obrázek 12.16: Proudové pole s vektory rychlosti (řezy V1, V2, V3 a V4)

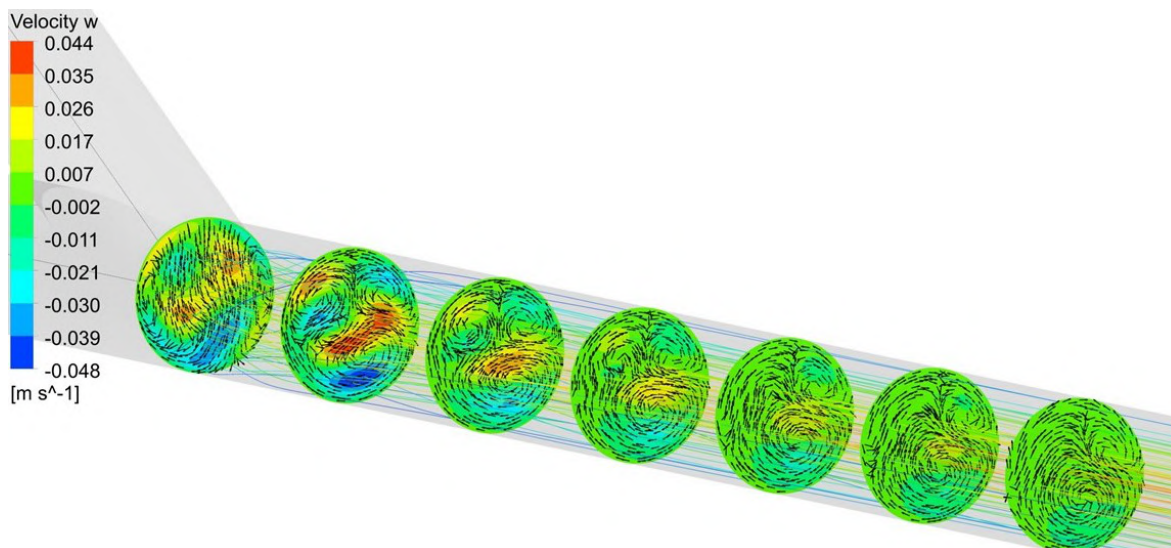
Za připojením se v žíle vytváří 3 víry patrné na Obr. 12.16 v řezech V2, V3 a V4. Dominantní je vír ve spodní části cévy. Další dva víry se tvoří v horní části odvodné cévy. Dva méně výrazné víry v horní části cévy vykazují symetrické rozdělení podle osy Y cévy. Řez V4 ukazuje postupný útlum dvou méně dominantních vírů.



Obrázek 12.17: Proudové pole s vektory rychlosti (řezy V5, V6 a V7)

Detailní pohled na zbylé tři řezy V5, V6, a V7 umožňuje Obr. 12.17. Propagace hlavního víru ve spodní části vény je výraznější oproti dvěma zbylým vírům. Vírové struktury spějí v proximálním směru k postupnému spojení v jeden dominantní vír.

Zobrazení celé domény odvodné žíly s proudnicemi je na Obr. 12.18. V tomto zobrazení jsou kontury řezů podbarvené rychlostí ve směru osy Z. Maximální rychlost ve směru Z globálního souřadnicového systému je v této části domény $0,048 \text{ m/s}$, což je hodnota přibližně 10krát nižší než maximální hodnota rychlosti ve směru proudění. Ze zmíněného porovnání je patrné, že víry v proximálním směru vytváří šroubovitou strukturu proudění s postupnou tendencí se ustalovat.

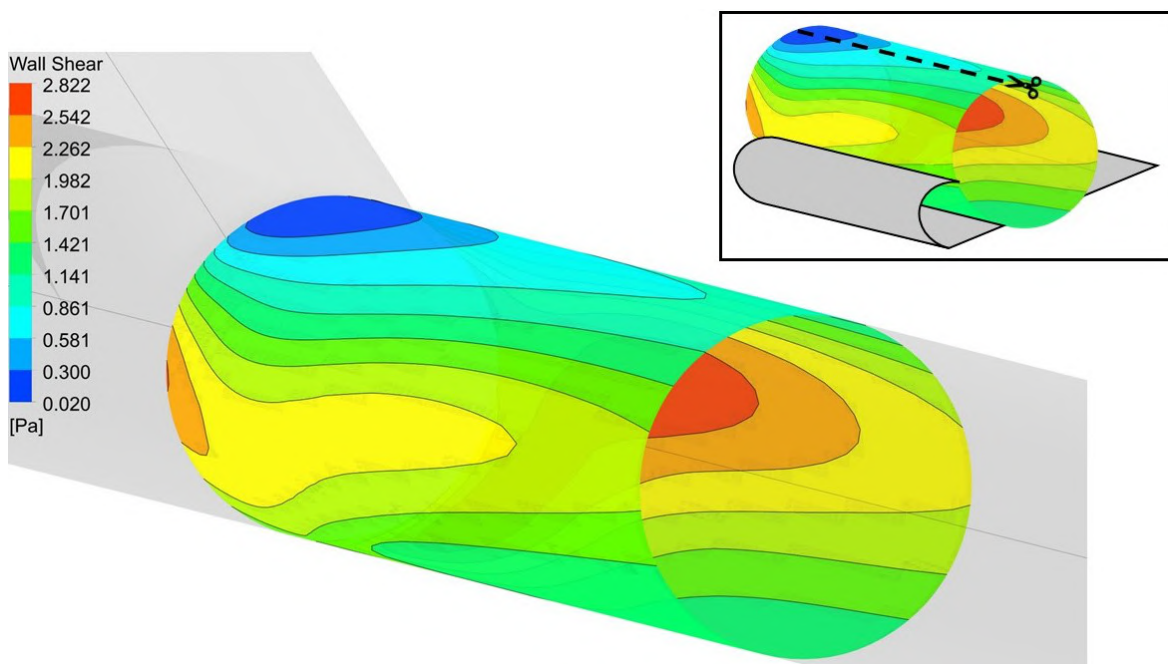


Obrázek 12.18: Proudové pole s vektory rychlosti a konturami rychlosti ve směru osy Z

12.3 Vyhodnocení smykového napětí na stěně

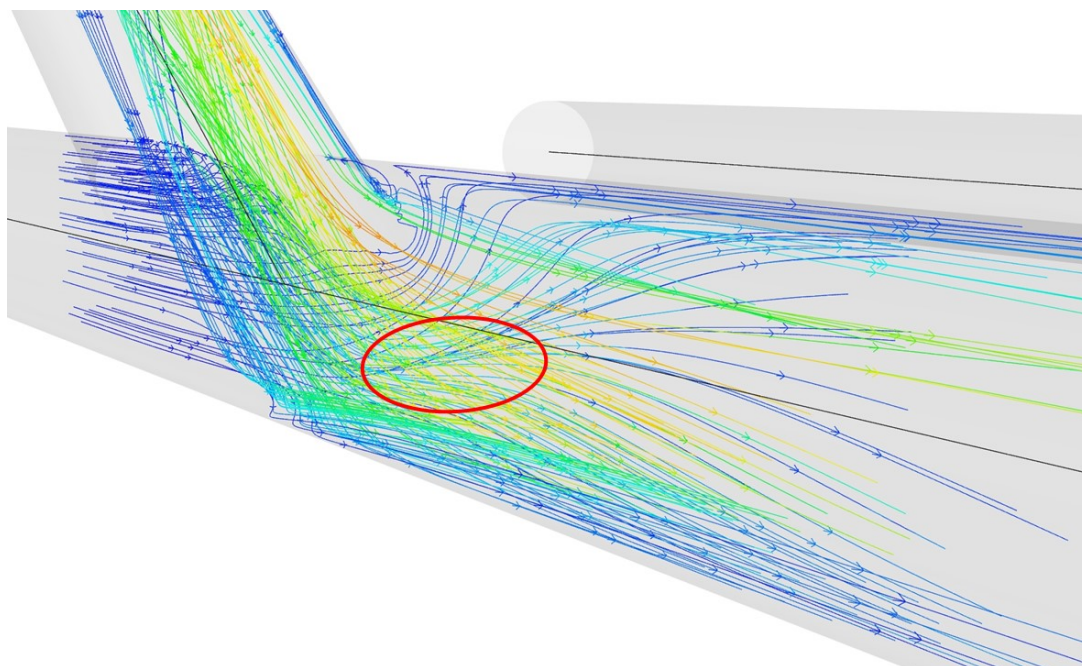
Nejdůležitějším parametrem pro vyhodnocení jednotlivých režimů proudění je smykové napětí na stěně. Vysoká hodnota WSS je s ohledem na životnost AV zkratu, jak je zmíněno v kapitole 7, velice nevhodná.

Na Obr. 12.19 je vyobrazena válcová plocha s vykreslenou konturou WSS pro proudění s průtokem 600 ml/min . Válcová plocha začíná 2 mm od osového spojení graftu a žíly a je dlouhá 35 mm .



Obrázek 12.19: Plocha s konturami WSS pro Režim 1

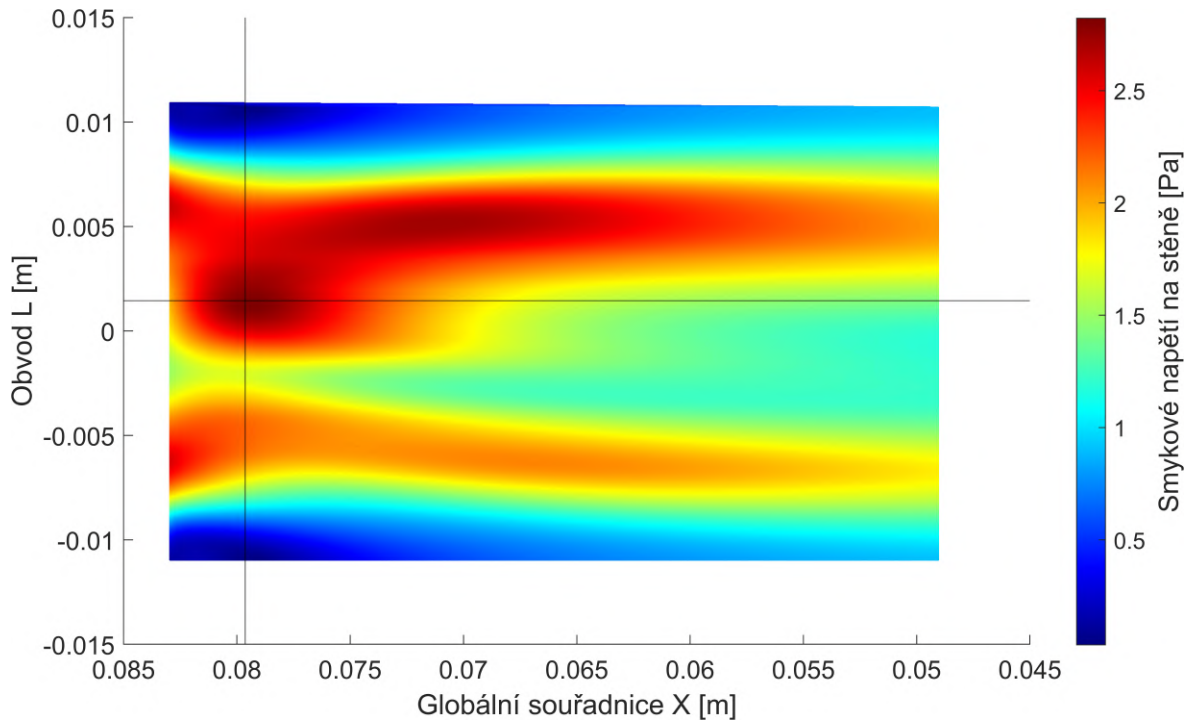
Je možné pozorovat, že nejvyšší hodnoty WSS nejsou přímo na spodní části válcové plochy. Tento jev je důsledkem narušeného proudového pole vstupujícího do žíly. Na Obr. 12.20 jsou vyobrazeny proudnice v části vény. Z jejich uspořádání je zjevné, že místo, ve kterém dochází k rozdělení proudu na stěně cévy, je posunuto výše k horní části stěny cévy - tomuto posunutí přibližně odpovídá i rozložení WSS z Obr. 12.19.



Obrázek 12.20: Zobrazení proudnic v AV zkratu pro Režim 1

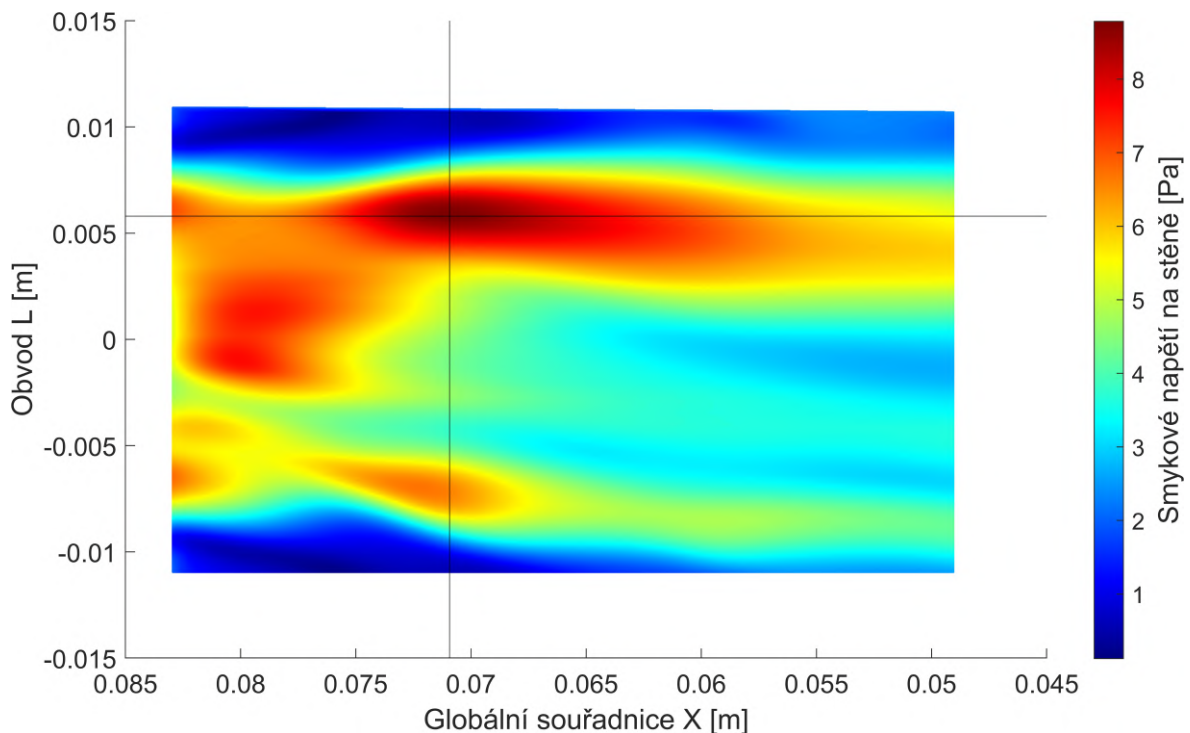
Pro názornější zobrazení hodnot smykového napětí na stěně jsou hodnoty WSS zaznačeny do rozvinuté rovinné plochy (rozvinutí je znázorněno na Obr. 12.19). Rozvinutí je docíleno pomocí skriptu v softwaru MatLab, do kterého byla exportována data z řešiče.

Pro Režim 1 (Obr. 12.21) je oblast vysokých hodnot WSS rozdělena do dvou oddělených zón. Globální maximum je onačeno ve vzdálenosti $5,4 \text{ mm}$ od připojení graftu. Vysoké hodnoty WSS se od maxima propagují dále na celé vyšetřované délce s postupným snižováním svých hodnot. Druhá oblast o vysokých hodnotách WSS se nachází na protilehlé straně cévy.



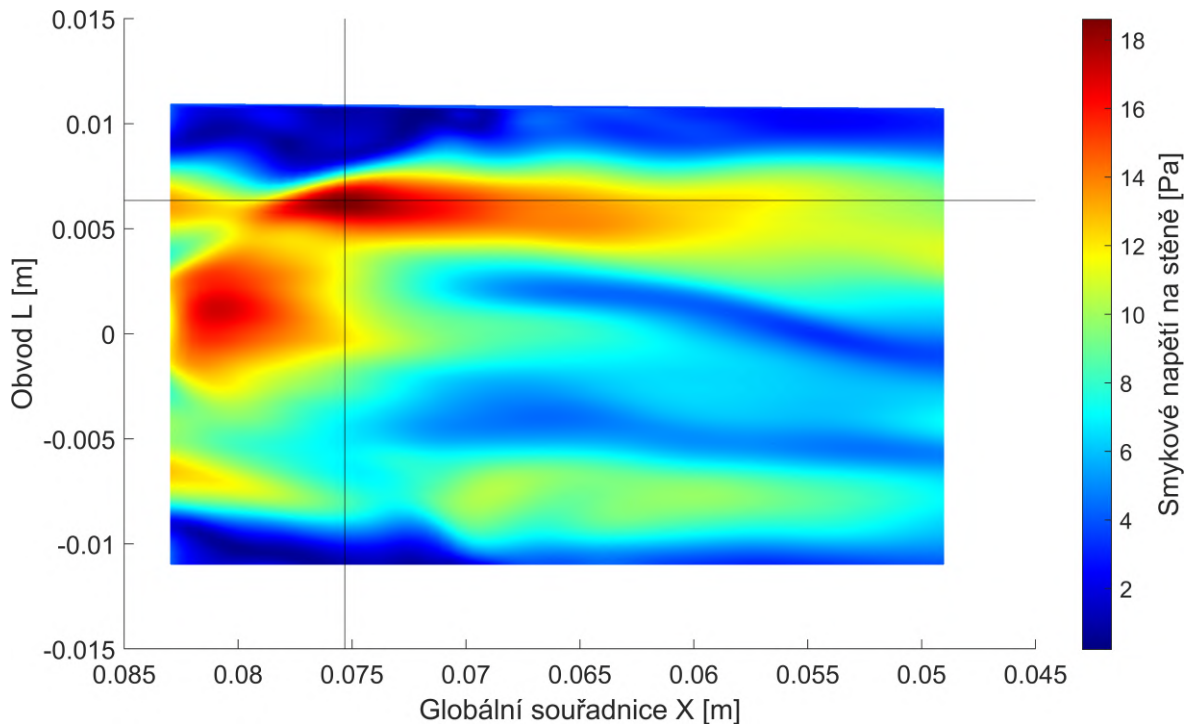
Obrázek 12.21: Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 1

U Režimu 2 (Obr. 12.22) lze oproti Režimu 1 pozorovat výraznější lokální rozdíly hodnoty napětí. Maximální hodnota je oproti Režimu 1 posunuta dále proximálním směrem až do vzdálenosti 2 průměrů od připojení graftu. Oblast vysokých hodnot WSS se od globálního maxima WSS propaguje proximálním směrem se snižující se charakteristikou po celé délce vyšetřované domény. Druhá oblast vyšších hodnot WSS je na protilehlé straně cévy.



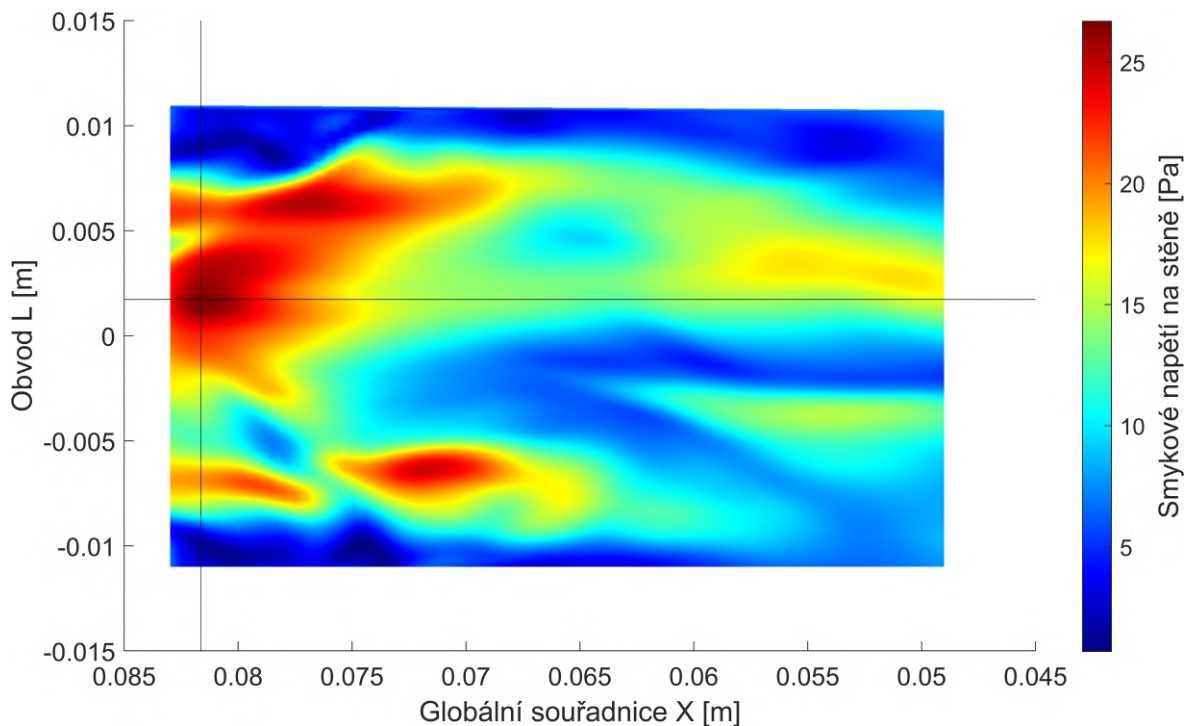
Obrázek 12.22: Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 2

Režim 3 je zobrazen na Obr. 12.23. Globální maximum se zde nachází ve vzdálenosti $9,7 \text{ mm}$ od připojení graftu. Vysoké hodnoty se shlukují na jedné straně cévní stěny. Další lokální maximum je možné pozorovat v oblasti, které se nachází blíže k připojení graftu. Toto místo přibližně odpovídá globálnímu maximum určenému u Režimu 1.



Obrázek 12.23: Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 3

Nejvyšší průtok je předepsán pro Režim 4. Dle Obr. 12.24 lze pozorovat několik samostatných lokálních oblastí s vysokými hodnotami WSS. Globální maximum je ve vzdálenosti $3,4 \text{ mm}$ od připojení graftu. Dominantní oblast s globálním maximem se výrazně utlumí ve vzdálenosti 17 mm od připojení graftu. Druhé lokální maximum je možné spatřit ve vzdálenosti 2 průměrů od napojení graftu.



Obrázek 12.24: Hodnota WSS na vyšetřované rozvinuté ploše pro Režim 4

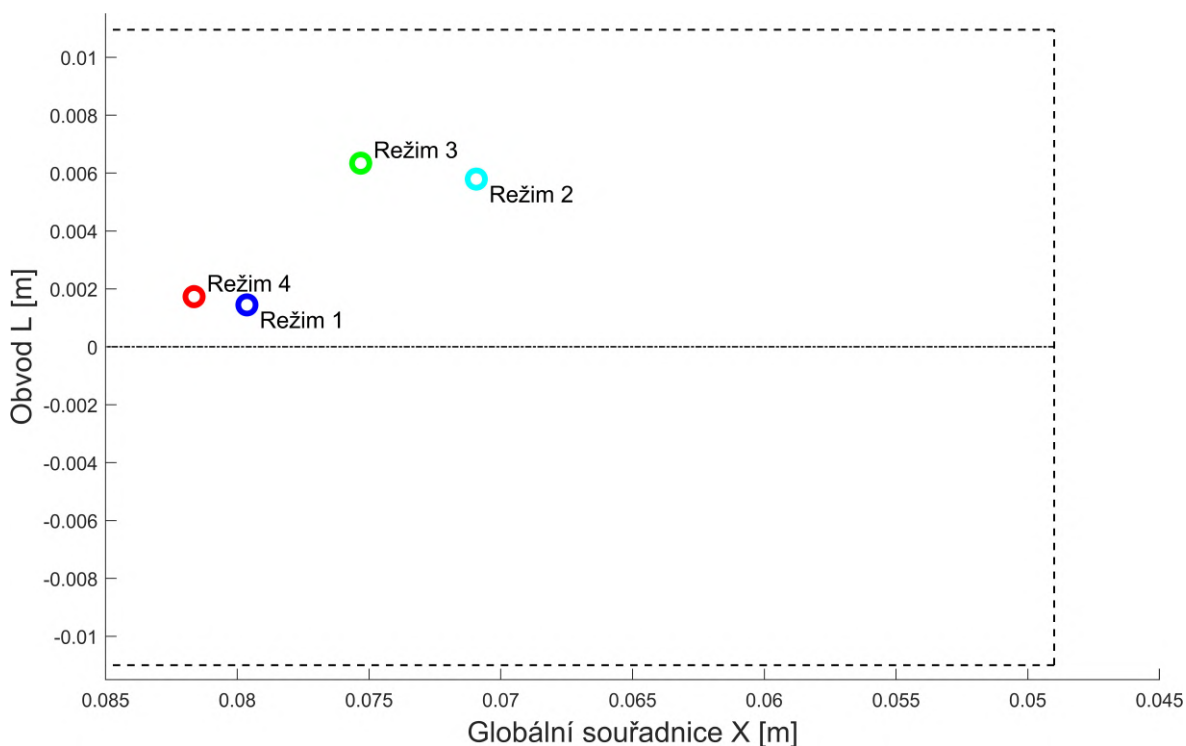
Z uvedených výsledků výše je možné pozorovat výrazné změny v rozložení smykového napětí na stěně v závislosti na průtoku zkratem. Veškeré oblasti s maximálními hodnotami WSS se nachází posunutě proximálním směrem od napojení graftu. Posunutí je důsledkem spojování hlavního toku přitékajícího z graftu a toku přitékajícího vénou z domény DV.

V Tab. 12.1 jsou pro jednotlivé režimy proudění vypsány maximální a průměrné hodnoty smykového napětí na stěně.

Tabulka 12.1: Výsledné hodnoty WSS pro jednotlivé režimy proudění

Režim proudění	Max. hodnota WSS [Pa]	Průměrná hodnota WSS [Pa]
Režim 1	2,8	1,6
Režim 2	8,8	4,3
Režim 3	18,6	7,8
Režim 4	26,7	11,7

Porovnání jednotlivých režimů proudění z hlediska polohy maximální hodnoty WSS je na Obr. 12.25. V obrázku je ohraničením vyznačena rozloha zkoumané plochy. Zároveň je zde zvýrazněna hodnota $L = 0$ m jakožto střed rozvinuté plochy.



Obrázek 12.25: Porovnání polohy globálních maximálních hodnot WSS jednotlivých režimů proudění

Všechna maxima se nachází na stejné straně rozvinuté plochy. Tento fenomén je důsledkem geometrie graftu - konkrétně provedením 180° zahnutí (loop), které ovlivňuje proudové pole. Důležitějším poznatkem je však v tomto případě změna polohy maximálního napětí v závislosti na režimu proudění. Z uvedených výsledků lze předpokládat, že při pulzním proudění, které se ve skutečnosti ve zkratu nachází, dochází k cyklickému namáhání stěny na značně rozsáhlejší úseku.

Z výsledků uvedených v Tab. 12.1 je možné pozorovat, že při čtyřnásobném zvýšení

průtoku (porovnání proudění při Režimu 1 a Režimu 4) dochází k téměř desetinásobnému nárůstu hodnot smykového napětí na stěně. Překročení doporučených hodnot průtoku krve zkratem silně ovlivňuje namáhání cévní stěny, a tedy i životnost AV spojení.

Při proudění v Režimu 1 jsou hodnoty WSS v žíle téměř dvojnásobné oproti hodnotám vyskytujícím se za normálních podmínek proudění v žíle. Hodnoty však při tomto režimu proudění nepřevyšují hraniční hodnotu napětí $7,5 Pa$. Proudění, při kterém je průtok odvodnou cévou $600 ml/min$, se jeví jako optimální z pohledu namáhání cévní stěny a zároveň zajištění dostatečného průtoku pro správný proces dialýzy [10].

Závěr

Arteriovenózní zkratky jsou nezbytnou součástí léčby většiny pacientů trpících onemocněním ledvin. Vytvářená spojení tepenného a žilního okruhu umožňují připojit pacienta k dialyzačnímu přístroji. Proces dialýzy čistí pacientovu krev od odpadních látek, a do jisté míry tak zastává funkci ledvin. Komplikace spojené s arteriovenózními zkratkami jsou velice časté a je z tohoto důvodu nutné problematická cévní spojení reoperovat, nebo vytvářet spojení na jiných a zpravidla méně vhodných místech pacientova těla. Potíže jsou dle statistik častější u zkratů, které ke spojení cév využívají protetických cévních náhrad.

Náplní práce je vyhodnocení proudového pole v oblasti připojení cévní náhrady pomocí numerické simulace stacionárního proudění. V práci je popsána problematika týkající se vytváření arteriovenózních zkratů a následných komplikací s nimi spojených. S ohledem na použití numerické simulace k charakterizování proudění jsou v práci uvedeny vybrané statě z mechaniky tekutin a postup pro vytvoření numerické simulace.

Na základě poznatků uvedených v rešeršní části práce byl zhotoven výpočetní model napodobující spojení žíly a tepny pomocí protetika (graftu) ve tvaru smyčky. Na zhotovené geometrii byla vytvořena strukturovaná výpočetní síť o velikosti $2,2 \times 10^6$ buněk. Proudící tekutina byla uvažována jako newtonská kapalina s definovanou konstantní hustotou a viskozitou. Stacionární výpočty proudění byly provedeny v softwaru Fluent 2021 R1 pro čtyři režimy proudění s různými průtoky krve. Pro všechny režimy proudění je hodnota Reynoldsova čísla nižší než dolní kritická hodnota pro proudění uvnitř kruhového potrubí. Na základě tohoto výsledku byl pro výpočty použit laminární viskózní model řešiče.

V rámci vyhodnocení výsledků je v práci popsáno proudové pole ve významných místech výpočetní domény. Znalost proudového pole napříč doménou odhaluje vliv geometrie na výsledné napětí působící na cévní stěnu. Hlavní důraz je při vyhodnocení kladen na oblast, ve které dochází ke spojení graftu a žíly, jelikož se jedná o místo s nejčastějším výskytem komplikací.

Vyhodnocení je provedeno pro smykové napětí vznikající na žilní stěně za připojením graftu. Z výsledných hodnot vyplývá, že lékaři doporučený režim proudění, při kterém je průtok spojením 600 ml/min , je optimální z hlediska námáhání cévní stěny a zároveň dodržení požadovaného průtoku nutného ke správnému procesu dialýzy. Režimy proudění s vyššími hodnotami průtoku již přesahují doporučené hodnoty smykového napětí na stěně v žilním řečišti a nejsou tedy z pohledu životnosti zkratu vhodné.

Zvýšení průtoku zkratem má za následek výrazné zvýšení námáhání cévní stěny. Z výsledků simulace vyplývá, že čtyřnásobné navýšení průtoku vede až k desetinásobnému nárůstu smykového napětí na stěně. Se změnou průtoku dochází i k posunutí nejvíce namáhané oblasti cévní stěny. Oblast s vysokými hodnotami smykového napětí na stěně se s měnícím průtokem přeskupuje, což může být další příčinou poškození trombocytů vedoucí ke vzniku krevních sraženin.

S ohledem na výsledky numerické simulace je nutné poznamenat, že bylo pro uskute-

čnění výpočtu uvažováno několik zásadních zjednodušení. V první řadě bylo při výpočtu uvažováno stacionární proudění, které se však ve skutečnosti v daném spojení nenachází z důvodu pulzujícího proudění v tepenné části cévního řečiště. Dále byly zanedbány elastické vlastnosti cévní stěny a cévní náhrady, které mohou mít vliv na vytvořené proudové pole. V neposlední řadě je vhodné zmínit, že geometrie vytvořeného spojení se u různých pacientů liší. Vytvoření cévního spojení je značně limitováno uspořádáním cév pacienta a tvar napojení záleží na uvážení chirurga vykonávajícího danou operaci.

Budoucí rozšíření práce je možné provést v několika odlišných směrech. Získání reálných dat pulzujícího průtoku zkratem by umožnilo definovat okrajové podmínky pro nestacionární výpočet proudění. Tato úprava by mohla přinést kvalitnější výsledky více se přibližující realitě.

Další pokračování práce by se mohlo zabývat porovnáním výsledků numerické simulace s experimentálně naměřenými daty. V tomto směru by bylo možné vytvořit měřící trať respektující geometrii modelu a pomocí vizualizace proudění porovnat výsledky proudového pole v oblasti cévního spojení. Přestože numerické simulace umožňují v dostatečné míře napodobit realitu vyšetřovaného problému, jedná se o aproximace daného řešení, a dosažené výsledky je proto vždy vhodné podpořit některou z experimentálních metod.

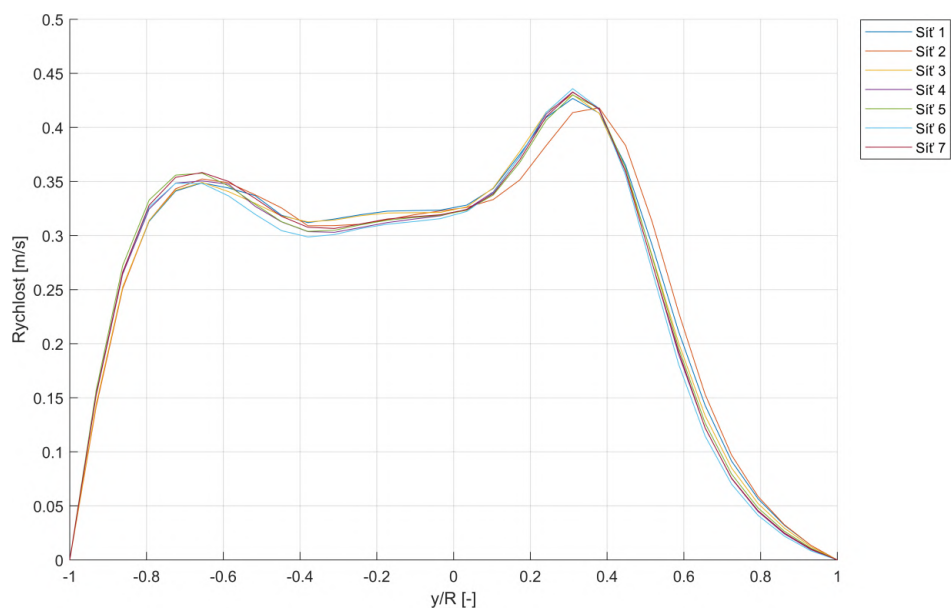
Bibliografie

1. DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. Vyd. 2., přeprac. a dopl. Olomouc: Epava, 2000. ISBN 9788086297057. OCLC: 85007134.
2. JONÁŠOVÁ, Alena. Výpočtové modelování proudění krve za účelem neinvazivního posouzení životnosti bypassových štěpů [online]. 2015 [cit. 2023-01-14]. Dostupné z: <http://dspace5.zcu.cz/handle/11025/20641>.
3. U. S. NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH, NATIONAL CANCER INSTITUTE. *Classification & Structure of Blood Vessels*. [B.r.]. Dostupné také z: <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/cardiovascular/blood/classification.html>.
4. LACHMANOVÁ, Jana. *Vše o hemodialýze pro sestry*. 1. vyd. Praha: Galén, 2008. ISBN 9788072625529. OCLC: 244816195.
5. ŠAJDÍKOVÁ, Martina; NOVÁKOVÁ, Lucie. *Funkční morfologie ledvin*. 2023. Dostupné také z: <http://fblt.cz/wp-content/uploads/2013/12/ledvina-01.jpg>.
6. JANOUSEK, Libor. *Hemodialyzační arteriovenózní přístupy*. Praha: Grada, 2008. ISBN 9788024725475. OCLC: 653089322.
7. TESAŘ, Vladimír; VIKLICKÝ, Ondřej. *Klinická nefrologie*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 9788024743677. OCLC: 913564508.
8. CHYTILOVÁ, Eva. *Cévní přístupy pro hemodialýzu*. První vydání. Praha: Mladá fronta, 2015. ISBN 9788020436573. OCLC: 923583430.
9. SR síť lékařských fakult ČR a, MEFANET. *Zajištění žilního přístupu – WikiSkripta* [online]. [B.r.]. [cit. 2023-01-14]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Zaji%C5%A1t%C4%9Bn%C3%AD_%C5%BEiln%C3%ADho_p%C5%99%C3%ADstupu.
10. VAN TRICHT, Ilse; DE WACHTER, Dirk; TORDOIR, Jan; VERDONCK, Pascal. Hemodynamics and Complications Encountered with Arteriovenous Fistulas and Grafts as Vascular Access for Hemodialysis: A Review. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2005, roč. 33, č. 9, s. 1142–1154 [cit. 2023-04-29]. ISSN 0090-6964, ISSN 1573-9686. Dostupné z DOI: 10.1007/s10439-005-5367-X.
11. JEŽEK, Jan; VÁRADIOVÁ, Blanka; ADAMEC, Josef. *Mechanika tekutin*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 1997. Č. Vyd. 3. přeprac. ISBN 8001016153.
12. ANDERSON, John D. *Computational fluid dynamics: the basics with applications*. New York: McGraw-Hill, 1995. McGraw-Hill series in mechanical engineering. ISBN 9780070016859.
13. BERN, Marshall; PLASSMANN, Paul. Mesh Generation. In: *Handbook of Computational Geometry* [online]. Elsevier, 2000, s. 291–332 [cit. 2023-05-03]. ISBN 9780444825377. Dostupné z DOI: 10.1016/B978-044482537-7/50007-3.
14. *ANSYS Fluent User's Guide* [online]. ANSYS, Inc., 2021 [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v211/en/flu_ug/flu_ug.html.

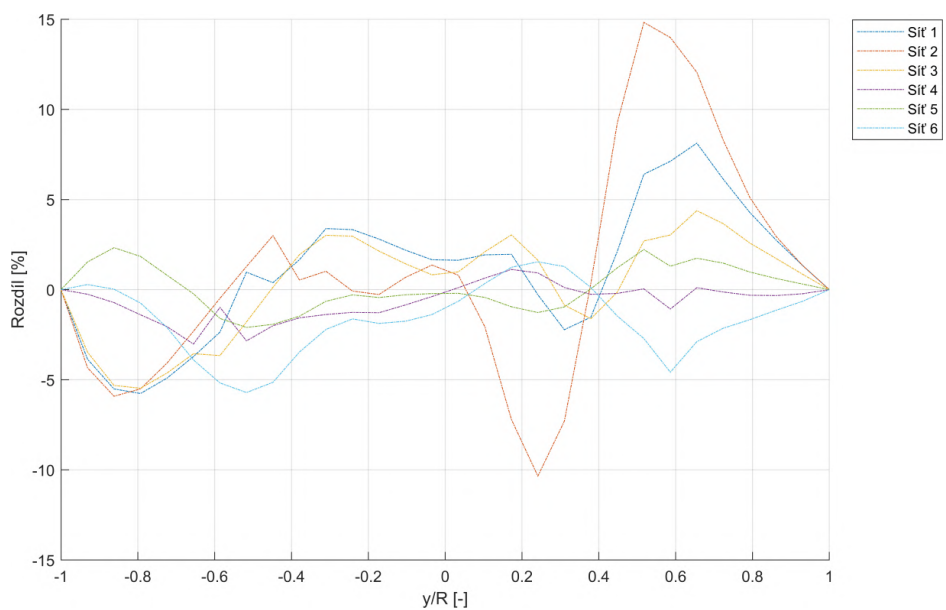
15. *ANSYS Fluent Theory Guide* [online]. ANSYS, Inc., 2021 [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v211/en/flu_th/flu_th.html.
16. DE NISCO, Giuseppe; GALLO, Diego; SICILIANO, Katia; TASSO, Paola; LODI RIZZINI, Maurizio; MAZZI, Valentina; CALÒ, Karol; ANTONUCCI, Marta; MORBIDUCCI, Umberto. Hemodialysis arterio-venous graft design reducing the hemodynamic risk of vascular access dysfunction. *Journal of Biomechanics* [online]. 2020, roč. 100, s. 109591 [cit. 2023-04-25]. ISSN 00219290. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.109591.

Přílohy

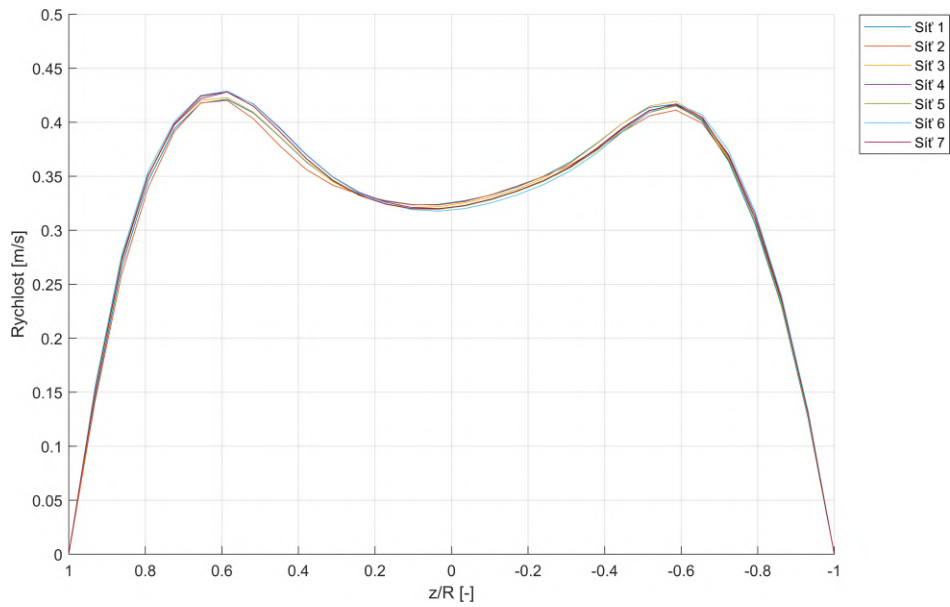
A Porovnání sítí



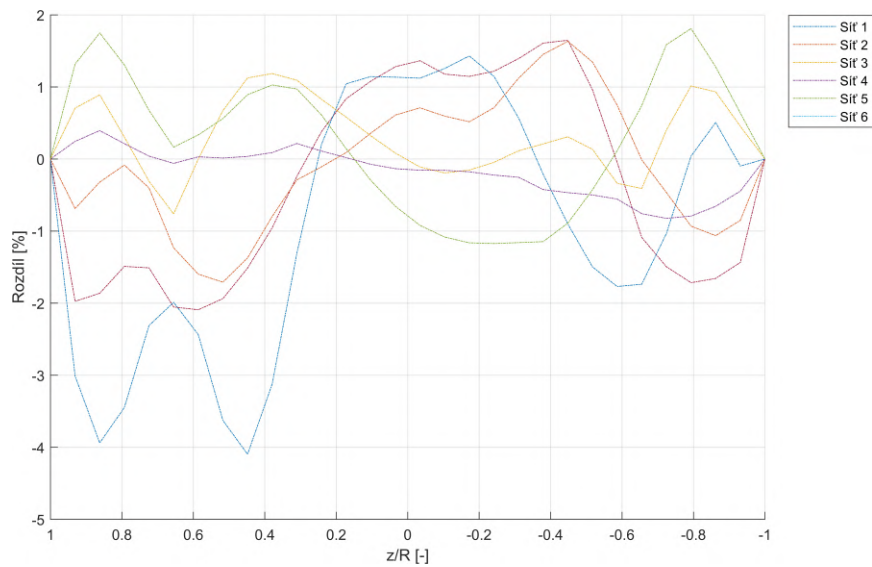
Obrázek 26: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y1



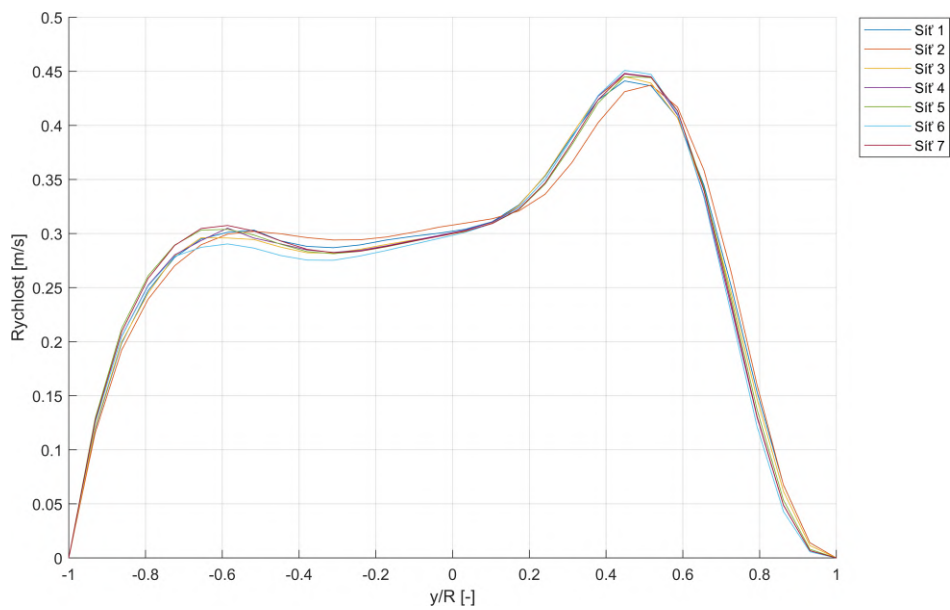
Obrázek 27: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y1



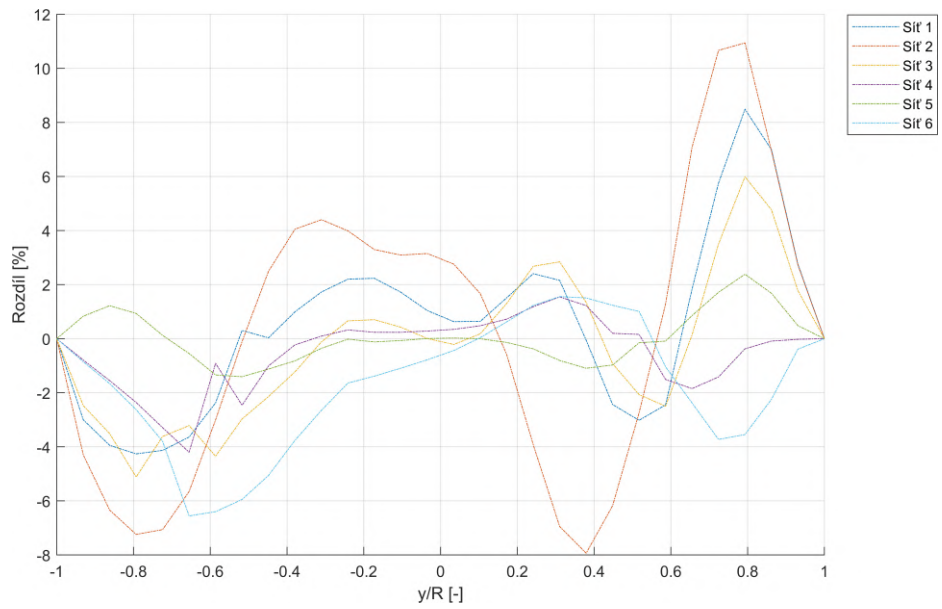
Obrázek 28: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Z1



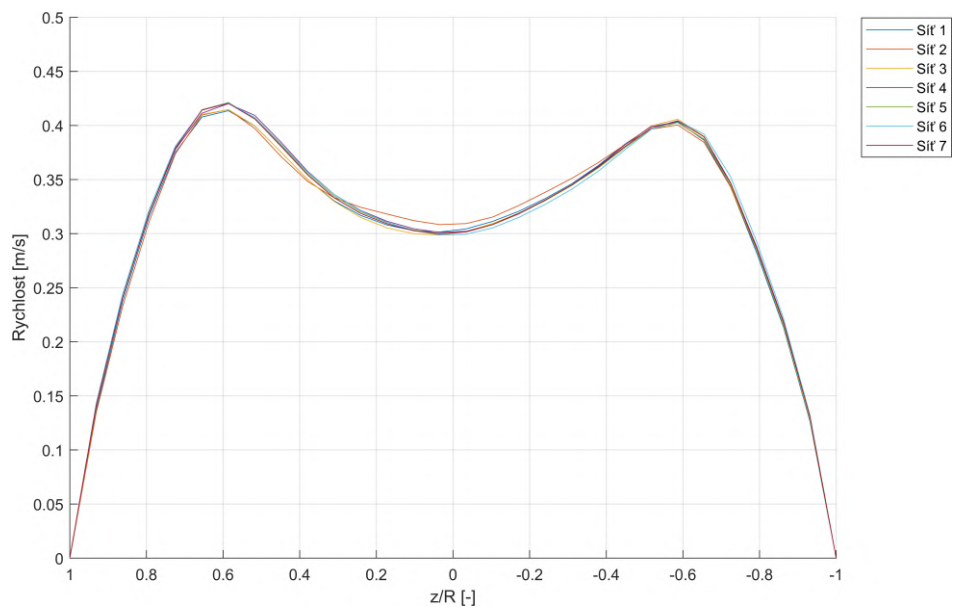
Obrázek 29: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Z1



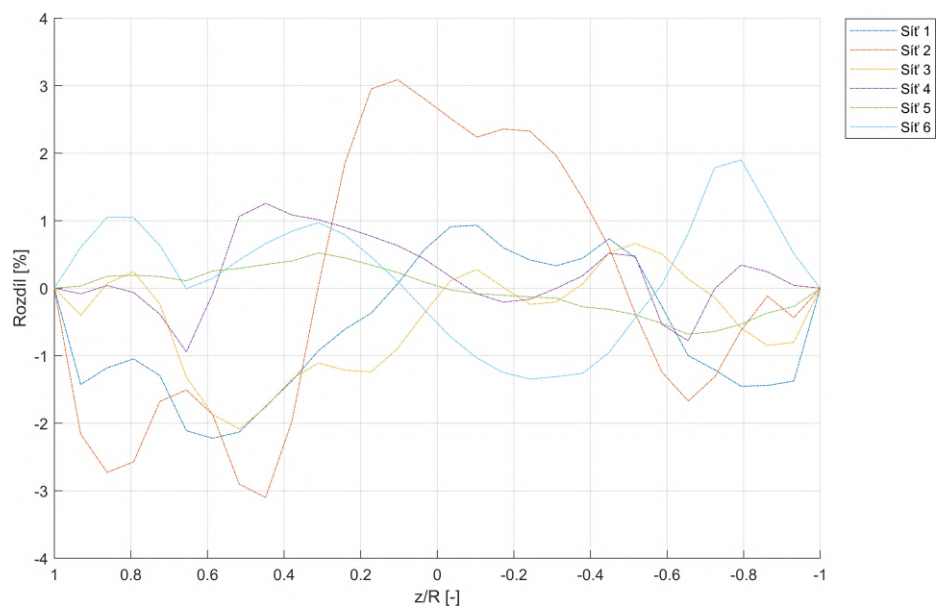
Obrázek 30: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y2



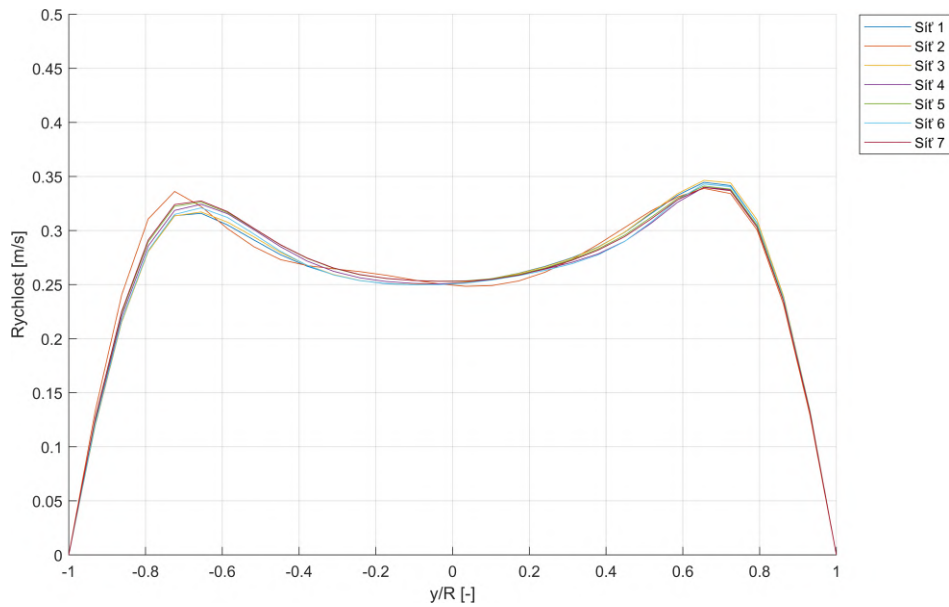
Obrázek 31: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y2



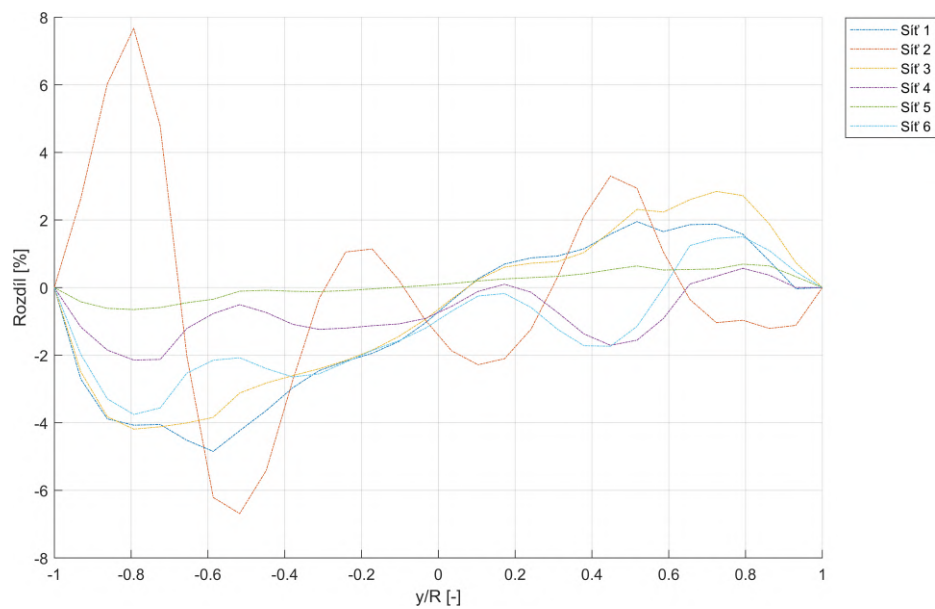
Obrázek 32: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Z2



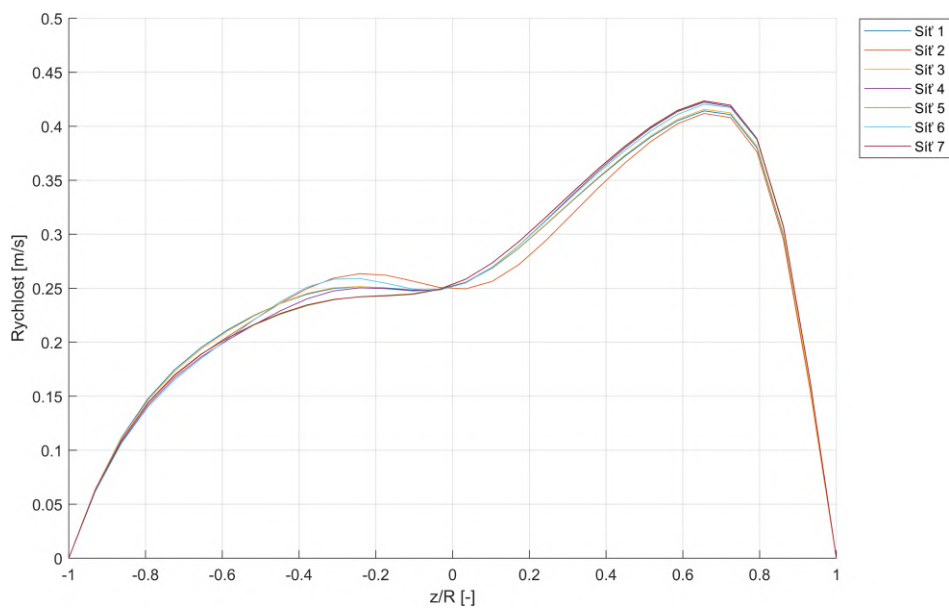
Obrázek 33: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Z2



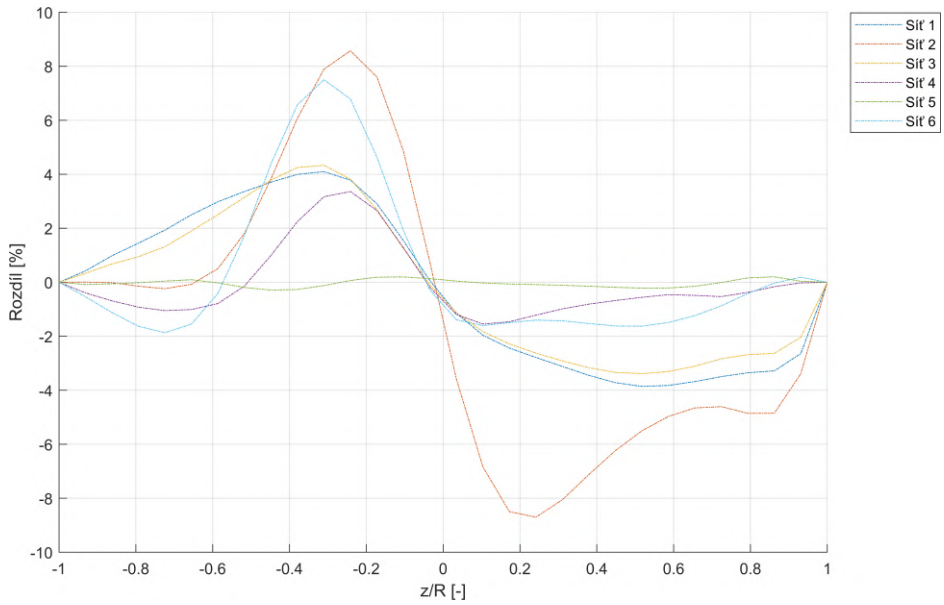
Obrázek 34: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce Y3



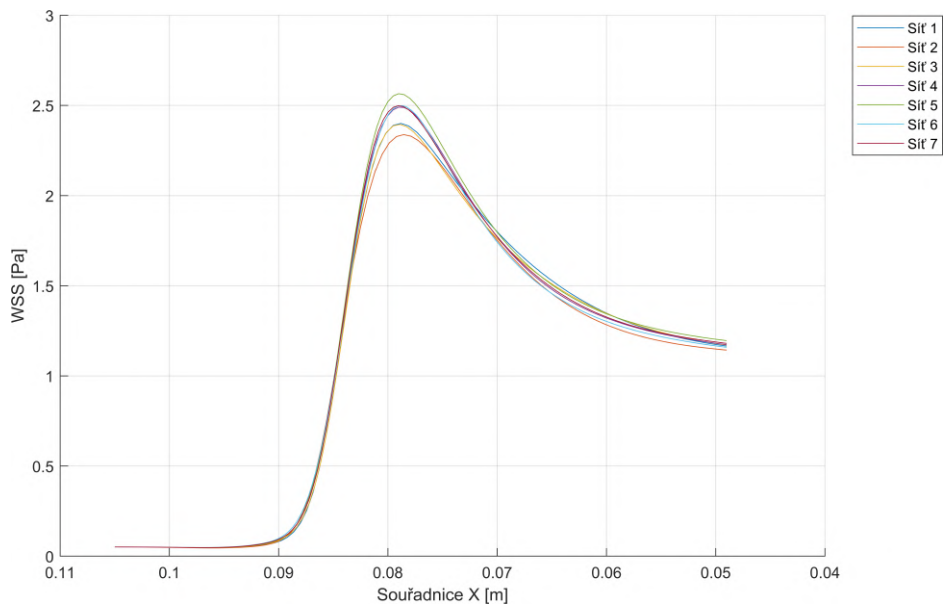
Obrázek 35: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce Y3



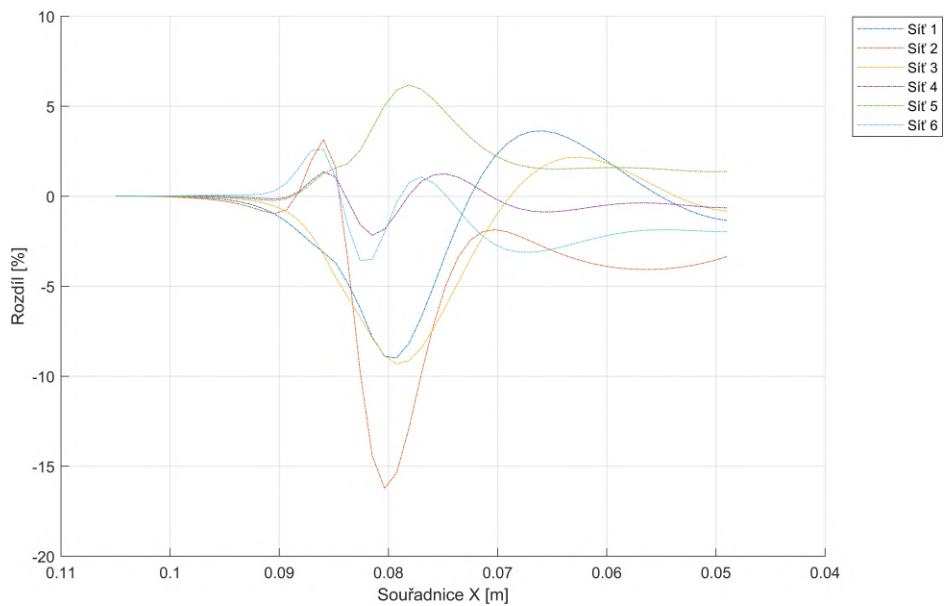
Obrázek 36: Porovnání sítí - rychlostní profily na úsečce X3



Obrázek 37: Porovnání sítí - rozdíl rychlostních profilů na úsečce X3

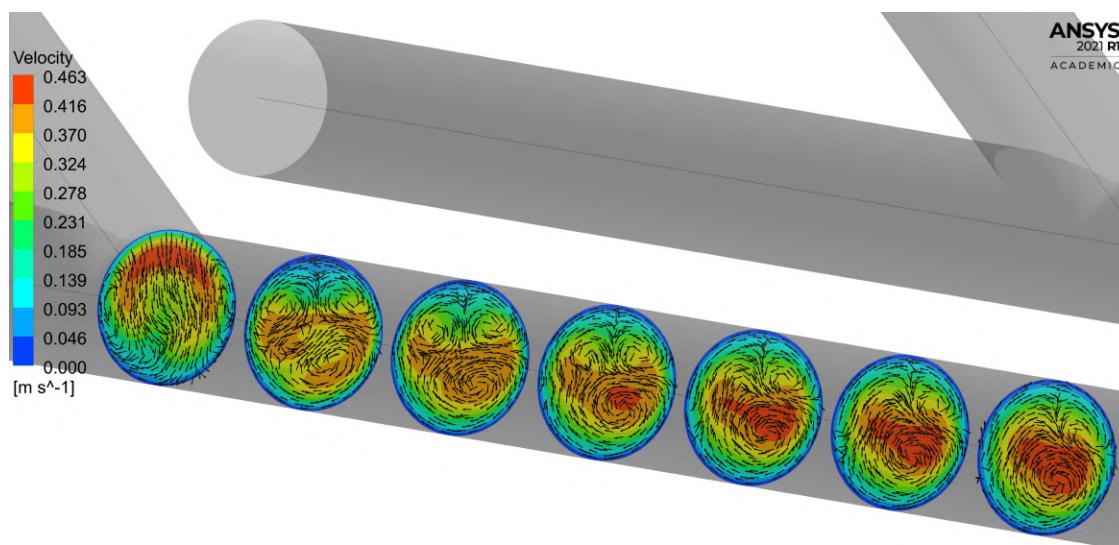


Obrázek 38: Porovnání sítí - hodnoty smykového napětí na úsečce WSS1

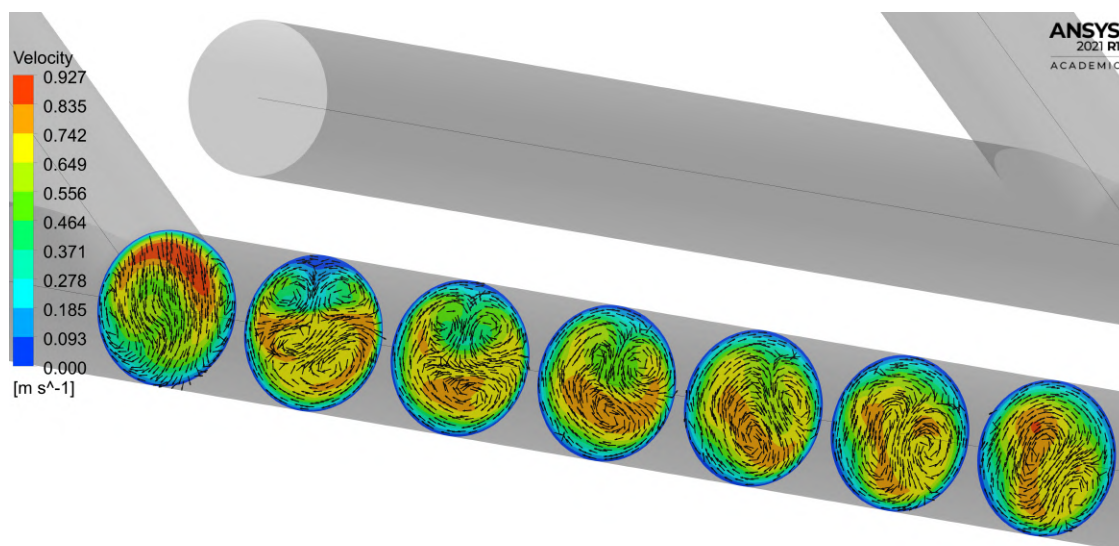


Obrázek 39: Porovnání sítí - rozdíl smykového napětí na úsečce WSS1

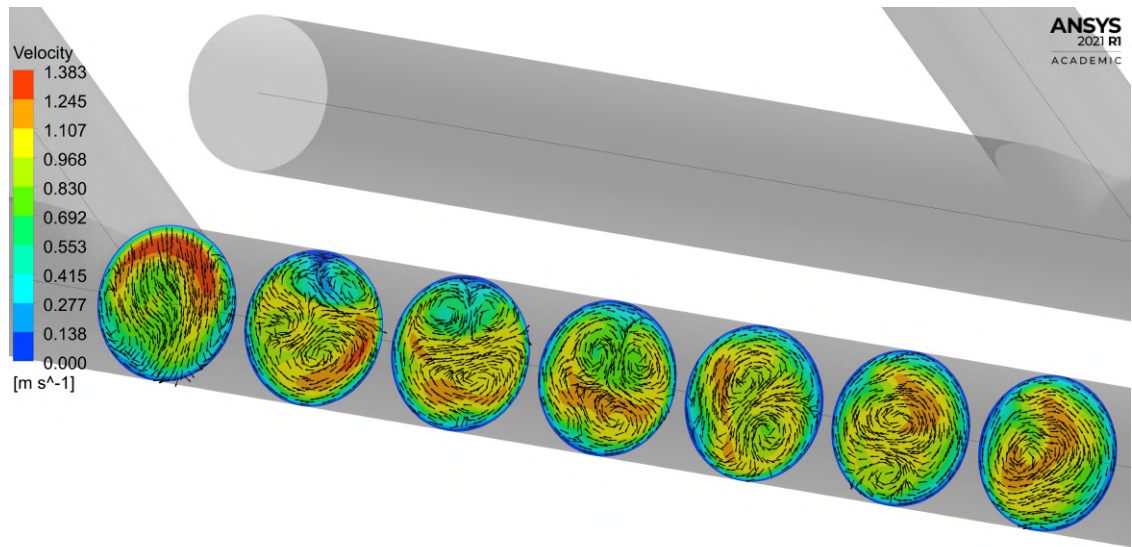
B Proudové pole v odvodné žíle



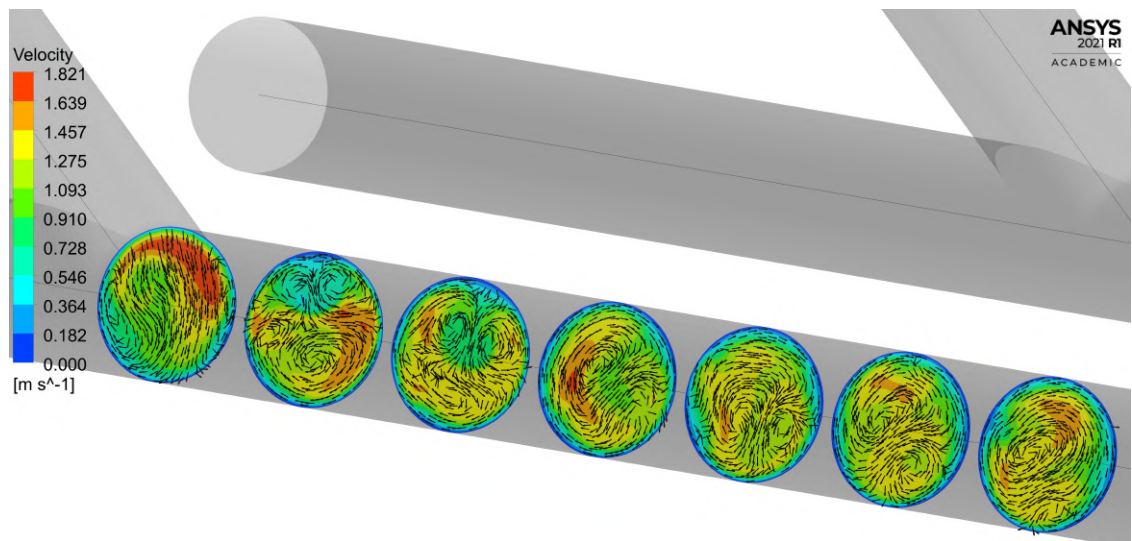
Obrázek 40: Proudové pole v odvodné žíle - Režim 1



Obrázek 41: Proudové pole v odvodné žíle - Režim 2



Obrázek 42: Proudové pole v odvodné žíle - Režim 3



Obrázek 43: Proudové pole v odvodné žíle - Režim 4