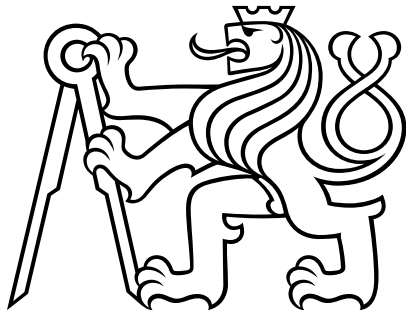


České vysoké učení technické v Praze
Fakulta strojní
Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky



**Analýza proudového pole v arteriovenózní fistule při
stacionárním režimu proudění**

**Stationary Analysis of Flow Field in Arteriovenous
Fistula**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vypracoval: Nikita Novozhilov

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

2024

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Novozhilov** Jméno: **Nikita** Osobní číslo: **501256**
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:

Analýza proudového pole v arterovenózní fistule při stacionárním režimu proudění

Název bakalářské práce anglicky:

Stationary Analysis of Flow Field in Arteriovenous Fistula

Pokyny pro vypracování:

- 1) Vypracujte rešerši na dané téma, zahrňte problematiku dialyzačního přístupu v srdečně cévním systému, zvláště se věnujte tématu fistulí a jejich použití.
- 2) Z vypracované rešerše vytvořte model, který bude tvarově odpovídat běžně používaným zkratkám.
- 3) Vytvořte síťový model pro numerickou simulaci, proveďte test sítě a vlastní numerickou simulaci pro stacionární tok odpovídající systolickým a diastolickým proudovým podmínkám.
- 4) Získané výsledky popište a analyzujte z pohledu smykového napětí na stěně.

Seznam doporučené literatury:

Dle doporučení vedoucí závěrečné 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: **26.10.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **08.01.2024**

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

Název práce: Analýza proudového pole v arteriovenózní fistule při stacionárním režimu proudění
Anglický název: Stationary Analysis of Flow Field in Arteriovenous Fistula
Autor: Nikita Novozhilov
Studijní program: B2342 Teoretický základ strojního inženýrství
Druh práce: Bakalářská práce
Vedoucí práce: Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
Rozsah práce: 56 stran, 38 obrázků, 4 tabulky

Abstrakt: Tato bakalářská práce se zaměřuje na analýzu stacionárního toku v modelu arteriovenózní fistule. V první části práce jsou popsány princip hemodialýzy, problematika tvorby fistul a jejich role v hemodialýze. Druhá část práce popisuje vytvoření idealizovaného modelu fistule a analýzu výsledků numerické simulace pro systolický a diastolický režim proudění.

Klíčová slova: Arteriovenózní zkrat, arteriovenózní fistule, CFD, hemodialýza

Abstract: This bachelor's thesis focuses on the analysis of stationary flow in an arteriovenous fistula model. The first part of the work describes the principle of hemodialysis, the issues involved in creating fistulas and their role in hemodialysis. The second part of the work describes the creation of an idealized fistula model and the analysis of numerical simulation results for systolic and diastolic flow regimes.

Key words: Arteriovenous shunt, arteriovenous fistula, CFD, hemodialysis

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně s použitím literatury a pramenů, uvedených v seznamu literatury.

V Praze dne:

.....

Nikita Novozhilov

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucí bakalářské práce paní Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. a panu Ing. Filipu Trnkovi za odborné rady a konzultace během tvorby této práce.

Obsah

Seznam použitých symbolů	9
Seznam použitých zkratk	10
Úvod.....	11
1 Oběhová soustava	12
1.1 Srdce	12
1.2 Krev	13
1.3 Stavba cév	13
2 Ledviny.....	15
2.1 Onemocnění ledvin	15
3 Dialýza.....	16
3.1 Peritoneální dialýza.....	16
3.2 Hemodialýza	17
3.2.1 Difúze	17
3.2.2 Ultrafiltrace	17
3.2.3 Osmóza.....	17
3.2.4 Konvekce.....	17
3.3 Dialyzační přístroj.....	17
4 Cévní přístup	20
4.1 AV fistule	20
4.2 AV protézy	22
4.3 Recirkulace	22
4.4 Komplikace.....	22
4.4.1 Trombóza	22
4.4.2 Stenóza	22
4.4.3 Aneurysma	23
4.4.4 Ischemie a steal syndrom	23
5 Základní teorie mechaniky tekutin	24
5.1 Tekutina.....	24
5.2 Typy proudění	25
5.3 Rozběhová délka.....	26
5.4 Základní rovnice mechaniky tekutin.....	26
5.4.1 Rovnice kontinuity	26
5.4.2 Navierovy-Stokesovy rovnice.....	27
6 Výpočetní dynamika tekutin.....	28
6.1 Modelování turbulence	29

7	Tvorba výpočetního modelu.....	30
7.1	Tvorba geometrie.....	30
7.2	Okrajové podmínky	31
7.3	Sítování.....	33
7.4	Testování sítí.....	35
7.4.1	Porovnání polyhedrální a polyhexcore sítě	35
7.4.2	Rychlostní profily.....	36
7.4.3	Smykové napětí.....	39
7.4.4	Závěr	41
8	Popis výsledků.....	42
8.1	Proudové pole	42
8.1.1	Oblast proximální arterie.....	42
8.1.2	Rovina symetrie	43
8.1.3	Oblast proximální vény	44
8.1.4	Oblast distální vény.....	47
8.2	Smykové napětí.....	48
	Závěr	51
	Literatura.....	52
	Seznam obrázků.....	54
	Seznam tabulek	56

Seznam použitých symbolů

a	$[m]$	vzdálenost
b	$[m]$	délka
d	$[m]$	průměr
d_H	$[m]$	hydraulický průměr
\vec{f}		vektor intenzity hmotnostních sil
\vec{g}		vektor tíhového zrychlení
l	$[m]$	délka
n	$[m]$	vzdálenost
p	$[Pa]$	tlak
Re	$[1]$	Reynoldsovo číslo
S	$[m^2]$	plocha
S_m	$[kg/(m^3 \cdot s)]$	zdroj hmoty
t	$[s]$	čas
v	$[m/s]$	rychlost
\bar{v}	$[m/s]$	střední rychlost
v'	$[m/s]$	okamžitá rychlost
\vec{v}		vektor rychlosti
\dot{V}	$[m^3/s]$	objemový tok
x	$[m]$	souřadnice
x_i		hodnota v daném bodě i-té sítě
x_v	$[m]$	rozběhová délka
y	$[m]$	souřadnice
z	$[m]$	souřadnice
α	$[1]$	úhel
β	$[1]$	úhel
γ	$[^\circ]$	úhel
$\vec{\delta}$		jednotkový tenzor
Δ		rozdíl hodnot
η	$[Pa \cdot s]$	dynamická viskozita
θ	$[1]$	úhel
ν	$[m^2/s]$	kinematická viskozita
ρ	$[kg/m^3]$	hustota
τ	$[Pa]$	tečné napětí
$\vec{\tau}$		tenzor smykových napětí
ω	$[m]$	obvod

Seznam použitých zkratk

AV	Arteriovenózní
BOI	Body of influence
CFD	Computational fluid dynamics
DNS	Direct Numerical Simulation
DV	Distální vena
LES	Large Eddy Simulation
PA	Proximální arterie
PV	Proximální vena
RANS	Reynolds averaged Navier-Stokes
SIMPLE	Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations
SRS	Scale-Resolving Simulation
WSS	Wall Shear Stress

Úvod

V moderní lékařské praxi hraje hemodialýza důležitou roli jako jedna z metod náhrady funkce ledvin u pacientů s těžkými formami renálního selhání. Pro úspěšné provedení hemodialýzy je vyžadován efektivní a spolehlivý přístup do oběhového systému člověka, což se dosahuje vytvořením arteriovenózních fistul.

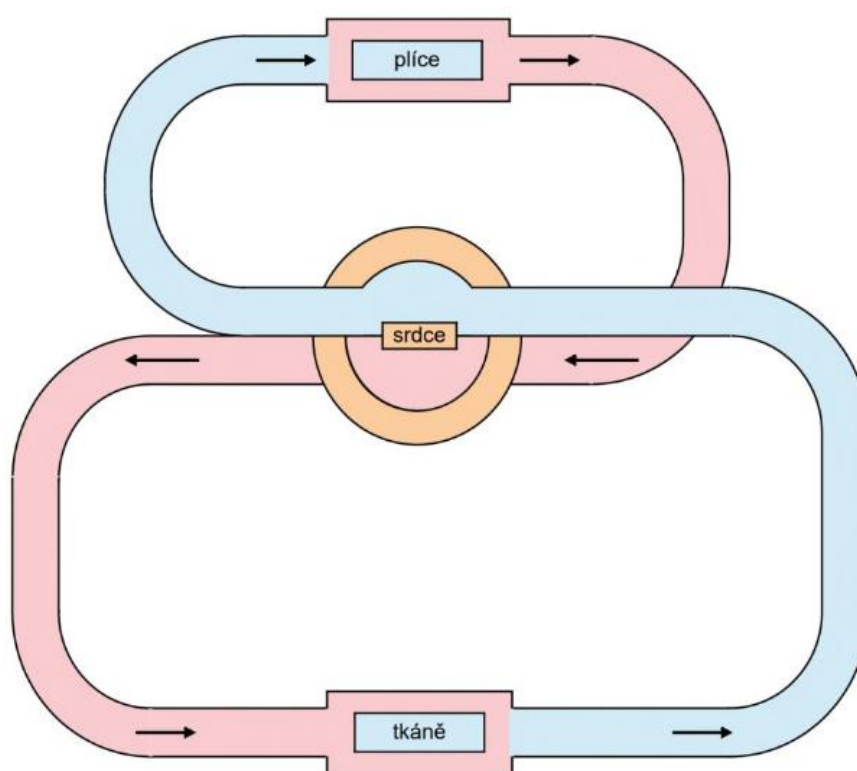
Arteriovenózní fistule jsou speciálním typem chirurgického spojení mezi tepnou a žílou, které zvyšuje rychlost průtoku krve a poskytuje stabilní přístup pro připojení k dialyzačnímu přístroji. Fistule se staly preferovanou metodou přístupu pro dialýzu, nicméně jejich funkčnost a trvanlivost mohou být ovlivněny mnoha faktory, včetně hemodynamických změn v krevním toku.

Cílem této práce je analýza proudového pole v arteriovenózní fistule pomocí numerické simulace stacionárního toku krve.

1 Oběhová soustava

Oběhová soustava je soustava orgánů, která dodává potřebné látky všem buňkám uvnitř těla pro provádění základních funkcí organismu. Kardiovaskulární systém se skládá ze srdce jako centrálního čerpadla, krevních cév, které distribuují krev po celém těle, a samotné krve pro transport různých látek. U člověka krev protéká uzavřeným systémem cév od srdce a zpět do srdce, takže se tento systém nazývá uzavřený [1].

Krevní oběhový systém je rozdělen na dva okruhy: plicní oběh, který vyměňuje krev mezi srdcem a plicemi pro okysličení, přičemž pravá komora slouží jako pumpa a krev se vrací do levé síně; a systémový oběh, který rozvádí krev do všech ostatních systémů a tkání těla, přičemž levá komora slouží jako čerpadlo. Srdce dodává neokysličenou krev z celého těla do nízkotlakého plicního okruhu a okysličenou krev z plic do vysokotlakého systémového okruhu. Oba tyto okruhy se skládají z postupně spojených tepen, kapilár a žil. V systémovém oběhu jsou také paralelní oběhy pro transportování krve k jednotlivým orgánům a tkáním [1] [2].



Obrázek 1 Schéma uspořádání oběhového systému [2]

1.1 Srdce

Srdce se skládá ze čtyř dutin: pravé komory, pravé síně, levé komory a levé síně. Tyto dutiny jsou vystlány endokardem a vnější část srdce je pokryta perikardem. Nejtlustší částí srdeční stěny je zvláštní druh svalů, který se jmenuje myokard. [2]

Funkce srdce spočívá v rytmickém opakování série stahů (systola) a uvolnění (diastola). Během systoly se komory stahují a krev je vytlačena do velkých tepen, zatímco předsíně se naplňují krví. Během diastoly se komory uvolňují a plní se krví z předsíní. Srdce přečerpává 8 000 až 9 000 litrů krve denně [1].

1.2 Krev

Krev je tekutá tkáň, která tvoří 8 % hmotnosti lidského těla. Skládá se z plazmy (55 % z celkového objemu krve v těle) a krevních buněk (45 % z celkového objemu krve v těle) [1].

Plazma krve je tekutou mezibuněčnou látkou. 90 až 93 % plazmy tvoří voda, 6,6 až 8,5 % jsou bílkoviny a zbývající 1,5 až 3,5 % jsou různé organické a anorganické sloučeniny [1].

Krevní buňky tvoří červené krvinky (erytrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty) [1].

Erytrocyty jsou buňky určené k transportu plyných látek (kyslíku a oxidu uhličitého). Mají zvláštní tvar bikonkávních disků a snadno se deformují při pohybu kapilárami. Průměr červenýchrvinek se pohybuje od 7,2 do 8,5 μm . 1 mm^3 krve obsahuje 4,3 až 5,8 milionů červenýchrvinek. Průměrná životnost erytrocytů je 2 až 3 měsíce [1].

Leukocyty jsou skupinou krevních buněk heterogenních ve svých funkčních vlastnostech. V 1 mm^3 krve je 6 000 až 8 000 leukocytů, ale jejich počet není konstantní a mění se v závislosti na stavu organismu. Velikost leukocytů se pohybuje od 9 do 20 μm . Díky améboidním pohybům jsou schopny se aktivně pohybovat. Leukocyty obsahují velké množství enzymů, které dokážou rozkládat různé látky. Průměrná délka života leukocytů je několik měsíců, i když jednotlivé lymfocyty žijí pouze 2 až 3 dny [1].

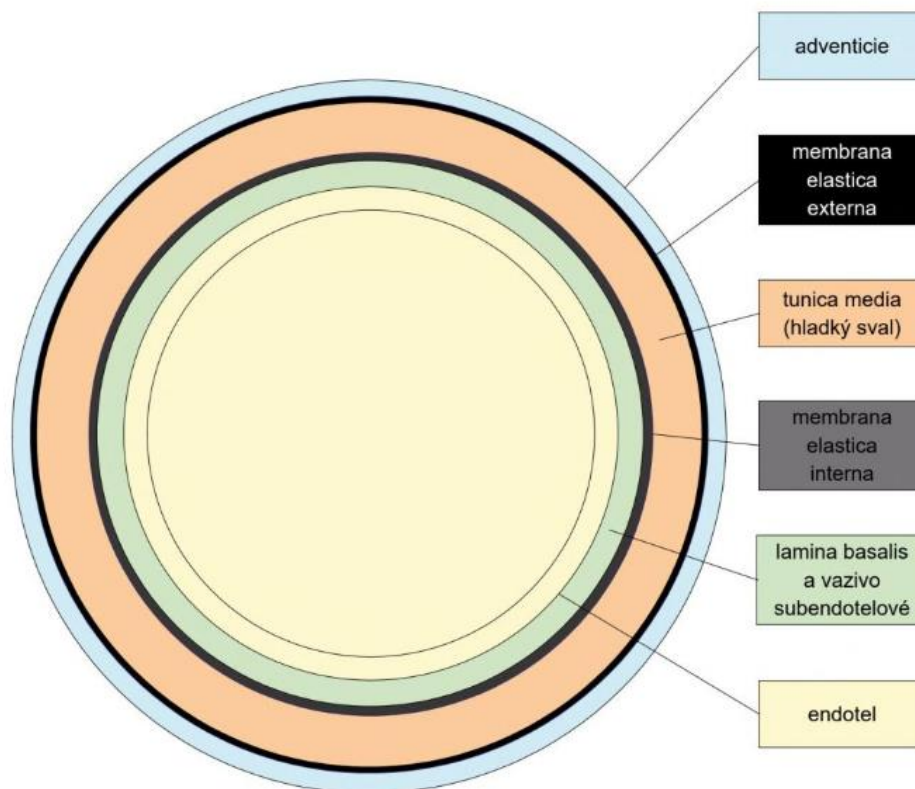
Trombocyty jsou malá tělíška různých tvarů o velikosti 2 až 3 μm . Hrají důležitou roli při srážení krve. V 1 mm^3 krve jich je od 200 do 300 tisíc. Životnost krevních destiček je 5 až 8 dní [1].

1.3 Stavba cév

Tunica externa je složena z adventicie a zevní elastické membrány (*Membrana elastica externa*). Adventicie je pojivová vazivová tkáň tvořená elastickými a kolagenními vlákny, jejíž základní funkcí je ochrana cévy před vnějším mechanickým poškozením a zajištění její stabilní polohy vůči okolí. Zevní elastická membrána pak odděluje adventicie od *tunica media*. U větších cév adventicií taky prochází cévy vyživující stěny samotných cév (*vaso vasorum*) a nervová vlákna inervující hladkou svalovinu [2].

Tunica media je tvořena hladkou svalovinou, elastickými a kolagenními vlákny. Podíl jednotlivých složek se mění v závislosti na velikosti a typu cév [2].

Endotel, *lamina basalis* a vazivo subendotelové tvoří vnitřní vrstvu cévní stěny. Endotel tvoří nesmáčivý povrch oddělující krev od cévy, brání vzniku krevních sraženin (trombů) a podporuje jejich rozpouštění. Na hranici *tunica interna* a *tunica media* je vnitřní elastická membrána [1] [2].



Obrázek 2 Obecná skladba cévní stěny [2]

Poměr vrstev ve stěně cévy je závislý na její funkci, velikosti a krevním tlaku [2].

Ve stěně cév elastického typu (příkladem je aorta) převažují elastické složky nad svalovými. Elastická vlákna přidávají tepnám elastické vlastnosti. Při systolickém nárazu stěny tepen elastického typu se roztahují a při diastole se vracejí do původního rozměru. Přebytečná krev obsažená v roztažené cévě během diastoly je vytlačována do dalších tepen, a tím se periodické vypuzování krve komorou mění v nepřetržitý pohyb krve cévami. Ty cévy, ve kterých převažují svalové složky, se označují jako cévy svalového typu. Pod vlivem nervových impulsů jsou schopny měnit svůj průsvit, a tak regulovat přítok krve. Vrstva svalových buněk ve stěně tepen se ztenčuje při přiblížení ke kapilárám. Tunica intima velkých tepen je poměrně silná [2].

Stěna žil je uspořádána podobně jako stěna tepen. Vzhledem k nižšímu krevnímu tlaku je stěna žil tenčí než stěna tepen, má méně elastických a svalových vláken [2].

2 Ledviny

Ledviny mají důležitou funkci v lidském těle. Správné fungování lidského organismu je možné jen v případě poměrně stálého objemu tekutin v něm a poměrně stálého složení těchto tekutin. Jinými slovy musí existovat rovnováha mezi množstvím látky vstupující do organismu a množstvím, které je vylučováno z organismu. Schopnost udržení této rovnováhy, a tím stabilního vnitřního prostředí, se nazývá homeostáza. Regulační funkci v tomto procesu plní ledviny [2].

Funkci ledvin lze rozdělit na několik základních úkolů [2]:

- vylučování produktů metabolismu a cizorodých látek,
- udržování stálé koncentrace rozpuštěných částic (osmolality), iontů v tělesných tekutinách a stálého objemu,
- udržování acidobazické rovnováhy,
- produkce hormonů.

2.1 Onemocnění ledvin

10 % populace trpí chronickým onemocněním ledvin, stavem, kdy se funkce ledvin postupně a nevratně zhoršuje. Přestože k poklesu funkce ledvin může dojít v jakémkoli věku, selhání ledvin se vyskytují častěji u starších lidí: 20 % mužů a 25 % žen mezi 65 a 74 lety a 50 % osob starších 75 let trpí chronickým onemocněním ledvin. Nejčastějšími příčinami chronického selhání ledvin jsou diabetes a hypertenze. Jak vysoká hladina cukru v krvi, tak vysoký krevní tlak způsobují poškození malých krevních cév v ledvinách. Mezi další možné příčiny chronického onemocnění ledvin patří ureterální obstrukce, polycystická nemoc ledvin (dědičná choroba, při které se ve ledvinách tvoří mnoho cyst), glomerulonefritida (zánět kapilár uvnitř ledvin) a další [3] [4].

Akutní selhání ledvin je rychlé (dny až týdny) zhoršení schopnosti ledvin filtrovat metabolické odpadní produkty z krve. Příčinami jsou poruchy, které snižují průtok krve ledvinami, poškozují samotné ledviny nebo blokují tok moči z ledvin: nízký krevní tlak, ztráta krve nebo tekutin, srdeční selhání, infekce a další [5].

Při snížení funkce ledvin a špatné filtraci krve je předepsána dialýza [6].

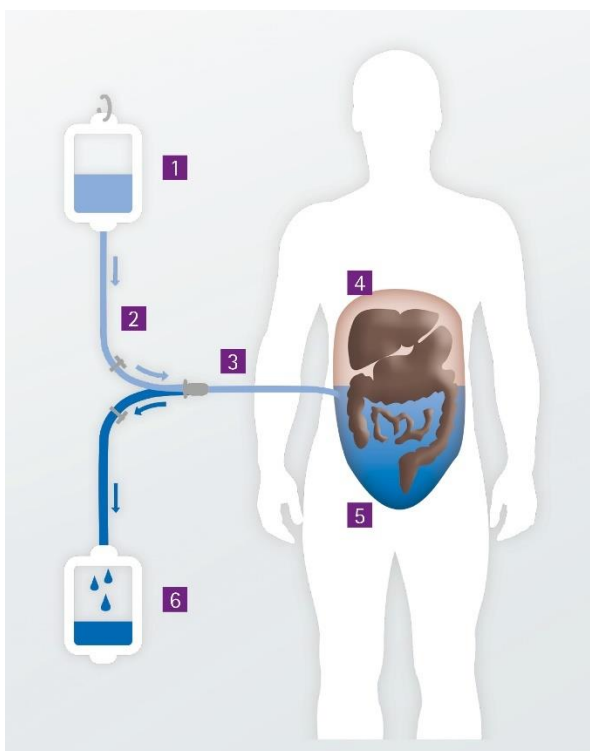
3 Dialýza

Dialýza je metoda odstraňování odpadních látek a odstraňování přebytečné tekutiny z krve. Pokud k filtraci dochází mimo tělo, pak se proces nazývá hemodialýza. Při filtraci uvnitř břišní dutiny se tento proces nazývá peritoneální dialýza [6].

3.1 Peritoneální dialýza

Peritoneální dialýza využívá peritoneum (pobřišnice, přirozený obal kolem orgánů v břišní dutině) jako membránu pro transport odpadních látek a přebytečné tekutiny z krve. Peritoneum obsahuje mnoho malých kapilár. Když se do břišní dutiny vpraví dialyzační roztok, škodlivé látky a přebytečná tekutina začnou přecházet z krve do tohoto roztoku skrze membránu [7].

Prostřednictvím chirurgického zákroku je do břišní dutiny pacienta instalován speciální katetr. Skrze katetr se do břišní dutiny vpraví dialyzační roztok, který obsahuje glukózu nebo jinou osmoticky aktivní látku. Roztok zůstává v břišní dutině po určitou dobu. Během této doby přechází odpadní látky a přebytečná tekutina z krve přes peritoneum do roztoku. Nasycený odpadními látkami a přebytečnou tekutinou roztok odtéká z břišní dutiny skrze katetr do speciálního sáčku. Po odtoku roztoku se do břišní dutiny vpraví nový dialyzační roztok a proces se opakuje [7].



Obrázek 3 Schéma peritoneální dialýzy: 1 – dialyzát, 2 – systém hadic, 3 – katetr, 4 – pobřišnice, 5 – břicho, 6 – drenážní vak [8]

Existují dva způsoby provádění peritoneální dialýzy [7]:

- Kontinuální ambulantní peritoneální dialýza

Dialyzační roztok je neustále v břišní dutině. Roztok se mění čtyřikrát denně. Vypouštění dialyzátu a plnění nového roztoku se provádí ručně [7].

- Automatizovaná peritoneální dialýza

Pacient je v noci připojen k automatickému cyklu, který mění dialyzační roztoky v peritoneální dutině třikrát nebo vícekrát za noc. Ráno je pacient odpojen od cyklu. V závislosti na typu peritoneální dialýzy je dialyzát na konci cyklů buď zcela vypuštěn, nebo zůstává uvnitř břišní dutiny po celý den [7].

3.2 Hemodialýza

Při hemodialýze prochází krev pacienta dialyzačním přístrojem, kde se čistí od odpadu (močovina, kreatinin, draslík, fosfáty a další) a přebytečné vody. K tomu se používá speciální roztok zvaný dialyzát, který obsahuje určitý poměr elektrolytů a dalších chemických sloučenin. Krev a dialyzát jsou odděleny semipermeabilní membránou, která umožňuje průchod malým molekulám, jako je voda a odpad, zatímco velké molekuly, jako jsou proteiny a krvinky, zůstávají v krvi [6].

Čištění krve při dialýze je založeno na principech difúze, ultrafiltrace, osmózy a konvekce [9].

3.2.1 Difúze

Pokud jsou dva roztoky s různou koncentrací rozpuštěných látek (krev a dialyzát) odděleny polopropustnou membránou, pak se v důsledku náhodného pohybu molekul bude rozpuštěná látka pohybovat ze strany s vyšší koncentrací na stranu s koncentrací nižší (tj. proti koncentračnímu gradientu). Tímto způsobem se metabolické produkty (močovina, kreatinin, fosfát) přesouvají z krve do dialyzátu, kde je jejich koncentrace nižší. Pokud je koncentrace látky v dialyzátu větší než v krvi, látka se dostává do krve (například acetát k regulaci kyselosti krve). Velikost molekul, které mohou procházet semipermeabilní membránou, je omezena velikostí pórů membrány. Proto se membrána nazývá polopropustná. Membrána je tedy pro bílkoviny skoro nepropustná [9] [10].

3.2.2 Ultrafiltrace

V důsledku rozdílu tlaku mezi krví a dialyzátem tekutina prochází membránou do dialyzátu s nižším tlakem. Z krve se tak odstraní přebytečná tekutina a v ní rozpuštěné látky. Rychlost ultrafiltrace závisí na tlakovém rozdílu [9].

3.2.3 Osmóza

Osmóza je proces transportu rozpouštědla (vody) přes semipermeabilní membránu z méně koncentrovaného roztoku do oblasti s koncentrovanějším roztokem [9].

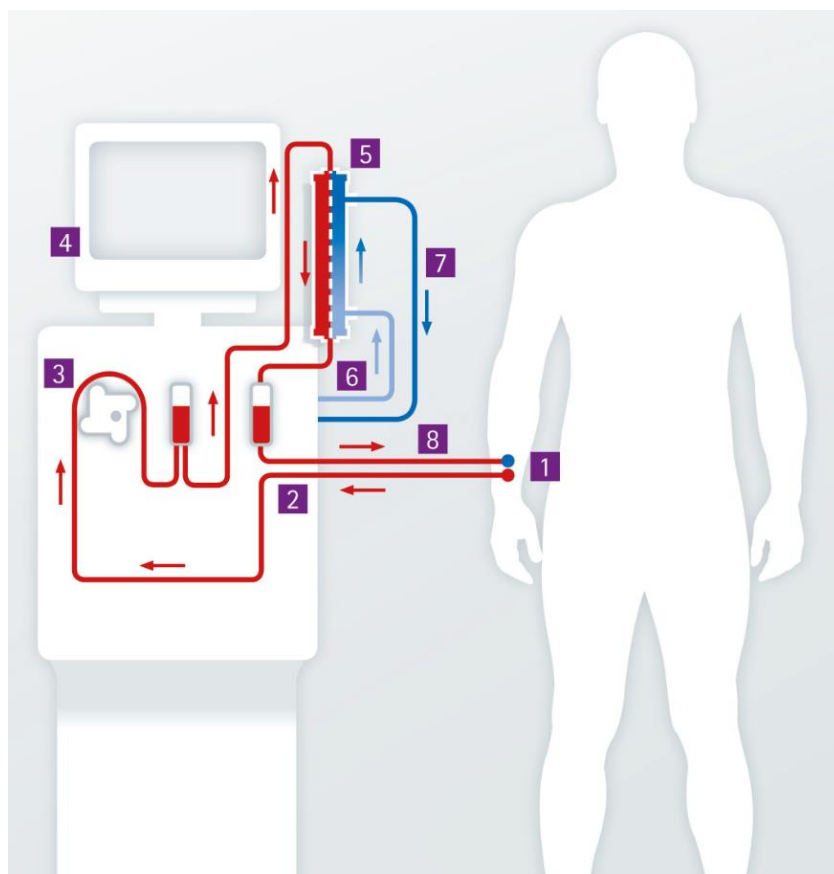
3.2.4 Konvekce

Pohyb rozpuštěných látek v důsledku pohybu rozpouštědla se nazývá konvekce [9].

3.3 Dialyzační přístroj

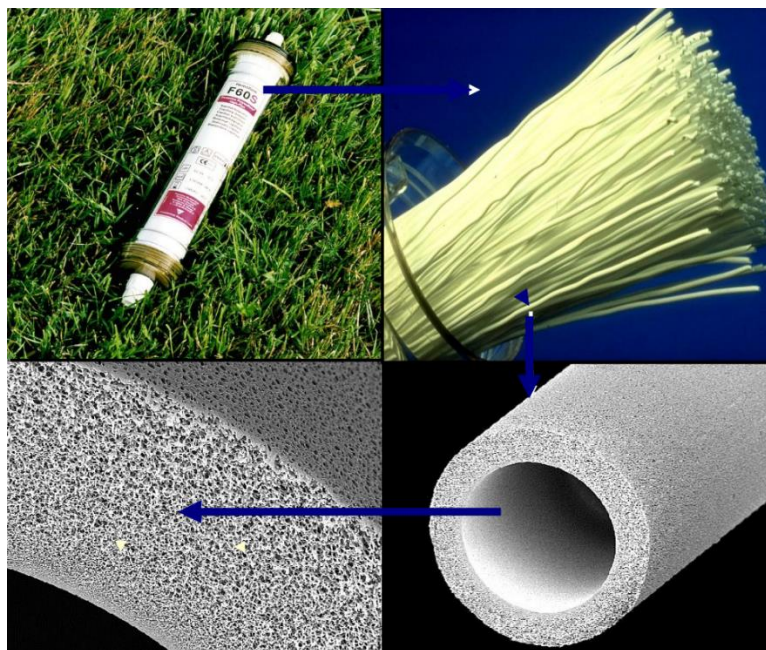
Dialyzační přístroj se skládá ze dvou oběhů: krevní oběh a dialyzátový oběh [9].

Mimotělní krevní oběh se skládá ze sady hadiček, pumpy (obvykle válečková pumpa) a dialyzátoru. Krev z těla se pomocí cévního přístupu dostává do vstupní části oběhu, která se nazývá "arteriální". Cévní přístup je chirurgicky vytvořená píštěl (fistule) nebo protéza. Arteriální segment krevního oběhu spojuje cévní přístup s dialyzátorem. Rychlost pohybu krve je regulována pumpou a je přibližně rovna 200 až 500 *ml/min* [7] [9].



Obrázek 4 Schéma dialyzačního přístroje: 1 – cévní přístup, 2 – arteriální segment krevního oběhu, 3 – krevní pumpa, 4 - dialyzační přístroj, 5 – dialyzátor, 6 – čistý dialyzační roztok, 7 – použitý dialyzační roztok, 8 – žilní segment krevního oběhu [11]

Dialyzátor je zařízení, kde se molekuly pohybují mezi krví a dialyzátem přes polopropustnou membránu. Nejpoužívanější jsou kapilární dialyzátory. U kapilárních dialyzátorů krev protéká malými kapilárami a kolem nich protéká dialyzát. Používají se také deskové dialyzátory. V deskových dialyzátorech deskové membrány oddělují prostory pro proudění krve a dialyzačního roztoku. V obou případech krev a dialyzát proudí v opačných směrech, aby se zvýšil koncentrační gradient, a tím se zvýšila účinnost hemodialýzy. Historicky byly membrány vyrobeny z celulózy, ale dnes se ve většině dialyzátorů používá membrána vyrobená ze syntetických polymerů. Plocha membrány dialyzátoru je 0,8 až 2,5 m². Z dialyzátoru se krev vrací do těla žilním segmentem mimotělního krevního oběhu [7].



Obrázek 5 Dialyzátor a membrána [12]

Dialyzátový oběh se skládá ze čtyř hlavních komponentů: systému přípravy vody, systému dávkování, řízení ultrafiltrace a detektorů [9].

Délka dialýzy závisí na mnoha parametrech pacienta. Obecně je minimální délka dialýzy při provádění třikrát týdně 4 hodiny [10].

4 Cévní přístup

Pro provádění hemodialýzy je nutné mít cévní přístup pro odběr krve k čištění a vrácení vyčištěné krve zpět do těla: arteriovenózní fistule, arteriovenózní protéza nebo centrální žilní katétr [7].

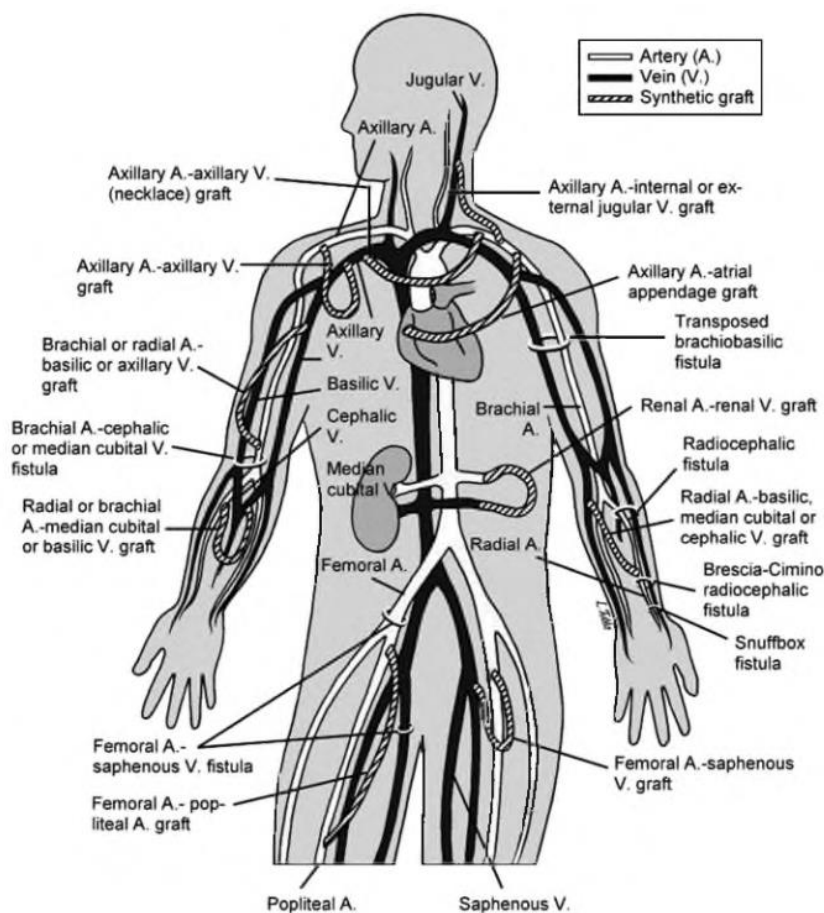
4.1 AV fistule

Arteriovenózní fistule (AV fistule, AV pištěl, *AV shunt*) je spojení mezi tepnou a žílou, vytvářející prudký tlakový gradient mezi arteriální a venózní částí. Díky tomuto gradientu část krve vstupuje do žíly přímo z arterie, aniž by procházela kapilárami. To mění hemodynamiku této oblasti a zvyšuje průtok krve jak ve žíle, tak v arterii, čímž vytváří potřebný krevní tok pro dialýzu [7] [13].

Po vytvoření fistule je potřeba 6 až 8 týdnů k jejímu dozrání. Během dozrávání se krevní tok nově vytvořenou fistulí postupně zvyšuje kvůli rozšíření jak arterie, tak žíly. Zesílení stěny fistulní žíly indukované tlakem a krevním tokem omezuje poškození stěny a hematomy v oblasti punkce (zavádění jehly), rozšíření žíly usnadňuje budoucí vpichy. Tento proces změny stěny žíly se nazývá arterializace žíly [7] [9].

Krevní tok radiálních artérií je 20 až 30 *ml/min*, ale okamžitě se zvyšuje na 200 až 300 *ml/min* ihned po vytvoření fistule. Krevní tok přes vyzrálou fistulu může mít různé hodnoty v závislosti na typu fistule a umístění, ale vždy by měl být více než 600 *ml/min* pro efektivní dialýzu [7].

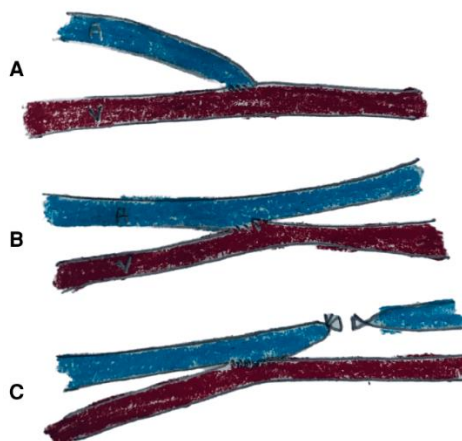
Nejpreferovanější možností je vytvoření fistule spojením radiální tepny (*arteria radialis*) a cefalické žíly (*vena cephalica*) na zápěstí nedominantní ruky (*Brescia-Cimino fistula*). Ale jsou možná i jiná umístění fistule. Preference se však dává co nejdálnějšímu (nejvzdálenějšímu od středu těla) místu, aby se uchovaly místa pro budoucí fistulu v případě selhání [7].



Obrázek 6 Různé konfigurace a místa pro tvorbu AV protéz a fistule [7]

AV fistule nejčastěji vzniká spojením boku tepny s bokem žíly (*side-to-side*) nebo boku tepny s koncem žíly (*side-to-end*). Existují i jiné způsoby spojení arterie a žíly: konec arterie do konce žíly (*end-to-end*) nebo konec arterie do boku žíly (*end-to-side*). Používají se však méně často kvůli nižšímu průtoku krve fistulí [7] [14].

Metoda spojení *side-to-side* je chirurgicky nejjednodušší, a proto se používá velice často. Avšak má vyšší riziko žilní hypertenze oproti jiným metodám. Po vytvoření fistule může do distální žíly být předáván vysoký tlak, což způsobuje otok. To se řeší ligací distální žíly [9].



Obrázek 7 Schematický diagram znázorňující fistuly: A – *side-to-end*, B – *side-to-side*, C – *side-to-side* s ligací distální žíly. [15]

4.2 AV protézy

AV protézy (*AV graft*) jsou podobné AV fistulím, ale artérie a žíla jsou spojeny trubičkou z umělého materiálu. Nejčastěji používaným materiálem trubičky je polytetrafluoretylen [7].

Protéza může být použita dříve než fistule, obvykle 1 až 3 týdny po implantaci [7].

Průměrný tok skrze AV protézu v oblasti předloktí je 800 až 1 200 *ml/min* [7].

V případě použití AV fistule nebo protézy je krev vedena do dialyzačního přístroje pomocí arteriální a venózní jehly. Obě jehly jsou umístěny ve fistulní žíle nebo v protéze. Arteriální jehla je spojena s arteriální částí dialyzačního obvodu a slouží k odvodu krve z těla do dialyzačního přístroje. Očištěná krev se vrací do těla skrze venózní jehlu [7].

4.3 Recirkulace

Pokud je průtok krve fistulí snížen, může dojít k recirkulaci [7].

Rychlost průtoku krve v přístupu většinou převyšuje rychlost průtoku krve dialyzačním přístrojem (200 až 500 *ml/min*) a do arteriální (resp. distální) jehly se dostává pouze neočištěná krev z AV přístupu [7].

Pokud se však funkce přístupu zhorší, může se snížit rychlost průtoku krve. Poté se část krve, která projde dialyzátorem, může vrátit zpět do místa odběru krve a znovu vstoupit do dialyzátoru. Tento jev se nazývá recirkulace [7].

4.4 Komplikace

Při použití AV fistul a AV protéz mohou vznikat různé komplikace. Nejčastější z nich jsou stenózy, trombózy a aneurysmata [7].

4.4.1 Trombóza

Trombóza je hlavní příčinou selhání arteriovenózních fistul a AV protéz. Trombóza, ke které dochází během prvních měsíců po operaci, je často důsledkem nízkého průtoku v cévním přístupu nebo chyb při instalaci, jako je ohyb nebo zkroucení cévy či protézy. Pozdější trombózy jsou důsledkem stenózy [16].

4.4.2 Stenóza

Stenóza (zúžení vnitřního průměru cévy) v cévním přístupu snižuje průtok cévou a předchází trombóze. Stenóza nejčastěji vzniká v oblasti fistule nebo fistulní žíly, protože právě tam dochází ke změně průtoku krve po vytvoření fistule. Zvyšuje se tlak v žíle, průtok krve, smykové napětí na stěně (WSS) a mění se typ průtoku. Poškození a natažení cév také mohou přispět k vzniku stenózy [16].

Základem vzniku stenózy je intimální hyperplazie. Hyperplazie intimy je reakce stěny cévy na její poškození. Při hyperplazii intimy hladké svalové buňky, nacházející se ve střední vrstvě stěny, přecházejí do vnitřní vrstvy cévy a tam proliferují (množí se). To vede k zesílení intimy, a tím k zúžení průsvitu cévy [16].

Smykové napětí na stěně je příčinou rozvoje intimální hyperplazie. Standardní hodnoty WSS pro žíly jsou pod 0,76 *Pa*, pro tepny – mezi 1 a 3 *Pa* ve velkých tepnách a mezi 2 a 6 *Pa* v arteriolách. Pokud dojde během hodiny ke smykovému napětí na stěně většímu než 35 *Pa*, může se začít vyvíjet hyperplazie intimy [16].

Po vytváření arteriovenózní fistule a zvýšení WSS dochází k remodelaci cév, aby se udržel normální rozsah smykového napětí na stěnách cév [16].

4.4.3 Aneurysma

Dalším možným problémem je aneurysma – rozšíření průměru cévy. Aneurysma vzniká v oblasti fistule nebo žíly kvůli mnoha punkcím na jednom místě a poškození protézy nebo vrstev žíly. Aneurysma s sebou nese riziko prasknutí a přispívá k vzniku trombózy [7] [16].

4.4.4 Ischemie a steal syndrom

Steal syndrom se může objevit v důsledku nesprávného rozdělení průtoku krve po vytvoření fistule. Tepna zůstává otevřená a je zachováno prokrvení distálních částí končetiny. Avšak může být významná část krve směřována do žíly nikoli přes distální kapiláry, ale přes vytvořenou fistuli. Výsledkem je, že tkáně distální části končetiny nedostávají dostatek krve bohaté na kyslík a živiny kvůli omezenému prokrvení [9] [16].

5 Základní teorie mechaniky tekutin

Mechanika tekutin je odvětví fyziky, zabývající se pohybem tekutin a jejich interakcí s vnějšími silami. Cílem mechaniky tekutin je vysvětlovat jevy vznikající v tekutinách pomocí fyzikálních principů a předvídat jejich chování za určitých podmínek. V praxi se zabývá studiem interakce tuhých stěn a tekutiny, měřením rychlosti a průtoku a dalšími úkoly [16].

Mechanika tekutin se skládá ze studia statiky tekutin, kinematiky tekutin a dynamiky tekutin. Podle druhu tekutin lze dělit na mechaniku kapalin, mechaniku plynů, mechaniku elektricky vodivých nebo vícefázových tekutin [16].

5.1 Tekutina

Tekutina je látka, která nemá vlastní tvar a nevratně se deformuje za působení vnějších sil. Tekutina je složena z molekul, ale pro řešení úloh mechaniky tekutin je uvažována za spojité médium – kontinuum [16].

Tekutiny jsou děleny na dva typy: nestlačitelné a stlačitelné. Objem nestlačitelných tekutin za působení rostoucího tlaku se téměř nemění. K nestlačitelným tekutinám patří kapaliny. Stlačitelné tekutiny pak mění svůj objem v závislosti na podmínkách a vyplňují celý objem nádoby. Stlačitelné tekutiny jsou rozděleny na plyny a páry [16].

Jednou z klíčových vlastností tekutin je viskozita. Viskozita je vlastnost tekutin, která popisuje odpor proti vzájemnému posunutí částic tekutiny, a tím umožňuje tekutině přenášet tečná napětí. Je příčinou vzniku tečného napětí na rozhraní mezi stěnou a tekutinou. Viskozita je závislá na teplotě [16].

Newtonské tekutiny prokazují lineární závislost mezi tečným napětím a rychlostí smykové deformace (neboli rychlostním gradientem v případě rovinného proudění) a řídí se Newtonovým zákonem [16]:

$$\tau = \eta \cdot \frac{dv}{dy} \quad (1)$$

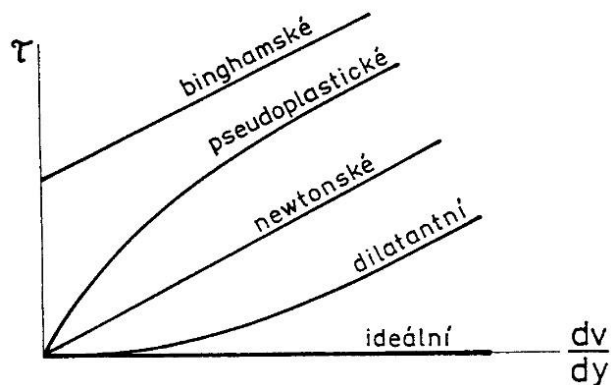
Zde τ [Pa] je tečné napětí vznikající mezi vrstvami newtonské tekutiny, η [Pa · s] je dynamická viskozita a $\frac{dv}{dy}$ [s⁻¹] je rychlost smykové deformace.

Pro popis tekutiny se také často používá kinematická viskozita ν , která je poměrem dynamické viskozity η a hustoty ρ [16]:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (2)$$

Tekutiny, u kterých neplatí lineární závislost mezi tečným napětím a rychlostí smykové deformace, se nazývají nenewtonské [16].

Závislost tečného napětí a rychlosti smykové deformace pro newtonské a různé nenewtonské tekutiny je znázorněna na obrázku 8.

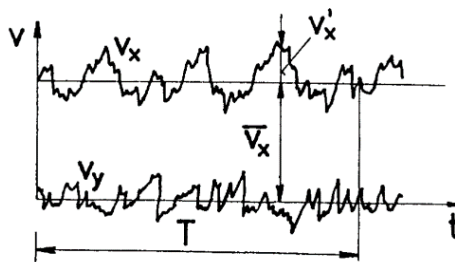


Obrázek 8 Závislost tečného napětí na rychlosti deformace [16]

Kvůli viskozitě při proudění tekutiny vzniká turbulence, disipace energie a nerovnoměrné rozložení rychlosti [16].

5.2 Typy proudění

Na základě Reynoldsova pokusu bylo zjištěno, že viskózní tekutiny mají dva typy proudění: laminární a turbulentní. Při laminárním proudění se částice tekutiny pohybují po paralelních drahách a navzájem se nemísí. Při turbulentním proudění dochází k promíchávání celého objemu tekutiny a proudnice nejsou pravidelné. Okamžité hodnoty rychlosti a jiných veličin nejsou konstantní a kolísají kolem středních hodnot [16].



Obrázek 9 Průběh složek rychlosti v určitém místě při turbulentním proudění [16]

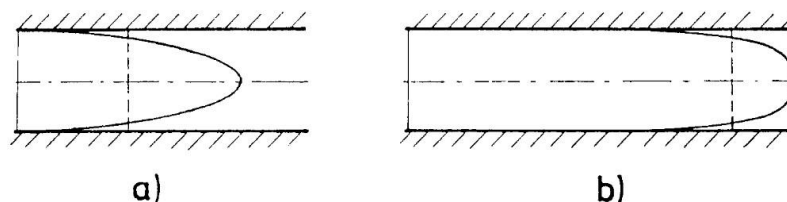
Typ proudění závisí na několika parametrech proudění: střední rychlosti \bar{v} , kinematické viskozitě proudící tekutiny ν a hydraulickém průměru d_H (pro proudění v potrubí kruhového průřezu je průměr potrubí d). Závislost typu proudění na uvedených parametrem udává bezrozměrné Reynoldsovo číslo Re [16]:

$$Re = \frac{\bar{v} \cdot d_H}{\nu} \quad (3)$$

K přechodu laminárního proudění do turbulentního dochází při překročení určité hodnoty Reynoldsova čísla, které se nazývá kritické. Pro kruhové potrubí je hodnota kritického Reynoldsova čísla Re_k rovna 2 300. Při zvyšování Reynoldsova čísla ke změně typu proudění nedochází náhle: vznikají krátké úseky turbulentního proudění, které při dalším nárůstu Reynoldsova čísla postupně zvětšují [16].

Laminární proudění lze udržovat i při vyšších hodnotách Reynoldsova čísla, ale laminární proudění bude nestabilní a při malé poruše přejde do turbulentního proudění [16].

V závislosti na typu proudění jsou odlišné i rychlostní profily. Při proudění viskózní tekutiny v kruhovém potrubí je v obou případech maximální rychlost na ose a rychlost na stěně je nulová. Avšak laminární rychlostní profil je štíhlejší oproti turbulentnímu [16].



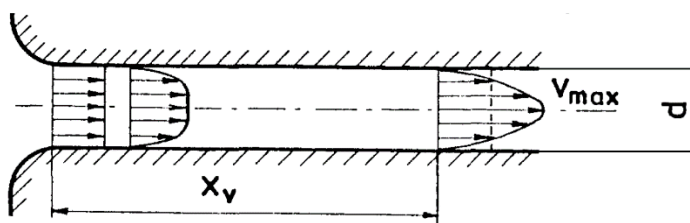
Obrázek 10 Rychlostní profil při laminárním proudění (a) a při turbulentním proudění (b) [16]

Proudění také lze rozdělit na stacionární a nestacionární. V případě stacionárního proudění jsou veličiny charakterizující proudění v čase konstantní, ale při nestacionárním proudění je alespoň jedna z nich závislá na čase [16].

Nestacionární proudění lze v určitých případech řešit kvazistacionárně, ačkoliv proudění je proměnné v čase, ale v každém okamžiku je považováno za ustálené [16].

5.3 Rozběhová délka

Po vstupu tekutiny do potrubí částice tekutiny blízko stěny vlivem vazkých sil začnou zpomalovat a v ose zrychlovat. Postupně vznikne vyvinutý rychlostní profil. Při laminárním proudění má vyvinutý rychlostní profil tvar rotačního paraboloidu. Dráha potřebná pro vyvinutí rychlostního profilu se nazývá rozběhovou délkou. Rozběhovou délku lze určit pomocí Boussineqova nebo Schillerova vzorku [18].



Obrázek 11 Vývoj rychlostního profilu – upraveno [16]

Boussineqův vzorec [18]:

$$\frac{x_v}{d} \geq 0,065Re \quad (4)$$

Schillerův vzorec [18]:

$$\frac{x_v}{d} \geq 0,025Re \quad (5)$$

5.4 Základní rovnice mechaniky tekutin

5.4.1 Rovnice kontinuity

Jednou ze základních rovnic mechaniky tekutin je rovnice kontinuity, která popisuje zákon zachování hmoty v kontrolním objemu. Pro nestlačitelné tekutiny rovnice kontinuity říká, že výtok z kontrolní oblasti se rovná přítoku do kontrolní oblasti [16].

U stlačitelných tekutin je hustota proměnná v prostoru i v čase, a proto se část přitékající tekutiny může akumulovat v kontrolním objemu. Pak rovnice kontinuity může být vyjádřena jako [16]

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (6)$$

kde ρ je hustota tekutiny a \vec{v} je vektor rychlosti tekutiny.

Pokud má kontrolní oblast zdroj hmoty S_m , tak rovnice kontinuity bude mít tvar [19]

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m \quad (7)$$

5.4.2 Navierovy-Stokesovy rovnice

Navierovy-Stokesovy rovnice jsou soustavou diferenciálních rovnic, které popisují proudění viskózních tekutin. Tyto rovnice vycházejí ze zákona zachování hybnosti a Newtonova zákona viskozity. Je speciálním případem Cauchyho rovnice dynamické rovnováhy pro newtonovské nestlačitelné tekutiny [16] [19].

Cauchyho rovnice dynamické rovnováhy má tvar [19]

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \vec{\tau} + \rho \vec{f} \quad (8)$$

kde ρ je hustota tekutiny, \vec{v} je vektor rychlosti tekutiny, ν je kinematická viskozita tekutiny, p je tlak tekutiny, \vec{f} je vektor intenzity hmotnostních sil (za působení jen zemní tíhy je roven vektoru tíhového zrychlení \vec{g}) a $\vec{\tau}$ je tenzor smykových napětí.

Tenzor smykových napětí je roven [19]

$$\vec{\tau} = \nu \left[(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{v} \vec{\delta} \right] \quad (9)$$

kde $\vec{\delta}$ je jednotkový tenzor.

Navierovy-Stokesovy rovnice pak lze zapsat ve tvaru [19]

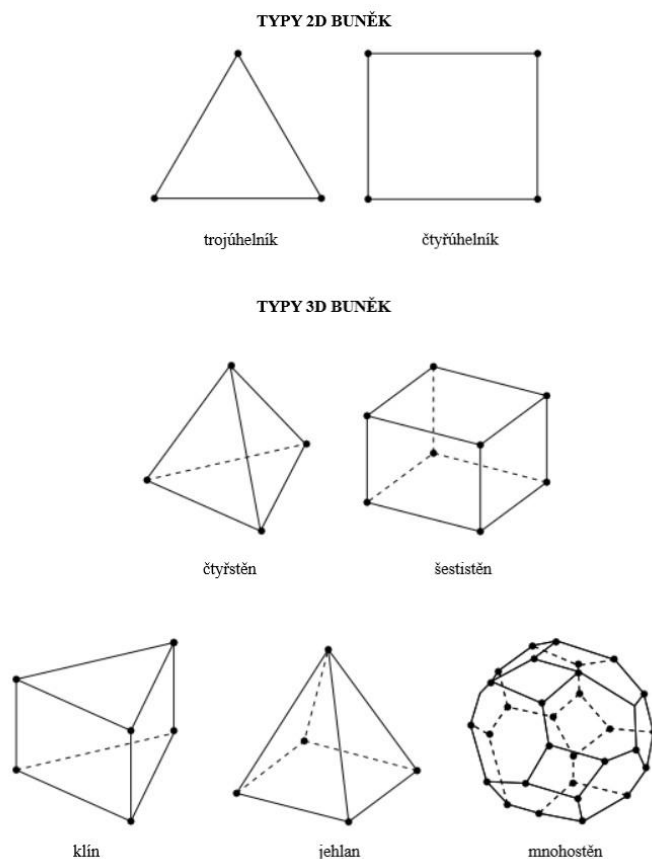
$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right) = -\nabla p + \nu \nabla^2 \vec{v} + \rho \vec{f} \quad (10)$$

6 Výpočetní dynamika tekutin

Výpočetní dynamika tekutin (CFD) představuje metodu modelování zaměřenou na analýzu procesů probíhajících v kapalinách a plynech. CFD je založeno na řešení rovnic vycházejících ze zákonů zachování hmoty, hybnosti a energie. Tyto rovnice ve své původní integrální nebo diferenciální spojitě formě popisují nekonečně malé změny v prostoru a čase, avšak pro použití v počítačových výpočtech vyžadují jejich transformaci do diskrétní sady algebraických rovnic [20].

Transformace do diskrétního formátu je dosažena vytvořením sítě v prozkoumávané oblasti: rozdělením prostoru na konečné prvky nebo objemy. Tak budou hodnoty proměnných definovány ne ve všech spojitých oblastech, ale pouze v uzlech sítě. V ostatních místech budou hodnoty definovány interpolací hodnot v bodech sítě [20].

Pro diskretizaci jsou používány metody konečných objemů, konečných prvků nebo konečných diferencí. Přesnost a efektivita výpočtů přímo závisí na typu a kvalitě sítě. Síť se skládá z buněk, které mohou být trojúhelníkové nebo čtyřúhelníkové ve dvourozměrných úlohách a tetraedry, hexaedry, hranoly, pyramidy nebo mnohostěny ve trojrozměrných modelech [20].



Obrázek 12 Typy 2D a 3D buněk – upraveno [21]

Existují různé typy sítě: strukturované, nestrukturované a hybridní sítě. U strukturované sítě mají buňky stejný tvar a směr, liší se pouze velikostmi. To umožňuje zjednodušit výpočty a snížit množství dat. U nestrukturované sítě se buňky liší nejen velikostí, ale i tvarem a směrem, což umožňuje lépe zopakovat složitější geometrii prozkoumávané oblasti. Hybridní sítě kombinují strukturované a nestrukturované sítě [21].

Pro provedení výpočtů je také nutné určit fyzikální parametry tekutiny a okrajové podmínky. Okrajové podmínky v CFD určují chování proudu na hranicích prozkoumávané oblasti: na vstupu, výstupu a stěnách prozkoumávané oblasti [20].

Kvůli složitosti a objemu rovnic se hledá přibližné řešení, používají se iterační metody, při nichž je řešení postupně upřesňováno s každou novou iterací. Proces pokračuje, dokud není dosaženo určené přesnosti, což znamená, že chyba se stane dostatečně malou nebo se změny mezi iteracemi stanou nepatrnými. Tento stav se nazývá konvergence [20].

6.1 Modelování turbulence

Turbulentní proudění, stejně jako laminární proudy, lze popsat přímo pomocí Navierových-Stokesových rovnic. Avšak kvůli kolísání toku v prostoru a čase přímá numerická simulace (neboli DNS, *direct numerical simulation*) vyžaduje obrovské výpočetní kapacity a je v současnosti možná pouze pro jednoduché geometrie [20].

Alternativou je řešení Navierových-Stokesových rovnic pro průměrované hodnoty RANS (*Reynolds averaged Navier-Stokes*). Při modelování RANS jsou všechny turbulentní struktury vyloučeny z proudění, což umožňuje získat hladké změny hodnot toku. Nicméně proces průměrování zavádí do rovnic další neznámé, které musí být poskytnuty vhodnými modely turbulence [21].

Další metodou modelování turbulentního proudění je SRS (*Scale-Resolving Simulation*) model, ve kterém se část turbulentního spektra vypočítává. Příkladem je LES (*Large Eddy Simulation*), kde se velké víry vypočítávají přímo a efekty malých vírů se modelují [21].

V průmyslu jsou nejpoužívanější RANS modely $k - \varepsilon$ a $k - \omega$. V těchto modelech se řeší dvě dodatečné rovnice kontinuity s využitím kinetické energie turbulence (k) a rychlosti disipace (ε) nebo specifické rychlosti disipace (ω) [21].

7 Tvorba výpočetního modelu

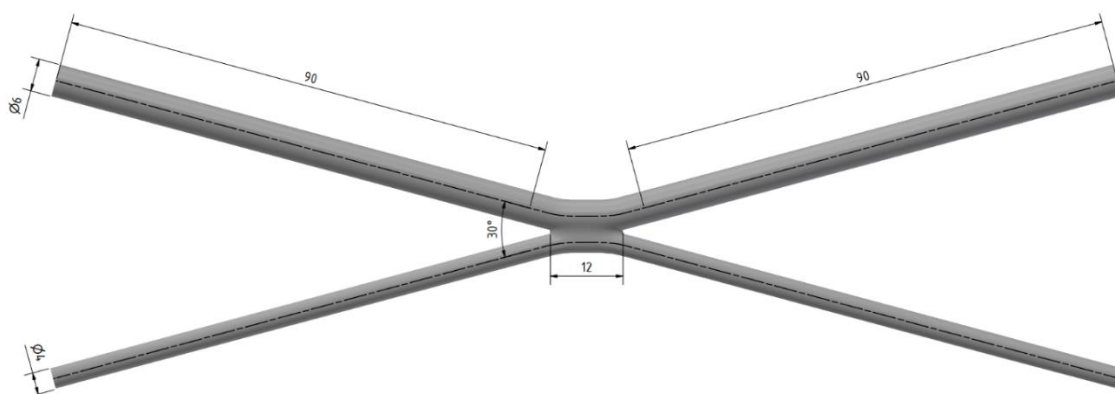
V této práci byla pro další výpočet proudového pole pomocí CFD zvolena radiocefalická arteriovenózní fistule spojená bok po boku.

Vnitřní část idealizované arteriovenózní fistule byla modelována v programu Autodesk Inventor. Následně byl model fistule importován do programu Ansys Spaceclaim pro nastavení zón modelu a převedení z formátu STL do formátu PMDB.

Stacionární výpočet byl proveden v programu Ansys Fluent pro systolu a diastolu algoritmem SIMPLE. Proudící tekutinou byla zvolena newtonská tekutina s hustotou $\rho = 1\,050 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ a dynamickou viskozitou $\eta = 0,0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Pružné vlastnosti cévních stěn byly zanedbány.

7.1 Tvorba geometrie

Na základě literatury [13] [22] byly stanoveny rozměry tepny, žíly arteriovenózní fistule a délka spojení: průměr tepny d_a je 4 mm , průměr žíly d_v je 6 mm , délka spojení je 12 mm . Na základě konzultací byla zvolena vzdálenost od fistule pro modelování $15 \cdot d_{max} = 90 \text{ mm}$ a úhel mezi tepnou a žílou $\gamma = 30^\circ$.

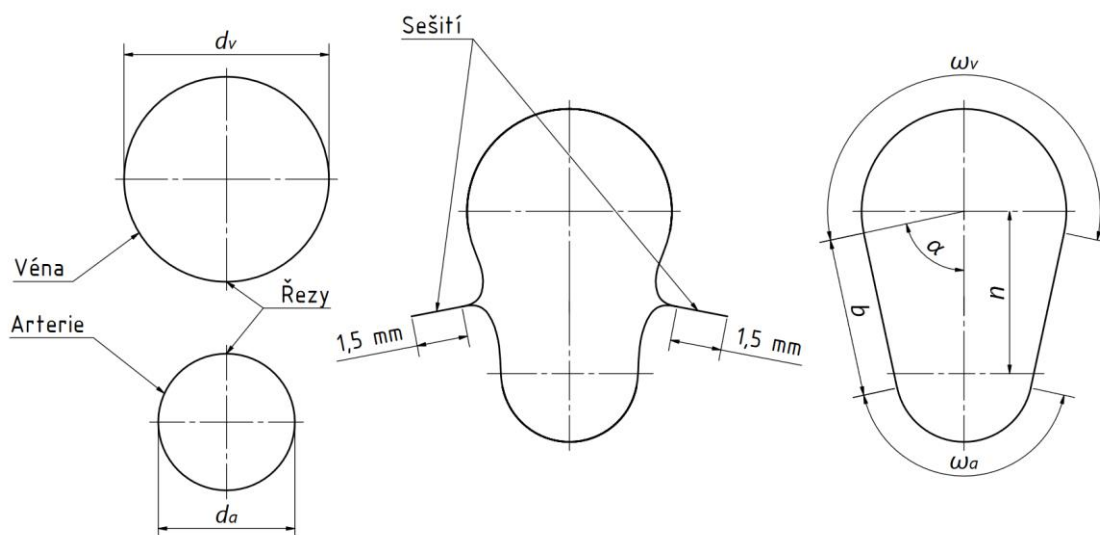


Obrázek 13 Geometrie vytvořeného modelu

Pro vytvoření arteriovenózní fistule je nutné naříznout arterii a žílu a sešít stěnu arterie se stěnou žíly. Pro chirurgické sešití stěn je nutný malý odstup od okraje stěny. Po konzultaci s vedoucí práce byl tento odstup zvolen za $1,5 \text{ mm}$. Tedy po sešití se obvod příčného řezu fistule zmenší o 6 mm (o 3 mm se zmenší obvod arteriální části a o 3 mm obvod žilní části).

Jelikož obvod sestává pouze ze stěn arterie a žíly, jeho hodnota po zohlednění sešití je

$$l = (\pi \cdot d_a - 3) + (\pi \cdot d_v - 3) = (\pi \cdot 4 - 3) + (\pi \cdot 6 - 3) \doteq 25,416 \text{ mm} \quad (11)$$



Obrázek 14 Schematické zobrazení řezu fistule pro výpočet obvodu

Také obvod příčného řezu lze vypočítat jako

$$l = \omega_v + \omega_a + 2 \cdot b \quad (12)$$

Úhel α lze vyjádřit jako

$$\alpha = \arccos \frac{\frac{d_v}{2} - \frac{d_a}{2}}{x} \quad (13)$$

Po zavedení úhlu α lze určit ω_v , ω_a a b

$$\omega_v = (2 \cdot \pi - 2 \cdot \alpha) \cdot \frac{d_v}{2} = (\pi - \alpha) \cdot d_v \quad (14)$$

$$\omega_a = 2 \cdot \alpha \cdot \frac{d_a}{2} = \alpha \cdot d_a \quad (15)$$

$$b = \left(\frac{d_v}{2} - \frac{d_a}{2} \right) \cdot \tan(\alpha) \quad (16)$$

$$l = (\pi - \alpha) \cdot d_v + \alpha \cdot d_a + 2 \left(\frac{d_v}{2} - \frac{d_a}{2} \right) \cdot \tan(\alpha) = 25,416 \text{ mm} \quad (17)$$

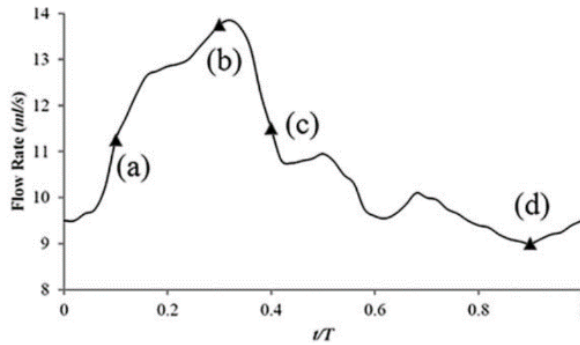
Po dosažení rovnice (13) do rovnice (17) lze určit vzdálenost os cév v oblasti fistule n

$$n = 4,748 \text{ mm}$$

7.2 Okrajové podmínky

Okrajové podmínky jsou zvoleny na základě literatury [22] [23].

Krev vstupuje do arteriovenózní fistule z proximální části arterie, přičemž 5 % z vstupní krve jde do distální části. Průtok odpovídající systolickým proudovým podmínkám byl zvolen jako průtok při systolickém vrcholu (b) a pro diastolické proudové podmínky byl zvolen bod diastoly (d).



Obrázek 15 Charakteristický pulzující profil průtoku v arteriovenózní fistuli: (a) – systolické zrychlení, (b) – systolický vrchol, (c) – systolické zpomalení, (d) – diastola [23]

Krevní průtok pro systolu a diastolu uvedeny v literatuře byl přepočten pro danou geometrii pomocí vztahu:

$$\dot{V} = v \cdot S = v \cdot \pi \cdot \frac{d^2}{4} \quad (18)$$

kde v je rychlost proudění, S je průřez cévy, d je průměr cévy.

Pro systolu je rychlost proudění na vstupu do arterie $v_{aps} = 1,114 \frac{m}{s}$, rychlost proudění na výstupu z distální části arterie je $v_{ads} = 0,0557 \frac{m}{s}$.

Pro diastolu je rychlost proudění na vstupu do arterie $v_{apd} = 0,7161 \frac{m}{s}$, rychlost proudění na výstupu z distální části arterie je $v_{add} = 0,03581 \frac{m}{s}$.

Na proximální straně žíly byl nastaven tlakový výstup $0 Pa$. Vzhledem k menšímu průtoku distální části žíly a časté ligaci na distální straně žíly byla nastavena podmínka *wall*, neboli nulový průtok.

Stěny modelu jsou statické a rychlost proudění na stěnách je nulová.

Z daných okrajových podmínek a geometrie lze určit Reynoldsova čísla pro průtok v arterii během systoly a diastoly.

Pro systolu:

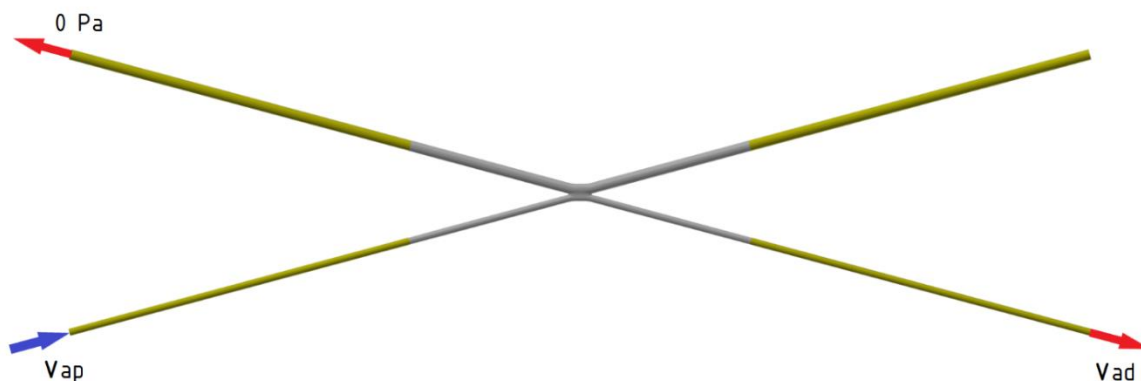
$$Re = \frac{1,114 \cdot 0,004 \cdot 1\,050}{0,0035} \doteq 1\,337$$

Pro diastolu:

$$Re = \frac{0,7161 \cdot 0,004 \cdot 1\,050}{0,0035} \doteq 859$$

Na vstupech a výstupech modelu byly přidány rozběhové délky vypočtené pomocí Schillerova vzorku (5):

$$x_v = 0,025 \cdot 1\,337 \cdot 6 \doteq 201 \text{ mm}$$



Obrázek 16 Rozběhové délky (žluté) a okrajové podmínky

7.3 Síťování

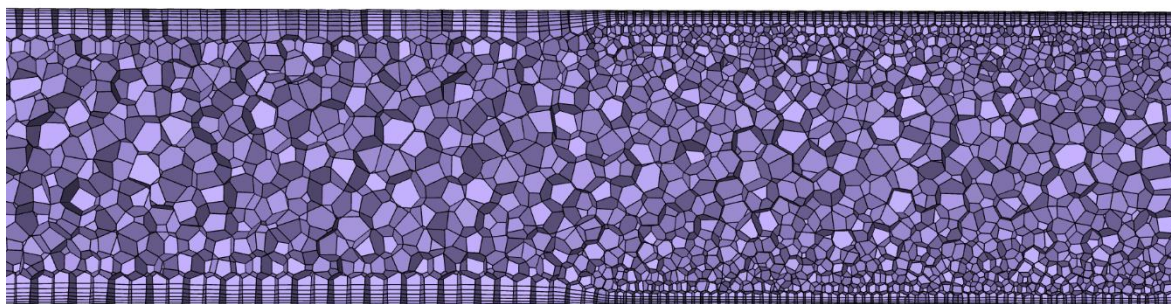
Pro další práce s modelem je potřeba vytvořit objemovou síť a zvolit vhodné parametry síťování.

Do programu Ansys Fluent 2023 R2 byl importován model arteriovenózní fistule s rozběhovými délkami a bylo vytvořeno několik povrchových sítí. Při importu bylo nastaveno několik parametrů: minimální a maximální rozměr buněk, *curvature* a *growth rate*.

Parametr *curvature* určuje maximální normálový úhel mezi sousedními buňky a byl nastaven 10° .

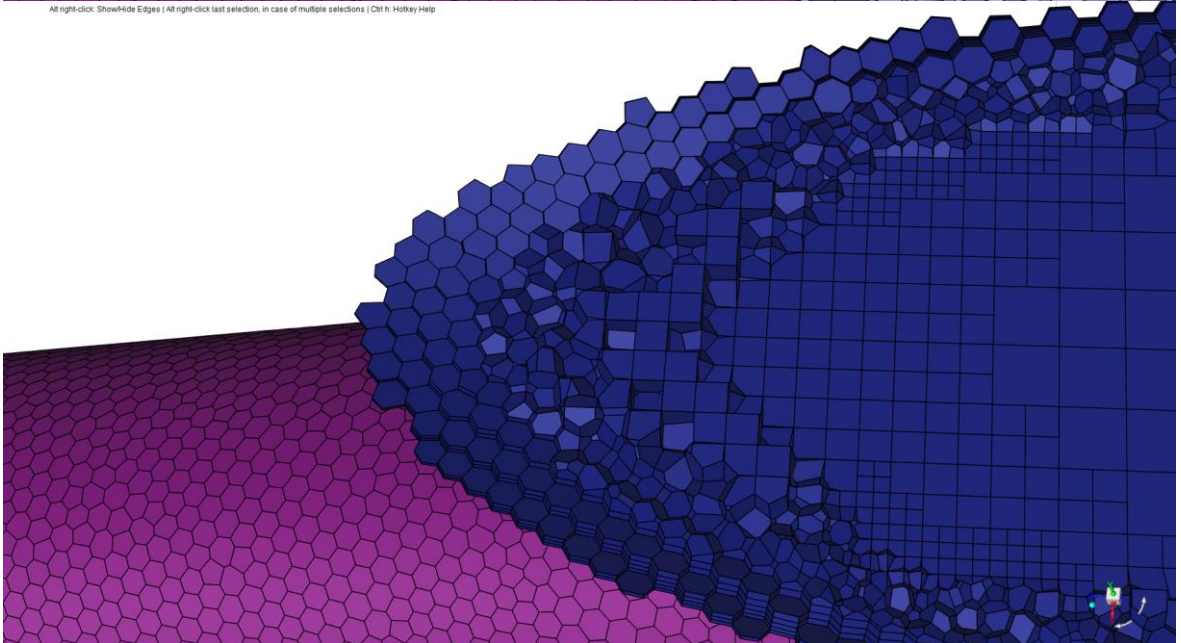
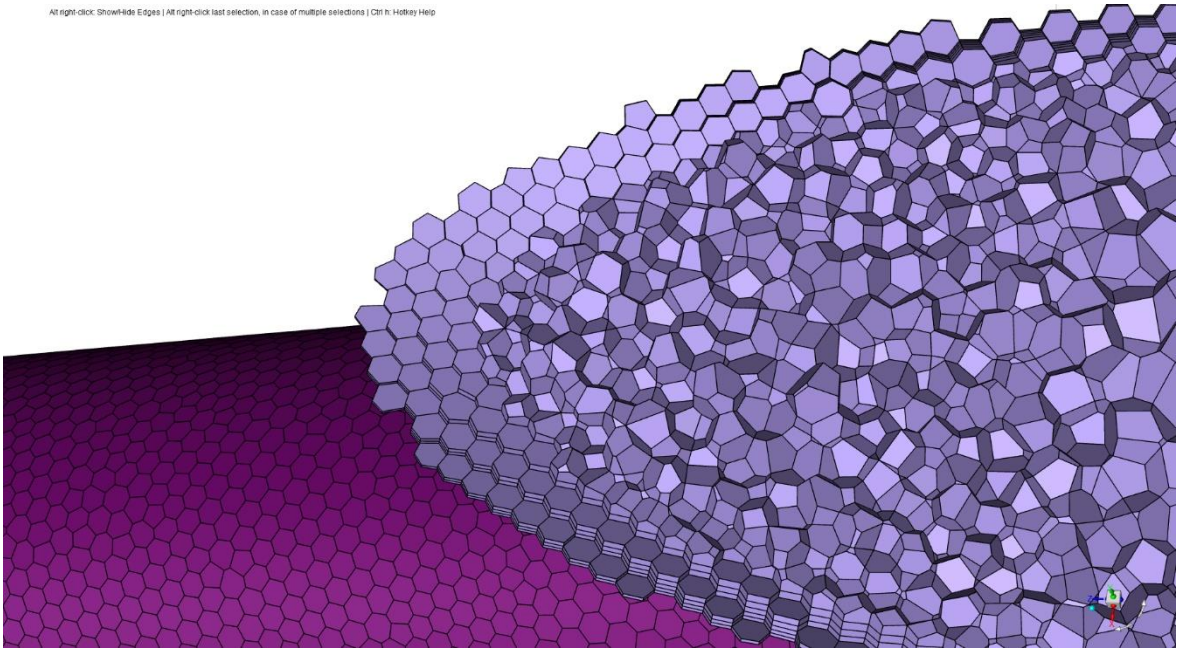
Parametr *growth rate* určuje maximální poměr rozměrů sousedních buněk a byl nastaven 1,2.

Také byla využita podmínka *BOI* (*body of influence*), pomocí které lze zjemnit síť ve zkoumané oblasti.



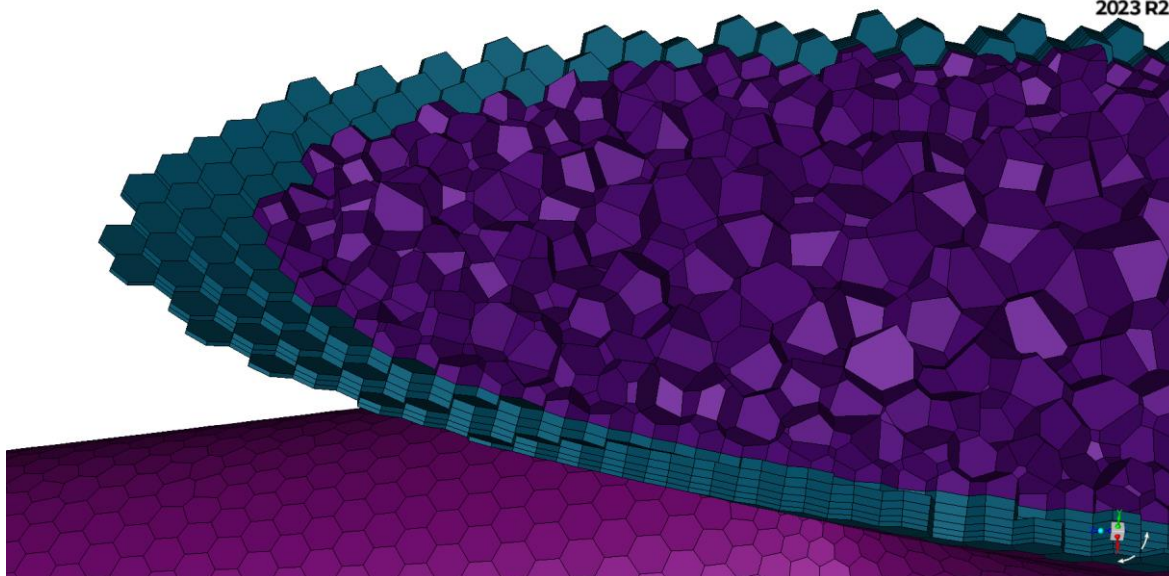
Obrázek 17 Přechod mezi rozběhovou délkou (zleva) a modelem (zprava), který byl označen jako *BOI*

Na základě povrchových sítí byly vytvořeny nestruturované (*Polyhedra*) a hybridní (*Polyhexcore*) objemové sítě. Polyhexcore síť je tvořena šestistěny a mnohostěny, polyhedrální síť je tvořena mnohostěny.



Obrázek 18 Polyhedrální (nahore) a polyhexcore (dole) síť

V obou případech byla oblast poblíž stěn tvořena hranoly pro lepší zachycení toku mezními vrstvami. Počet prizmatických vrstev byl zvolen tak, aby se parametr *Growth rate* nacházel v rozmezí 3 až 5.



Obrázek 19 Hraniční vrstva z hranolů (modře) a polyhedrální část (fialově)

Nejdříve byl zpuštěn výpočet na laminárním modelu, ale u řešení nebyla splněna podmínka konvergence. Proto byl zvolen turbulentní model *Transition SST* ($\gamma - Re_{\theta}$). Tento model je založen na modelu *SST* $k - \omega$ s přidáním dvou dalších rovnic a je vhodný pro modelování přechodového proudění mezi laminárním a turbulentním.

7.4 Testování sítí

Z několika sítí je třeba vybrat neoptimálnější z hlediska přesnosti výpočtu a výpočetního času pro další výpočty. Testování sítí lze provést na základě porovnání rychlostních profilů a smykových napětí na stěně získaných z různě velkých sítí.

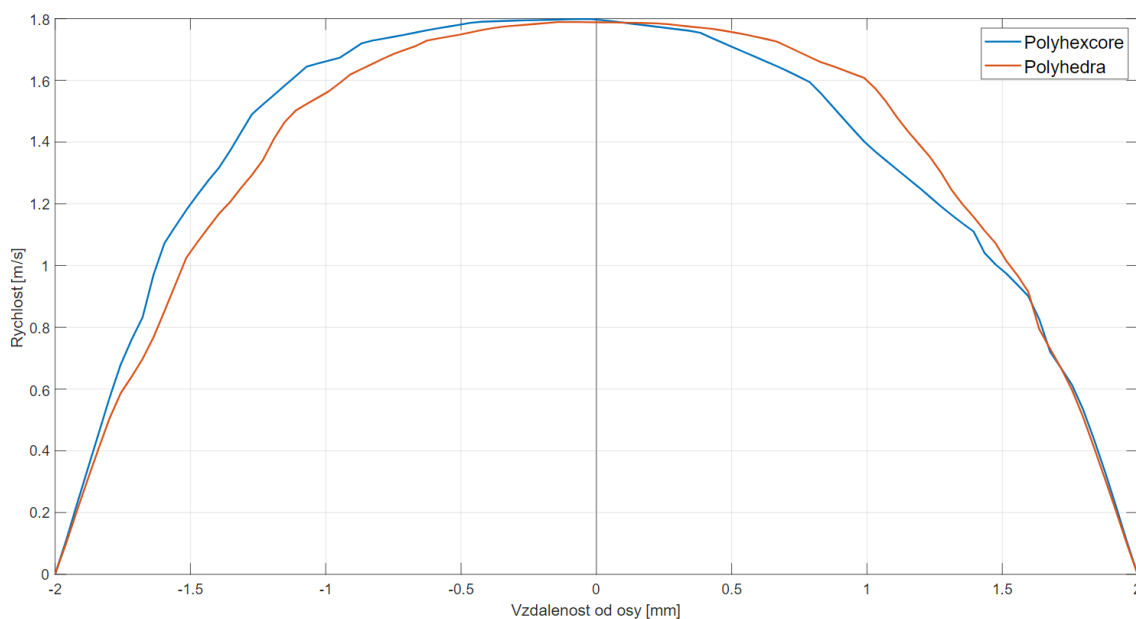
7.4.1 Porovnání polyhedrální a polyhexcore sítě

Nejdříve byly vytvořeny polyhedrální a polyhexcore sítě pro výběr typu sítě (nestrukturovaná nebo hybridní síť) pro další testování. Vytvořené sítě mají následující parametry.

Tabulka 1 Parametry polyhedrální a polyhexcore sítě

Typ sítě	Maximální rozměr buňky [mm]	Minimální ortogonální kvalita	Počet buněk
Polyhedra	0,5	0,37	2 631 271
Polyhexcore	0,5	0,21	3 241 985

Na výstupu z rozběhové délky na proximální arterii by měl být vyvinutý rychlostní profil. Očekává se, že vyvinutý rychlostní profil bude symetrický vzhledem k ose cévy. Rychlostní profily získané na konci rozběhové délky na polyhedrální a polyhexcore sítě jsou znázorněny na obrázku níže. Osy cév označeny čerchovaně na obrázku 13.



Obrázek 20 Rychlostní profily na konci rozběhové délky

Polyhedrální síť při porovnání s polyhexcore sítí lépe odpovídá teoretickému vyvinutému rychlostnímu profilu z hlediska symetrie. V důsledku toho bylo další testování sítí zaměřeno na polyhedrální síť.

Celkem byly vytvořeny 4 polyhedrální sítě s různým počtem buněk. Parametry vytvořených sítí jsou uvedeny v následující tabulce.

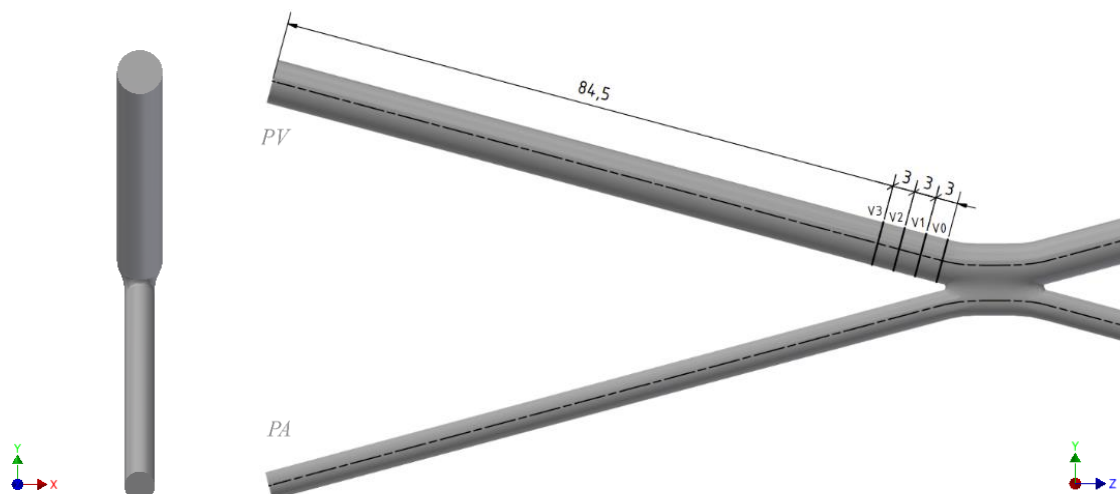
Tabulka 2 Parametry vytvořených polyhedrálních sítí

Síť č.	Maximální rozměr buňky [mm]	Minimální ortogonální kvalita	Počet buněk
1	1,2	0,2	491 917
2	1,0	0,38	1 064 236
3	0,8	0,22	1 629 936
4	0,5	0,37	2 631 271

Pro testování sítí bylo provedeno porovnání rychlostních profilů a smykových napětí na stěně na proximální části vény blízko fistuli.

7.4.2 Rychlostní profily

Rychlostní profily byly vytvořeny na úsečkách V0 až V3 kolmých na osu vény a osu x. Úsečky se nacházejí ve vzdálenosti 84,5 až 93,5 mm od výstupu z proximální vény (PV).



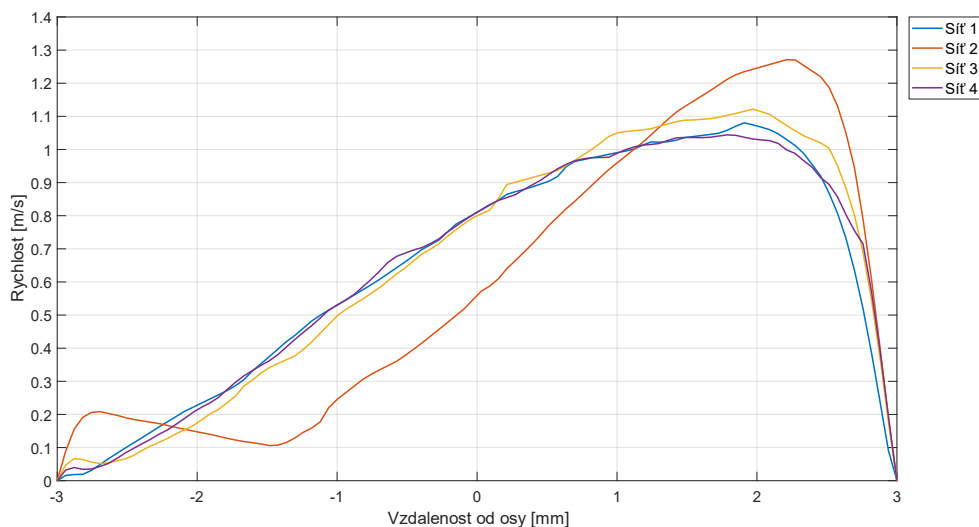
Obrázek 21 Umístění úseček V0 až V3

Rychlostní profily jednotlivých sítí byly porovnávány se sítí s největším počtem buněk (sít' č.4). Pro každý bod úsečky byl spočítán procentuální rozdíl rychlosti pomocí vztahu

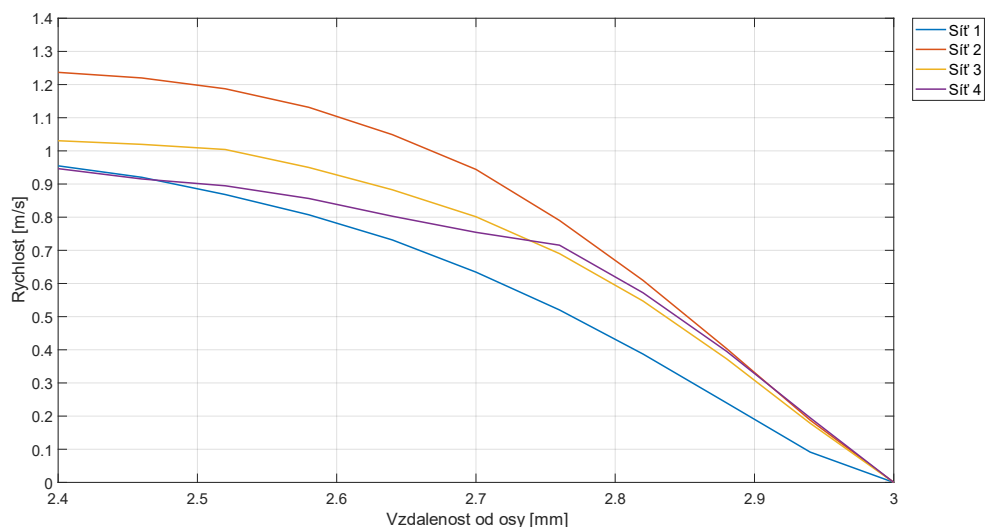
$$\Delta_i = \frac{x_i - x_4}{x_4} \cdot 100 \% \quad (19)$$

kde x_i je rychlost v daném bodě i-té sítě, x_4 je rychlost v daném bodě nejjemnější sítě.

Rychlostní profily ze všech sítí na úsečce V1 jsou zobrazeny níže. Vzdálenost od osy je orientována směrem od arterie (neboli nejvzdálenější bod od arterie na úsečce má vzdálenost 3 mm, nejbližší má vzdálenost -3 mm).

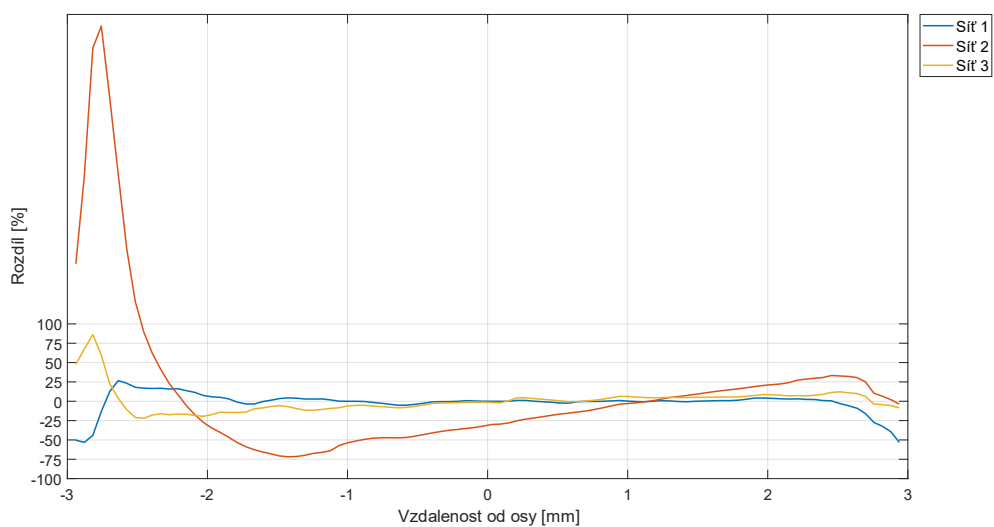


Obrázek 22 Rychlostní profily na úsečce V1



Obrázek 23 Detail rychlostních profilů v blízkosti stěny (+3 mm) na úsečce V1

Procentuální rozdíl rychlosti jednotlivých sítí oproti nejjemnější síti na úsečce V1 je zobrazen níže.



Obrázek 24 Rozdíl rychlosti na úsečce V1

Největší procentuální rozdíly vznikají v blízkosti stěn, protože jsou v těchto místech malé rychlosti.

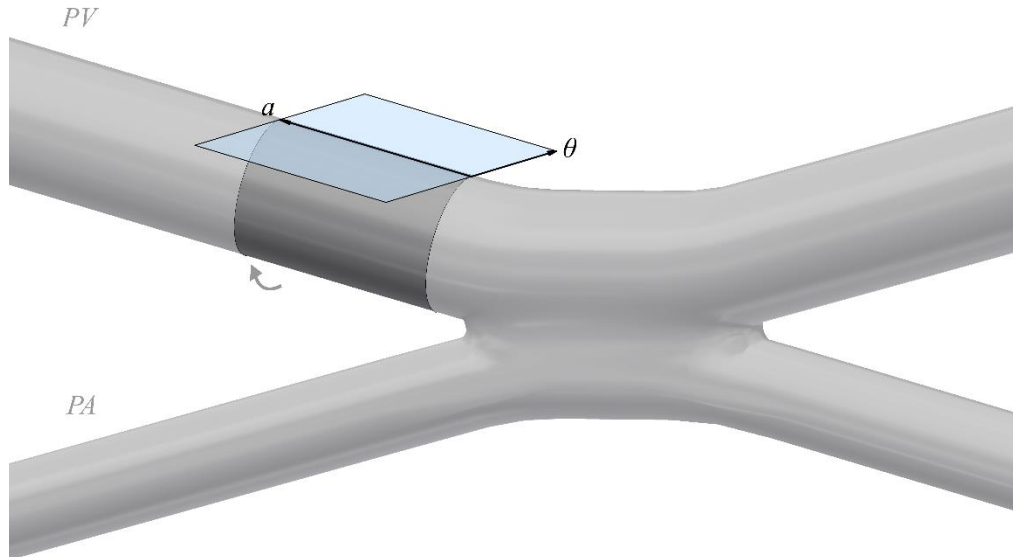
V tabulce je vypsán maximální rozdíl rychlostí ze všech úseček pro jednotlivé sítě.

Tabulka 3 Maximální procentuální rozdíly rychlostí u vytvořených sítí

Sít' č.	Maximální rozměr buňky [mm]	Minimální ortogonální kvalita	Počet buněk	Maximální rozdíl rychlosti [%]
1	1,2	0,2	491 917	53
2	1,0	0,38	1 064 236	485
3	0,8	0,22	1 629 936	86
4	0,5	0,37	2 631 271	-

7.4.3 Smykové napětí

Smykové napětí na stěně bylo porovnáno na cylindrické ploše mezi úsečkami V0 a V3. Pro zobrazení smykového napětí byla cylindrická plocha rozvinuta (viz obrázek 25).



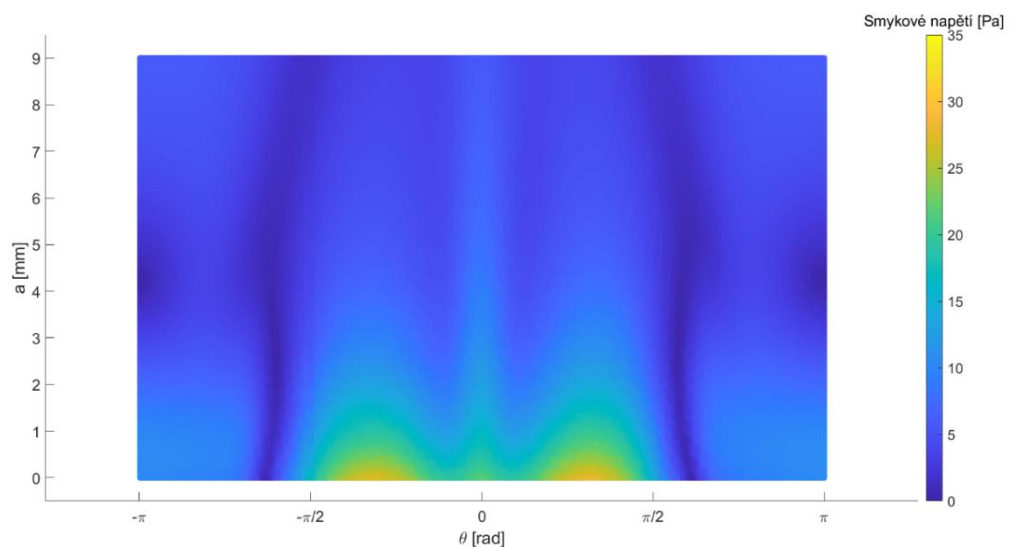
Obrázek 25 Schematické zobrazení rozvinutí plochy

Podobně byl pro každý bod cylindrické plochy vypočten procentuální rozdíl smykového napětí v porovnání s nejjemnější sítí pomocí vztahu

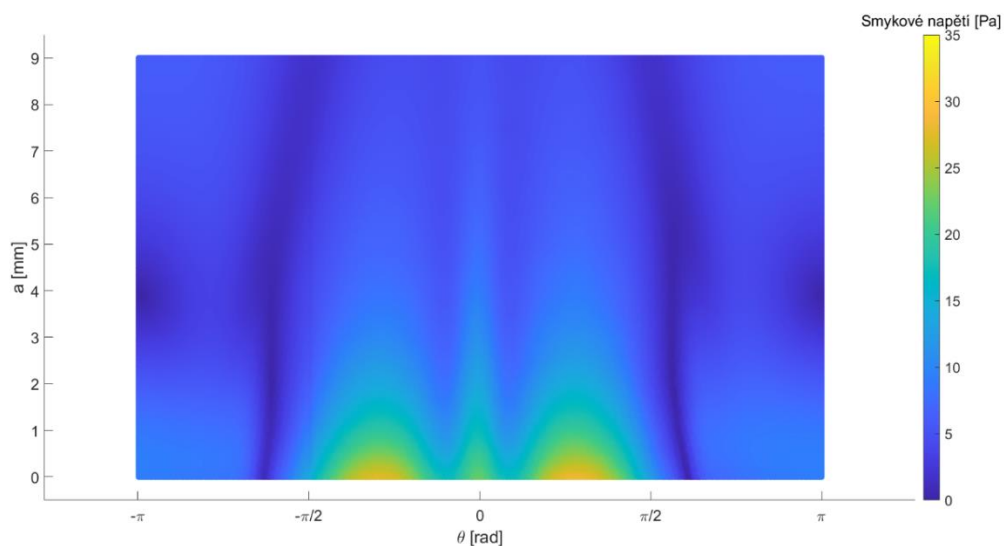
$$\Delta_i = \frac{|x_i - x_4|}{x_4} \cdot 100 \% \quad (20)$$

kde x_i je smykové napětí v daném bodě i -té sítě, x_4 je smykové napětí v daném bodě nejjemnější sítě.

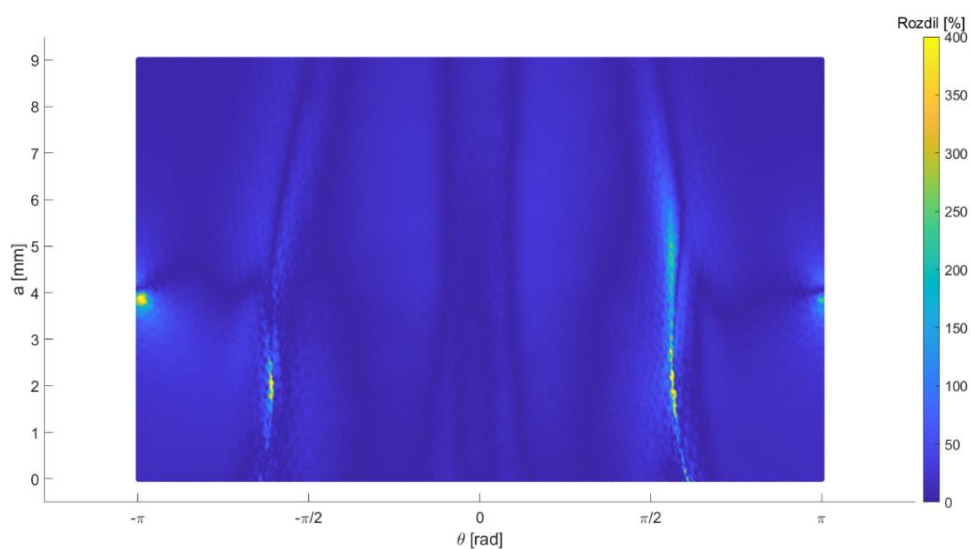
Smykové napětí na stěně spočítané na síti č. 3 a č. 4 a procentuální rozdíl mezi sítěmi jsou zobrazeny níže. Maximální rozdíl smykového napětí pro zobrazení byl ohraničen 400 %.



Obrázek 26 Smykové napětí na síti č. 3



Obrázek 27 Smykové napětí na síti č. 4



Obrázek 28 Procentuální rozdíl smykového napětí na stěně pro síť č. 3

Největší procentuální rozdíly smykového napětí na stěně vznikají v oblastech nejnižších hodnot smykových napětí.

V tabulce jsou vypsány maximální rozdíl smykového napětí na stěně a maximální procentuální rozdíl smykového napětí na stěně pro jednotlivou síť.

Rozdíl smykového napětí byl vypočten jako

$$\Delta_{abs_i} = x_i - x_4 \quad (21)$$

kde x_i je smykové napětí v daném bodě i -té sítě, x_4 je smykové napětí v daném bodě nejjemnější sítě.

Tabulka 4 Maximální rozdíly smykových napětí na stěně u vytvořených sítí

Sít' č.	Maximální rozměr buňky [mm]	Minimální ortogonální kvalita	Počet buněk	Maximální rozdíl Δ_{absi} [Pa]	Maximální procentuální rozdíl Δ_i [%]
1	1,2	0,2	491 917	5,2	11 583
2	1,0	0,38	1 064 236	11,7	65 026
3	0,8	0,22	1 629 936	4	8 336
4	0,5	0,37	2 631 271	-	-

7.4.4 Závěr

Nejmenší rozdíl rychlosti v porovnání s nejjemnější sítí mají sítě č. 1 a č. 3. Avšak vzhledem k tomu, že v blízkosti stěny rychlost vypočítaná na síti č. 3 více odpovídá nejjemnější síti oproti síti č. 1, byla preferována síť č. 3.

Maximální procentuální rozdíl rychlosti u sítě č. 3 je na úsečce $V1$ a je roven 86 % (ve vzdálenosti $-2,8\text{ mm}$ od osy, rychlost na síti č. 1 je $0,06\text{ m/s}$, na síti č. 4 je $0,03\text{ m/s}$). Rozdíl od maximální hodnoty rychlosti na úsečce je 3 %.

Nejmenší rozdíl smykového napětí na stěně v porovnání s nejjemnější sítí má také síť č. 3.

Maximální procentuální rozdíl smykového napětí na stěně u sítě č. 3 ve zkoumané oblasti je 8 337 % ($\theta = -0,6\pi$, $a = 2,1\text{ mm}$, smykové napětí u sítě č. 3 je $1,1\text{ Pa}$, u sítě č. 4 je $0,01\text{ Pa}$). Rozdíl od maximální hodnoty smykového napětí na stěně ve zkoumané oblasti je 4 %.

Maximální rozdíl smykového napětí na stěně u sítě č. 3 ve zkoumané oblasti je 4 Pa ($\theta = 0,5\pi$, $a = 0,1\text{ mm}$, smykové napětí u sítě č. 3 je $21,1\text{ Pa}$, u sítě č. 4 je $17,1\text{ Pa}$). Rozdíl od maximální hodnoty smykového napětí na stěně ve zkoumané oblasti je 14 %.

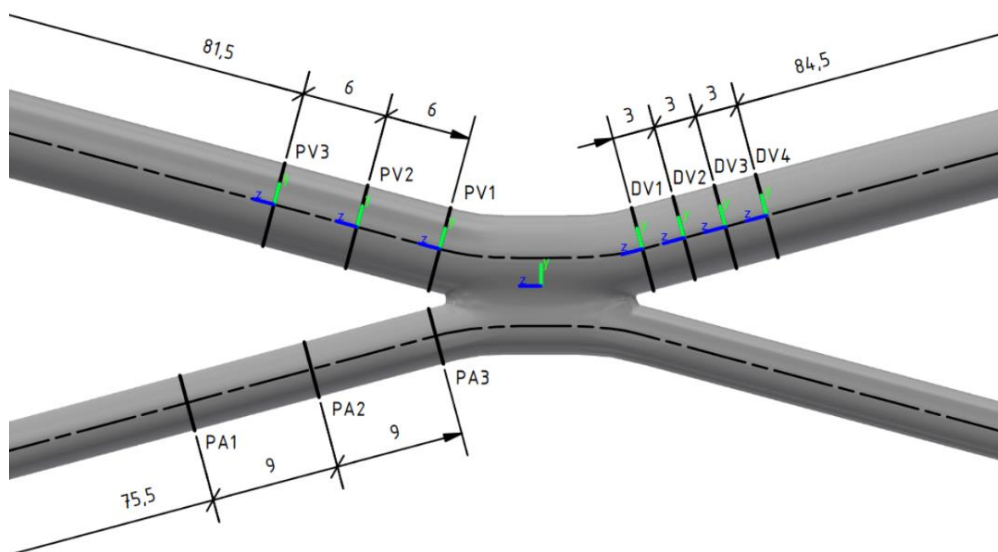
Síť č. 3 vykazuje nejmenší rozdíly od maximální hodnoty rychlosti i smykového napětí na stěně při porovnání s nejjemnější sítí oproti dalším zkoumaným sítím. Vzhledem k tomu, že výpočet na síti č. 4 sice může být přesnější, ale vyžaduje výrazně více času, byla pro další výpočty vybrána síť č. 3.

8 Popis výsledků

8.1 Proudové pole

Proudové pole bylo zkoumáno pro systolický a diastolický režim proudění ve třech oblastech: v oblasti proximální arterie (*PA*), v oblasti proximální vény (*PV*) a v oblasti distální vény (*DV*). Také proudové pole bylo zkoumáno na rovině symetrie modelu ($x = 0 \text{ mm}$).

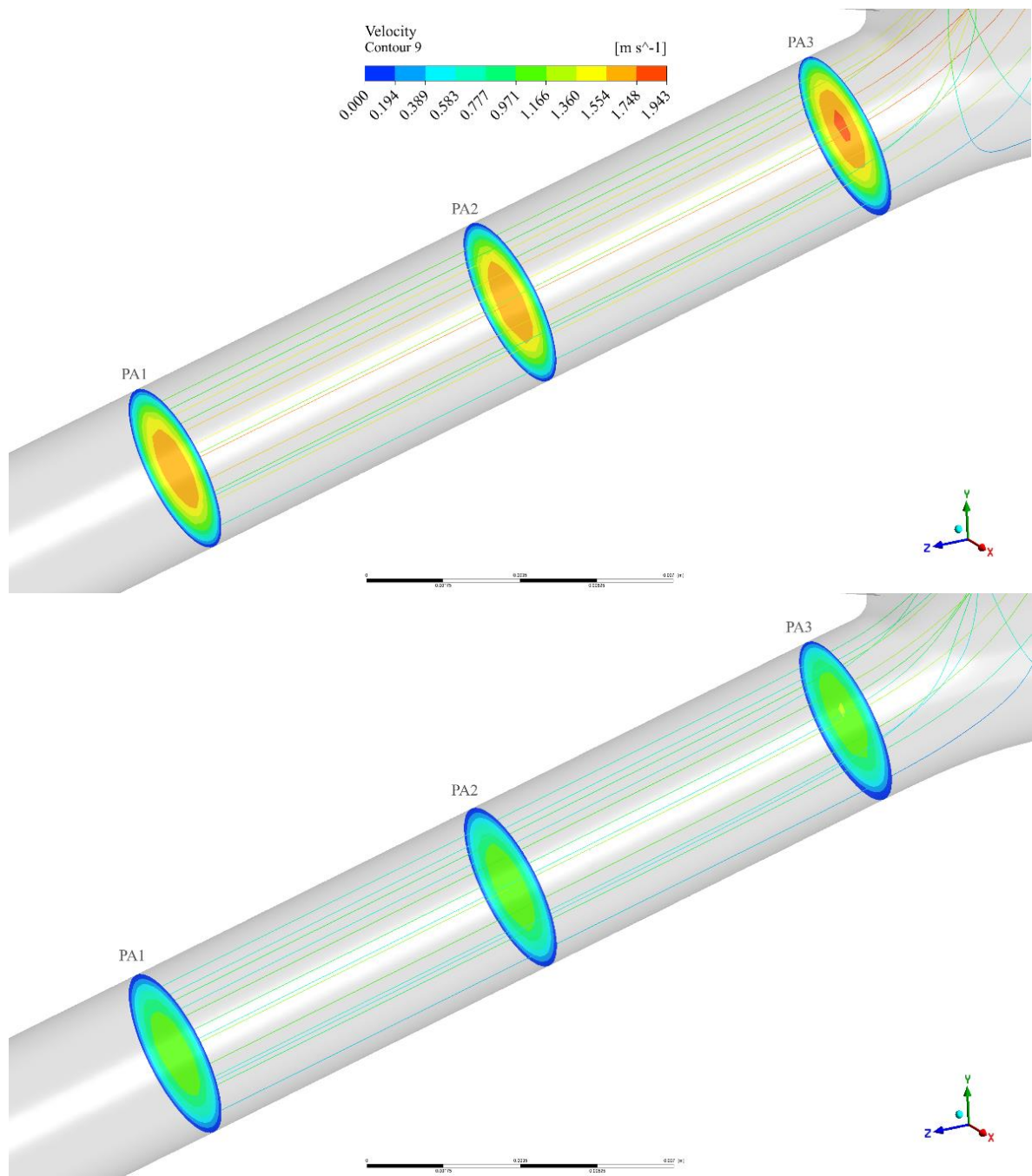
Umístění zkoumaných řezů s lokálními souřadnicovými systémy je zobrazeno na obrázku níže.



Obrázek 29 Umístění řezů pro popis proudového pole

8.1.1 Oblast proximální arterie

Na obrázku 30 jsou zobrazeny kontury celkové rychlosti na řezech *PA1*, *PA2*, *PA3* proximální arterii a proudové čáry. Nahoře je zobrazeno proudové pole pro systolické proudění, dole – pro diastolické proudění.

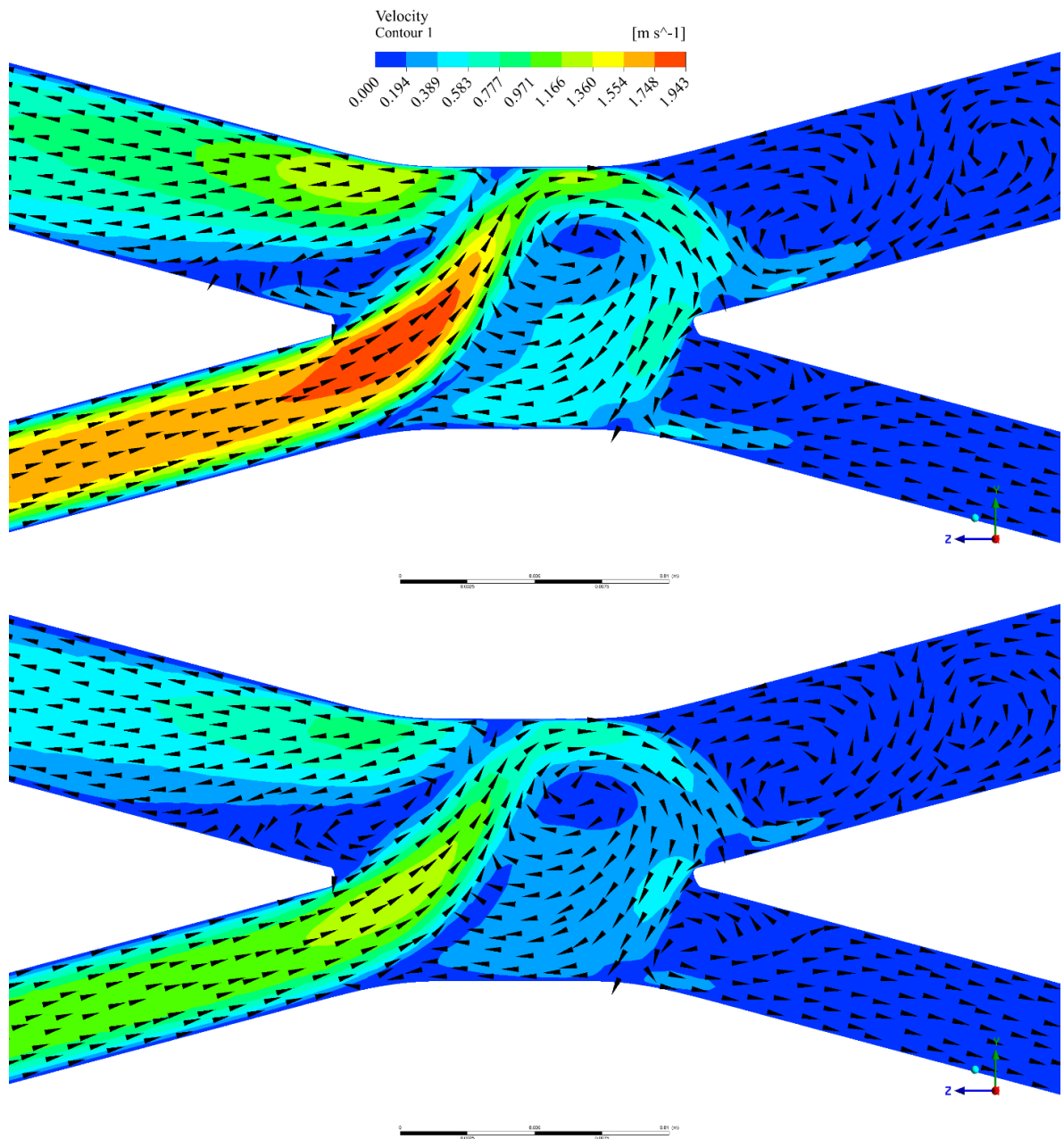


Obrázek 30 Proudové pole na proximální arterii

Řezy *PA1* a *PA2* zobrazují identické rychlostní profily, což naznačuje, že předchozí rozběhová délka byla dostatečná pro vytvoření rozvinutého rychlostního profilu. Stabilita proudových čar mezi řezy *PA1* a *PA2* to také potvrzuje. Rychlost toku krve je rovnoměrně rozložena v průřezu arterie, s maximální rychlostí ve středu a postupným snižováním směrem k stěně. Řez *PA3* ukazuje zvýšení rychlosti toku krve při přiblížení k fistule.

8.1.2 Rovina symetrie

Na obrázku 31 jsou zobrazeny kontury celkové rychlosti na rovině symetrie a normalizované vektory ukazující tangenciální složku rychlosti. Nahoře je zobrazeno proudové pole pro systolické proudění, dole – pro diastolické proudění.

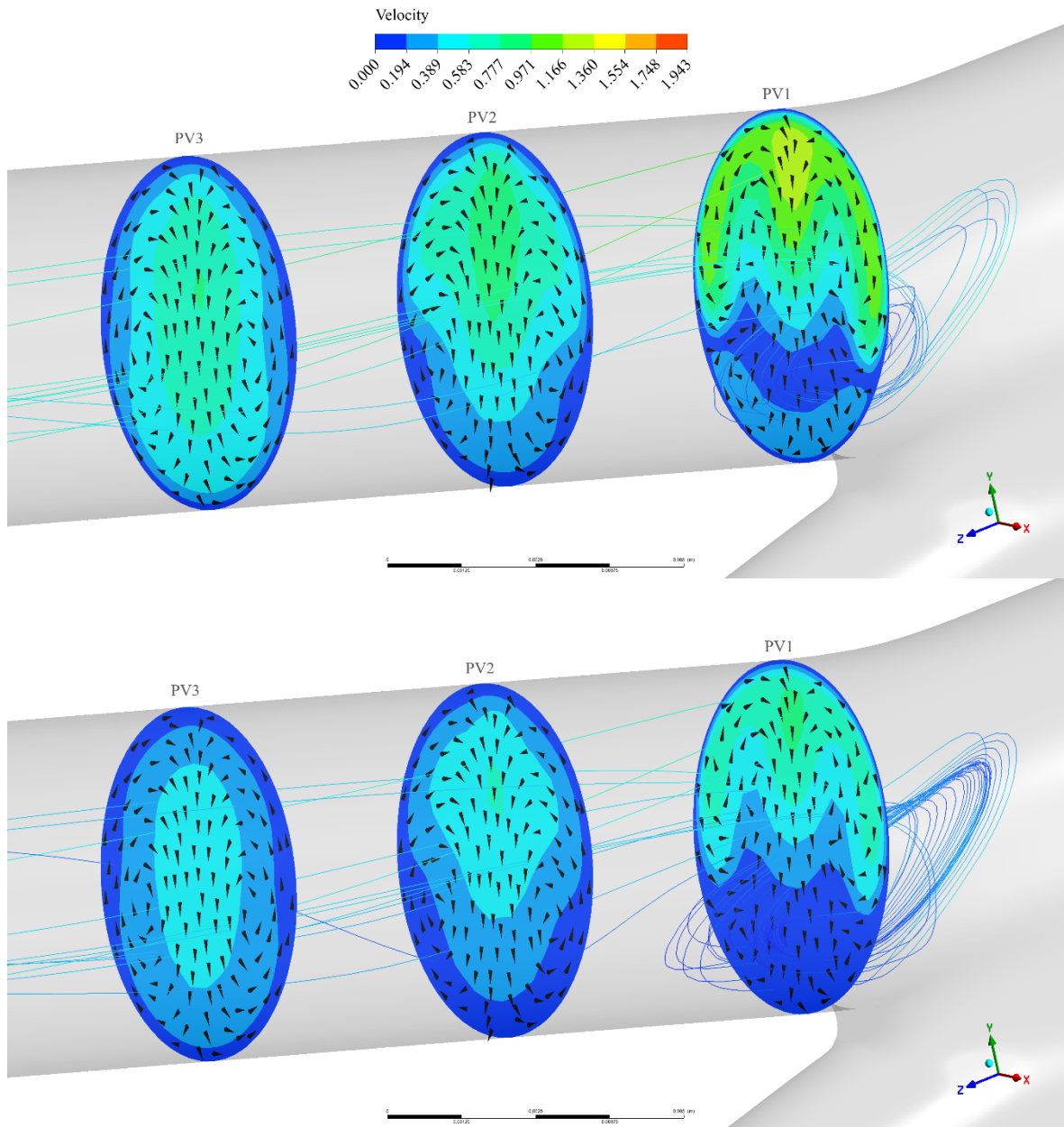


Obrázek 31 Proudové pole na rovině symetrie

Při vstupu do oblasti fistuly dochází k prudkému zvýšení rychlosti proudění a změně směru proudění. Tok se směřuje do horní části fistuly, což vede k nárazovému působení toku na horní stěnu cévy, kde se tok dělí na dvě části. Část toku směřuje do proximální žíly, přičemž část toho toku v dolní části žíly mění směr a tím vytváří vířivou strukturu v proximální části fistuly. Zbývající tok směřuje zpět do dolní části fistuly, a tím vytváří velký vír v centru fistuly. Přitom část toku naráží na stěnu distální žíly a vytváří vír v distální žíle. Tok také naráží na dolní stěnu distální tepny. Náraz toku na stěnu, zejména v podmínkách nestacionárního proudění, kde se rychlost proudění neustále mění, způsobuje lokální zvýšení smykového napětí na stěně, které bude dále uvedeno v kapitole o smykovém napětí na stěně.

8.1.3 Oblast proximální vény

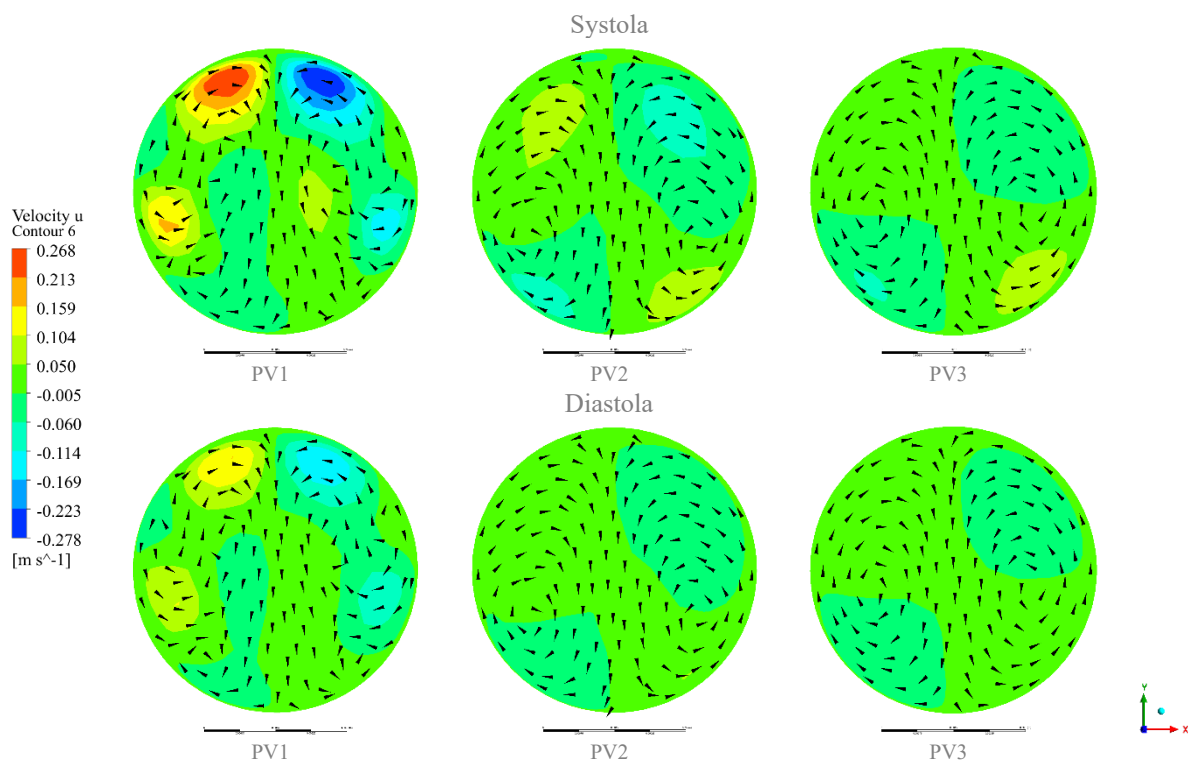
Na obrázku 32 jsou zobrazeny kontury celkové rychlosti na řezech *PV1*, *PV2*, *PV3* proximální vény a normalizované vektory ukazující tangenciální složku rychlosti. Na obrázku jsou také zobrazeny proudové čáry. Nahoře je zobrazeno proudové pole pro systolické proudění, dole – pro diastolické proudění.



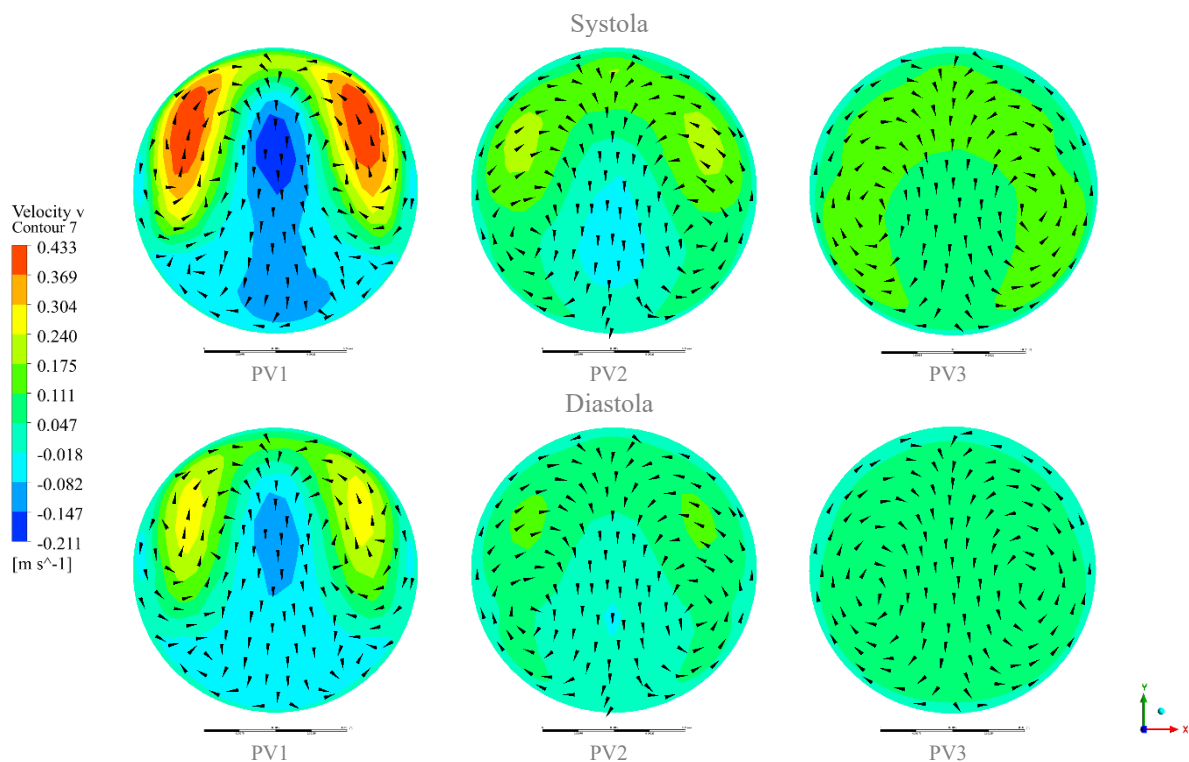
Obrázek 32 Proudové pole na proximální větě

Na řezu *PV1*, který se nachází přímo u fistuly, je patrný intenzivní tok krve, který se postupně přesouvá z horní části žíly do středu. Proudové čáry v této oblasti naznačují vír, kde krev ze středu pokračuje v pohybu dolů a vrací se zpět směrem k fistule.

Na dalších dvou obrázcích jsou zobrazeny kontury rychlosti ve vodorovném a svislém směru (osa x a osa y lokálního souřadnicového systému) na daných řezech a normalizované vektory ukazující tangenciální složku rychlosti.



Obrázek 33 Proudové pole na proximální větě s rychlostmi ve směru x



Obrázek 34 Proudové pole na proximální větě s rychlostmi ve směru y

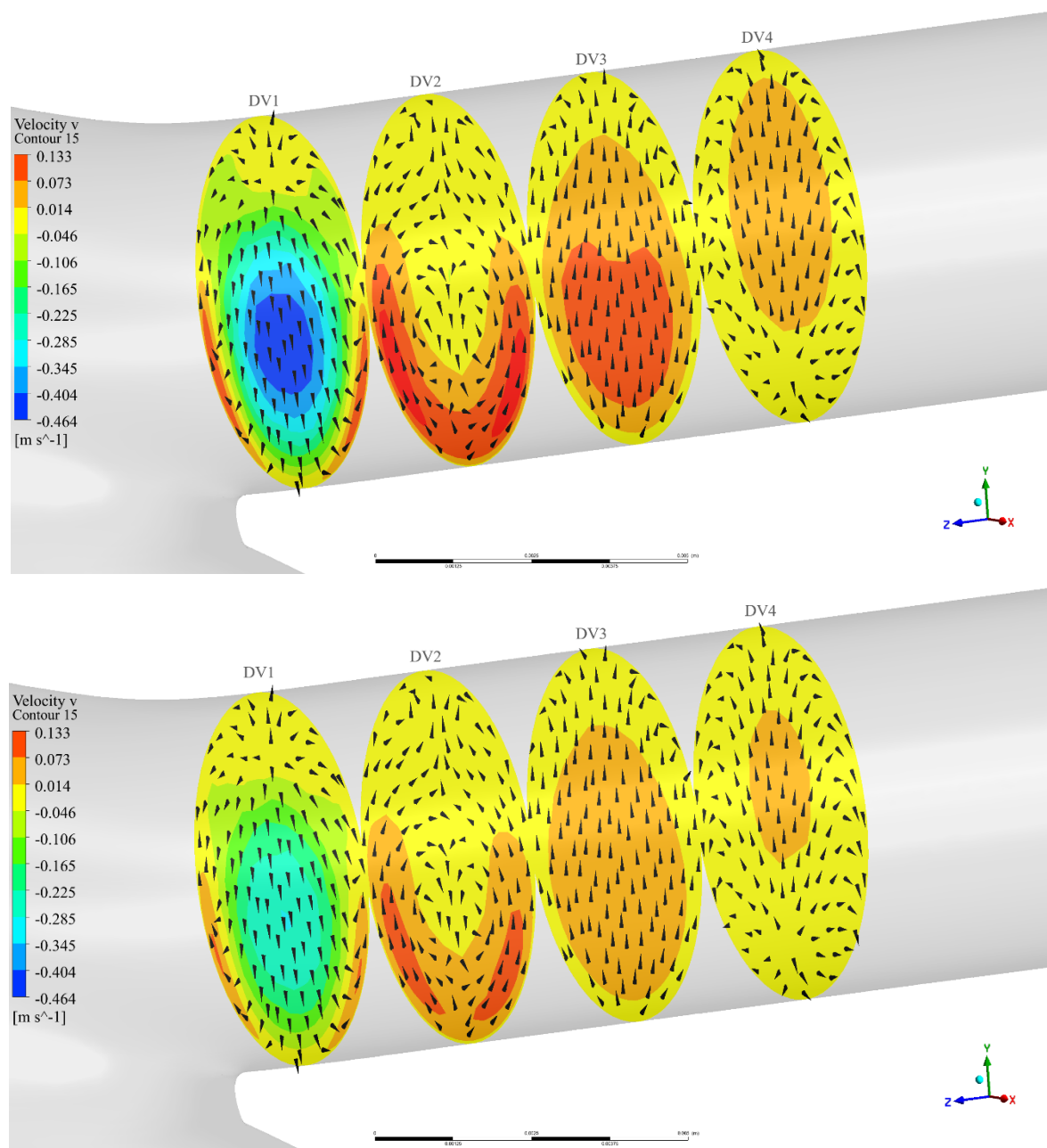
Na řezu *PV1* je také možné pozorovat, že v horní části vpravo a vlevo od osy žíly se tok posunuje do středu. V těchto místech jsou zaznamenány nejvyšší hodnoty horizontální a vertikální rychlosti, což přispívá k tvorbě malých vířů po obou stranách středu, těsně pod středovou linií.

Při přesunu k *PV2* a *PV3* se vliv fistuly na tok snižuje. Proudové čáry se stávají více uspořádanými a víry se snižují v intenzitě. Průtok začíná nabývat více uspořádaného charakteru s nejvyšší rychlostí na ose žíly a nulovou rychlostí na stěnách.

Tok krve během diastoly také demonstruje vírové struktury a turbulence, avšak kvůli celkovému snížení rychlosti krevního toku během diastoly jsou tyto jevy méně intenzivní.

8.1.4 Oblast distální vény

Na obrázku 35 jsou zobrazeny kontury rychlosti ve směru *y* lokálního souřadnicového systému na řezech *DV1* až *DV4* distální vény a normalizované vektory ukazující tangenciální složku rychlosti. Nahoře je zobrazeno proudové pole pro systolické proudění, dolů – pro diastolické proudění.



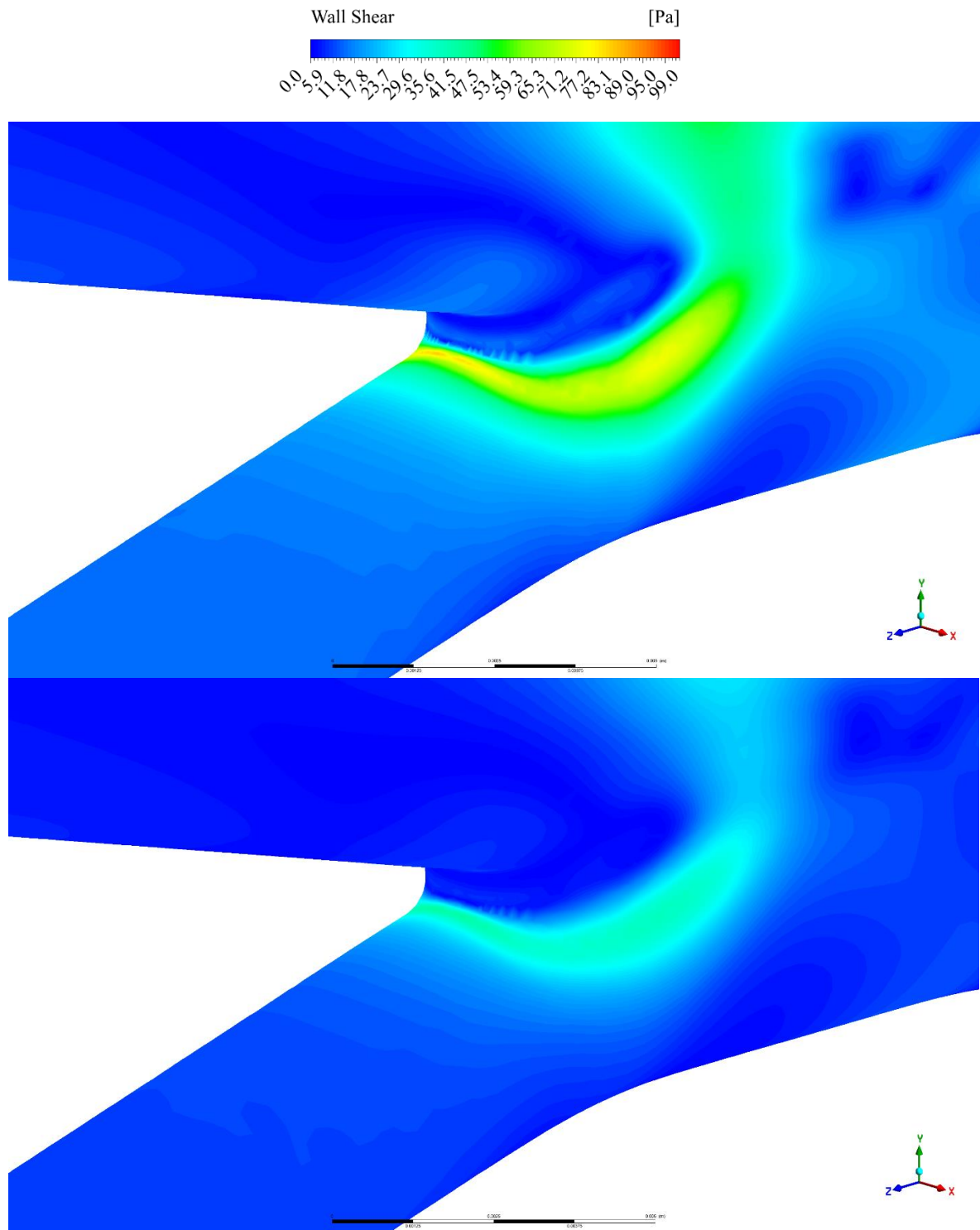
Obrázek 35 Proudové pole na distální véně

Na řezu *DV1* je pozorováno, že intenzivní tok ve středu distální žíly směřuje dolů, poté se rozchází podél pravé a levé dolní části stěny vény na řezu *DV2*. Při dalším pohybu směrem

k řezům *DV3* a *DV4* začíná tok stoupat k horní části žíly. Rychlost proudění při pohybu od řezu *DV1* do *DV4* postupně klesá.

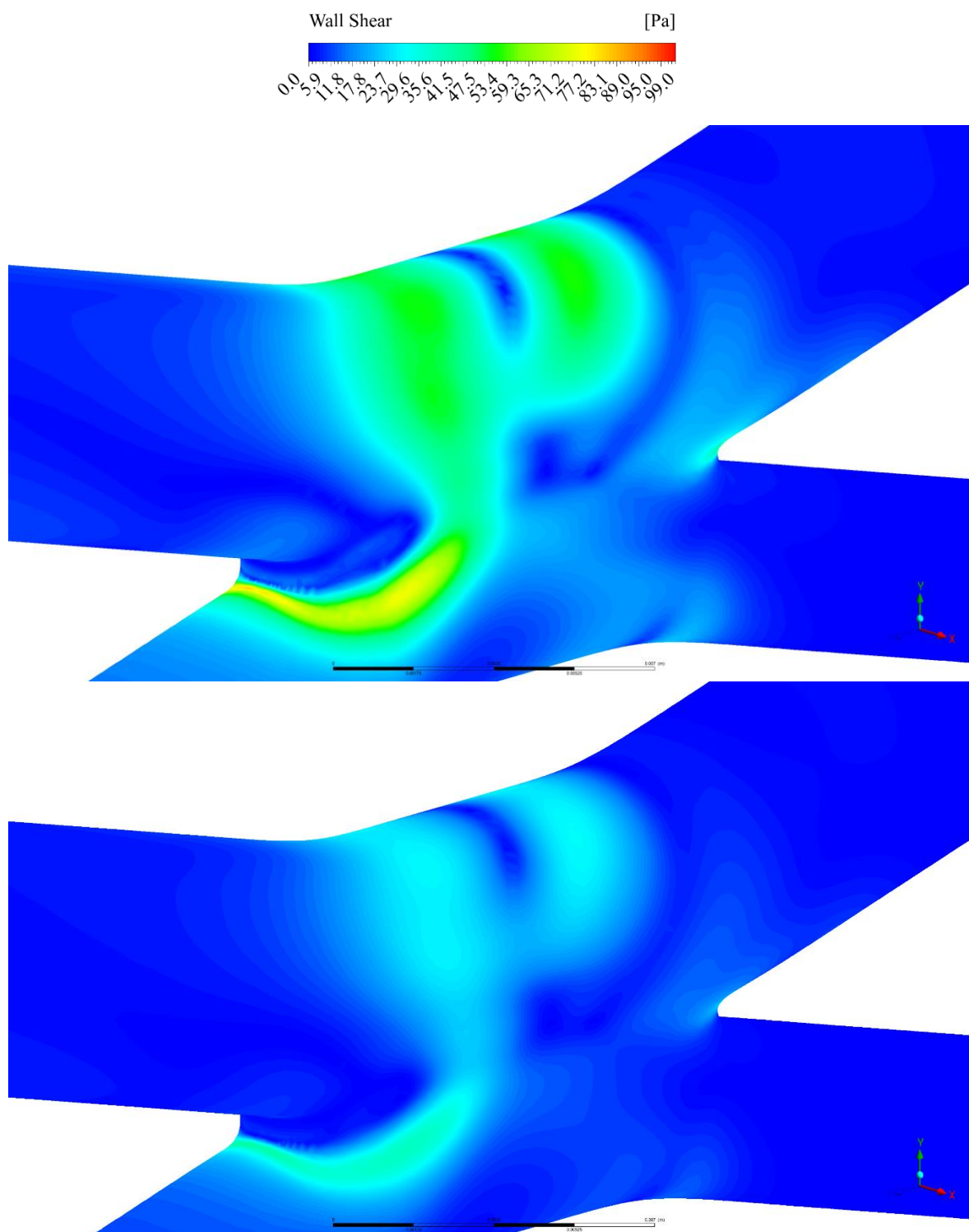
8.2 Smykové napětí

Krev vstupující do fistuly z proximální arterie vytváří vysoké smykové napětí v místě vstupu v důsledku změny směru a zrychlení toku. Maximální hodnoty smykového napětí v této oblasti jsou 81 Pa pro systolu a 40 Pa pro diastolu a nacházejí se v horní části proximální arterie v blízkosti spojení s vénou.



Obrázek 36 WSS v oblasti proximální arterie (nahore – systolické proudění, dole – diastolické proudění)

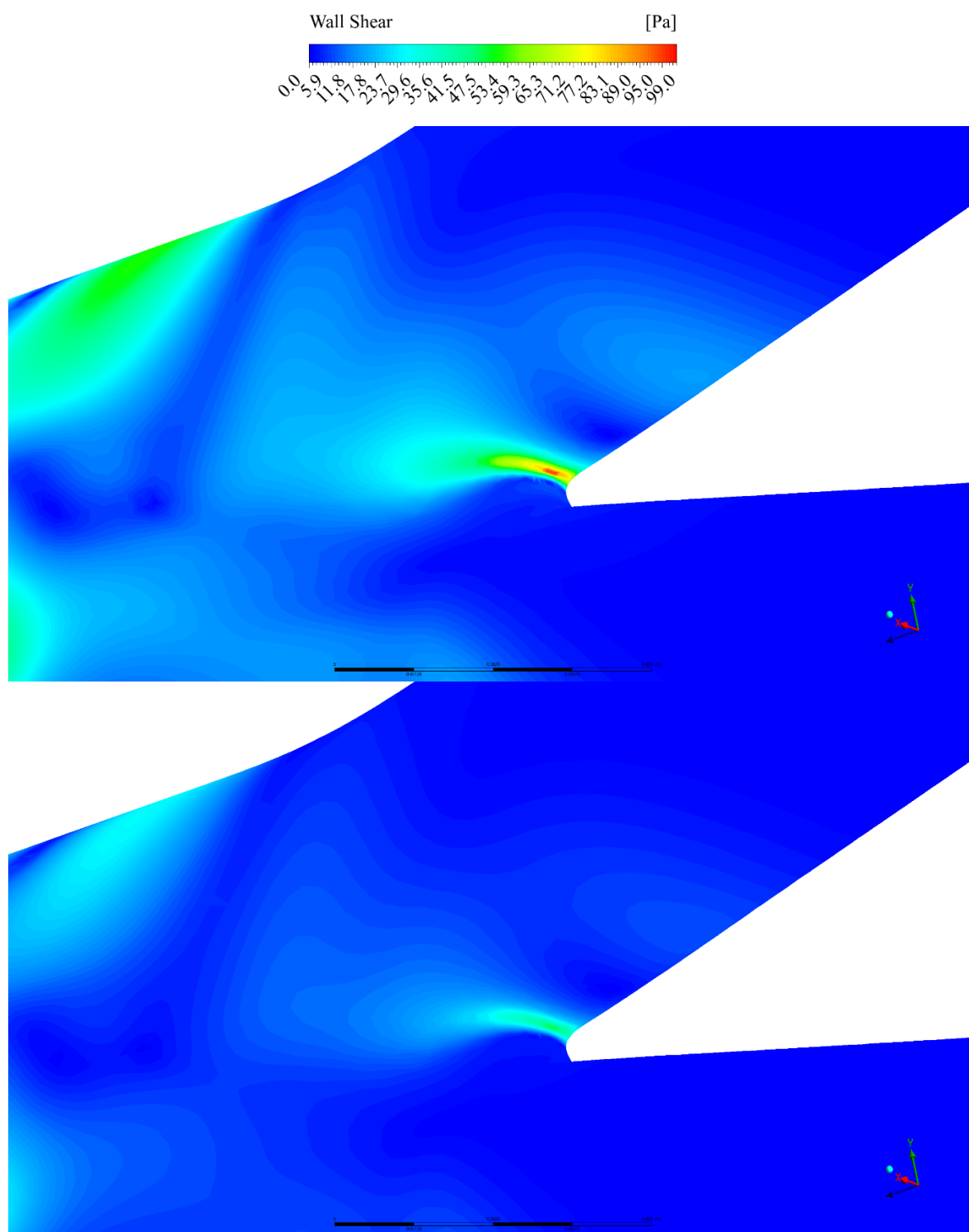
Oblast vysokého smykového napětí na stěně je také umístěna v horní části fistuly, kde tok z proximální arterie teče k horní stěně fistuly a dělí se na dva toky směřující k proximální a distální žíle a tekoucí podél stěny fistule, čímž se v blízkosti stěny vytváří velký gradient rychlosti. Maximální napětí v této oblasti je 51 Pa (26 Pa pro diastolu).



Obrázek 37 WSS v horní části fistule (nahore – systolické proudění, dole – diastolické proudění)

Nejvyšší smykové napětí v modelu je na distální větvi poblíž spojení s arterií. Na tomto místě část vírového toku z proximální tepny naráží na stěnu žíly a je rozdělena do dvou toků: větší tok prochází vedle stěny fistule a vrací se do fistule, menší tok směřuje dále do distální žíly (viz obrázek 31). Maximální smykové napětí je 99 Pa (49 Pa pro diastolu). Smykové napětí v daném místě je možné snížit změnou délky fistule tak, že vír buď zůstane zcela v oblasti

fistule, když se délka fistule zvětší, nebo narazí na stěnu žíly dále od fistule při zmenšení její délky.



Obrázek 38 WSS v oblasti distální žíly (nahore – systolické proudění, dole – diastolické proudění)

Závěr

Arteriovenózní fistule jsou chirurgicky vytvořená spojení mezi tepnou a žílou, která poskytují potřebný krevní tok pro provádění hemodialýzy. Fistule jsou klíčové pro pacienty s chronickým selháním ledvin, umožňují pravidelné a efektivní odstranění odpadů z krve.

V rámci této práce byla zhotovena geometrie idealizované arteriovenózní fistule. Na základě dané geometrie bylo vytvořeno několik sítí a byla zvolena neoptimálnější z hlediska přesnosti a výpočetního času. Byla zvolena polyhedrální síť složená z 1,6 milionu buněk. Na zvolené síti byl proveden numerický výpočet pro systolické a diastolické proudové podmínky s využitím modelu turbulence *Transition SST*. Jako modelovaná tekutina byla použita newtonská kapalina s konstantní viskozitou a hustotou.

Na základě výsledků numerických simulací bylo popsáno proudové pole a smykové napětí na stěně, což způsobuje vývoj komplikací, jako je hyperplazie intimy. Největší smykové napětí na stěně vzniká v místech spojení tepny a žíly. Dalším místem vysokých hodnot smykového napětí na stěně je žilní oblast fistule.

Pro numerické modelování v této práci byla použita některá zjednodušení. Byla použita idealizovaná geometrie arteriovenózní fistule a výpočet byl stacionární. V budoucí práci lze zohlednit přesnější hraniční podmínky založené na skutečných datech pacientů a použít anatomicky přesné modely žil a tepen. Lze také použít model s pružnými stěnami, který může zvýšit přesnost modelování zahrnutím deformace cévních stěn pod vlivem krevního toku. Další možností je použití nestacionárních podmínek pro hodnocení vlivu pulzujícího charakteru krevního toku na hemodynamické charakteristiky fistule. Také pro zvýšení spolehlivosti výsledků práce je nezbytné porovnání dat numerického modelování s experimentálními daty.

Literatura

- [1] KOZLOV, Valentin. *Anatomiya serdechno-sosudistoj sistemy cheloveka*. Moskva: Prakticheskaya medicina, 2011. ISBN 978-5-98811-200-6.
- [2] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [3] MEDICAL TRIBUNE. *Pacientů s onemocněním ledvin vlivem nárůstu diabetu rychle přibývá* [online]. [cit. 2023-10-08]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/medicina/pacientu-s-onemocnenim-ledvin-vlivem-narustu-diabetu-rychle-pribyva>.
- [4] MSD MANUAL. *Chronic kidney disease* [online]. [cit. 2023-10-10] Dostupné z: <https://www.msmanuals.com/home/kidney-and-urinary-tract-disorders/kidney-failure/chronic-kidney-disease>.
- [5] NATIONAL KIDNEY FOUNDATION. *Acute kidney injury* [online]. [cit. 2023-10-12] Dostupné z: <https://www.kidney.org/atoz/content/AcuteKidneyInjury>.
- [6] B. BRAUN. *Vše o dialýze* [online]. [cit. 2023-10-07]. Dostupné z: <https://www.bbraun.cz/cs/spolecnost/b-braun-avitum/vse-o-dialyze.html>.
- [7] DAUGIRDAS, John, BLAKE, Peter a ING, Todd. *Handbook of dialysis, fifth edition*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2015. ISBN 978-1-4511-4429-1.
- [8] B. BRAUN. *Peritoneální dialýza* [online]. [cit. 2023-10-07] Dostupné z: <https://www.bbraun.ru/ru/patients/renal-care-for-patients/diagnosis-renal-failure/peritoneal-dialysis.html>.
- [9] SUHAIL, Ahmad. *Manual of Clinical Dialysis, second edition*. Seattle: Springer, 2009. ISBN 978-0-387-09650-6.
- [10] STETSYUK, Evgeniy. *Osnovy gemodializa*. Moskva: Geotar-med, 2001. ISBN 5-9231-0100-9.
- [11] B. BRAUN. *Gemodialýza* [online]. [cit. 2023-10-07]. Dostupné z: <https://www.bbraun.ru/ru/patients/renal-care-for-patients/diagnosis-renal-failure/hemodialysis.html>.
- [12] APEX KIDNEY FOUNDATION. *Dialyser membranes. What matters most?* [online]. [cit. 2023-10-07]. Dostupné z: https://www.apexkidneyfoundation.org/uploads/knowledgebase/files/membrane%20technology_2014.pdf
- [13] NIEMANN, A. K., UDESEN J., THRYSOE S., NYGAARD, J. V., FRUNDE-T., PETERSEN, S. E. a HASENKAM, J. M. Can sites prone to flow induced vascular complications in a-v fistulas be assessed using computational fluid dynamics? *Journal of Biomechanics*. 2010 [cit. 2023-05-18]. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.037.

- [14] AHSAN, Zafar-Ul, WAHEED, Abdul, ZAEEM, Faisal A. a NAZIR, Farzana. Arteriovenous fistulas constructed using side-to-side anastomosis with ligation and division of distal venous arm; a tertiary care hospital experience. *The Journal of Vascular Access*. 2010 [cit. 2023-10-04]. Dostupné z DOI: 10.1177/112972981001100106.
- [15] ZHOU, Yu a WU, Hongyan. Comparison of end-to-side versus side-to-side anastomosis in upper limb arteriovenous fistula in hemodialysis patients: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Surgery*. 2023 [cit. 2023-10-04]. Dostupné z DOI: 10.3389/fsurg.2022.107929.
- [16] VAN TRIGHT, Ilse, DE WACHTER, Dirk, TORDOIR, Jan a VERDONCK, Pascal. Hemodynamics and Complications Encountered with Arteriovenous Fistulas and Grafts as Vascular Access for Hemodialysis: A Review. *Annals of Biomedical Engineering*. 2005 [cit. 2023-10-13]. Dostupné z DOI: 10.1007/s10439-005-5367-X.
- [16] JEŽEK, Jan, VÁRADIOVÁ, Blanka a ADAMEC, Josef. *Mechanika tekutin*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2000
- [18] JANALÍK, Jaroslav. *Hydrodynamika a hydrodynamické stroje*. Ostrava: Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava, 2008 [cit. 2023-11-09]. Dostupné z: <http://uchi-old.vscht.cz/uploads/pedagogika/hydro/Janalik-Hydrodynamika.pdf>.
- [19] ANSYS. *Ansys Fluent theory guide. Fluent 2023 R2* [online]. [cit. 2023-09-29]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/Views/Secured/corp/v232/en/flu_th/flu_th.html.
- [20] BHASKARAN, Rajesh a COLLINS, Lance. *Introduction to CFD Basics* [online]. [cit. 2023-11-08]. Dostupné z: <https://dragonfly.tam.cornell.edu/teaching/mae5230-cfd-intro-notes.pdf>.
- [21] ANSYS. *Ansys Fluent user's guide. Fluent 2023 R2* [online]. [cit. 2023-11-06]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/Views/Secured/corp/v232/en/flu_ug/flu_ug.html.
- [22] HULL, Jeffrey E., BALAKIN, Boris V., KELLERMAN, Brad M. a WROLSTAD, David K. Computational fluid dynamic evaluation of the side-to-side anastomosis for arteriovenous fistula. *Journal of Vascular Surgery*. 2013 [cit. 2023-05-14]. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jvs.2012.10.070.
- [23] JAVADZADEGAN, Ashkan, LWIN, Nay Myo, ASYRAF Muhammad, SIMMONS, Anne a BARBER, Tracie. Analysis of blood flow characteristics in a model of a mature side-to-side arteriovenous fistula. *Artificial Organs*. 2017 [cit. 2023-05-15]. Dostupné z DOI:10.1111/aor.12879.

Seznam obrázků

1	Schéma uspořádání oběhového systému [2]	12
2	Obecná skladba cévní stěny [2]	14
3	Schéma peritoneální dialýzy [8]	16
4	Schéma dialyzačního přístroje [11]	18
5	Dialyzátor a membrána [12]	19
6	Různé konfigurace a místa pro tvorbu AV protéz a fistule [7]	21
7	Schematický diagram znázorňující fistuly [15]	21
8	Závislost tečného napětí na rychlosti deformace [16]	25
9	Průběh složek rychlosti v určitém místě při turbulentním proudění [16]	25
10	Rychlostní profil při laminárním a při turbulentním proudění [16]	26
11	Vývoj rychlostního profilu – upraveno [16]	26
12	Typy 2D a 3D buněk – upraveno [21]	28
13	Geometrie vytvořeného modelu	30
14	Schematické zobrazení řezu fistule pro výpočet obvodu	31
15	Charakteristický pulzující profil průtoku v arteriovenózní fistuli [23]	32
16	Rozběhové délky a okrajové podmínky	33
17	Přechod mezi rozběhovou délkou a modelem	33
18	Polyhedrální a polyhexcore síť	34
19	Hraniční vrstva z hranolů a polyhedrální část	35
20	Rychlostní profily na konci rozběhové délky	36
21	Umístění úseček V0 až V3	37
22	Rychlostní profily na úsečce V1	37
23	Detail rychlostních profilů v blízkosti stěny (+3 mm) na úsečce V1	38
24	Rozdíl rychlosti na úsečce V1	38
25	Schematické zobrazení rozvinutí plochy	39
26	Smykové napětí na síti č. 3	39
27	Smykové napětí na síti č. 4	40
28	Procentuální rozdíl smykového napětí na stěně pro síť č. 3	40
29	Umístění řezů pro popis proudového pole	42
30	Proudové pole na proximální arterii	43
31	Proudové pole na rovině symetrie	44
32	Proudové pole na proximální větvi	45
33	Proudové pole na proximální větvi s rychlostmi ve směru x	46
34	Proudové pole na proximální větvi s rychlostmi ve směru y	46

35	Proudové pole na distální véně	47
36	WSS v oblasti proximální arterie	48
37	WSS v horní části fistule	49
38	WSS v oblasti distální vény	50

Seznam tabulek

1	Parametry polyhedralní a polyhexcore sítě	35
2	Parametry vytvořených polyhedralních sítí	36
3	Maximální procentuální rozdíly rychlostí u vytvořených sítí	38
4	Maximální rozdíly smykových napětí na stěně u vytvořených sítí	41