

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
STROJNÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2022

**JAN
ŠIMKOVSKÝ**

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šimkovský** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **491530**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající 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:

Vliv koarktace aorty na proudové pole

Název bakalářské práce anglicky:

Effect of Aortic Coarctation on Flow Field

Pokyny pro vypracování:

- 1) Vypracujte rešerši na téma Aorta a koarktace aorty.
- 2) Zpracujte MRI snímky pacienta s koarktací do 3D modelu. Upravte vytvořený model s koarktací a do tvaru odpovídající „zdravé cévě“. Oba modely dále upravte pro následující CFD simulaci.
- 3) Na získaných 3D modelech vytvořte výpočtovou síť a proveďte simulaci pro laminární stacionární tok s tuhou stěnou.
- 4) Výsledky z obou modelů vzájemně porovnejte a diskutujte.

Seznam doporučené literatury:

GANONG, William F. Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.
MORBIDUCCI, Umberto, Raffaele PONZINI, Diego GALLO, Cristina BIGNARDI a Giovanna RIZZO. Inflow Boundary Conditions for Image-Based Computational Hemodynamics: Impact of Idealized Versus Measured Velocity Profiles in the Human Aorta. Journal of Biomechanics. 2013, 46(1), 102-109. ISSN 00219290.
Dále dle doporučení školitele

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:

Ing. Filip Trnka ústav mechaniky tekutin a termodynamiky FS

Datum zadání bakalářské práce: **25.04.2022** Termín odevzdání bakalářské práce: **29.07.2022**

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

Anotační list

Jméno autora:	Jan Šimkovský
Název bakalářské práce:	Vliv koarktace aorty na proudové pole
Anglický název:	Effect of Aortic Coarctation on Flow Field
Akademický rok:	2021/2022
Studijní program:	Teoretický základ strojího inženýrství (B2342)
Studijní obor:	bez oboru (2301R000)
Ústav:	Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky (12112)
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
Konzultant:	Ing. Filip Trnka
Bibliografické údaje:	49 stran, 39 obrázků, 3 tabulky

Abstrakt: Tato bakalářská práce se věnuje numerické simulaci proudění krve aortálním obloukem postiženým koarktací. Koarktace aorty je dědičné onemocnění způsobující místní zúžení aortálního oblouku. V této práci je popsána tvorba 3D modelu na podkladu dat z MRI, jeho převod na numerickou síť a nastavení numerického výpočetního modelu. Ve výsledcích jsou porovnávány hodnoty tlakových a rychlostních rozdílů v modelu postižené aorty a uměle „ozdraveného“ modelu.

Klíčová slova: Proudění tekutiny, CFD, Aorta, Koarktace aorty

Abstract: This bachelor thesis is focused on numerical simulation of bloodflow in aortic arch affected by coarctation. Aortic coarctation is hereditary disease causing local narrowing of aortic arch. This thesis describes creation of a 3D model based on MRI data, its conversion into a numerical mesh and the setting of numerical solution. As the results are presented the values of pressure and velocity differences of affected model and artificially „healed“ one.

Key words: Fluid flow, CFD, Aorta, Aortic coarctation

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: „Vliv koarktace aorty na proudové pole“ vypracoval samostatně pod odborným vedením Ing. Hany Schmirlerové, Ph.D a použil jsem pouze pramenů citovaných v přiloženém seznamu použité literatury.

V Praze dne:

Podpis:

Poděkování

Zde bych chtěl poděkovat vedoucí mojí práce Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. a konzultantovi Ing. Filipu Trnkovi za odborné rady, ochotu, vstřícnost, a hlavně za jejich trpělivost. Současně bych chtěl poděkovat Oddělení tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol za poskytnutí dat pro mojí bakalářskou práci a za jejich odborné lékařské konzultace.

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	8
Úvod.....	9
1 Kardiovaskulární systém.....	10
1.1 Srdce.....	10
1.1.1 Srdeční cyklus.....	11
1.2 Cévní řečiště.....	12
1.2.1 Stavba cévní stěny.....	12
1.2.2 Funkce cévního řečiště.....	13
1.2.3 Anatomie aorty.....	13
1.3 Fetální oběh.....	14
2 Koarktace aorty.....	15
2.1 Patologická anatomie.....	15
2.2 Hodnocení koarktace.....	15
2.2.1 Asymptomatická koarktace a rekoarktace.....	16
3 Teorie hydromechaniky.....	17
3.1 Fyzikální vlastnosti tekutin.....	17
3.1.1 Krev.....	18
3.2 Popis proudění.....	19
3.2.1 Rovnice kontinuity.....	20
3.2.2 Eulerova rovnice hydrodynamiky.....	20
3.2.3 Navier–Stokesova rovnice.....	21
3.2.4 Bernoulliho rovnice.....	21
3.2.5 Hydraulický odpor.....	22
3.3 Rozběhová dráha.....	22
4 Numerická simulace proudění.....	23
4.1 Síť.....	23
4.2 Buněčné zóny.....	25
4.3 Okrajové podmínky zón tekutých látek.....	26
4.3.1 Proudové okrajové podmínky.....	26
4.3.2 Okrajové podmínky na stěnách.....	26

5	Výpočetní model.....	27
5.1	Magnetická rezonance.....	27
5.1.1	DICOM.....	27
5.2	Tvorba hrubých modelů.....	28
5.3	Úprava modelu pro potřeby simulace.....	30
5.4	Oprava povrchových nedostatků modelu.....	31
5.5	Tvorba sítě.....	32
5.5.1	Tvorba hrubé sítě.....	32
5.5.2	Rozvržení hustoty sítě.....	33
5.5.3	Oprava vad sítě a nekvalitních buněk.....	34
5.5.4	Tvorba objemové sítě.....	35
5.6	Nastavení prvního výpočtu.....	36
5.7	Studie sítě.....	37
5.8	Nastavení druhého výpočtu.....	38
6	Výsledky.....	39
6.1	Pole statického tlaku.....	40
6.2	Rychlostní pole.....	41
6.3	Pole celkového tlaku.....	42
7	Závěr.....	44
7.1	Navazující práce.....	45
	Literatura.....	46
	Seznam obrázků.....	48
	Seznam tabulek.....	49
	Seznam rovnic.....	49

Seznam použitých symbolů

ρ	[kg/m ³]	hustota
m	[kg]	hmotnost
V	[m ³]	objem
v	[m/s]	rychlost
η	[Pa · s]	dynamická viskozita
x,y,z	[m]	kartézské souřadnice
τ	[Pa]	tečné napětí
t	[s]	čas
δ	[m ² /N]	součinitel stlačitelnosti
p	[Pa]	tlak
S	[m ²]	plocha
a	[m/s ²]	zrychlení
d	[m]	průměr
Re	[-]	Reynoldsovo číslo
ν	[m ² /s]	Kinematická viskozita
h	[m]	Výška kapalného sloupce
g	[m/s ²]	Gravitační zrychlení
$\frac{dy}{dx}$	-	Derivace obecné veličiny y podle obecné veličiny x
$\frac{\partial y}{\partial x}$	-	Parciální derivace obecné veličiny y podle obecné veličiny x
Δx	-	Změna obecné veličiny x
∇x	-	Gradient obecné veličiny x
$\nabla \cdot x$	-	Divergence obecné veličiny x

Úvod

Kardiovaskulární onemocnění (KVO) jsou nejčastějším důvodem úmrtí v České republice. I přestože se v poslední dekádě možnosti léčby významně rozšiřují a nádorová onemocnění se jim co do počtu úmrtí významně přiblížila, KVO stále způsobují téměř polovinu všech úmrtí [1]. Jedním z těchto onemocnění je i koarktace aorty.

Koarktace aorty je vrozené onemocnění, způsobující zúžení aorty nejčastěji za třetím obloukovým odstupem, tedy levé podklíčkové tepny (*arteria subclavia*). V případě závažného zúžení dochází k velmi brzké progresi onemocnění. Pacienti jsou tedy velmi často operováni ještě v kojeneckém věku. V případě menší závažnosti se operace plánuje do batolecího, popř. předškolního věku [2].

Operace se u závažného postižení provádí vystřížením postiženého místa a sešitím dvou zdravých konců. Tato operace má na stav pacienta okamžitý efekt a aorta se v tomto místě nějakou dobu chová téměř jako zdravá [3]. V místě sešití ovšem vzniká namísto zdravé tkáně jizva. Vzhledem k tomu, že zjizvení roste jinou rychlostí oproti zdravé tkáni, místní zúžení se téměř vždy alespoň částečně obnovuje a vzniká tzv. rekoarktace. U části pacientů se po několika letech provádí reoperace [4].

Pro posouzení nutnosti operace, jak rekoarktace, tak nezávažné koarktace, ovšem momentálně není jednotných kritérií. Používané měření pomocí ultrazvuku je velmi nepřesné, kdy nárůst rychlosti v zúžení a vírové struktury vznikající za ním, vnáší do měření významnou chybu [5]. Alternativní vyšetření magnetickou rezonancí zase neumožňuje zátěžové testování pacientů. Dva pacienti s podobnými naměřenými klidovými hodnotami tedy mohou mít úplně odlišný klinický obraz [4].

Tato bakalářská práce se zaměřuje na převod dat z magnetické rezonance na dvě objemové numerické sítě, jedné odpovídající geometrie a druhé geometrie podobné, lišící se absencí zúžení. Dále se tato práce zabývá numerickou simulací proudění krve těmito sítěmi, stanovení tlakových ztrát za zúžením a jejich porovnáním mezi modely.

1 Kardiovaskulární systém

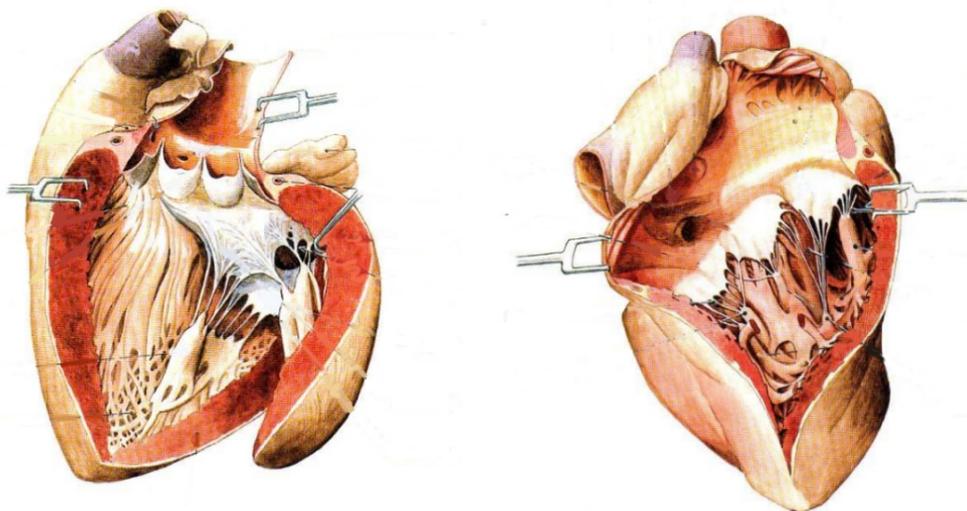
Krevní oběh je jednou z vitálních funkcí lidského organismu. Kardiovaskulární systém, který ho zajišťuje, se dělí na dvě části – srdce a cévy. Cévy se dělí na tepny, kapiláry, žíly a lymfatické cévy [6].

Krevní oběh jako takový se také dělí na velký a malý oběh. Malý oběh (srdce – plíce) zajišťuje průtok krve plícemi. Začíná v pravé komoře, ze které teče krev pod tlakem cca 20 torr a označuje se tudíž jako nízkotlaký. Velký oběh (srdce – periferie) vytéká z levé komory, která je oproti té pravé hladší, což je způsobeno tím, že levá komora pumpuje krev pod vysokým tlakem cca 120 torr. Kvůli tak rozdílným tlakům v jednotlivých komorách je u levé komory možné pozorovat výrazně silnější srdeční svalstvo (*myokard*) než u komory pravé [6].

1.1 Srdce

Lidské srdce, anatomicky jedna struktura, se funkčně dělí na dvě části – pravé a levé srdce, které v oběhu fungují jako sériově zapojené permanentní pumpy. Do pravého srdce teče krev z horní a dolní duté žíly (*vv. cavae superior et inferior*), a pokračuje do plic skrze plicnici, která se velmi brzy dělí na pravou a levou plicní tepnu (*aa. pulmonales dextra et sinistra*). Levé srdce, do kterého se sbíhají plicní žíly (*vv. pulmonales*) žene krev k orgánům a do periferie skrze aortu [6].

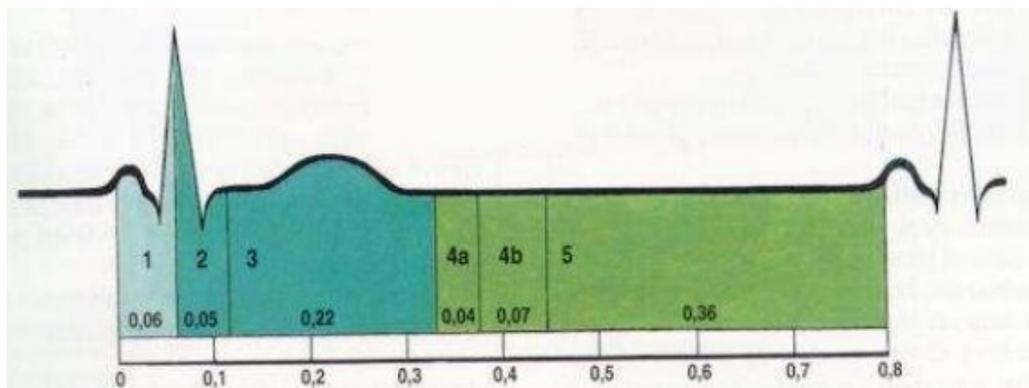
Každá z těchto funkčních jednotek se dělí na dvě části – síň a komoru. Síň je strukturou, která napomáhá toku krve jen částečně – svým stahem dopomáhá naplnění komory, a tím zvyšuje její efektivitu. Srdeční komory představují hlavní hnací sílu a jsou tudíž primární strukturou zajišťující tok krve [6].



Obrázek 1 Řez levým (vlevo) a pravým (vpravo) srdcem

1.1.1 Srdeční cyklus

Srdeční stah se dělí na dvě části, část relaxační – diastolu a část pracovní – systolu. Ty se dělí na dvě fáze – izovolumickou a fázi systolické ejekce, popř. diastolického plnění. První fází v cyklu je izovolumická kontrakce, kdy se srdeční svalovina začíná stahovat, působí silou na krev uvnitř komory, ale ještě nedochází k ejekci krve, protože diastolický tlak v aortě (80 torr) a plicnici (8-10 torr) je vyšší než tlak v komorách. Aortální a plicnicová chlopeň tedy zůstávají uzavřené. Tímto mechanismem dochází uvnitř komor k nárůstu tlaku a uzavření atrioventrikulárních chlopní (struktur oddělujících komory od síní). Druhou fází je fáze ejekce, v jejímž průběhu je tlak v komoře vyšší (fyziologický tlak aortálního kořene - 120 torr), než diastolický tlak v aortě, a tím pádem dochází k vypuzování krve ze srdce. Během první třetiny ejekční fáze je vypuzeno přibližně 70 % tepového objemu a v následných dvou třetinách zbylých 30%. Třetí fáze je první diastolickou fází, dochází při ní k tzv. izovolumické relaxaci. V této fázi tlak v komorách klesne pod úroveň 80 torr, uzavřou se semilunární chlopně, poklesne tlak uvnitř komor a díky tomu se otevřou atrioventrikulární chlopně. V poslední fázi dochází k plnění komor. V první třetině se komory naplní tlakovým spádem přibližně z 80 % bez srdeční aktivity. V druhé třetině do komory teče jen malé množství krve, protože tlakový rozdíl se v první třetině téměř vyrovnal. V poslední třetině dochází ke kontrakci síní a vtlačení zbývajících 20 % objemu krve do komory [6] [7].



Obrázek 2 Srdeční cyklus na EKG 1- systola síní, 2- fáze izometrické kontrakce, 3- fáze ejekce, 4- fáze izometrické relaxace, 5- fáze plnění komor [8]

Maximální objem krve, který je fyziologicky v srdci se nazývá enddiastolický a pohybuje se v hodnotách kolem 120 ml. Množství krve vypuzené jedním vztahem se označuje jako systolický (tepový) objem a jeho hodnota se pohybuje mezi 70-80 ml. Na konci systoly zůstává v komoře přibližně 40-50 ml krve. Tento objem se označuje jako endsystolický nebo residuální. Uváděné hodnoty jsou hodnoty fyziologicky klidové a mohou se měnit v závislosti na faktorech jako je nemoc, zátěž, medikace apod. [6] [7].

1.2 Cévní řečiště

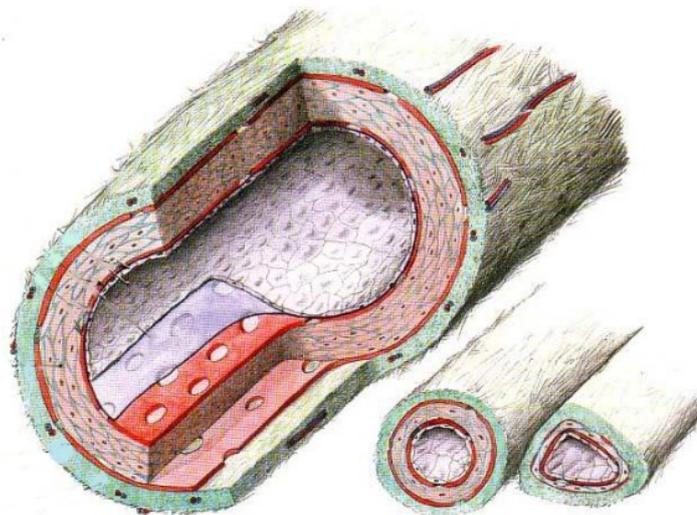
Člověk je organismus s uzavřenou cévní soustavou. Krev je tedy po těle rozváděna skrze soustavu trubek – cév. Oproti otevřené oběhové soustavě nám cévy vytváří několik způsobů regulace toku krve, a tím šetří výdej energie. To nám mimo jiné umožňuje mít vůči tělu menší srdce.

1.2.1 Stavba cévní stěny

Cévní stěna je uzpůsobena funkčním požadavkům, které jsou na ní kladeny v dané části řečiště. Rozlišují se hlavní tři typy krevních cév – tepny (*arterie*), vlásečnice (*kapiláry*) a žíly (*vény*). Tyto jednotlivé typy se dále dělí a liší podle průřezu a konkrétní funkce, kterou zastávají [8].

Stavba cévní stěny se u všech tepen a žil dělí na tři vrstvy – vnitřní (*tunica intima*), střední (*tunica media*) a vnější (*tunica externa*). *Tunica intima* je vnitřní výstelková vrstva, kterou tvoří pouze jedna vrstva výstelkových (endotelových) buněk podložených vrstvou elastického kolagenu. *Tunica media*, u tepen nejsilnější vrstvou, se skládá z hladké svaloviny a opět ze složky elastického kolagenu. U tepen je poměr elastických vláken a svalových buněk závislý na průřezu. Čím blíže k srdci, tím vyšší podíl elastických vláken, a naopak malé tepny jsou téměř čistě svalového typu. Žíly mají oproti tepnám velmi málo svalových buněk a střední vrstva u nich není tak silná. *Tunica externa* je tvořena vláknitým vazivem, jehož vlákna vyběhají do okolní tkáně a cévu fixují na místě [8].

Vlásečnice jsou nejspecifičtějším typem cév, jsou oproti ostatním velmi úzké (s průměrem pohybujícím se kolem 5 μm , což je méně než standardní rozměr červené krvinky) a jejich stěna je tvořena pouze tenkou endotelovou vrstvou, která je na mnoha místech perforovaná (fenestrována) [8].



Obrázek 3 Řez cévní stěnou [8]

1.2.2 Funkce cévního řečiště

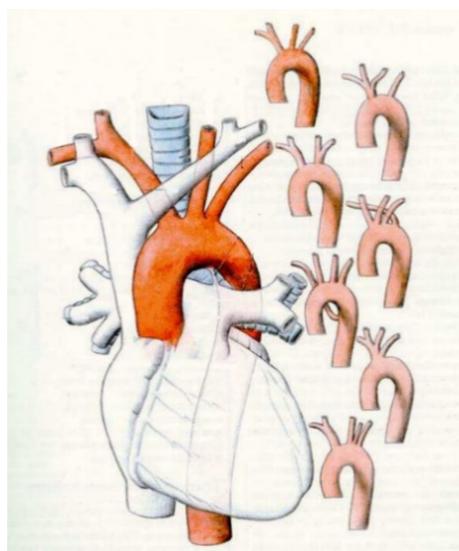
Funkce jednotlivých částí cévního řečiště souvisí s jejich stavbou. Tepny jsou vysoce elastické a slouží tedy jako pružník oběhu – tlumí rázy generované srdcem a zrovnoměňují tak původně silně pulsatilní tok. U menších tepen je člověk pomocí regulace aktivity hladkého svalstva schopen buď zvýšit periferní odpor celého řečiště, a tím zvýšit krevní tlak, anebo případně lokálním zvýšením periferního odporu zacílit přísun živin a kyslíku [6] [7].

Vlásečnice umožňují díky fenestraci průchod látkám a plynům z krve do tkání a zpět. Současně zamezují průchodu velkým molekulám proteinů, červeným krvinkám a krevními destičkám. Celkový průsvit kapilár je mnohonásobně vyšší než v širokých tepnách, čímž se zvyšuje aktivní plocha, a tím rychlost přenosu látek [6].

Funkce žil je kromě vedení krve zpět do srdce také zásobní. Společně se slezinou tvoří krevní rezervu, díky které je člověk schopen přežít krevní ztrátu až 1,5 l krve [6] [7].

1.2.3 Anatomie aorty

První cévou, kterou odchází krev z levého srdce je aorta, je to tepna s největším průsvitem v těle. Dělí se na vzestupnou a sestupnou aortu a na aortální oblouk. První částí aorty směrem z levé komory je vzestupná aorta. Na jejím počátku z ní vystupují koronární tepny zásobující krev srdeční svalovinu, kromě této krve vzestupnou aortou proudí všechna krev proudící do těla. Následuje oblouk aorty, ze kterého odstupují tepny zásobující hlavu, krk, horní končetiny a z části i trup. Počet odstupů je variabilní, nejčastěji jsou ale tři. Jeden společný pro pravou stranu těla – hlavopážní kmen a dva pro levou stranu – levá karotida a levá podklíčková tepna. Po aortálním oblouku následuje sestupná aorta, která končí rozdělením na dvě společné kyčelní tepny [8].



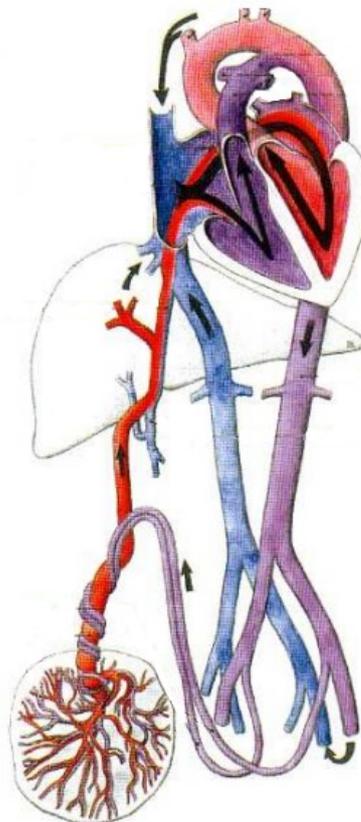
Obrázek 4 Variabilita obloukových odstupů [8]

1.3 Fetální oběh

Krevní oběh, který vzniká v embryonálním období a přetrvává až do narození je nazýván fetálním oběhem. Fetální oběh se od postnatálního oběhu odlišuje dvěma hlavními znaky [8].

Krev plodu se živinami a kyslíkem sytí v placentě matky pomocí umbilikálních cév. To způsobuje zvýšení průtoku v oblasti jater plodu nad mez, kterou jsou játra schopna pojmout. Fetální oběh proto využívá cévní zkratku nazvanou žilní duktus (*ductus venosus*), která odvede část krve kolem jater přímo do pravé komory [8].

Plod nevyužívá plíce jako dýchací orgán, ty jsou tedy téměř kompletně kolabované a průtok jimi je jen nepatrný. Tento stav je způsoben kulatým otvorem (*foramen ovale*), který perforuje mezisíňovou přepážku a umožňuje přestup krve přímo z pravé předsíně do levé. Zbytek krve, který nateče do pravé komory a je srdcem vypuzen do plicnice, je z velké části odveden tepenným duktem (*ductus arteriosus*) do oblouku aorty [8].

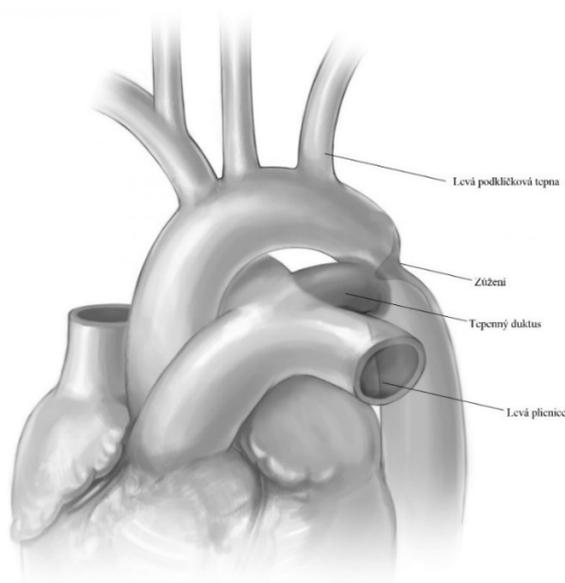


Obrázek 5 Fetální oběh [8]

2 Koarktace aorty

Koarktace aorty je dědičné onemocnění s incidencí 2,5-4 případů na 10 000 nově narozených dětí. Každý rok se tedy na celém světě narodí přibližně půl milionu (v ČR cca 500) takto postižených dětí, přičemž se častěji vyskytuje u mužského pohlaví. Hlavním znakem onemocnění je zúžení nejčastěji v oblasti vstupu tepenného ductu do aorty [2].

Koarktace se dělí na dvě skupiny – kritickou (častější, cca 60 % případů) a asymptomatickou (cca 40 % případů). U kritické koarktace se symptomy (nejčastěji šok) projeví do dvou měsíců po porodu, a pokud není léčena, končí smrtí pacienta. Asymptomatická koarktace se oproti tomu projeví výrazně později, většinou skrze zvýšený tlak v horní části těla (krevní tlak aortálního kořene – 150 torr [9]) [2].



Obrázek 6 Tepenný duktus (CoA) [3]

2.1 Patologická anatomie

Anatomicky je koarktace vrstva svalové tkáně vedoucí v místě zúžení od tepenného ductu po obvodu aorty. Tato vrstva má tendenci se stahovat, když je vystavena vysoké koncentraci kyslíku, což způsobuje v tomto místě zúžení a omezuje průtok krve.

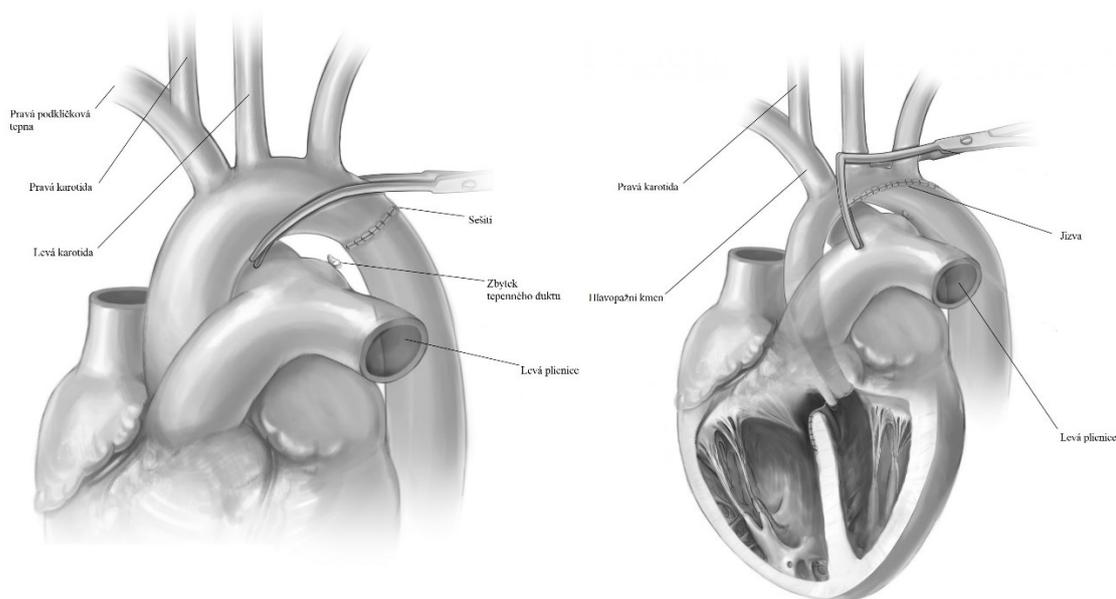
Dokud je tepenný duktus otevřený, tok krve je zachován. Obtíže se objeví až v momentě, kdy se duktus začne zavírat [2].

2.2 Hodnocení koarktace

Jako hraniční indikace pro operaci koarktace je stanovený průsvit 50 % oproti průsvitu v nepostižené části aorty (průchodu sestupné aorty bránicí). Jedná se o empiricky stanovenou hodnotu, při které může obstrukce v místě velmi rychle progredovat a vést ke smrti pacienta [2].

2.2.1 Asymptomatická koarktace a rekoarktace

U pacientů s mírnější formou koarktace, která často nebývá odhalená, může dojít v průběhu vývoje k mírné progresi onemocnění. Podobně je tomu u pacientů, kteří v dětském věku podstoupili operaci koarktace. V oblasti jizvy vlivem vyššího množství pojivové tkáně dochází k odlišnému růstu, než ve zdravé tkáni a sekundárně se tak obnovuje zúžení – vzniká rekoarktace. Hodnocení těchto forem onemocnění se v dnešní době dělá na základě klinického obrazu pacienta, případně různých indikačních faktorů (např. tlaková ztráta 20 torr na zúžení), ale není objektivizované [3].



Obrázek 7 Varianty operace koarktace [3]

3 Teorie hydromechaniky

Mechanika kontinua je tvořena dvěma obory – mechanikou tuhého tělesa a mechanikou tekutin. Mechanika tekutin se zabývá teoretickým rozbořem rovnováhy a pohybu tekutin. S mechanikou tuhého tělesa se často prolíná v teoretickém základu. V mechanice tekutin současně není řešena mikrostruktura tekutin, tj. interakce na molekulární úrovni, ale tekutina jako spojité kontinuum, které lze rozdělit na nekonečné množství malých objemů dV . Molekulární interakce je řešena vědní disciplínou zvanou kinetická teorie tekutin. Mechanika tekutin ovšem využívá některých statistických hodnot, získaných právě touto vědní disciplínou [10].

3.1 Fyzikální vlastnosti tekutin

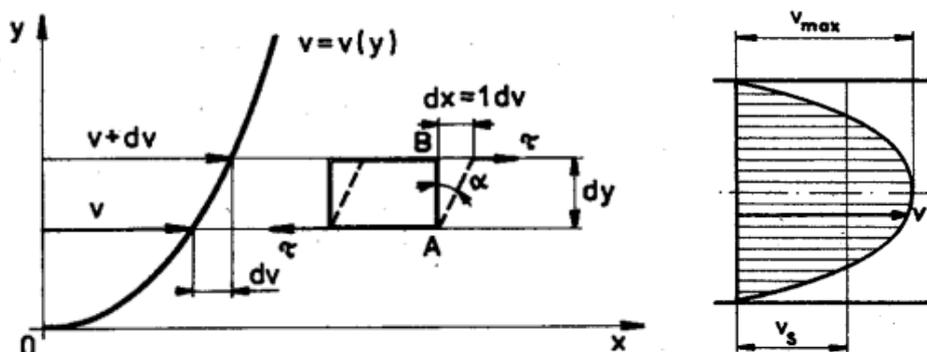
Základními parametry vstupujícími do hydromechanických rovnic jsou fyzikální vlastnosti tekutin, jako například hustota, viskozita, nebo stlačitelnost [10].

Hustota neboli objemová hmotnost je charakteristickým znakem tekutin, stanovující hmotnost na jednotku objemu [10].

$$\rho = \frac{m}{V}. \quad (1)$$

Viskozita je vlastnost projevující se jako odpor proti proudění reálné tekutiny. Popisuje se na teoretickém proudění tekutiny po desce, kdy se uvažuje, že vrstva kapaliny o tloušťce dy , která se jednostranně dotýká desky na ní ulpívá a její rychlost je tedy nulová. Jednotlivé další vrstvy už ovšem neulpívají a mají nenulovou rychlost. Jednotlivé vrstvy se mezi sebou ovšem třou a vzniká reakce nazývaná tečné napětí. Tímto principem vzniká rychlostní profil, který lze zapsat jako gradient rychlosti kolmo ke směru pohybu. Podle Newtonova zákona ho lze zapsat jako:

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy}. \quad (2)$$



Obrázek 8 Grafické vyjádření viskozity a rychlostní profil [10]

Z tohoto vztahu lze vyjádřit veličinu η [$\text{Pa} \cdot \text{s}$], nazývanou dynamická viskozita. Jejím podílem s hustotou byla zavedena v rovnicích velmi často se vyskytující veličina – kinematická viskozita ν . Název pramení z jejího rozměru: $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$, což jsou kinematické jednotky [10].

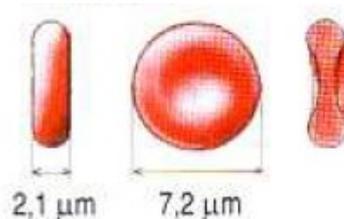
Stlačitelnost popisuje schopnost tekutin zmenšovat svůj objem při zvýšení vnějšího tlaku za konstantní teploty. Vyjadřuje se součinitelem stlačitelnosti:

$$\delta = \frac{\Delta V}{V_0} \frac{1}{\Delta p}. \quad (3)$$

Převrácenou hodnotou stlačitelnosti je objemová pružnost tekutiny, jejíž modul pro jednotlivé tekutiny má podobný fyzikální význam jako Youngův modul pružnosti u pevných látek. Za podmínek, kdy jsou tlakové změny řádově nižší než hodnota modulu objemové pružnosti, lze tekutinu (nejčastěji u kapalin) zjednodušit jako nestlačitelnou [10].

3.1.1 Krev

Krev jakožto látku nelze řadit mezi standardní tekutiny. Důvodem je nehomogenost krve jako látky. Krev se skládá z jednotlivých krevních složek (elementů) – tekuté krevní plazmy, červených a bílých krvinek a krevních destiček. Krevní plazma se skládá přibližně z 90 % z vody, dále z organických látek tzv. plazmatických bílkovin a anorganických látek jako je sodík, draslík atd. [11].



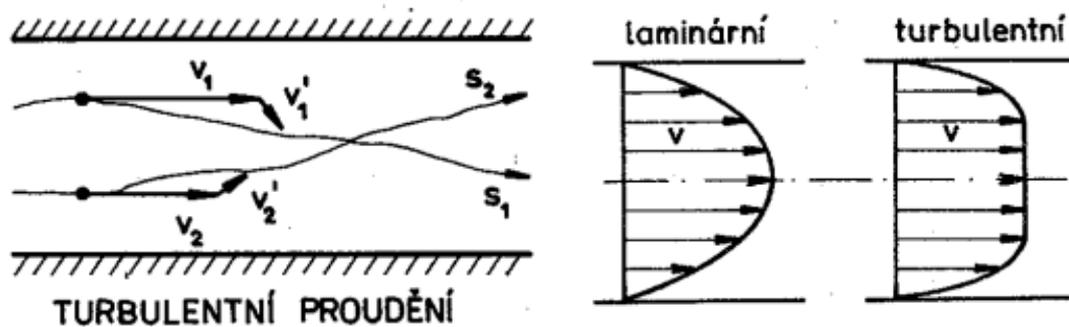
Obrázek 9 Červená krvinka [8]

Samotná krevní plazma má dynamickou viskozitu přibližně $1,2 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, krev jako celek pak přibližně kolem $4 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ [9]. Hlavní roli zde hrají krevní elementy (zejména červené krvinky), které jakožto pevné částice v tekutině zvyšují viskozitu krve. Současně se ale červené krvinky při nárůstu smykového napětí deformují, a tím v daném místě viskozitu snižují. Tohoto efektu, který se nazývá „shear thinning“, je využíváno v periferních tkáních. Narůstá zde smykové napětí, a to snižuje celkové nároky na srdeční práci. Ve velkých cévách nedochází k tak významné deformaci červených krvinek a uvažuje se tedy, že krev v nich lze zjednodušit na newtonskou kapalinu [11].

Plazma má nižší hustotu (1025 kg/m^3), než krev (1060 kg/m^3 [9]), což je způsobené krevními elementy, které mají vyšší hustotu než plazma. V klinické medicíně toto umožňuje vyšetřování pacientů metodou sedimentace krevních elementů [11].

3.2 Popis proudění

Proudění vazkých tekutin se dělí na laminární a turbulentní proudění. U laminárního proudění se popisuje rozložení proudu do vrstev a neuvažuje se prostupování kontrolních objemů mezi vrstvami, počítá se u nich tedy pouze s tzv. podélnou rychlostí. Oproti tomu u turbulentního proudění se uvažuje prostup částic skrze vrstvy a uvažuje se u nich tedy navíc tzv. turbulentní (fluktuální) rychlost.



Obrázek 10 Turbulentní proudění kontrolního objemu a rychlostního profilu [10]

Pro stanovení, zda je proudění laminární nebo turbulentní, používá mechanika tekutin bezrozměrné Reynoldsovo číslo (Re).

$$Re = \frac{v \cdot d}{\nu} \quad (4)$$

Pro různé průřezy a materiály lze na základě empiricky naměřených kritických hodnot (Re_k) stanovit, zda je proudění laminární ($Re < Re_k$) nebo turbulentní ($Re > Re_k$).

Tabulka 1 Kritická Re pro různé průřezy [10]

Geometrický tvar průtočné části	Kritické Re
Hladké potrubí kruhového průřezu	2300
Pryžová hadice	1600
Malé soustředěné mezery	1100
Malé excentrické mezery	1000

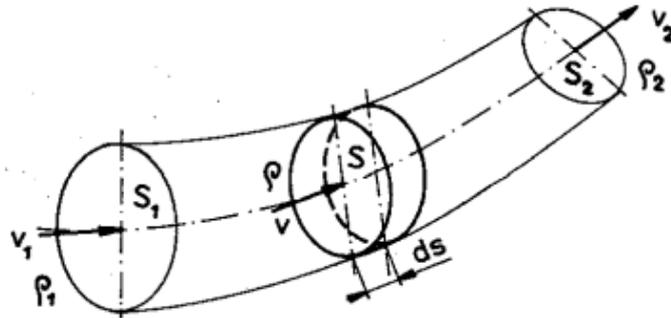
Proudění se také rozlišuje na ustálené (stacionární) a neustálené (nestacionární). Stacionární proudění se uvažuje v čase konstantní, zatímco u nestacionárního proudění je alespoň jedna z veličin na čase závislá. [10].

3.2.1 Rovnice kontinuity

U proudění tekutin se uplatňuje fyzikální zákon o zachování hmotnosti, podle kterého platí, že hmotnost tekutiny v kontrolním objemu zůstává konstantní. Změny, které mohou nastat, se uvažují obecně dvě – lokální a konvektivní. K lokální změně dochází v samotném kontrolním objemu vlivem tlaku, kdy se tekutina buď rozpíná nebo stlačuje, a tím se v kontrolním objemu mění hustota. Lze ji zapsat jako parciální derivaci lokální hustoty podle času. Ke konvektivní změně dochází vlivem rozdílu mezi přitékající a odtékající hmotou. Lze ji zapsat jako divergenci rychlosti násobenou hustotou tekutiny. Obě hmotnostní změny musí být v rovnováze, a tu lze zapsat jako [10]:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \nabla \cdot \mathbf{v} = 0. \quad (5)$$

Tuto rovnici lze, za předpokladu jednorozměrného proudění nestlačitelné kapaliny, zjednodušit na obecně známý tvar: $S \cdot \mathbf{v} = konst.$



Obrázek 11 Schéma rovnice kontinuity [10]

3.2.2 Eulerova rovnice hydrodynamiky

Přestože při proudění reálné tekutiny vznikají kromě normálových napětí i napětí tečná, v řadě případů je možné tečná napětí vzhledem k normálovým zanedbat. Po této aproximaci, tj. zanedbání viskózních sil, se nazývá popisovaná tekutina jako ideální. K popisu proudění ideálních tekutin využívá mechanika tekutin Eulerovu rovnici hydrodynamiky ve tvaru:

$$\mathbf{a} - \frac{1}{\rho} \nabla p = \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} + \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t}. \quad (6)$$

Po rozepsání Eulerovy rovnice do kartézských souřadnic jsou v soustavě čtyři neznámé – rychlost jednotlivých souřadnic a tlak. Tři Eulerovy rovnice se tedy doplňují rovnicí kontinuity.

3.2.3 Navier–Stokesova rovnice

Navier–Stokesova (N-S) rovnice je matematický popis rovnováhy sil při proudění reálných tekutin. Od Eulerových rovnic se liší zavedením silového účinku způsobeného viskozitou tekutiny. Pro nestlačitelnou kapalinu má tvar:

$$\mathbf{a} - \frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \Delta \mathbf{v} = \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} + \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t}. \quad (7)$$

Společně s rovnicí kontinuity tvoří v kartézském souřadnicovém systému soustavu čtyř rovnic pro čtyři neznámé – rychlosti \mathbf{v} ve třech souřadnicích a tlaku p . Pro dosazení je třeba znát hodnotu vnějšího zrychlení \mathbf{a} , hustotu ρ a okrajové podmínky [10].

Obecně řešitelné N-S rovnice nejsou, analytická řešení jsou dostupná pro jednoduché druhy laminárního proudění a složitější laminární proudění lze aproximovat numericky. Při řešení turbulentního proudění je třeba dosadit rovnice pro turbulentní napětí. Zde ovšem N-S rovnice přestávají být exaktním řešením, protože se při jejich odvození používá Newtonův vztah pro smykové napětí, který platí pouze pro laminární proudění. Exaktní model turbulentního tečného napětí zatím není vyřešen [10].

3.2.4 Bernoulliho rovnice

Bernoulliho rovnice je pohybová rovnice kapaliny, která v mechanice tekutin popisuje zákon zachování mechanické energie. Lze jí získat integrací rovnic popisujících silové poměry v rámci elementární částice. Pro ideální tekutinu tedy integrací Eulerovy rovnice hydrodynamiky a pro skutečnou integrací rovnice Navier – Stokesovy [10].

Popisuje rovnováhu mezi třemi typy mechanické energie: kinetickou, tlakovou a potenciální. Pro ideální kapalinu má tvar:

$$\frac{v^2}{2} + \frac{p}{\rho} + gh = \text{konst.}, \quad (8)$$

kde člen $\frac{v^2}{2}$ představuje kinetickou energii vztaženou na jednotku hmotnosti, člen $\frac{p}{\rho}$ představuje energii tlakovou a člen gh představuje energii potenciální [10].

Bernoulliho rovnice pro skutečnou kapalinu se od té pro ideální liší členem popisujícím měrnou energetickou ztrátu e_z a má tvar:

$$\frac{v_1^2}{2} + \frac{p_1}{\rho} + gh_1 = \frac{v_2^2}{2} + \frac{p_2}{\rho} + gh_2 + e_z. \quad (9)$$

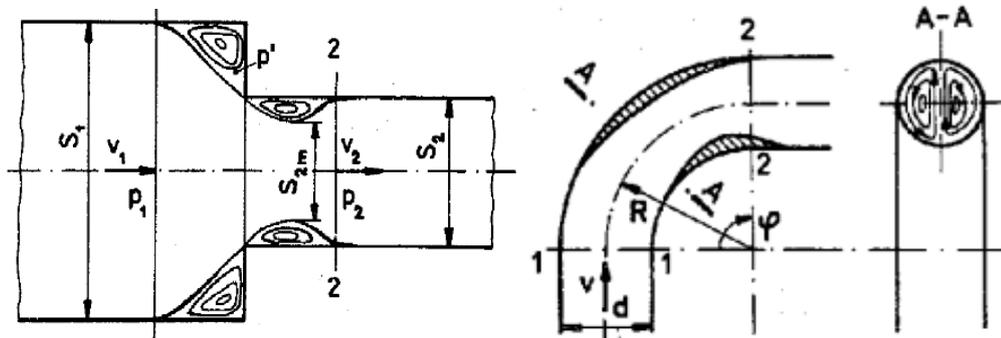
Tato energetická ztráta je součtem všech energetických ztrát způsobených hydraulickými odpory mezi průřezem 1 a 2. Pro výpočet jednotlivých hydraulických ztrát je nutné tedy znát hodnoty hydraulických odporů ve zkoumaném úseku [10].

Bernoulliho rovnice se běžně vyjadřuje ve třech veličinách – energii (viz výše), tlaku (vynásobením rovnic 8 a 9 hustotou ρ) nebo výšce (vydělením rovnic 8 a 9 zrychlením g).

3.2.5 Hydraulický odpor

Při proudění viskózní tekutiny dochází vlivem viskozity k různým energetickým ztrátám. Hydrodynamické struktury, které tyto ztráty způsobují se nazývají hydraulické odpory. Obecný matematický model pro hydraulické odpory v současnosti není známý a používá se tedy řada empirických metod [10].

Hydraulické odpory se dělí na třecí a místní. Třecí odpory jsou charakteristické tím, že vznikají po celé délce potrubí a jsou na ní závislé, což se promítá i do ztrátového součinitele třecích ztrát, který je vztažen na jednotku délky. Místní odpory vznikají v místech lokálních změn v toku, jako jsou změny průřezu, případně změny směru toku (kolena). Na těchto místech dochází k odtržení proudu a vzniku vířivé oblasti, což zvyšuje množství disipované energie [10].



Obrázek 12 Lokální ztráty v zúžení (vlevo) a v koleni (vpravo) [10]

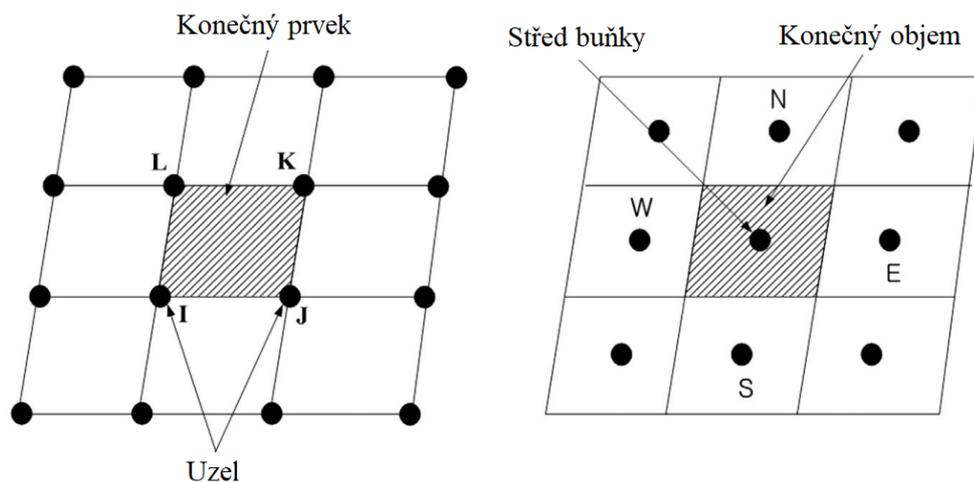
3.3 Rozběhová dráha

Při vstupu do trubice má tekutina rychlostní profil odpovídající ideální tekutině (tedy po celém průřezu konstantní). Rychlostní profil se začíná diferencovat postupně, až stykem se stěnou, která částičky tekutiny brzdí. Tento jev v rámci délky potrubí progreduje a okraje oproti jádru zpomalují. Až v určité vzdálenosti od vstupu tekutina zaujme vyvinutý rychlostní profil, který se dále nemění. Tato vzdálenost se nazývá rozběhovou dráhou. Pro délku rozběhové dráhy uvádí Schiller vztah [6]:

$$\frac{x_r}{d} \geq 0,025 Re. \quad (10)$$

4 Numerická simulace proudění

Jak N-S rovnice (popisující laminární proudění), tak empirické modely turbulentního proudění se v praxi řeší převážně numericky, nejčastěji metodou konečných objemů. Metoda konečných objemů (MKO) je diskretizační metoda hojně užívaná při numerické simulaci. Řadí se mezi lokálně konzervativní metody, tzn. že simulace probíhá na podkladě zákonů zachování. V tomto případě se nejčastěji využívá zákon zachování hmoty a zákon zachování energie. Nejvíce je využíván v inženýrské praxi jako mechanika tekutin nebo přenos tepla. MKO sdílí některé důležité znaky s metodou konečných prvků (MKP), jako je možnost použití na různých geometriích za použití sítě uzlů. Na rozdíl od MKP, které pracuje s diferenciální formou zákonů zachování, ale MKO pracuje s integrální formou. Každý uzel (střed buňky) tedy nese průměrnou hodnotu svého kontrolního objemu [12] [13] [14].



Obrázek 13 síť MKP (vlevo) a síť MKO (vpravo) [14]

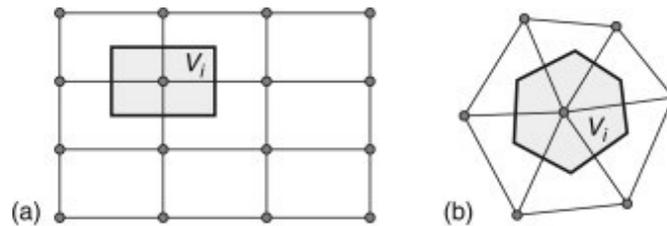
4.1 Síť

Síť s konečným počtem uzlů je základním předpokladem pro řešení simulace metodou konečných objemů. Dělí se podle dimenze na 2D a 3D síť, případně dle uspořádání jednotlivých buněk na strukturovanou a nestrukturovanou síť [12].

Strukturovaná síť se vyznačuje implicitní návazností jednotlivých bodů sítě. To znamená, že síť je tvořena symetrickými buňkami, které se neliší orientací ani tvarem a liší se maximálně velikostí, kdy se sousedící buňky se liší podle zadaného růstového faktoru. Jejich výhodou je nižší náročnost jejich tvorby. Při tvorbě strukturované sítě pro popis složitější geometrie, ale výrazně narůstá počet buněk a strukturovaná síť se stává neefektivní [15].

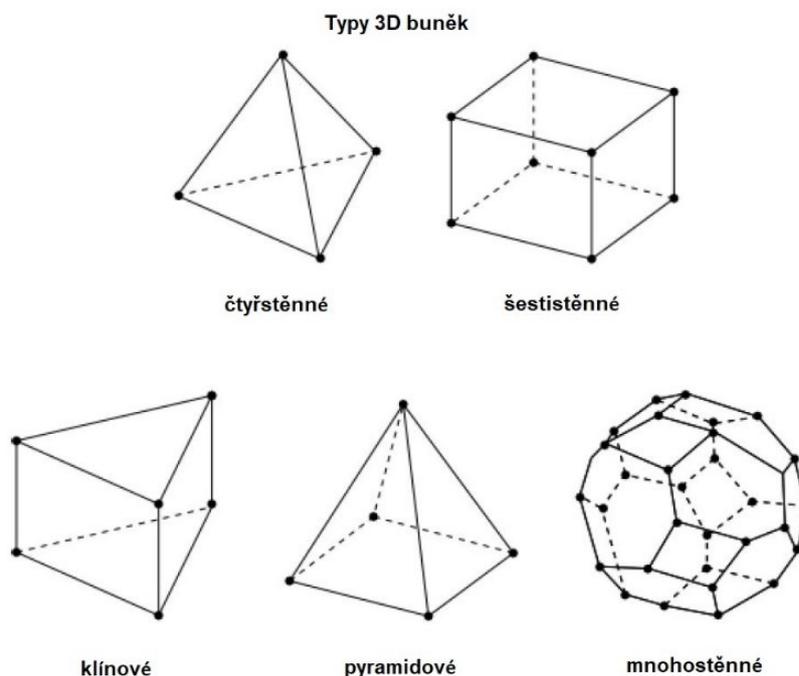
Nestrukturovaná síť se vyznačuje nepravidelnými buňkami, které se mohou významně lišit tvarem i orientací v prostoru. To vytváří vyšší požadavky na hardware už v síťovací fázi a současně na jednu buňku zvyšuje i výpočetní čas. Jejich výhodou je velmi dobrá přizpůsobivost u složitějších geometrií nebo u lokálních geometrických abnormalit, a tedy méně buněk a celkově nižší výpočetní čas [15].

Speciálním případem je kombinovaná síť, která je kombinací obou zmíněných a lze u ní ve specifických případech částečně využít výhody obou typů [15].



Obrázek 14 Strukturovaná (vlevo) a nestrukturovaná (vpravo) síť (MKO) [13]

Pro strukturovanou síť se nejčastěji používá čtyřúhelník (pro 2D síť) nebo šestistěn (pro 3D). U nestrukturované sítě se využívá trojúhelník nebo jiný obecný mnohoúhelník pro 2D, případně obecný mnohostěn ve 3D. Buňky se dělí také dle lokace na vnější, tj. jsou na okraji sítě a na vnitřní buňky [15].



Obrázek 15 Příklady tvarů objemových buněk [15]

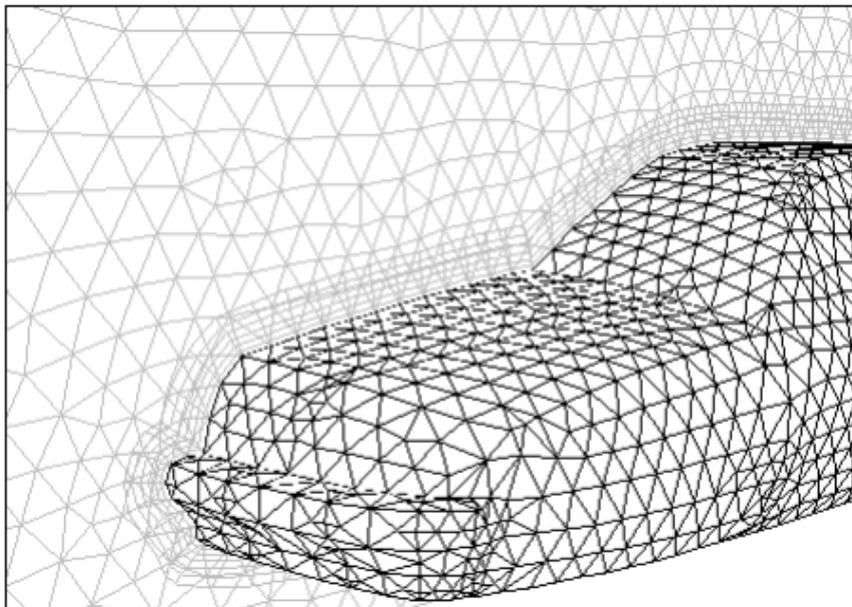
Speciálním typem buněk jsou buňky prizmatické, používají se při nestrukturovaném síťování objemu v oblasti mezní vrstvy. Tvarem jsou prizmatické buňky hranoly podstavou odpovídající povrchové síti objemu. Svým tvarem umožňují nahuštění kontrolních objemů v oblasti mezní vrstvy, a tím zpřesňují simulaci toku u stěny [15].

4.2 Buněčné zóny

Buněčné zóny jsou ohraničené skupiny buněk v rámci sítě, které představují objem s jednotným materiálovým složením, a tedy jednotnými fyzikálními vlastnostmi. Jednotlivé vlastnosti se odvíjejí od typu buněčné zóny, tj. zda se jedná o zónu tekuté nebo pevné látky [15].

Zóny tekutých látek jsou skupiny buněk, u kterých se řeší oba zákony zachování řešené v numerické simulaci proudění. U zón kapalných látek se nastavují parametry typické pro kapaliny v závislosti na simulovaném ději [15].

U zón pevných látek se počítá pouze se zákonem zachování energie, a tedy se u nich definují pouze termické vlastnosti, případně mechanické vlastnosti u pružných modelů. U případů, kde je řešena proudová charakteristika tekutiny v uzavřeném profilu a zanedbávají např. tepelné děje a napětí v obklopujícím tělese, lze počítat bez zóny pevné látky. Silové účinky na stěnách a jiné ovlivňující parametry lze v takovém případě převést na vnější okraj zóny tekuté [15].



Obrázek 16 Kapalná a pevná zóna s vrstvou prizmatických buněk [15]

Speciálním typem zón je porézní zóna, ta reprezentuje smíšené prostředí, jako například průtok vody papírovým filtrem, kde je protékajícímu proudu kromě odporu na stěnách a odporu od viskozity kladen další externí odpor. Tento typ zóny se počítá podobně jako zóna tekutá s tím, že je v ní zaveden parametr nehydraulického odporu. Tento odpor může v porézní zóně nabývat i záporných hodnot, a být zdrojem proudění. Toho se v praxi využívá k modelování soustav s vrtulí, která dodává proudu tekutiny energii [15].

4.3 Okrajové podmínky zón tekutých látek

Pro numerickou simulaci je vedle sítě nutné stanovit počáteční stav na okrajích jednotlivých zón neboli okrajové podmínky. Dělí se na vnější a vnitřní, kdy vnější okrajové podmínky jsou vstupní hodnoty na okrajích sítě a vnitřní vstupují do výpočtů v obecné n -té vrstvě. Vnitřní se používají pro definování interakce mezi buňkami, případně při modelování stavů, kde se uvažuje více buněčných zón a jejich interakci [15].

4.3.1 Proudové okrajové podmínky

V modelu proudění je nutné definovat množství tekutiny teoreticky proudící síťovaným objemem. Danou hodnotu lze nastavit pomocí několika veličin – rychlosti, tlaku nebo hmotnostního průtoku. Vstup definovaný hmotnostním průtokem je při uvažování nestlačitelné kapaliny přímo úměrný rychlosti, používá se tedy buď při výpočtech se stlačitelnou kapalinou, nebo při definování na složitějším průřezu [15].

4.3.2 Okrajové podmínky na stěnách

Okrajová podmínka stěny se používá při ohraničení jednotlivých zón. Lze použít dva typy této podmínky – jednostrannou nebo dvoustrannou stěnu. Jednostranná stěna se používá k ohraničení zóny na okraji sítě. Dvoustranná stěna se používá k oddělení pevných a tekutých zón, případně dvou pevných zón mezi sebou. Mezi definované parametry na stěnách patří drsnost stěny (pro turbulentní proudění), případně termické parametry [15].

5 Výpočetní model

Pro získání odpovídající geometrie byla zpracovávána anonymizovaná data z magnetické rezonance ve formátu DICOM. Následnou tvorbu numerické sítě lze rozdělit do čtyř fází. První fázi – převod dat na prvotní model a jeho úprava na model bez zúžení, jejímž výsledkem jsou dva hrubé modely (skutečný a „zdravý“). Ty byly ve druhé fázi nutné upravit pro potřeby numerického modelu. Ve třetí fázi bylo třeba opravit povrchové nedostatky modelů. Na takto upravených modelech mohla proběhnout čtvrtá fáze – vlastní síťování.

5.1 Magnetická rezonance

Zobrazování pomocí magnetické rezonance (MRI) je ve zdravotnictví používaná zobrazovací metoda. Funguje na principu rozdílného množství vody v různých tkáních, a tím odlišným chování v magnetickém poli. Oproti CT (alternativní zobrazovací metoda) se liší absencí radiační zátěže, což umožňuje vyšší frekvenci snímků, a tedy provádět přesnější 3D skeny, případně časoběhé snímání. Nevýhodou jsou vyšší provozní náklady a nižší rozlišovací schopnost [16].



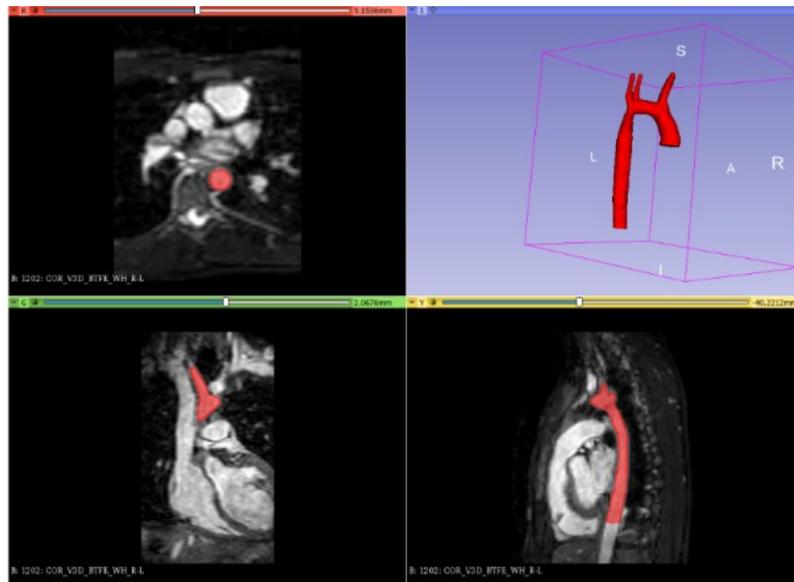
Obrázek 17 Snímky MRI [4]

5.1.1 DICOM

Pro ukládání a manipulaci s lékařskými daty platí mezinárodní standard DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), který mimo jiné stanovuje i formát ukládání dat z magnetické rezonance a dalších zobrazovacích metod. Výstup z MRI obsahuje sadu obrázků, které se od sady obrázků například ve formátu JPEG mimo jiné liší provázáním se souřadnicovým systémem. Díky standardizovaným výsledkům lze data z různých magnetických rezonancí upravovat pomocí jednotných softwarů [17].

5.2 Tvorba hrubých modelů

Zpracovávaná data obsahovala informace o výřezu 300mm x 300mm x 300mm, hrudní dutiny pacienta v podobě dvou na sebe kolmých sad fotek s rozlišením 1024x1024 s velikostí pixelu 0,0841 mm² s vrstvením po 2,5 mm (120 fotek). Data byla zpracovávána v softwaru 3D Slicer (prostředí je zobrazeno na obrázku 18), což je volně přístupný software vyvinutý k vizualizaci medicínských dat, tedy souborů DICOM, jejich převod na 3D model a jeho následnou úpravu (přidávání a odebrání objemu, vyhlazování případně spojování různých objemů) [18]. Obsahuje množství funkcí, ze kterých na úpravu poskytnutých dat bylo použito pouze několik.



Obrázek 18 Prostředí 3D Slicer

Výstupní obraz z magnetické rezonance je černobílý, což umožňuje použití funkce „threshold“. Ta v rámci celého souboru vyhledá pixely, které splňují definovanou intenzitu bílé barvy a označí je. Objektem zájmu (vnitřním objemem aorty) protéká krev, která obsahuje velké množství vody, má tedy na snímcích bílou barvu. Jako interval intenzity bílé barvy byl tedy použit zdola omezený interval, který odstranil okolní (na magnetické rezonanci tmavou) tkáň.

Obdobné množství vody, ale obsahují i další struktury v hrudníku, použití funkce „threshold“ tak vytvořilo 3D model obsahující velké množství neaortálních struktur. Model tedy bylo nutné očistit tak, aby zbyl pouze požadovaný úsek aorty. K tomu bylo využito dalších funkcí – „islands“, „scissors“, „paint“ a „erase“.

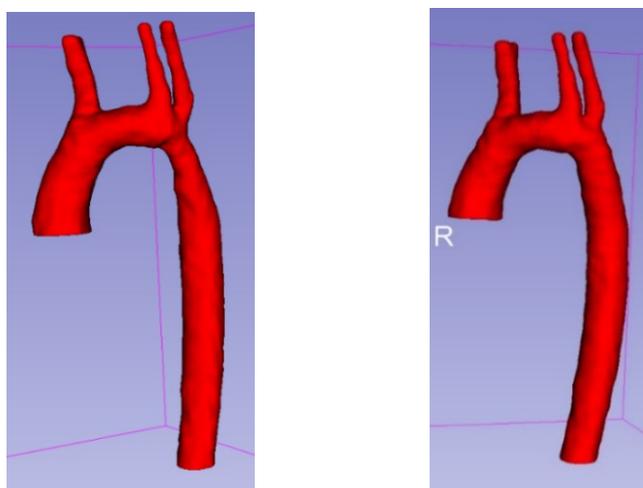
Funkce „islands“ umožňuje vybrat v rámci 3D modelu jednu strukturu a „očistit“ jí od všech ostatních objemů, které se s vybraným objemem přímo nedotýkají. Funkce „paint“ a „erase“ umožňují vyvážet a mazat části modelu nástrojem kruhového tvaru

v rámci jednotlivých oken. Oba nástroje mají současně možnost použití 3D tvaru tedy koule. Obě funkce lze použít jak v rámci 2D snímků, tak v okně zobrazujícím 3D model.

Funkce „scissors“ je podobná funkcím paint a erase s odlišností, že se funkce scissors aplikuje zakreslením profilu do jednoho z oken. Tento profil může být buď kruhový, obdélníkový nebo volně nakreslený kurzorem. Takto zakreslený profil podle nastavení buď vytvoří nebo odstraní definovaný počet vrstev.

Model byl očištěn tak, aby začínal v místě, kde je směr toku krve přesně v ose z a končil co nejdále za zúžením. Tento postup byl aplikován pro obě sady snímků, a byly tak vytvořeny dva modely s rozdílnou orientací vrstvení. Krok 2,5 mm mezi jednotlivými vrstvami na obou modelech ovšem vytvářel významnou chybu v geometrii. Oba modely bylo proto vhodné sloučit do jednoho modelu s kvalitním rozlišením ve všech směrech. Vzhledem k tomu že každý DICOM soubor nese svůj vlastní definovaný objem s definovaným rozlišením a zpracovávaná data měla vlastní rozlišení 0,29x0,29x2,5 a 0,29x2,5x0,29, nebylo v těchto objemech sloučení možné. Pro sloučení byl tedy vytvořen externí objem s pomocí 1024 černých čtvercových fotek s rozlišením 1024x1024 a s definovaným krokem 0.29 mm ve všech souřadných směrech. Do takto vytvořeného objemu byly vloženy vytvořené modely a s pomocí funkce „logical operators“ byly oba modely sloučeny do jednoho.

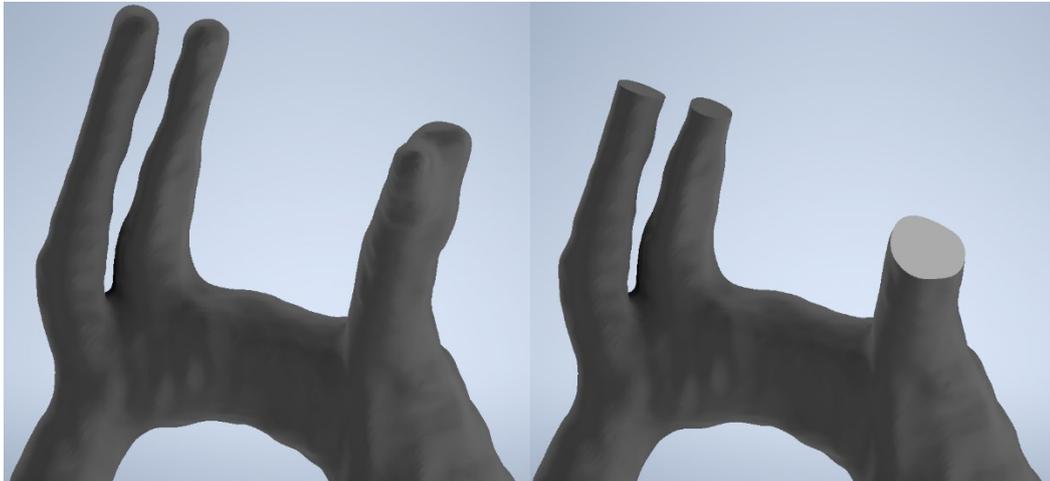
Na takto vzniklém modelu skutečné aorty byla s pomocí funkce „paint“ celá oblast zúžení rozšířena na největší průměr, který se nacházel za zúžením, čímž vznikl „zdravý“ model. Oba (reálný i „zdravý“) modely byly posléze „vyhlazeny“ pomocí funkce „smoothing“, která podle nastaveného parametru vyhladí a opraví ostré přechody na modelu. Finální modely byly uloženy ve formátu STL (povrchový 3D formát, který ukládá model do podoby povrchové sítě skládané z malých trojúhelníkových ploch).



Obrázek 19 Hrubé modely (skutečný vlevo a zdravý vpravo)

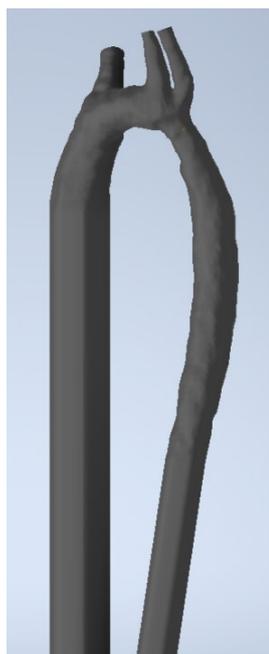
5.3 Úprava modelu pro potřeby simulace

Hrubé modely bylo nutné upravit pro potřeby numerického modelování, tzn. zarovnat okrajové plochy na vstupu a výstupech z aorty, aby bylo možné na nich předepsat proudové okrajové podmínky a následně vymodelovat rozběhové délky na vstupu a na největším výstupu tedy sestupné aortě.



Obrázek 20 Okrajové plochy před (vlevo) a po (vpravo) úpravě

Obě úpravy byly provedeny v programu Autodesk Inventor, což je v strojírenské praxi běžně používaný CAD software. Zarovnání výstupních ploch bylo vyřešeno odstraněním zaoblených úseků aorty. A z nich byly vymodelovány („vytaženy“) rozběhové délky, jejichž rozměr byl získán podle Schillerova vzorce při uvažování středního průtoku. Tato hodnota – 0,84 m byla zaokrouhlena na 1 m. Model byl poté opět vyexportován do formátu STL.



Obrázek 21 Skutečný model s rozběhovými délkami

5.4 Oprava povrchových nedostatků modelu

Úpravou modelů v různých programech na povrchu modelu vzniká řada nepřesností. Ty mají negativní efekt na kvalitu sítě. Pro opravu těchto nepřesností byl použit software SpaceClaim 2021 R1 od firmy Ansys. V softwaru SpaceClaim byla nejprve opravena povrchová síť, která vznikla vložením souboru STL. Nejvýznamnější chyby na povrchové síti jsou: otvory, výčnělky, průsečíky a příliš mnoho připojení. Otvory jsou vady, které způsobují „netěsnost“ modelu. Taková netěsnost se nazývá „leak“. Výčnělky jsou vady projevující se náhodně vzniklým posunutím jednoho bodu geometrie, který lze lokalizovat tak, že úhly ploch v daném místě svírají velmi ostrý úhel. Průsečíky se projevují překryvem různých prvků sítě, tj. ploch, hran nebo bodů. Příliš mnoho připojení lze popsat jako vadu, kdy je na strukturu navázáno mnoho okolních struktur, což opět snižuje kvalitu výsledné sítě.



Obrázek 22 Model aorty v prostředí SpaceClaim s vadami v oblasti odstupů

Následně byla povrchová síť převedena na objemové těleso. Na něm bylo možno pokračovat v opravách modelu. Na 3D tělese lze identifikovat tyto bloky funkcí: změnit na těleso, opravit a upravit. Pomocí funkcí z bloku převést na těleso lze opravit buď neopravené otvory z předchozího kroku případně „leaky“ vzniklé sekundárně úpravou 3D modelu. Blok opravit je používán pro odstranění geometrických nedokonalostí, jako jsou překryvy duplicitních ploch nebo překrývající se hrany, které nebyly opraveny v předchozí fázi oprav. Blok funkcí upravit nabízí různé úpravy modelu umožňující uzpůsobit model potřebám síťování, jako například zjednodušení modelu, a tím zmenšení výpočetních požadavků na síťování.

Povrch modelu byl v softwaru SpaceClaim rozdělen do funkčních skupin (vstup, výstupy, rozběhové dráhy a povrch kontrolního objemu). Opravený model byl uložen ve formátu PMDB (formát uzpůsobený pro práci v programech firmy Ansys).

5.5 Tvorba sítě

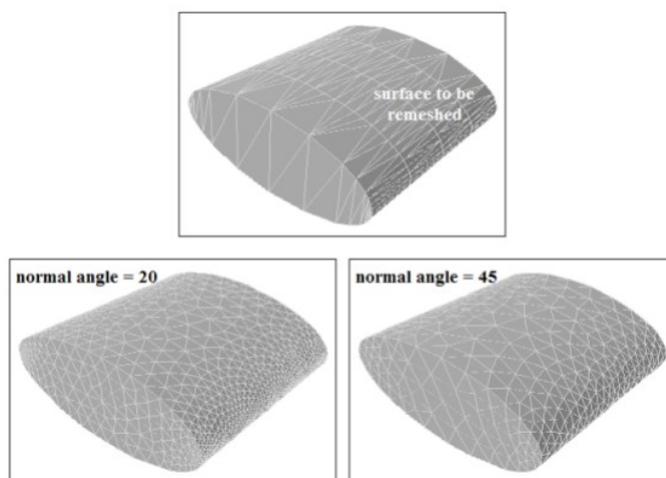
Tvorba sítě probíhala v síťovací části softwaru Ansys Fluent 2021 R1. Prvním krokem bylo vložení souboru PMDB a automatické vytvoření povrchové sítě. Následně bylo třeba rozvrhnout hustotu v různých částech modelu, opravit geometrické vady sítě, zlepšit kvalitu povrchových buněk (skewness), na podkladu povrchové sítě vytvořit objemovou síť, a tu případně opravit. Tímto postupem bylo nejprve vytvořeno několik sítí skutečného modelu, z nichž byla vybrána síť nejvhodnější pro simulaci a k ní byla vytvořena podobně velká síť „zdravého“ modelu.

5.5.1 Tvorba hrubé sítě

Při vkládání modelu Fluent co nejpřesněji vysítuje vložený model. Pro geometrie jako jsou křivé plochy a plochy malých rozměrů, na kterých je požadováno vykreslení rychlostního profilu, je vhodné nastavit 2 parametry – zakřivení a proximitu. Při vkládání modelu se také definuje rozptyl minimální a maximální velikosti buněk.

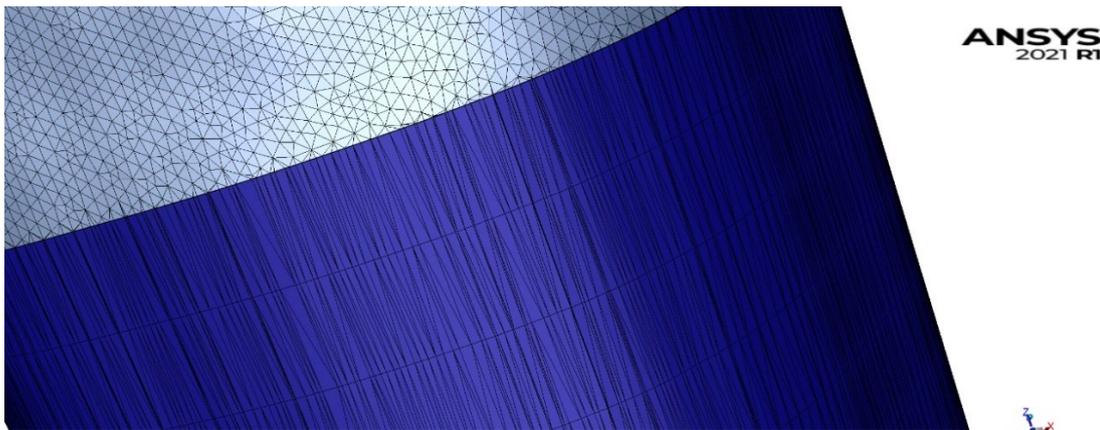
Definovaný rozptyl velikostí buněk se odvíjí od požadované přesnosti simulace a kvality výpočetní techniky. Maximální hodnoty tohoto rozptylu by měly být závislé na rozměrech síťovaného modelu, kdy minimální velikost buňky by neměla přesáhnout pětinu nejmenší plochy, kterou lze nalézt v ose uvažovaného toku. Maximální velikost by měla být maximálně jedna desetina největší plochy, kterou lze v modelu nalézt. U zpracovávaného modelu tyto hodnoty byly 0,4 mm pro minimální velikost a 2 mm pro maximální velikost.

Parametr zakřivení definuje maximální úhel, který svírají normály sousedících ploch, a tím ovlivňuje hladkost povrchové sítě, nejčastěji se pohybuje v rozmezí 10-18°. Parametr proximita určuje minimální počet buněk vykreslující průřez plochy. Pro simulaci proudových charakteristik se používá proximita 5.



Obrázek 23 Profil po přesítování s různými hodnotami zakřivení [15]

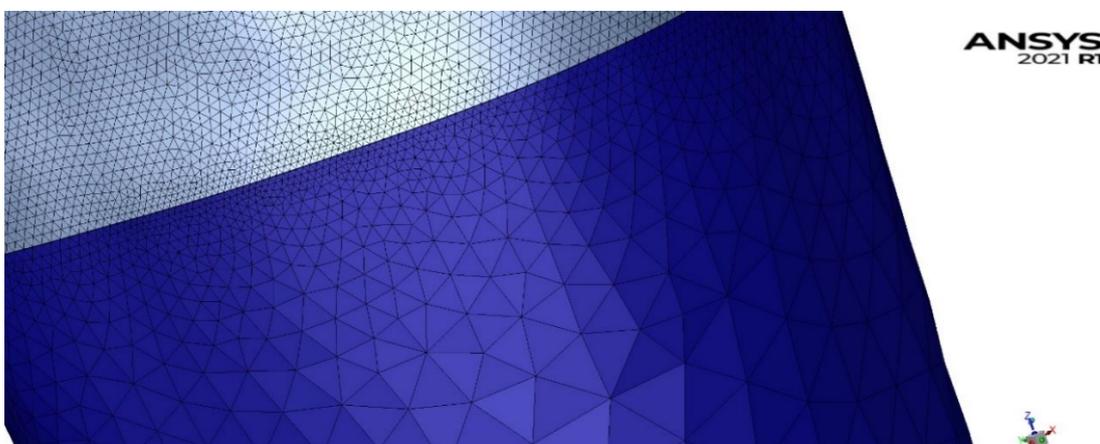
U zpracovávaného výpočetního modelu měla na prvotní síť po vložení 3D modelu významný vliv jeho tvorba. Z důvodu rozdělení povrchu na konečný počet trojúhelníkových ploch (a tedy absenci křivých ploch) se prvotní síť příliš nelišila od povrchu vloženého modelu. Povrchová síť na kontrolním objemu se tedy podobně jako povrch zpracovaného modelu skládala z trojúhelníků se stranou dlouhou kolem 0,2 mm. Nastavené parametry se uplatnily pouze na plochách s většími rozměry než těmi definovanými – na plochách vstupu, výstupů a úzkých dlouhých plochách na rozběhových délkách.



Obrázek 24 Hrubá síť

5.5.2 Rozvržení hustoty sítě

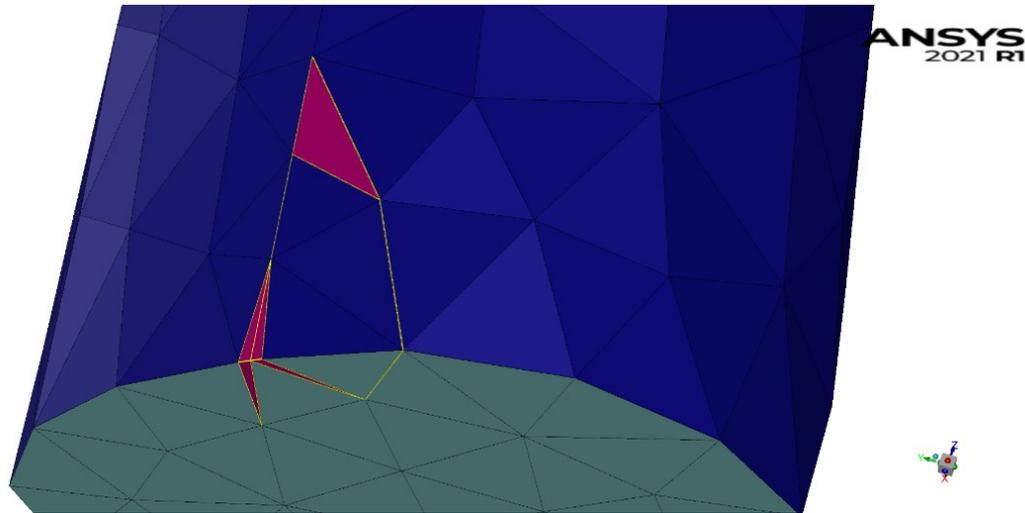
Pro rozdílné nastavení hustoty sítě v různých částech modelu se používá funkce nazývaná „scoped sizing“. V rámci této funkce lze upravit všechny parametry určující hustotu sítě (viz Tvorba hrubé sítě), vázaně na přednastavené funkční skupiny. Výhodou tohoto rozdělení je možnost tvorby hrubší sítě v oblasti rozběhových drah a lokálního zjemnění sítě kontrolního objemu – aorty. Tím lze zachovat nebo zkrátit výpočetní čas při zlepšení přesnosti výsledků v oblasti aorty. Na všechny plochy byla aplikována funkce „remesh“, která povrch přesítovala podle nastavených parametrů.



Obrázek 25 Přesíťovaná síť

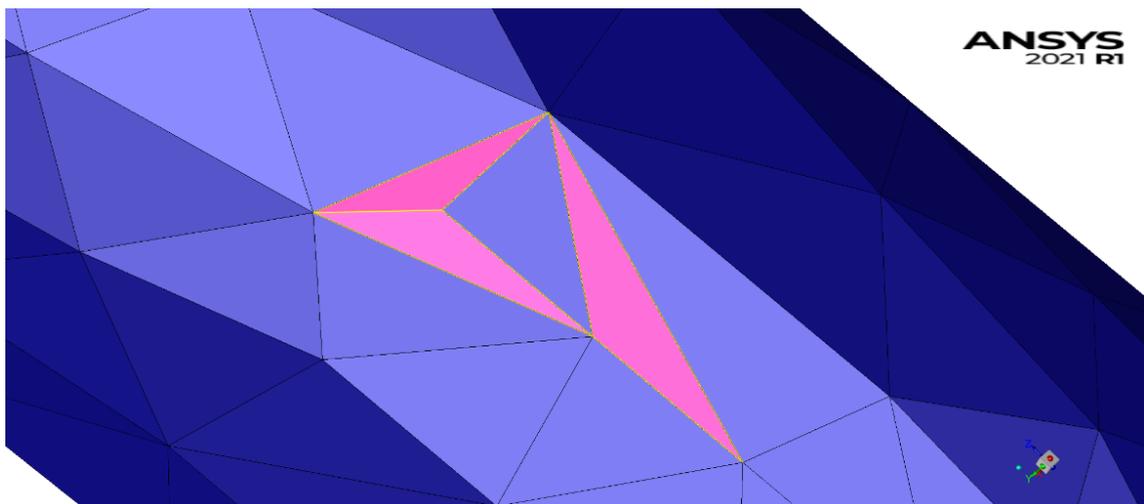
5.5.3 Oprava vad sítě a nekvalitních buněk

I přestože byl model opraven v externích programech, tak automaticky vygenerovaná síť obsahovala množství chyb a nekvalitních buněk, které by simulaci buď znemožnily nebo by měly negativní vliv na kvalitu výsledků. Mezi nejčastější chyby patří: volné, překrývající nebo vzájemně se protínající plochy.



Obrázek 26 Překrývající se buňky

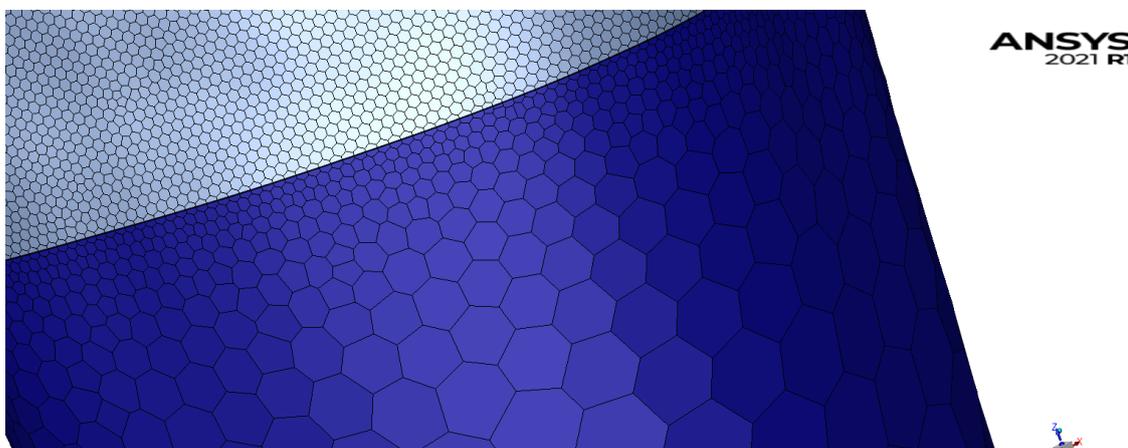
Jako hlavní parametr pro stanovení kvality povrchové sítě využívá Fluent parametr „skewness“. Tento parametr nabývá hodnot 0-1 a stanovuje, jakým způsobem se jednotlivé plošky trojúhelníkové sítě odlišují od ideálního tvaru, tedy rovnostranného trojúhelníku, který má hodnotu skewness 0. Maximální hodnota, která se u povrchové sítě doporučuje je 0,7. Fluent má funkci, která vyhledá plošky s vyšší hodnotou, než je stanovená, a ty lze poté buď manuálně nebo automaticky opravit [15].



Obrázek 27 Nekvalitní buňky

5.5.4 Tvorba objemové sítě

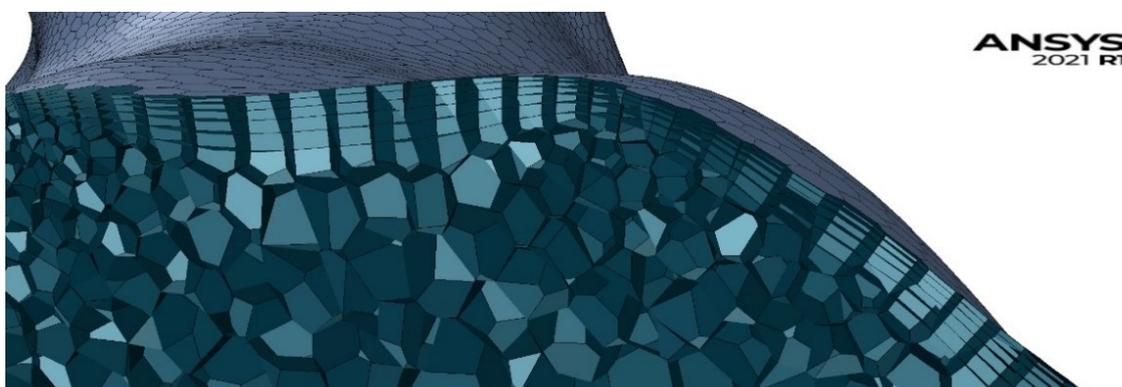
S dostatečně kvalitní povrchovou sítí bylo možné vytvořit síť objemovou. Tvorba objemové sítě probíhá pomocí funkce "automesh" na podkladu povrchové sítě. Před spuštěním funkce bylo nutné vybrat mezi různými typy objemových buněk v síti, určit maximální rozměr buněk a definovat parametry pro vznik prizmatických buněk.



Obrázek 28 Povrch mnohostěnné sítě

U zpracovávané sítě byla použita nestrukturovaná mnohostěnná (polyhedrální) síť s maximálním rozměrem 3 mm. Prizmatické buňky byly definované na plochách rozběhů a stěn aorty, tak aby nepokrývaly vstupní ani výstupní plochy.

Podobně jako parametr „skewness“ u povrchové sítě se pro stanovení kvality sítě objemové používá kvalitativní parametr „orthogonal quality“. Tento parametr porovnáva úhel normály plochy se spojnicí středů dvou sousedících buněk. Tato škála se pohybuje podobně jako „skewness“ v rozmezí 0-1, kdy 1 je nejlepší možná kvalita, která odpovídá nulovému úhlu a 0 nejhorší možná kvalita, která odpovídá 90 ° úhlu [15]. Obecně se uvádí, že pro numerickou simulaci není vhodné použít síť s kvalitou horší než 0,02. Od 0,1 se hovoří o přijatelné kvalitě sítě. Kvalita zpracovávaných sítí se pohybovala v rozmezí 0,2 - 0,3.

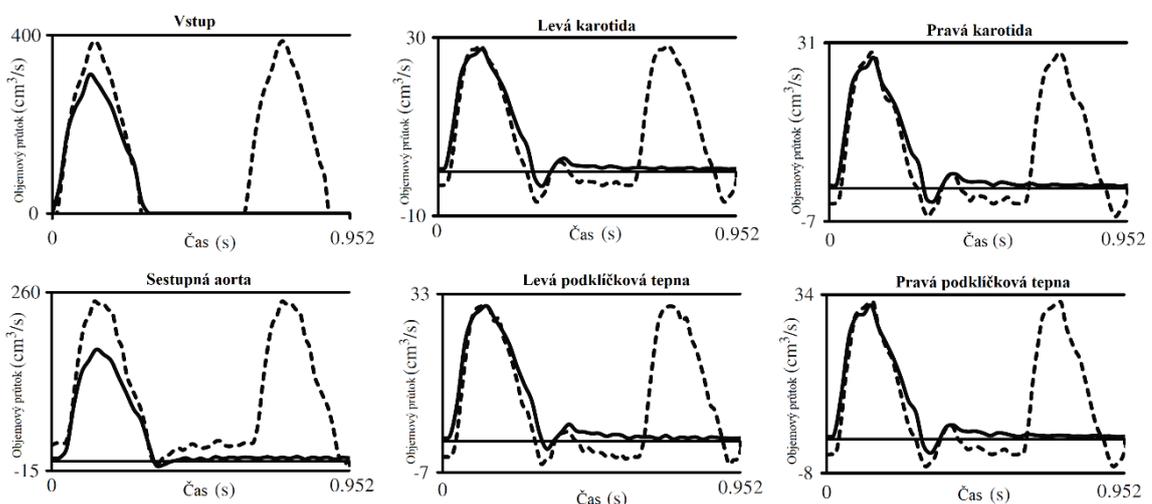


Obrázek 29 Řez objemovou sítí

5.6 Nastavení prvního výpočtu

Pro simulaci bylo provedeno několik aproximací – byla uvažována rigidní cévní stěna, což zmenšilo nároky na výpočetní techniku, ale snížilo věrohodnost výsledků absencí tlumícího pružnickového efektu. Současně s tím nebylo počítáno se změnou objemu aorty, kvůli čemuž bylo nutné na výstupech použít hodnoty odpovídající jejich poměrným hodnotám vzhledem k hodnotě na vstupu. Nestacionární tok byl nahrazen kvazistacionárním, to opět snížilo výpočetní nároky, ale současně vzdálilo výsledek od reality zanedbáním setvačných sil toku. Vzhledem k rozměrům aorty byly zanedbány newtonské vlastnosti krve, a ta byla uvažována jako nestlačitelná kapalina s konstantní hustotou a dynamickou viskozitou. I přes poměrně vysoké Reynoldsovo číslo při maximálním průtoku ($Re_{vstupmax}=7668$) byl použit laminární model proudění. Aproximace byla provedena vzhledem k tomu, že v kardiovaskulárním systému se za běžných okolností vlivem pružnickového efektu laminární proudění běžně vyskytuje. Na přesnost výsledků to mělo ovšem negativní vliv.

S hotovou sítí tedy bylo možné přejít do simulační části softwaru Ansys Fluent. V té byly určeny parametry ovlivňující tok sítí jako: typ matematického modelu, fyzikální vlastnosti „krve“, okrajové podmínky (hmotnostní průtoky) na vstupu a na výstupech, které byly získány z literatury (viz obrázek 30) [9].



Obrázek 30 Data použitá v okrajových podmínkách (plná čára) [9]

Dále byly vytvořeny tři kontrolní roviny kolmo k ose cévy. Jedna před odstupem hlavopažního kmene (rovina *po*), druhá těsně za odstupem levé podklíčkové tepny (rovina *pz*) a třetí rovina v části sestupné aorty (rovina *zz*), na které již nebylo znatelné zúžení (obrázek 33 – rovina *po* – žlutá, rovina *pz* – červená a rovina *zz* – modrá). Tyto roviny byly nastaveny jako kontrolní roviny pro kontrolu hmotnostních průtoků sítí [19].

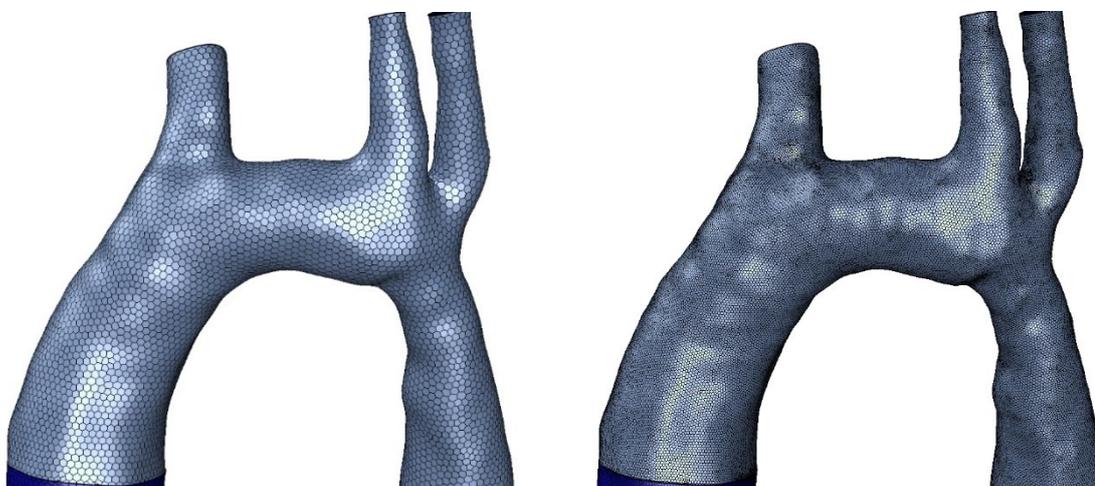
5.7 Studie sítě

Pro skutečný model bylo vytvořeno několik sítí, které se lišily hustotou buněk na kontrolním objemu (v celém modelu měla nejhrubší 130 tisíc buněk a nejjemnější 3 miliony). Na rozběžích bylo užito nejhrubší doporučené hustoty (viz kapitola 5.5.1 Tvorba hrubé sítě).

Tabulka 2 Parametry porovnávaných sítí

Počet buněk	Min. vel.	Max. vel.	Zakřivení	Proxim.	Skewness povrch. sítě	Orthogonal quality
130 tisíc	0,4 mm	2 mm	12°	5	0.6448	0.2238
800 tisíc	0,2 mm	1 mm	10°	5	0.6367	0.2841
950 tisíc	0,1 mm	0,5 mm	10°	5	0.6489	0.2923
1,15 M	0,08 mm	0,4 mm	10°	5	0.6457	0.2314
1,576 M	0,06 mm	0,3 mm	10°	5	0.6383	0.2213
3 M	0,04 mm	0,2 mm	10°	5	0.6274	0.2827

V rámci studie sítě byly porovnány odchylky hmotnostních průtoků vůči hmotnostním průtokům z okrajových podmínek. Tím byl proveden hrubý filtr na vyloženě špatné sítě. Současně byly určeny odchylky statického tlaku, celkového tlaku a rychlosti. Tyto veličiny ovšem nebyly podmíněné okrajovými podmínkami, a jako referenční hodnoty byly použity hodnoty získané na největší síti (3 miliony buněk). Pomocí těchto odchylek byly sítě porovnány mezi sebou. Ve všech třech veličinách byly seřazeny od nejnižší po nejvyšší odchylku. Pořadí jednotlivých sítí bylo sečteno a jako nejvhodnější byla vybrána síť s nejnižší hodnotou. Jako nejvhodnější (i vzhledem k nárokům na hardware a výpočetní čas) vylpynula síť o velikosti 1,6 milionu buněk.

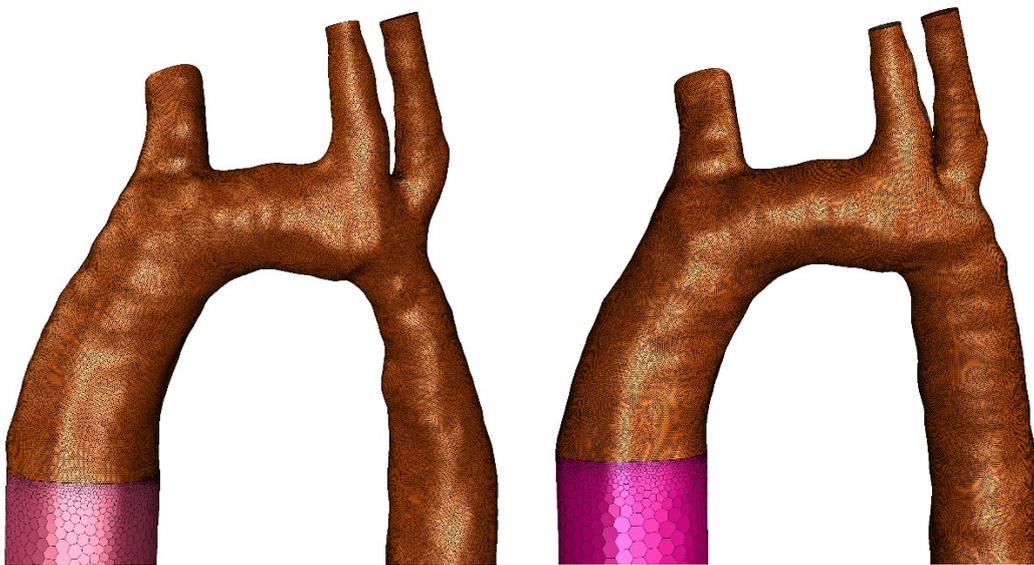


Obrázek 31 Rozdílné hustoty sítí (vlevo- 130 tisíc, vpravo- 3 miliony)

5.8 Nastavení druhého výpočtu

Z výsledků vybrané sítě byla odečtena tlaková ztráta na vstupní rozběhové délce (550 Pa) a byl proveden druhý výpočet. Ten se od prvního výpočtu lišil okrajovou podmínkou na vstupu. Ta byla definována jako krevní tlak uvnitř aortálního kořene typický pro postižené pacienty (150 torr = 20 kPa), která byla navýšená o získanou tlakovou ztrátu 550 Pa.

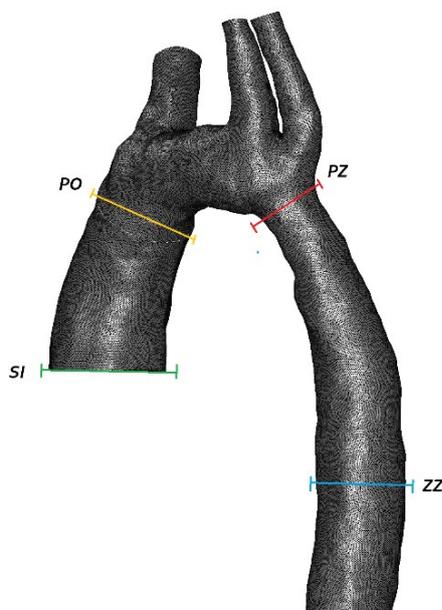
Následně byl zopakován celý postup síťování na modelu zdravé aorty a byla vytvořena síť o velikosti 1,575 milionu buněk. Na ní byla provedena obdobná simulace se stejnými okrajovými podmínkami.



Obrázek 32 Povrch objemové sítě (vlevo – skutečná, vpravo – „zdravá“)

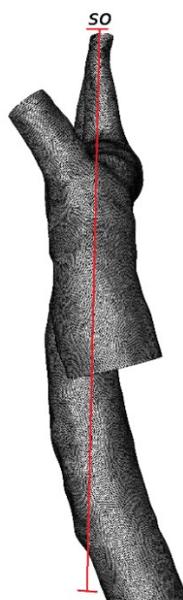
6 Výsledky

Pro porovnání výsledků byly v obou výpočetních modelech ke třem stávajícím (viz 5.6 Nastavení prvního výpočtu) vytvořeny další dvě kontrolní roviny. První rovina byla podobně jako první tři situována kolmo k ose cévy, ale umístěna byla na konci vstupní rozběhové délky (rovina *si*) tedy na začátku kontrolního objemu (obrázek 33 zelená rovina).



Obrázek 33 Kontrolní roviny kolmo k ose cévy

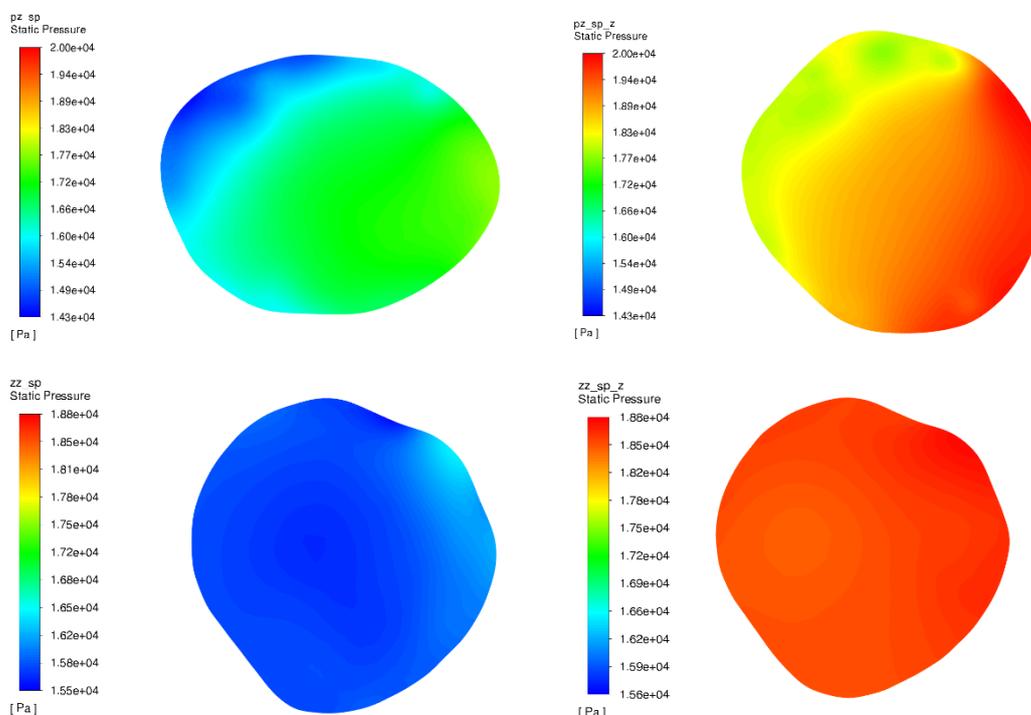
Druhá rovina byla vedena totožně s osou cévy v místě zúžení, tak aby pokrývala co největší část aortálního oblouku (rovina *so*). Pole prezentovaná na následujících obrázcích jsou řazena vždy od srdce a pole skutečného modelu jsou vždy vlevo a pole „zdravého“ modelu vždy vpravo.



Obrázek 34 Kontrolní rovina totožná s osou cévy v místním zúžení

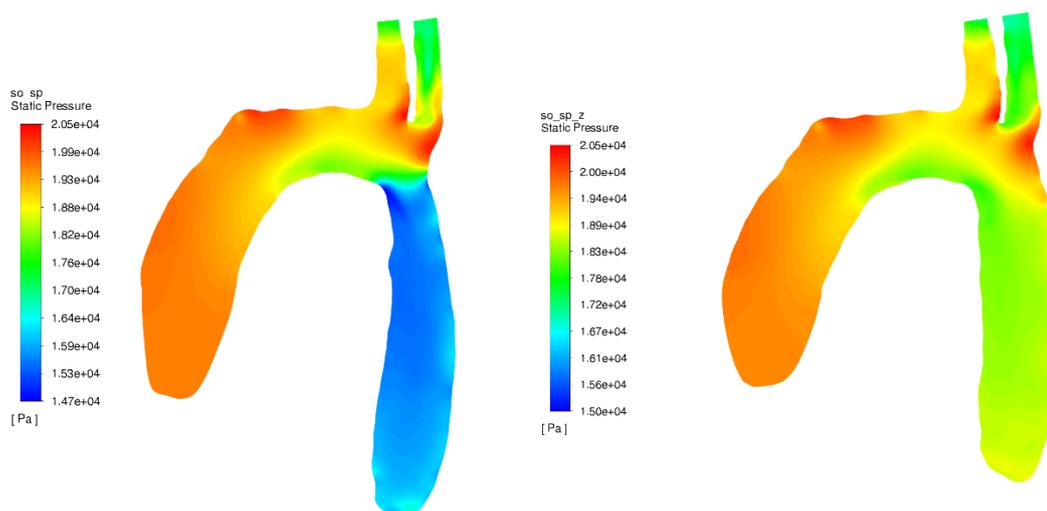
6.1 Pole statického tlaku

Na obrázku 35 lze podrobně pozorovat rozložení statického tlaku v rámci rovin kolmých na osu cévy. Z hlediska lokalizace extrémů jsou si jednotlivé roviny podobné, významně se však liší maximálními hodnotami.



Obrázek 35 Statický tlak v rovinách pz a zz

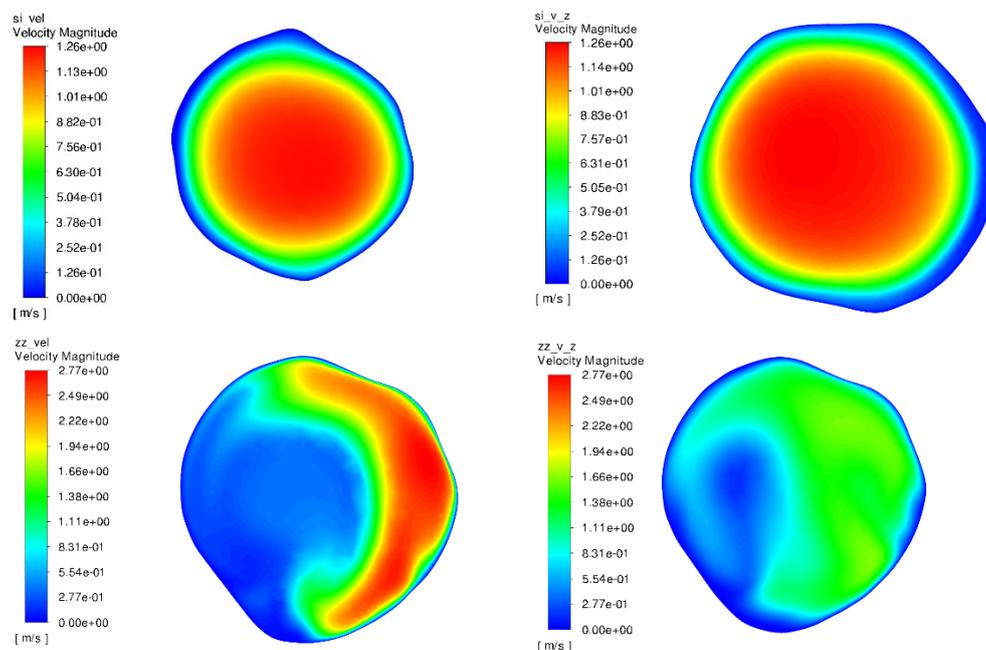
Rozložení statického tlaku v rámci celého profilu lze pozorovat na obrázku 36 tedy řezu rovinou so. Na něm lze u skutečného modelu pozorovat významný pokles statického tlaku (až na hodnoty 14,7 kPa) oproti zdravému modelu (18 kPa).



Obrázek 36 Pole statického tlaku v rovině so

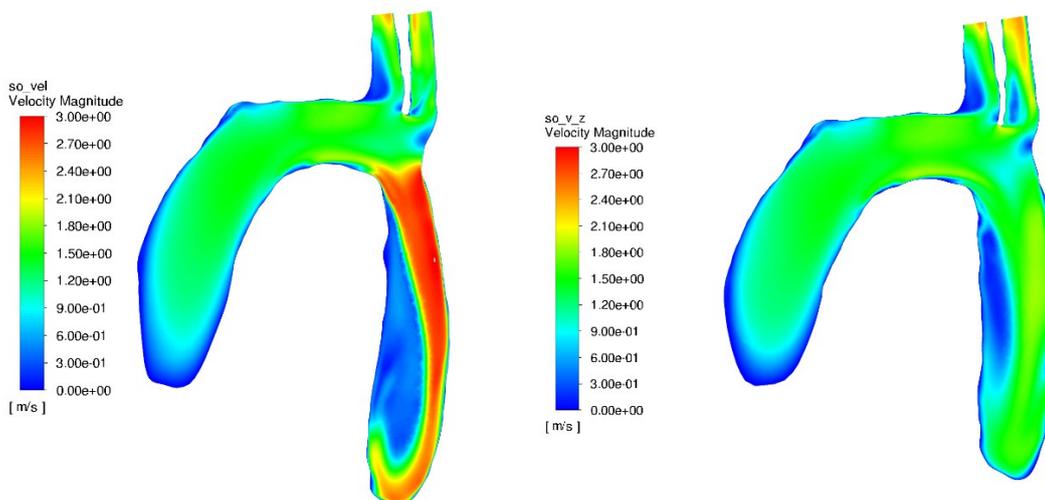
6.2 Rychlostní pole

Na obrázku 37 je možné pozorovat rychlostní pole v rovinách si a zz . Zatímco na řezu rovinou so je možné pozorovat vyvinutý parabolický rychlostní profil, na řezu rovinou zz je vidět deformovaný rychlostní profil způsobený změnou směru toku v oblouku. Při porovnání řezu rovinou zz skutečné a „zdravé“ aorty je možné kromě deformace pozorovat významný nárůst rychlosti až na hodnoty 2,77 m/s.



Obrázek 37 Rychlostní pole v rovinách si a zz

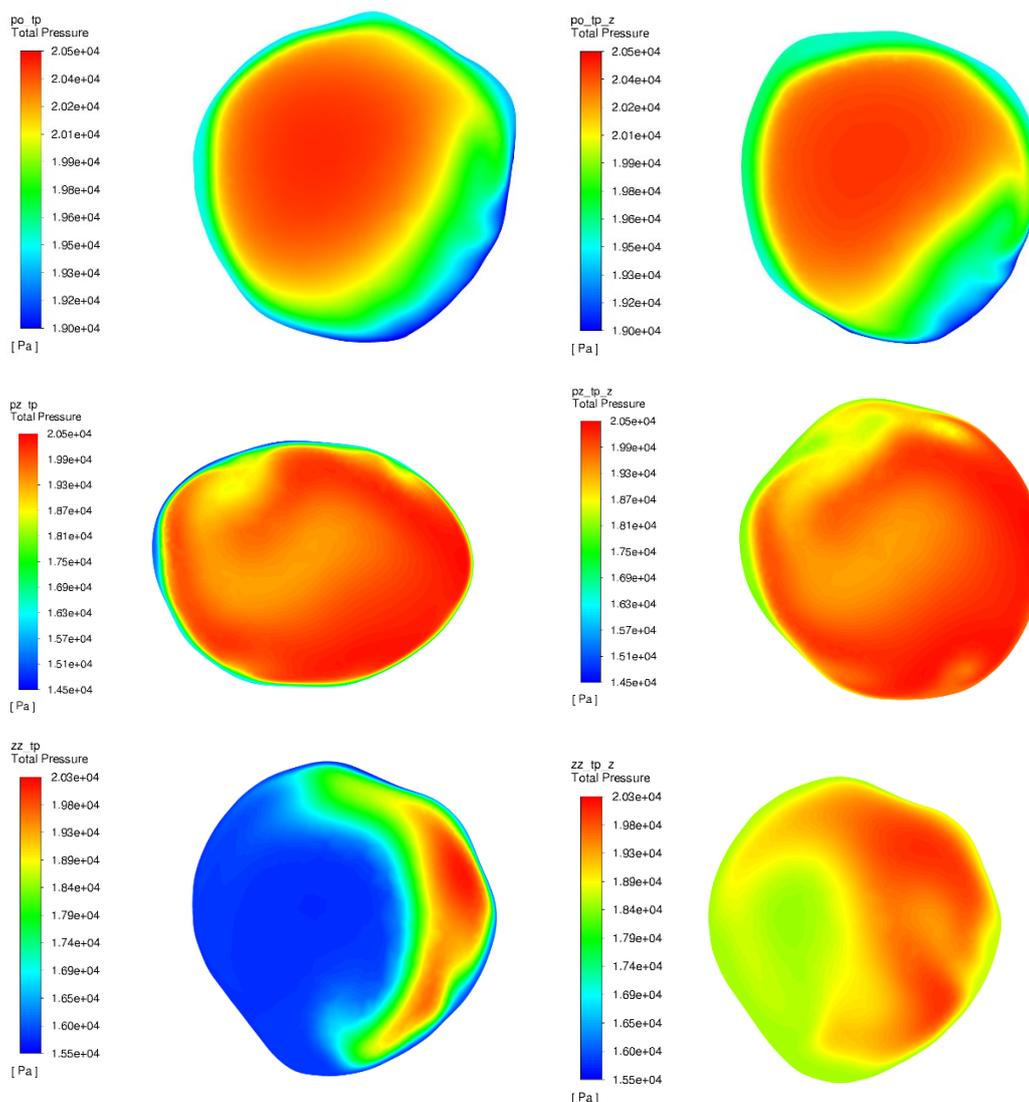
Na obrázku 38 je možné porovnat rychlostní pole v rámci celého oblouku, tedy v řezu rovinou so . Zde je opět možné pozorovat u postižené aorty významný nárůst rychlosti (až na hodnoty 3 m/s) v oblasti zúžení, oproti velmi podobné rychlosti před i za zúžením u „zdravého“ modelu.



Obrázek 38 Rychlostní pole v rovině so

6.3 Pole celkového tlaku

Jedním z hlavních parametrů používaných ke stanovení závažnosti koarktace se používá energetická ztráta. Danou ztrátu lze odečíst (vzhledem k Bernoulliho rovnici) z polí celkového tlaku. Na obrázku 37 jsou zobrazena jednotlivá tlaková pole v rovinách po , pz a zz .



Obrázek 39 Pole celkového tlaku v rovinách po , pz a zz

V těchto třech rovinách lze pozorovat nejprve velmi podobné rozložení celkového tlaku v rovině po . V rovině pz lze sice také pozorovat z velké části podobné tlakové pole (až na odlišný profil průřezu), ale za pozornost stojí evidentní vliv rychlosti na celkový tlak, pozorovatelný na okrajích roviny pz , kde vlivem nízké rychlosti u skutečného modelu lokálně celkový tlak klesá. V rovině zz lze i přes lokální mírný nárůst (způsobený vysokou rychlostí) pozorovat výrazný pokles průměrného celkového tlaku v průřezu (viz tabulka 3).

Tabulka 3 Průměrné hodnoty celkového tlaku v rovinách *po*, *pz* a *zz*

Rovina	Skutečná		„Zdravá“	
	Celkový tlak [Pa]	Celkový tlak [torr]	Celkový tlak [Pa]	Celkový tlak [torr]
<i>po</i>	20048	150,6	20056	150,6
<i>pz</i>	19593	147,4	19648	148
<i>zz</i>	16858	126,7	19100	143,6

Vypočtená tlaková ztráta mezi rovinami *pz* a *zz* byla tedy rovna hodnotě 2735 Pa (20,7 torr) u skutečné aorty. Oproti tomu v modelu zdravé aorty tlak poklesl pouze o 548 Pa (4,4 torr).

7 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývá numerickou simulací krevního toku aortou postiženou koarktací. V teoretické části byla popsána anatomie a fyziologie kardiovaskulárního systému. Byla popsána anatomie aorty a odlišnosti cévního řečiště u nenarozených dětí. Bylo popsáno onemocnění koarktace aorty, nastíněn přístup k hodnocení její závažnosti a dlouhodobé komplikace spojené s její operací.

V kapitole 3 Teorie hydromechaniky byl popsán matematický přístup k řešení proudových charakteristik a jednotlivé rovnice používané v mechanice tekutin společně s jednotlivými veličinami do nich vstupujícími. Bylo popsáno numerické řešení proudové charakteristiky metodou konečných objemů. V rámci něj byla popsána problematika numerických sítí, buněčných zón a okrajových podmínek.

V praktické části byly z dat magnetické rezonance vytvořeny dva 3D modely. Jeden odpovídající zdrojovým datům a druhý „ozdravený“ s uměle rozšířeným průměrem v zúženém místě. Oba modely byly následně upraveny pro potřeby CFD. Skutečný model byl vysítován a vzniklo 6 sítí s různou hrubostí sítě. Na těchto sítích byly vytvořeny tři kontrolní roviny.

Na všech sítích byl proveden první výpočet s okrajovými podmínkami hmotnostního průtoku na vstupu i na výstupech. Pomocí tohoto modelu byly sítě mezi sebou v jednotlivých rovinách porovnány a jako nejvhodnější pro zpracování vyšla síť o velikosti 1,6 milionu buněk, podle kterého byl vysítován i „zdravý“ model. Současně byla z prvního výpočtu odečtena tlaková ztráta způsobená rozběhovou délkou. Poté byl proveden druhý výpočet. V něm byl na vstupu jako okrajová podmínka definován místo hmotnostního průtoku tlak běžný pro pacienta s koarktací, navýšený o ztrátu na rozběhové délce. Tento výpočet byl proveden na sítích obou modelů.

Ve výsledcích byla prezentována rychlostní a tlaková pole statického a celkového tlaku při maximálním průtoku srdečního cyklu. Byl pozorován výrazný rozdíl v poli statického tlaku, kdy u skutečného modelu došlo k významnému poklesu statického tlaku, které bylo doprovázeno výrazným nárůstem rychlosti toku v oblasti za zúžením. Nakonec byl porovnán rozdíl mezi energetickou ztrátou (vyjádřenou v celkovém tlaku) v zúženém úseku skutečné aorty a ztrátou ve stejném úseku aorty „zdravé“. Z výsledků je patrné, že zúžení má zásadní vliv na rozložení tlaku a rychlosti toku v aortě. Současně se vypočtená ztráta (20,7 torr) shoduje s používaným kritériem pro indikaci operace.

7.1 Navazující práce

Možností na přiblížení k reálnému stavu této práce je redukce provedených aproximací popsaných v kapitole 5.6 Návrh prvního výpočtu, tzn. výpočet v nestacionárním režimu, který by zpřesnil výsledky o setrvačný silový účinek kapaliny nebo využitím turbulentního matematického modelu, případně zavedení nenevtonských vlastností uvažované kapaliny, tak aby více odpovídala vlastnostem reálné krve.

Hlavním nedostatkem zkoumaného modelu bylo ovšem uvažování rigidní cévní stěny. Zatímco reologické ani setrvačné účinky se u pacientů příliš lišit nebudou, variabilita mechanických vlastností cévní stěny u jednotlivých pacientů a s tím spojená odlišnost pružnickového efektu aorty může mít na celkový stav pacienta zásadní vliv.

Dalším prostorem pro zpřesnění práce je použití okrajových podmínek naměřených u pacientů, jejichž anatomie je zpracovávána. Nejlépe měřených na 4D magnetické rezonanci, která přináší významně větší množství dat než standardní magnetická rezonance. Samozřejmě by šlo práci také rozšířit vyšším počtem zkoumaných vzorků pro zpracování statistických analýz.

Literatura

- [1] Zemřelí podle seznamu příčin smrti, pohlaví a věku v ČR, krajích a okresech - 2011–2020. In: *Český statistický úřad* [online]. Praha: ČSÚ, 2021 [cit. 2022-05-23]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/ceska-republika-podle-pohlavi-a-veku-20112020>
- [2] HOFFMAN, Julien IE. The challenge in diagnosing coarctation of the aorta. *Cardiovascular Journal of Africa* [online]. 2018, 29(4), 252-255 [cit. 2022-02-14]. ISSN 19951892. Dostupné z: doi:10.5830/CVJA-2017-053
- [3] Isolated CoA. In: *ONLINE SUPPLEMENT To the Boston Children's Hospital Cardiac ICU Handbook* [online]. Boston, USA: Boston Children's Hospital, 2021 [cit. 2022-03-31]. Dostupné z: <https://bchcicu.org/isolated-coa/>
- [4] ODDĚLENÍ TĚLOVÝCHOVNÉHO LÉKAŘSTVÍ 2. LF. *Data z MRI*. FN Motol, 2022.
- [5] RIESENKAMPPFF, Eugénie, Joao Filipe FERNANDES, Sebastian MEIER et al. Pressure Fields by Flow-Sensitive, 4D, Velocity-Encoded CMR in Patients With Aortic Coarctation. *JACC: Cardiovascular Imaging* [online]. 2014, 7(9), 920-926 [cit. 2022-05-23]. ISSN 1936878X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcmg.2014.03.017
- [6] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [7] *Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta* [online]. Praha: Fond rozvoje vysokých škol, 2013 [cit. 2022-04-01]. Dostupné z: <http://fblt.cz/>
- [8] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd.* Ilustroval Milan MED, ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2001-2004. ISBN 80-7169-970-5.
- [9] KIM, H. J., I. E. VIGNON-CLEMENTEL, C. A. FIGUEROA, J. F. LADISA, K. E. JANSEN, J. A. FEINSTEIN a C. A. TAYLOR. On Coupling a Lumped Parameter Heart Model and a Three-Dimensional Finite Element Aorta Model. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2009, 37(11), 2153-2169 [cit. 2022-04-14]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-009-9760-8
- [10] NOSKIEVIČ, Jaromír. *Mechanika tekutin. 1.* Bratislava: Alfa, 1987. 04-233-87.
- [11] NADER, Elie, Sarah SKINNER, Marc ROMANA et al. Blood Rheology: Key Parameters, Impact on Blood Flow, Role in Sickle Cell Disease and Effects of Exercise. *Frontiers in Physiology* [online]. 2019, 10 [cit. 2022-03-23]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2019.01329
- [12] EYMARD, Robert, Thierry GALLOUËT a Raphaële HERBIN. Finite volume methods. *Handbook of numerical analysis. 2000.* s. 713-1018.
- [13] ALEKSENDRIC, Dragan a Pierpaolo CARLONE. *Soft Computing in the Design and Manufacturing of Composite Materials: Applications to Brake Friction and Thermoset Matrix Composites. 1.* Woodhead Publishing, 2015. ISBN 9781782421795.
- [14] JEONG, Woowon a Jaehoon SEONG. Comparison of effects on technical variances of computational fluid dynamics (CFD) software based on finite element and finite volume methods. *International Journal of Mechanical Sciences* [online]. 2014, 78, 19-26 [cit. 2022-05-14]. ISSN 00207403. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijmecsci.2013.10.017
- [15] *Fluent User's Guide. Fluent 2021 R1* [online]. 2021 [cit. 2022-04-01]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v193/flu_ug/flu_ug.html

- [16] Nukleární magnetická rezonance. In: *WikiSkripta* [online]. Praha, ČR: Creative Commons, 2021 [cit. 2022-04-01]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Nukle%C3%A1rn%C3%AD_magnetick%C3%A1_rezonance
- [17] *DICOM Standard* [online]. Rosslyn,USA: NEMA, 2012 [cit. 2022-04-01]. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20140105124333/http://dabsoft.ch/>
- [18] *3D Slicer* [online]. Slicer community, 2020 [cit. 2022-04-01]. Dostupné z: <https://www.slicer.org/>
- [19] MORBIDUCCI, Umberto, Raffaele PONZINI, Diego GALLO, Cristina BIGNARDI a Giovanna RIZZO. Inflow boundary conditions for image-based computational hemodynamics: Impact of idealized versus measured velocity profiles in the human aorta. *Journal of Biomechanics*. 2013, **46**(1), 102-109. ISSN 00219290. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jbiomech.2012.10.012](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.10.012)

Seznam obrázků

Obrázek 1 Řez levým (vlevo) a pravým (vpravo) srdcem.....	10
Obrázek 2 Srdeční cyklus na EKG 1- systola síní, 2- fáze izometrické kontrakce, 3- fáze ejekce, 4- fáze izometrické relaxace, 5- fáze plnění komor [8].....	11
Obrázek 3 Řez cévní stěnou [8].....	12
Obrázek 4 Variabilita obloukových odstupů [8].....	13
Obrázek 5 Fetální oběh [8].....	14
Obrázek 6 Tepenný duktus (CoA) [3].....	15
Obrázek 7 Varianty operace koarktace [3].....	16
Obrázek 8 Grafické vyjádření viskozity a rychlostní profil [10].....	17
Obrázek 9 Červená krvinka [8].....	18
Obrázek 10 Turbulentní proudění kontrolního objemu a rychlostního profilu [10].....	19
Obrázek 11 Schéma rovnice kontinuity [10].....	20
Obrázek 12 Lokální ztráty v zúžení (vlevo) a v kolenu (vpravo) [10].....	22
Obrázek 13 MKP (a) a MKO (b) [14].....	23
Obrázek 14 Strukturovaná (vlevo) a nestrukturovaná (vpravo) síť (MKO) [13].....	24
Obrázek 15 Typy objemových buněk [15].....	24
Obrázek 16 Kapalná a pevná zóna s vrstvou prizmatických buněk [15].....	25
Obrázek 17 Snímky MRI [4].....	27
Obrázek 18 Prostředí 3D Slicer.....	28
Obrázek 19 Hrubé modely (skutečný a zdravý).....	29
Obrázek 20 Okrajové plochy před (vlevo) a po (vpravo) úpravě.....	30
Obrázek 21 Skutečný model s rozběhovými délkami.....	30
Obrázek 22 Model aorty v prostředí SpaceClaim s vadami v oblasti odstupů.....	31
Obrázek 23 Profil po přesíťování s různými hodnotami zakřivení [15].....	32
Obrázek 24 Hrubá síť.....	33
Obrázek 25 Přesíťovaná síť.....	33
Obrázek 26 Překrývající se buňky.....	34
Obrázek 27 Nekvalitní buňky.....	34
Obrázek 28 Mnohostěnná síť.....	35
Obrázek 29 Řez objemovou sítí.....	35
Obrázek 30 Data použitá v okrajových podmínkách (plná čára) [9].....	36
Obrázek 31 Rozdílné hustoty sítí (vlevo- 130 tisíc, vpravo- 3 miliony).....	37
Obrázek 32 Povrch objemové sítě (vlevo – skutečná, vpravo – „zdravá“).....	38
Obrázek 33 Kontrolní roviny kolmo k ose cévy.....	39
Obrázek 34 Kontrolní rovina totožná s osou cévy v místním zúžení.....	39
Obrázek 35 Statický tlak v rovinách pz a zz.....	40
Obrázek 36 Pole statického tlaku v rovině so.....	40
Obrázek 37 Rychlostní pole v rovinách si a zz.....	41
Obrázek 38 Rychlostní pole v rovině so.....	41
Obrázek 39 Pole celkového tlaku v rovinách po, pz a zz.....	42

Seznam tabulek

Tabulka 1 Kritická Re pro různé průřezy [10].....	19
Tabulka 2 Parametry porovnávaných sítí.....	37
Tabulka 3 Celkový tlak v rovinách po, pz a zz.....	43

Seznam rovnic

Hustota (1).....	17
Newtonova formule tečného napětí (2).....	17
Součinitel stlačitelnosti (3).....	18
Reynoldsovo číslo (4).....	19
Rovnice kontinuity (5).....	20
Eulerova rovnice hydrodynamiky (6).....	20
Navier – Stokesova rovnice (7).....	21
Bernoulliho rovnice pro ideální kapalinu (8).....	21
Bernoulliho rovnice pro skutečnou kapalinu (9).....	21
Rozběhová délka podle Schillera (10).....	22