



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

**ŘEŠENÍ NESTACIONÁRNÍHO POHYBU TĚLESA V
PROUDÍCÍ KAPALINĚ**

SOLUTION OF THE UNSTEADY MOTION OF THE BODY IN THE LIQUID FLOW

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Jan Zbavitel

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.

BRNO 2018

Zadání diplomové práce

Ústav: Energetický ústav
Student: **Bc. Jan Zbavitel**
Studijní program: Strojní inženýrství
Studijní obor: Fluidní inženýrství
Vedoucí práce: **doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.**
Akademický rok: 2017/18

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Řešení nestacionárního pohybu tělesa v proudící kapalině

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Předmětem diplomové práce bude počítačové modelování proudění oblastí s pohyblivou doménou.

Cíle diplomové práce:

Student provede rešerši umělých chlopní, zhodnotí jejich vlivu na nestabilitu proudu a navrhne možná řešení problematických oblastí.

Stanoví silové účinky kapaliny na pohyblivou doménu a pro zvolené geometrie určí vliv tvarové modifikace na silové účinky.

Seznam doporučené literatury:

KUBIS, A.: Přídavné účinky kapaliny v těsnící spáře na rotor hydrodynamického stroje, Výzkumná zpráva VUT, 2011.

DOLNÍČEK, P.: Stanovení dynamických vlastností zpětného ventilu, Diplomová práce, 2016/17, vedoucí Ing. Daniel Himr, Ph.D.

AXISA, F., ANTUNES, J.: Modelling of mechanical systems: Fluid structure interaction. Volume 3, Elsevier Ltd. 2007, ISBN-13:978-0-750-66847-7, ISBN-10:0-7506-6847-4.

BRDIČKA, M., SAMEK, L., SOPKO, B.: Mechanika kontinua. Vyd. 2., opr. Praha: Academia, 2000. ISBN 80-200-0772-5.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Práce se věnuje výpočtovému modelování proudění mechanickou srdeční chlopní. Úvodní část obsahuje rešerši na negativní dopady implantace umělých chlopní i dosavadní přístupy používané při jejich modelování, následuje podrobný rozbor dynamické sítě a řešení CFD úlohy pomocí open-source knihovny FOAM-extend. Součástí práce je zhodnocení tvarových modifikací na vznik nestabilit proudů a průběh silových účinků.

KLÍČOVÁ SLOVA

Výpočtové modelování proudění, CFD, dynamická síť, mechanická srdeční chlopeň, FOAM-extend, tvarová modifikace.

ABSTRACT

The thesis deals with CFD solution of flow through mechanical heart valves. The opening part includes a research on the negative impacts of implantation of artificial heart valves and the common approaches used in their modeling. This is followed by a detailed analysis of the dynamic mesh functionality and CFD solution is performed using the open-source library FOAM-extend. Part of the thesis focuses on evaluation of the geometry modifications from the perspective of forming the instabilities of the current and the course of force effects on the valve.

KEY WORDS

Computational fluid dynamics, CFD, dynamic mesh, mechanical heart valves, FOAM-extend, modification of geometry.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ZBAVITEL, J. *Řešení nestacionárního pohybu tělesa v proudící kapalině*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 53 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Simona Fialová, PhD.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně na základě svých znalostí, odborných konzultací, literatury uvedené v seznamu a pod vedením doc. Ing. Simony Fialové, Ph.D.

Datum

Bc. Jan Zbavitel

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji doc. Ing. Simoně Fialové, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce, cenné rady a vstřícnost při konzultacích.

Mé poděkování patří také Ing. Dominikovi Šedivému za poskytnutí geometrie chlopní.

OBSAH

1. ÚVOD.....	10
2. NÁHRADY SRDEČNÍCH CHLOPNÍ	11
2.1 Kardiovaskulární systém a jeho patologické stavy	11
2.2 Umělé srdeční chlopně	12
2.3 Přístupy v CFD modelování umělých chlopní	14
3. ŘEŠENÍ ÚLOHY	18
3.1 Geometrie	19
3.2 Dynamická síť	20
3.3 Automatické generování sítě	23
3.4 Výpočtový model	25
3.5 Algoritmus řešení úlohy	30
4. VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	32
4.1 Původní geometrie chlopní a její modifikace.....	32
4.2 Porovnání geometrií z hlediska stability proudu.....	33
4.3 Vyhodnocení maximálních tečných napětí	43
4.4 Vliv tvarových změn na silové působení	44
5. DISKUSE	48
6. ZÁVĚR.....	49
Seznam použité literatury	50
Seznam použitých symbolů a zkratek.....	53

1. ÚVOD

Řešení dynamiky pohybu těles v kapalině představuje problém, který se v nej-různějších kruzích vědy vyskytuje již od dob starověku, ale k jehož efektivnímu řešení se díky rozvoji výpočetní techniky otevřela cesta teprve nedávno. Dříve se výpočty musely opírat o řadu předpokladů a zjednodušení, hlavním zdrojem použitelných výsledků pak byly často nákladné experimenty. Dynamické jevy v kapalinách jsou však ke zjednodušením a vnějším zásahům velice citlivé a často je téměř nemožné získat přesné výsledky z experimentů kvůli rozměrům vlastního problému, neboť pouhá změna měřítka modelu již mění dynamickou povahu zkoumaných jevů.

Výpočtové modelování proudění (CFD) umožňuje získat informace o proudění v libovolném měřítku a bodu prostoru, neboť není zatíženo fyzikálními limity přesných snímačů a metod měření. Podstatnou nevýhodou tohoto řešení však zůstává jisté odtržení od reality a modely numerického výpočtu tak vždy budou do jisté míry závislé na experimentálním ověření. Dynamický pohyb těles v kapalině navíc přináší řadu komplikací a nutnost vývoje nových metod řešení, které se tak stává výpočtově ještě mnohem náročnější, než konvenční CFD úlohy. Při současném rozvoji techniky však vzkvétá naděje, že v dohledné budoucnosti bude potřebný hardware mnohem dostupnější a řešení podobných úloh již nebude spíše okrajovou záležitostí.

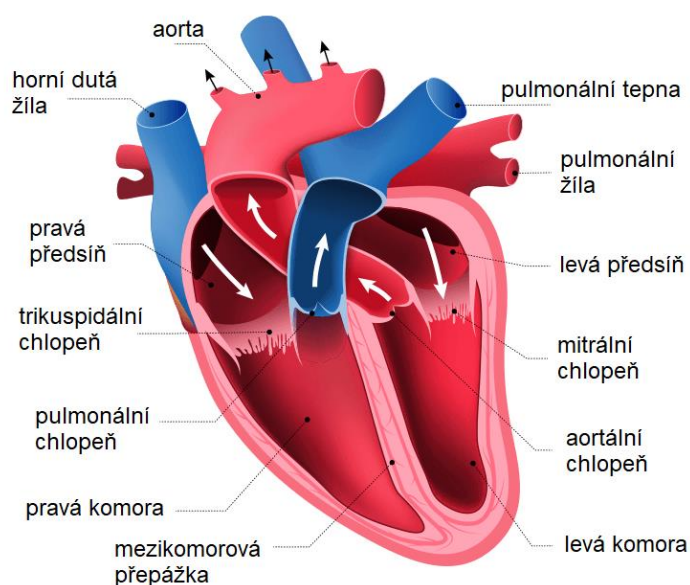
V poslední době se mechanice tekutin kromě již tradičních oblastí také více otevírají odvětví biomechaniky či medicíny, které zároveň přináší nové problémy s obvykle velmi komplikovaným kontextem. Jedním z příkladů je kardiovaskulární chirurgie, která v České republice již řadu let dosahuje znamenitých výsledků. Přestože se jedná o odvětví poměrně mladé, prochází dnes rychlým vývojem a přináší tak možnost léčby dříve fatálních zdravotních komplikací. Tato práce se zaměřuje konkrétně na téma umělých chlopní, které je velice aktuální, neboť i přes rozsáhlý výzkum trpí současné typy náhrad vážnými nedostatky a míra jejich nasazení strmě stoupá. V současnosti se odhaduje cca 280 tis. celosvětově provedených implantací náhrad, za dalších 30 let se však vzhledem k rostoucí dostupnosti lékařské péče ve světě i celkově stárnoucí populaci očekává nárůst až na 800 tis. implantací.

2. NÁHRADY SRDEČNÍCH CHLOPNÍ

Choroby kardiovaskulárního systému obvykle znamenají pro pacienty vážné komplikace, neboť na jeho správné funkci závisí transport látek nutných pro život buněk i chemická rovnováha celého organismu. Nejzávažnější dopad pak má poškození jeho hlavního funkčního orgánu, tedy srdce.

2.1 Kardiovaskulární systém a jeho patologické stavy

Lidské srdce anatomicky plní úlohu dvou spojených objemových čerpadel. Pravé srdce tlačí krev do plicního oběhu, zatímco srdce levé slouží pro oběh tělní (systémový). Jejich spojením vzniká dokonalá synchronizace systolické a diastolické fáze v obou polovinách, při které je lépe využita energie stahu srdečního svalu (myokardu).



Obrázek 1: Schématický řez srdcem [26].

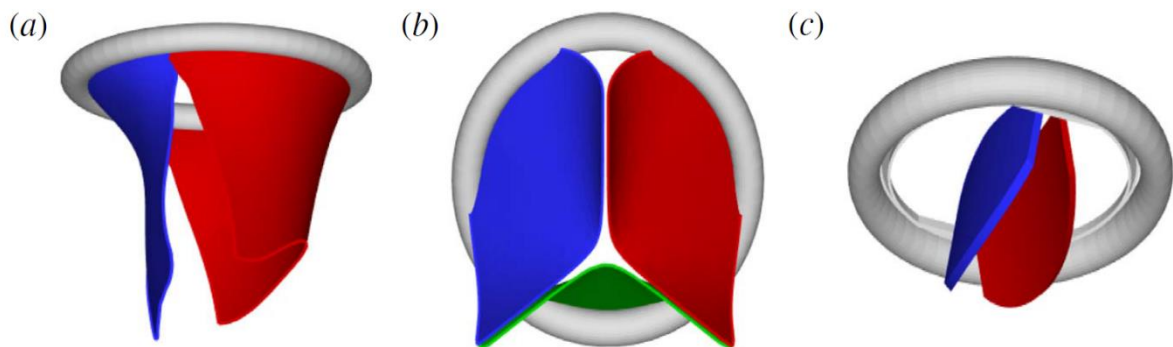
Pravé srdce pracuje s omezenou tlakovou diferencí cca 2000Pa (15mmHg) plicního oběhu. Levé srdce je oproti tomu silnější, neboť tlačí krev do zbytku těla a typická tlaková difference mezi předsiňí a komorou u dospělého jedince tak činí $1,6-2,1 \times 10^4 \text{ Pa}$ (120-160mmHg) [6]. V klidu dospělé srdce přečerpá asi 5l/min, při zátěži však může být srdeční výdej až čtyřnásobný. Za klidových podmínek je objem levé komory na konci systolické fáze 80ml a diastolické 130ml, podíl těchto hodnot se nazývá ejekční frakce. Hodnoty end-diastolického objemu a ejekční frakce jsou i ve zdravém srdci proměnlivé.

Chlopně plní funkci zpětného ventilu, který řídí směr toku krve. O hrazení zpětného průtoku se zde starají dva respektive tři cípy, jejichž stavba se anatomicky liší v případě chlopni atrioventrikulárních (chlopně mezi komorou a předsíní) a arteriálních. V levém srdci během systolické fáze dochází k prudkému nárůstu tlaku a krev je z komory vytlačena přes aortální chlopeň do velkého tělního oběhu. Současně brání zpětnému průtoku krve do levé komory chlopeň mitrální, která se otevírá až při plnění komory během fáze diastolické. K nejčastěji operovaným poruchám patří právě zúžení (stenóza) aortální chlopně a nedomykavost (regurgitace) chlopně mitrální ^[27]. K poškození chlopni pravého srdce, tj. pulmonární a trikuspidální, vzhledem k nižším dynamickým zátěžím zpravidla nedochází.

Existuje několik chirurgických zákroků, které dokáží poškozenou chlopeň opravit či remodelovat z vlastní tkáně pacienta, v některých případech je však náhrada protézou nevyhnutelná. Odhaduje se každoročně 280 000 celosvětově provedených implantací náhrad, toto číslo však dále narůstá. Kvůli stárnoucí populaci a současně zvyšující se dostupnosti pokročilé lékařské péče se za dalších 30 let očekává již dokonce 800 000 implantací ročně ^[6]. Četnost operací aortálních a mitrálních chlopni je přitom přibližně stejná.

2.2 Umělé srdeční chlopně

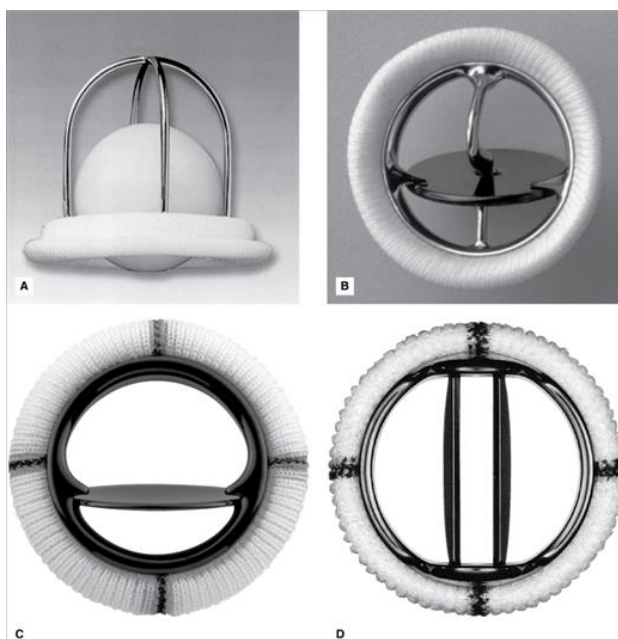
Náhrady chlopni lze podle jejich konstrukce a současně materiálu rozlišit na biologické a mechanické. Pozornost bude zaměřena především na náhrady v pozici mitrální.



Obrázek 2: Rozdíly stavby chlopni: a) přirozená b) umělá biologická c) mechanická [6]

Biologické náhrady jsou vyrobeny z biologické tkáně hovězího perikardu či srdečních chlopni vepřů a tvoří je tři elastické cípy (narozdíl od původní chlopně složené ze dvou asymetrických cípů). Tyto chlopně mají dobré hemodynamické vlastnosti, méně poškozují červené krvinky (hemolýza) či tvoří sraženiny (trombogeneze). Použitý materiál však degraduje a jejich maximální životnost se pohybuje kolem 15-20 let.

Mechanické náhrady mohou být konstrukce diskové, dvoulisté, kuličkové i jiné (vyvíjí se též trojlisté či další progresivní návrhy^[18]). Přesný popis konstrukce a geometrie mechanických náhrad je již obsažen v jiné diplomové práci^[16]. Dnes jsou v praxi používané nejčastěji první dva typy, certifikace nových modelů totiž podléhá dlouhodobému testování a pozorování *in vivo*. Jako biokompatibilní materiál se pro ně využívá pyrolitický uhlík (pro disk nebo poloměsíčitě listy) a titan (prstencový rám). Hlavní výhodou mechanických chlopní je doživotní funkčnost, jsou proto voleny především pro pacienty s očekávanou délkou života přes 15 let. Závažný problém oproti tomu představují změny hemodynamiky, které vyžadují celoživotní antikoagulační terapii pro prevenci tvorby krevních sraženin. Následkem této terapie bývá nežádoucí nízká srážlivost krve pacienta při poraněních a další komplikace zahrnující i hemoragické příhody (krvácení do mozkové tkáně).



Obrázek 2: Typy mechanických náhrad: A - kuličková, B a C - disková, D - dvoulistá. [28]

Zvýšené smykové napětí může narušit membránu erytrocytů a způsobit tak hemolýzu. Návrh současných implantátů byl v průběhu svého vývoje optimalizován především s ohledem na jejich biokompatibilitu a právě hemolytický potenciál^[7], neboť erytrocyty zprostředkovávají přenos kyslíku do tkání a plní tím dominantní úlohu kardiovaskulárního systému. Erytrocyty (EC) nicméně mají vysoce deformovatelnou membránu a také schopnost valivého pohybu při nízkém vnitřním odporu (tzv. „tank-treading motion“), dovedou proto snášet výrazně vyšší hodnoty tečného napětí oproti trombocytům^[7], než dojde k jejich poškození. Trombocyty (TC) jsou navíc velmi přilnavé a křehké.

Podstatným faktorem je také historie zatěžování. Hemolýza se rozvíjí až při smykovém zatížení membrány 150-250Pa a vystavení tomuto napětí po dobu zhruba 100s, k aktivaci TC dochází při stejné době zatížení již při 10-30Pa^[7]. Okamžité porušení EC pak nastane až při hodnotách 600-800Pa, pro TC je tato kritická hodnota okolo 50Pa^[14]. Naměřená turbulentní napětí v oblasti chlopní^[7,13,14] ukazují, že turbulentní struktury jsou v daném rozsahu schopny způsobit aktivaci TC. Rozměr TC je navíc menší, než typické Kolmogorovo délkové měřítko v energetické kaskádě turbulentí, mohou tak být zatíženy viskózním napětím i od nejmenších vírů.

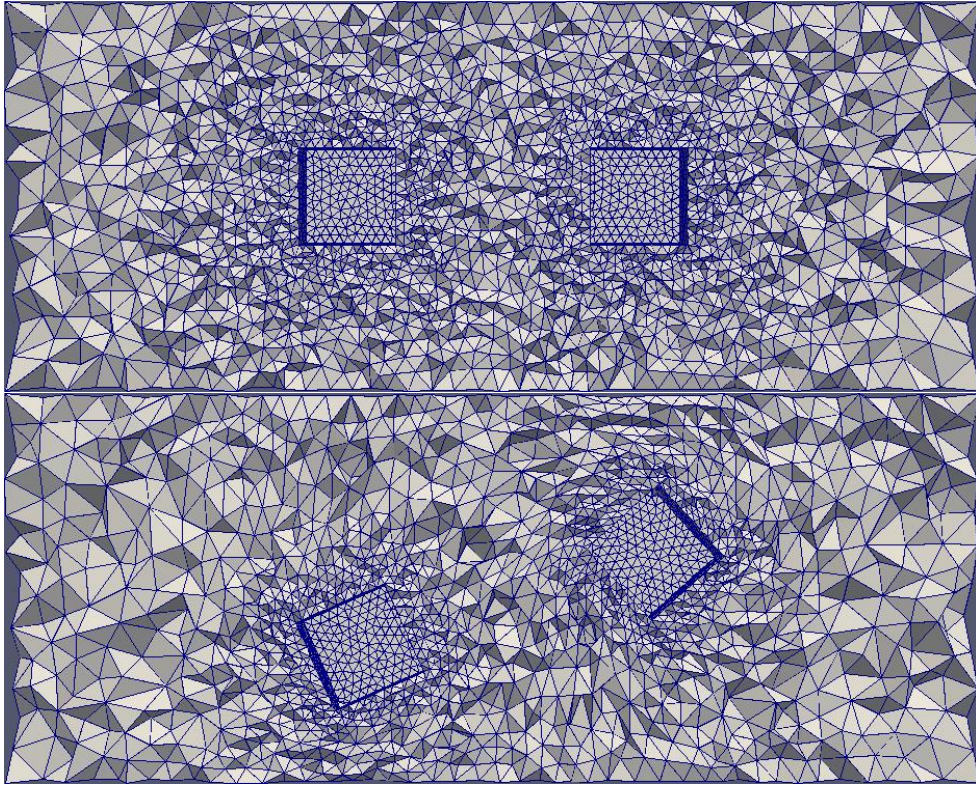
Pokud je ejekční frakce v rámci fyziologického rozsahu (50-70%), nezávisle na typu či geometrii současných náhrad dosáhne proud krve vrcholu levé komory (apex), čímž omývá její vnitřní povrch a předchází nechtěné stagnaci proudu. Pro nižší hodnoty ejekční frakce (pod 40%) omezují poruchy mitrálního proudu způsobené dvojlistou mechanickou chlopní jeho prostupnost a snižují tak recirkulaci v oblasti apexu ^[6]. Ovlivnění mitrálního proudu je rovněž důležité z hlediska možnosti vyvolání nevratných změn endotelových buněk, ke kterým může docházet při smykovém napětí vyšším, než 40Pa ^[5]. Pokud tkáň stěny srdeční komory reaguje na tlaková a smyková napětí vyvolaná proudem krve, jakákoli změna tvaru proudění za mitrální náhradou může vést k patologickým podmínkám a následným komplikacím.

2.3 Přístupy v CFD modelování umělých chlopní

Úlohy spojené s deformací výpočetní domény představují problém, jak pohyb uzlů na hranici sítě efektivně přenést do potřebné změny tvaru domény při zachování kvality sítě a rozložení hustoty buněk. Řešení pohybu těles musí dále zohlednit silovou interakci pevné fáze s kapalinou. Formálně je tak možné pohyb domény rozdělit na řešení dynamické sítě a strukturální úlohu.

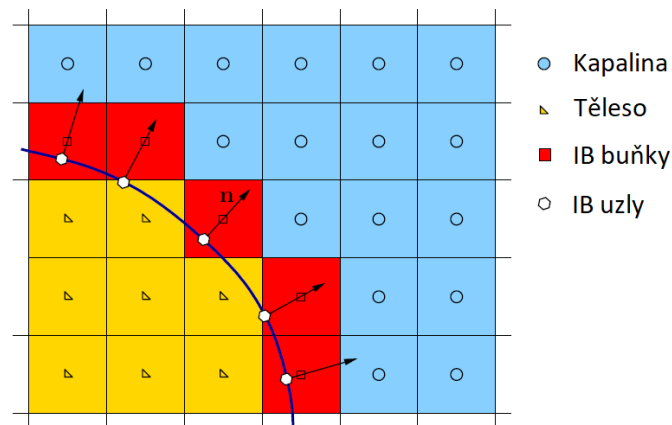
Možnosti dynamické sítě se vyvíjely nejen rozšiřováním modelu o další funkce, měnila se také podstata jejich nosných principů. Nejjednodušší přístup spočívající pouze v deformaci sítě naráží na omezení rozsahu pohyblivosti chlopní v polohách blízkých plně zavřenému stavu. Jeho využití je proto možné spíše při modelování části srdečního cyklu okolo plného otevření chlopně.

Řešení nabízí zavedení adaptivních technik, které umožní topologické změny v kritických oblastech sítě a kvalita buněk tak zůstane v rámci určených kritérií stejná. Souhrnně tento přístup bývá nazýván adaptivní sítí. Funkce složené ze základních operací (vytvoření uzlu, rozdělení hrany buňky, změna konektivity mezi uzly) spolu s řídicím algoritmem umožňují téměř neomezenou deformaci domény, v průběhu výpočtu však může být obtížné udržet kontrolu nad prostorovým rozložením hustoty buněk. Sít' navíc musí být alespoň z dominantní části tvořena tetrahedrickými prvky, což není z hlediska kvality sítě (zvláště v oblastech blízko mezní vrstvy) výhodné.



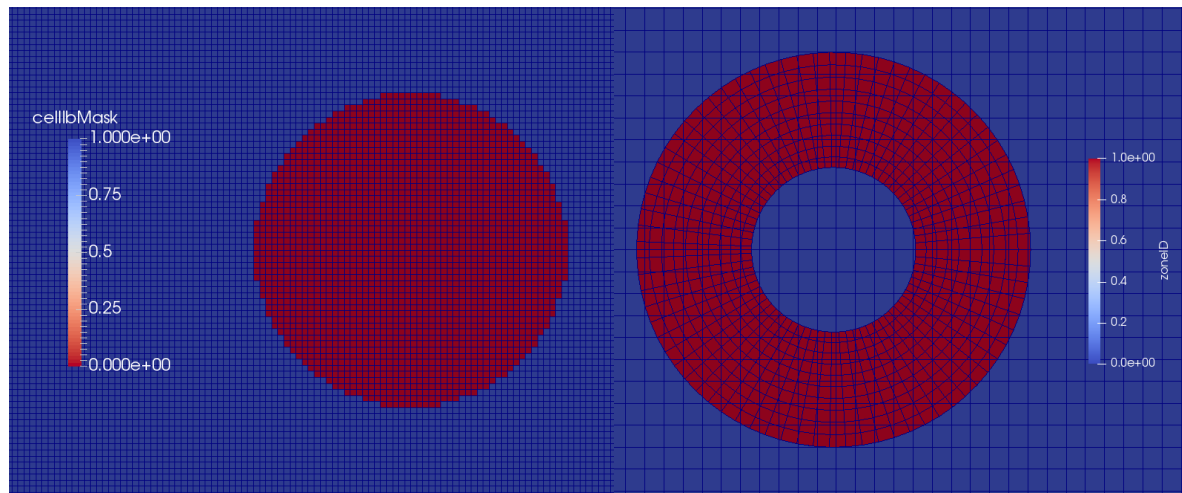
Obrázek 3: Deformace adaptivní sítě doprovázená její topologickou změnou. [19]

Odlišný přístup zavedl Ch. Peskin ^[3] pro účely Fluid-Structure Interaction (FSI) simulace deformací tenkých struktur v proudu kapaliny. Jeho Immersed Boundary Method (IBM) umožňuje použití oddělené nekonformní sítě pro pevnou fázi uvnitř fluidní domény. Vzájemná interakce tělesa s kapalinou a využívá vlastní diskretizaci ^[15] a je řešena na jejich společné hranici, vyjádřené parametrickou křivkou (resp. plochou ve 3D) s uzly mimo centra hraničních buněk. V základním principu tak oproti předchozím technikám nedochází k deformaci, ale pouze k vzájemnému posunu obou sítí. Lagrangeovská síť pevné fáze se však může dále deformovat podle napětíově-deformačního modelu tělesa.



Obrázek 4: Nekonzformní síť v Immersed Boundary Method. [15]

Na principu nekonformních sítí je postavená také metoda Overset Grid^[12]. Geometrie tělesa se překrývá se základní sítí a informace na hranicích se předávají pomocí interpolace. Metoda se používá nejen pro dynamickou síť, ale také pro tvarově složité geometrie, kde pomáhá dosáhnout jednodušší tvorby výpočetní sítě.



Obrázek 5: Ilustrace rozdílu mezi reprezentací válce ve 2D metodami dynamické sítě IBM (vlevo) a Overset Grid (vpravo).

V dřívějších studiích^[4, 2] byla především z důvodu výpočetní náročnosti patrná snaha redukovat model na dvourozměrný, případně využít dvě roviny symetrie a modelovat tak pouze čtvrtinu celé domény. Zároveň však byly demonstrovány limity těchto zjednodušení, když byly ve 3D simulaci pozorovány vírové struktury^[17], které by při zavedení předchozích předpokladů symetrie vzniknout nemohly. Stejně tak snahy o redukci modelu předepsáním pohybu listů nutně vedou ke znehodnocení kvality výsledku. Meshini et al.^[6] v počáteční fázi studie ověřili, že sebemenší neshoda mezi předepsanou polohou listu chlopně a její reálnou pozicí při reakci na silové účinky zapříčinila tvorbu koherentních vírových struktur, které se dále odtrhávaly a šířily proudem. Dále byly pozorovány určité variace mezi modelovanými srdečními cykly, ani přesně vystižený předpis pohybu chlopně proto nemůže věrně napodobit skutečnou dynamiku proudění.

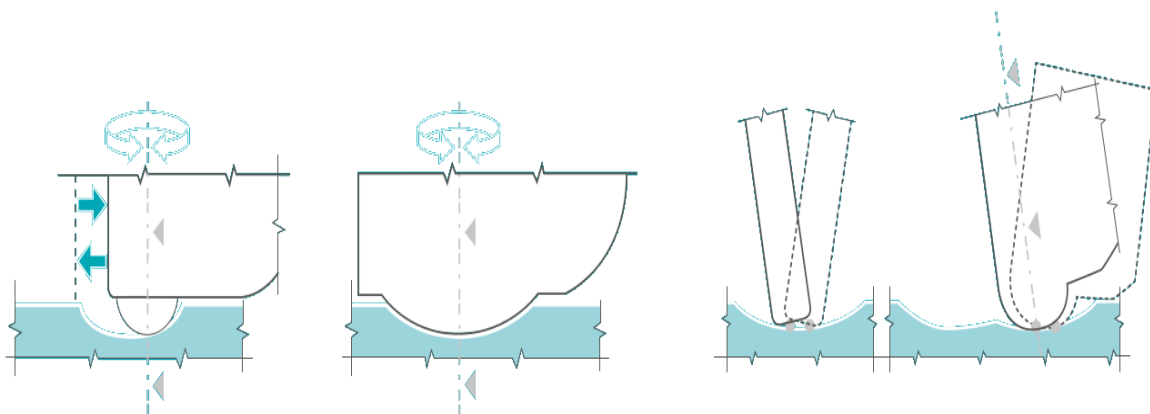
Turbulence bývají v těchto úlohách řešeny na úrovni diskretizace (DNS) či pomocí low-Reynolds RANS modelů. Použití newtonského či nenewtonského modelu kapaliny se pak obvykle odvíjí od typu kapaliny použité při experimentálním měření. Pro případ vody se proudění nachází v oblasti Re až 4200, jedná se však o krátký časový úsek při nejvyšších hodnotách rychlostí. Střední hodnota rychlosti v rámci cyklu je mnohem nižší a proudění tak nemá možnost vyvinout plně turbulentní charakter s úplnou energetickou kaskádou^[6]. Použití RANS modelů je potom zatíženo další chybou, neboť pro nedostatečně vyvinuté turbulentní proudění neplatí zcela předpoklad homogenity turbulencí (symetrie flukтуаčních rychlostí).

Zatímco aortální náhrady byly častějším předmětem rozsáhlého vědeckého výzkumu a CFD modelování, náhrady mitrální spolu s jejich dopadem na dynamiku levé komory byly prozkoumány méně a větší pozornost se k nim obrací až v posledních letech. Hlavním důvodem byl patrně téměř pasivní příspěvek aorty k dynamice proudění, zatímco proudové útvary za mitrální chlopní působí přímo na stěnu levé komory, jejíž dynamika je pak výsledkem souhry mezi kontrakcí a relaxací myokardu a povrchových účinků způsobených proudem krve. Nejnovější studie ^[6] však již podobnou souhru modelují pomocí přímé numerické simulace (DNS) zahrnující FSI model a IBM pro biologické i mechanické srdeční chlopně a deformující se srdeční komora. V čase proměnný průtok je předepsán na mitrální resp. aortální kanál a aby byl zachován celkový objem fluidní domény při roustoucím objemu srdeční komory, je pro každý časový krok upravena okrajová podmínka toku přes spodní hranici sítě. Zajímavé je rovněž řešení modelování ventilu v aortální pozici jako přepážky s časově proměnnou porozitou či zavedení unikátního modelu kontaktu deformovatelných částí umožňující modelování společného pohybu cípů biologických chlopní bez předepisování kontaktní plochy či vzájemného prostoupení těles.

3. ŘEŠENÍ ÚLOHY

Pro výpočtovou část byl zvolen software *FOAM-extend 4.0*, jeden z komunitních forků¹ open-source knihovny *OpenFOAM*. Oproti hlavní větvi vyniká především rozšířenými funkcemi dynamické sítě a odlišnou formou definice řešení pohybu více těles. Díky otevřenému kódu a dobrým možnostem přímé manipulace s daty se navíc jedná o velmi vhodné prostředí pro vlastní úpravu metod či algoritmů řešení úloh.

Dynamická síť je základním kamenem celé simulované úlohy. Rotace listů chlopní v prostoru domény je spojena s pohybem uzlů výpočetní sítě, zatímco pohyb vnitřních uzlových bodů pak musí vzniklou deformaci absorbovat za účelem zachování kvality a rozložení buněk. Samotný pohyb listů je výsledkem účinků tlakových, viskózních, setrvačných a třecích sil. Závěsy listů u reálných chlopní umožňují kromě rotace listů rovněž malou míru translačního pohybu, ten se však běžně v simulacích dvoulistých mechanických chlopní zanedbává.



Obr. 6: Pohyb chlopní v závěsu [25]:
translace, rotace kolem hlavní osy, omezená možnost náklonu hlavní osy rotace

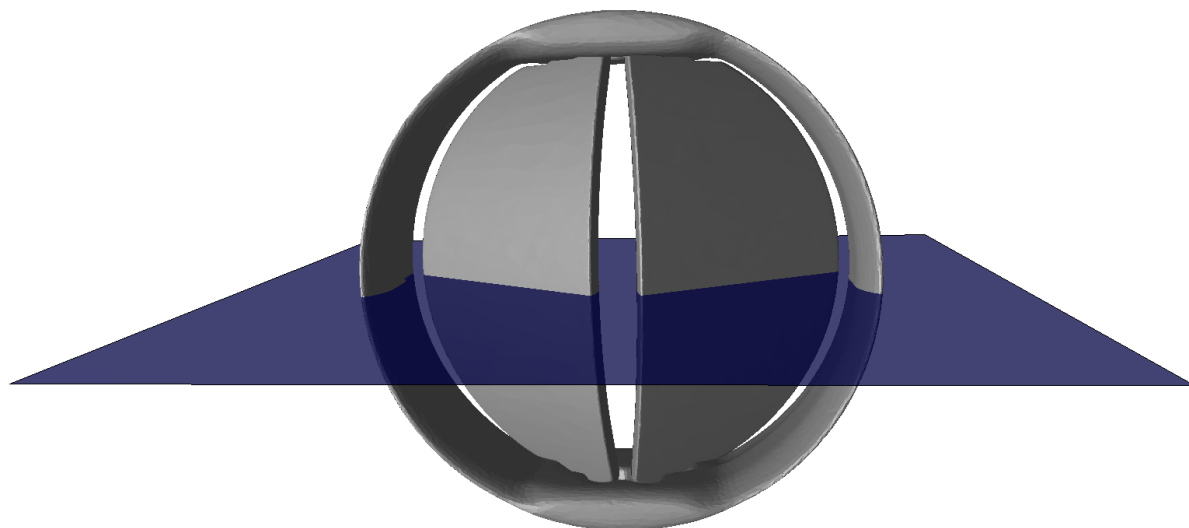
Simulována je první část diastoly srdečního cyklu. Během této fáze narůstá průtok mitrální chlopní a proudění přechází v turbulentní, velikost nejmenších vírů se přitom pohybuje řádově okolo $20\mu\text{m}$ [1,13]. Přesné řešení proudění pomocí Navier-Stokesových rovnic by tak vyžadovalo velmi jemnou diskretizaci a tím enormní nároky na výpočetní výkon. Ve snaze redukovat výpočetní náročnost úlohy byly zavedeny modely turbulencí, přesto však bylo nezbytné přistoupit i k redukci problému na úlohu dvourozměrnou. Simulováno tak bylo pouze proudění ve střední rovině kolmé na osu rotace listů chlopní, což je z hlediska dopadu na přesnost a fyzikální správnost výpočtu v této práci zřejmě nejzávažnějším zjednodušením. Limity dvourozměrného řešení proudění chlopněmi jsou popsány v literatuře [17] i v předchozí části práce.

¹ Nezávislá vývojová větev softwaru.

3.1 Geometrie

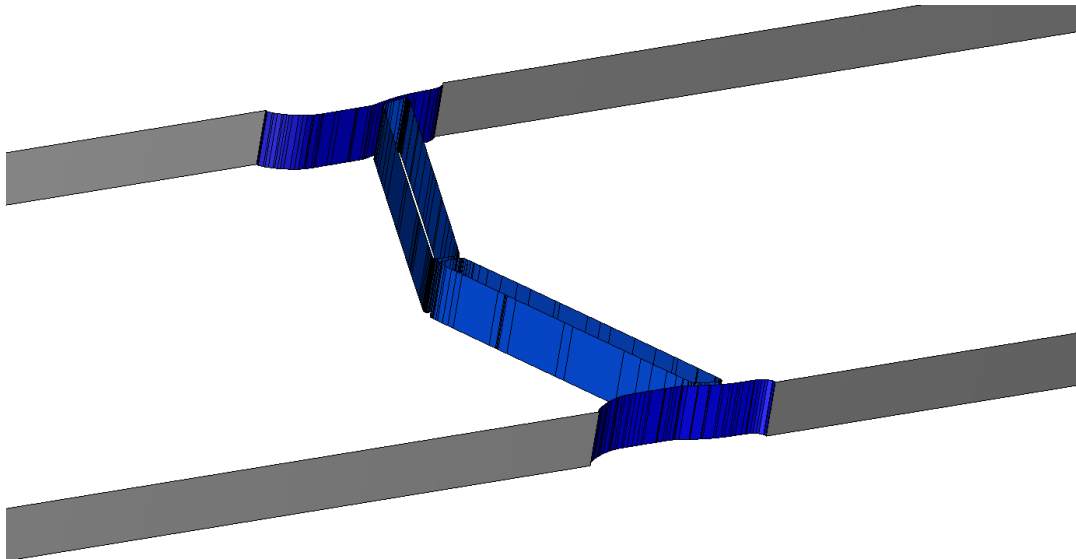
Trojrozměrný model mechanické chlopně pro tuto práci poskytl Ing. Dominik Šedivý. Tvorba modelu pomocí tomografického skenování v laboratořích STI Nano i detaily geometrie byly popsány v osmé kapitole jeho diplomové práce^[16]. Jedná se o model Sorin Bicarbone s dvěma poloměsíčitými disky konvexo-konkávního tvaru, tedy v České republice druhou nejčastěji implantovanou dvoulístou chlopní. Přestože je tato konkrétní chlopně určena do pozice aortální, pro své větší rozměry se podobá chlopním mitrálním.

Tato geometrie formátu STL byla dále upravena pomocí open-source platformy *Salome*. Pozice chlopně v rámu byla upravena do zavřené polohy, celek vyrovnán s globálním souřadným systémem a následně byl proveden řez rovinou symetrie, která rovněž tvoří rovinu dvourozměrného řešení úlohy. Získané křivky nebyly zcela hladké, některé tvarové odchylky vzniklé vlivem skenování proto byly vyhlazeny. Zbylé části geometrie byly voleny s ohledem na povahu úlohy a možnost experimentálního měření na skutečných chlopních (experiment nakonec nebyl proveden kvůli špatnému stavu specializovaného generátoru pulsů pro umělé srdce *Chirasist*). Odpovídají proto řezu válcové trubice připojené před i za samotnou chlopní, což je oproti skutečné geometrii okolí chlopně značné zjednodušení.



Obrázek 7: Trojrozměrný STL model chlopně s rovinou řezu.

Kvůli trojrozměrné povaze sítě byly tyto křivky nakonec symetricky vytaženy podél osy z . Na výsledné geometrii byla následně generována síť trojúhelníkových prvků pomocí algoritmu NETGEN 1D-2D. Pokročilejší funkce tohoto generátoru umožnily dosáhnout mnohem lepší kvality sítě a přechodů hustoty trojúhelníků v zakřivených částech geometrie, než by poskytl základní export ploch s omezenými možnostmi nastavení.



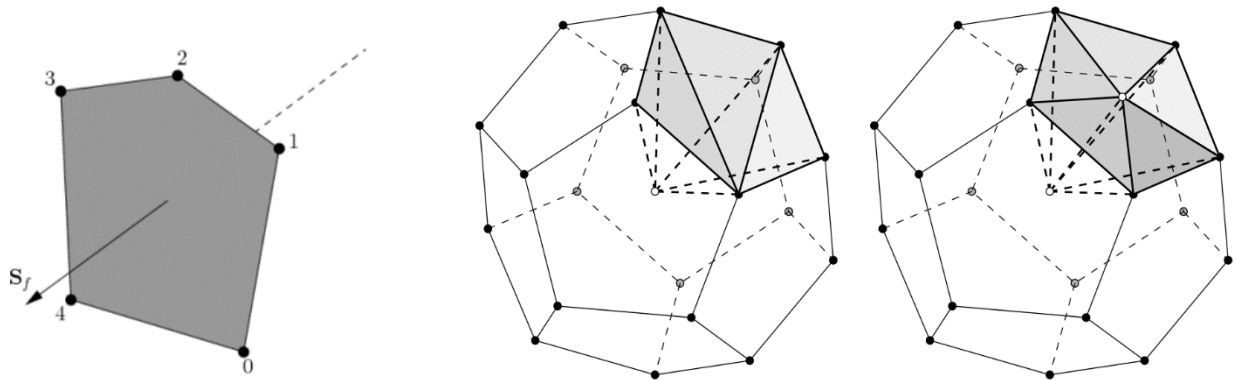
Obrázek 8: Hlavní část geometrie pro dvourozměrnou úlohu.

3.2 Dynamická síť

Jednou z předností knihovny OpenFOAM a jejích větví je podpora polyhedrálních sítí. Díky tzv. *face-adressed* definici je polyhedrální síť definována těmito základními slovníky^[20]:

- *points* – seznam souřadnic uzlových bodů
- *faces* – seznam stěn buněk, každá stěna je definována uspořádanou n -ticí bodů
- *owner* – seznam buněk, každá je definována výčtem stěn
- *boundary* – seznam vnějších hranic domény a jejich popisu (typ, název, ...)

Každá buňka je tak definována seskupením stěn namísto předepsaného tvaru (např. hexahedral, pyramid) a příslušných vrcholových bodů. Při deformaci sítě to však přináší riziko vzniku nekonvexních buněk či buněk se záporným objemem nebo plochou stěny. Zatímco topologie sítě se nemění již z principu, geometrické kvality buněk jsou zachovány pomocí dekompozice buněk na tetrahedry (využívající rozklad stěn na trojúhelníkovou základnu a střed buňky jako vrchol) před vlastním řešením posunutí uzlových bodů.



Obrázek 9: Definice normály stěny smyslem uspořádání bodů (vlevo) [10];
Tetrahedrální dekompozice buňky (uprostřed metoda *cellSplit*, vpravo *cell-and-faceSplit*) [20]

Samotné pole vektorů posunutí je řešeno Laplaceovou rovnicí. Nejvyšších hodnot nabývá v blízkosti pohyblivé stěny, kde zároveň hrozí největší riziko zhoršení kvality sítě. Aby bylo dosaženo vhodného rozložení posunutí bodů (a tím deformace sítě) v prostoru domény, je do rovnice posunutí doplněn člen proměnné difuzivity. Základní pole hodnot difuzního koeficientu může být určeno pomocí dvou různých přístupů^[20]:

- *distance-based method*
- *distortion energy method*

U *distance-based* metody je difuzní člen funkcí vzdálenosti buňky od nejbližší pohyblivé hranice. Takové pojetí může být výhodné např. pro obtékaná tělesa ve volném prostoru. Listy chlopní jsou však v počáteční poloze velmi blízko prstencovému rámu a mezi zjemněním mezní vrstvy obou stěn je pouze několik málo buněk o větším objemu. V takovém případě je vhodnější využít k výpočtu koeficientu difuze princip *distortion energy*, který předpokládá fiktivní elastické těleso v objemu buňky a koeficient se počítá z rovněž fiktivní energie napjatosti. Na tomto principu je založena metoda *inverseVolume* použitá v simulaci.

Značně citlivou oblastí na kvalitu sítě je mezní vrstva. Vzhledem k vysokým gradientům rychlosti a jejich vlivu na tvorbu nestabilit je nezbytné udržet nízkou neortogonalitu buněk a zamezit změnám jejich rozložení i tvaru. K tomu lze znovu využít difuzní koeficient v rovnici posunutí, jehož hodnota tak půjde k nekonečnu pro všechny buňky do určité vzdálenosti od pohyblivé stěny. Ve slovníku nastavení dynamické sítě tomu odpovídá parametr *innerDistance*. Podobně je možné předepsat zamezení deformace sítě od vzdálenosti větší, než definuje *outerDistance*.

Doposud zmíněné principy jsou platné rovněž pro adaptivní síť. Definice sítě zůstává stejná, podstatný rozdíl však tvoří omezení na čistě tetrahedrální trojrozměrnou síť. To se vztahuje na všechny oblasti sítě s možným výskytem topogických změn (přidání bodu, změna konektivity bodů aj.). Změny topologie sice umožňují téměř neomezený pohyb těles v doméně (vyloučen je pouze kontakt s jinou hranicí), nevýhody tetrahedrální sítě jsou však značné. Z důvodu špatné kvality sítě je současně zhoršena i konvergence a přesnost řešení, kvůli prostorovému uspořádání prvků rostou také nároky na počet elementů. Především však není možné použít trojrozměrnou (tetrahedrální) síť pro dvojrozměrnou simulaci. Zde je třeba podotknout, že způsob definice polyhedrální sítě z principu nedovoluje vytvořit čistě 2D síť, místo toho je pro dvojrozměrné simulace použita 3D síť sestávající z jediné vrstvy prizmatických buněk, jejichž stěny tvoří na dvou protilehlých hranicích dokonalé roviny. Na těchto hranicích (rovinách) je pak předepsána okrajová podmínka *empty* a solver tak podle společného směru jejich normál definuje souřadný systém planární úlohy.

Knihovna pro dynamickou topologii sítě *dynamicTopoFvMesh* dostupná v současné nejnovější verzi *FOAM-extend 4.0* rovněž neumožňuje definovat pohyb hranice pomocí pole posunu bodů *pointDisplacement*, které je výsledkem řešení pohybu chlopní a jehož využití bylo popsáno v předešlých odstavcích. Pohyb hranice je namísto toho definován polem kategorie *fvPatchField* a pohyb vnitřních uzlových bodů je řešen pomocí knihovny *Mesquite*, což je software třetí strany pro manipulaci s dynamickou sítí. V pozdějších verzích *Mesquite* (od verze 2.3.0) je již použití pole *pointDisplacement* možné, veškeré snahy o kompilaci upravených větví knihovny *dynamicTopoFvMesh* ^[24] do různých verzí *FOAM-extend* vynaložené v počátcích této práce však selhaly. Také tento fakt byl jedním z impulsů pro hledání jiného řešení.

Neomezenou deformaci sítě rovněž umožňuje *Immersed Boundary Method* (IBM), která je v knihovně také dostupná. Při modelování mechanických chlopní je tato metoda hojně využívána ^[literatura], obvykle však v kombinaci s deformací částí domény (FSI) a především DNS řešením proudění. Vzhledem k nekonformnímu přechodu mezi základní sítí a sítí solidu je totiž zjemnění mezní vrstvy poměrně problematické a základní síť tak musí být velmi jemná ve značné části objemu. Tvůrci větve *FOAM-extend* se navíc zaměřují spíše na předepsaný pohyb než řešení dynamické odezvy těles, ani zde proto zatím není solver pro dynamický pohyb tuhých těles implementován. Podobným problémem je pak opět zatížena metoda *Overset Grid* dostupná ve forku vyvíjeném ESI Group *OpenFOAM+* v1706 a novějších verzích.

Nejefektivnější způsob řešení deformace domény vyhovující požadavkům zmíněných v úvodu kapitoly tak představuje prosté posunutí uzlových bodů. Aby však bylo možné řešit celou fázi otevření chlopně, je při dosažení určité deformace sítě nutné výsledky přenést na síť novou, nedeformovanou, a celý postup opakovat. Pro tyto účely bude v práci vytvořen skript zahrnující řadu jednotlivých úkonů do celistvého algoritmu. Při jemných buňkách obzvláště v oblasti listů chlopní a zároveň velmi úzké spáře mezi listy a rámem při zavřeném stavu to však představuje mnoho takových operací přenesení výsledků a současně odpovídající počet sítí, jež musí být za tímto účelem vytvořeny. Řešení tohoto úkolu potom umožňují automatizované generátory sítí.

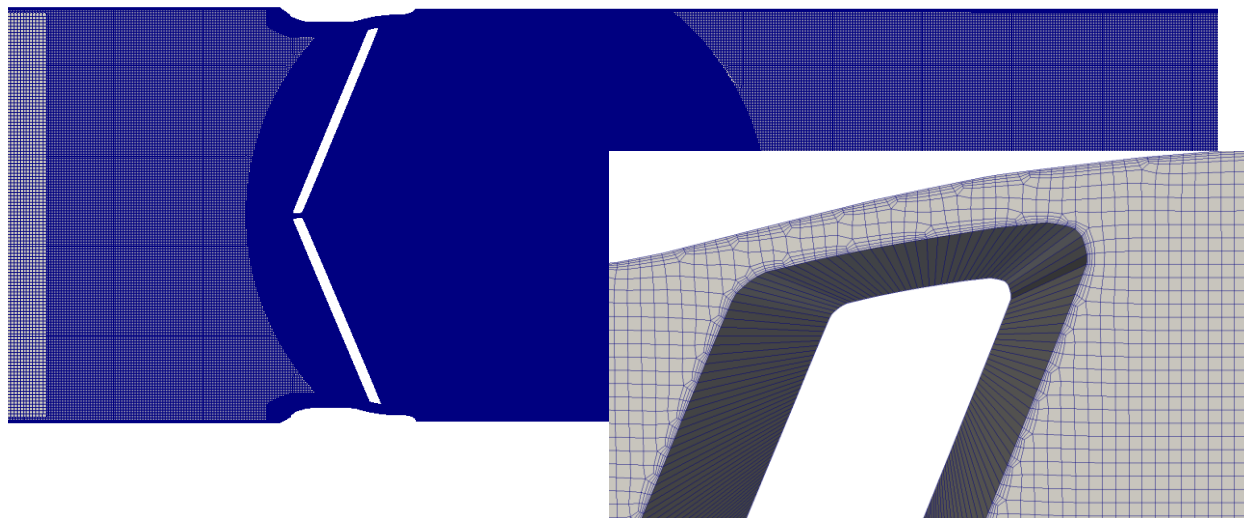
3.3 Automatické generování sítě

Součástí knihoven *OpenFOAM* i *FOAM-extend* je automatický generátor dominantně hexahedrálních sítí *snappyHexMesh*. Jeho základní vstupy jsou geometrie hraničních ploch, základní síť a slovník nastavení. Finální síť je sice v důsledku dělení buněk trojrozměrná, pomocí utility *extrudeMesh* však lze získat i 2D síť (vytažením bodů některé stěny vznikne prizmatická vrstva buněk). V rukou zkušeného uživatele může *snappyHexMesh* dosahovat vynikajících výsledků, algoritmus tvorby sítě je však poměrně komplikovaný a citlivý na mnoho parametrů. Pro účely plně samostatného chodu v průběhu simulace by tak nemusel být dostatečně robustní.

Open-source generátor *cfMesh* tvoří sítě polyhedrální, dominantně hexahedrální (i 2D) či tetrahedrální. U hexahedrálních sítí dochází ke změně hustoty buněk skokově, u ostatních typů plynulým přechodem. Základní síť je vytvořena podle předepsané maximální velikosti buněk, k definici tak stačí pouze geometrie hraničních ploch a slovník nastavení. Množství pokročilých nastavení je opět široké, kvalitní síť však generátor vytvoří již z užšího výběru nastavení, než je tomu u *snappyHexMesh*. Software je plně kompatibilní s poslední verzí *FOAM-extend* i *OpenFOAM*.



Obrázek 10: Zobrazení sítě celé výpočtové domény. Hrubší síť mimo oblasti zájmu nebrání potlačení negativních vlivů průtočných okrajových podmínek.



Obrázek 11: Detail na zjemněné oblasti sítě.

Velikost buněk byla volena s ohledem na povahu proudění a použitá nastavení turbulentního modelu. V průběhu práce bylo ověřeno, že výsledná kvalita sítě zůstává při daném nastavení téměř neměnná pro libovolné natočení listů. Toto tvrzení se opírá o vizuální kontrolu sítí i orientační výčet běžných kritérií kvality z výpisů utility *checkMesh*:

počet buněk:	521200	($\pm 0,1\%$)
max. aspect ratio:	686	($\pm 8\%$)
max. neortogonalita buněk:	34,5°	($\pm 1\%$)
střední neortogonalita buněk:	1,22°	($\pm 0,6\%$)
max. skewness:	1,045	($\pm 0,1\%$)

Uvedené hodnoty byly zjištěny u sítí s původní geometrií chlopní, tj. vyhlazený scan modelu Sorin BC. Pro upravenou geometrii bylo při stejném nastavení generátoru cfMesh dosaženo totožných výsledků. Vysoké hodnoty poměru stran buněk *aspect ratio* jsou způsobeny délkou buněk ve směru z, která tvoří kontrast oproti rozměrům buněk v mezní vrstvě. Z hlediska povahy proudění však tato skutečnost nepředstavuje problém. V oblastech mimo mezní vrstvu se aspect ratio blíží ideální ^[11] hodnotě 1. Neortogonalita je dále vyhodnocena jako úhel mezi spojnicí středů sousedících buněk a normálou jejich společné stěny, maximální hodnoty ^[12] by neměly překročit 65°. Hodnoty kritéria *skewness* odpovídají bezrozměrné vzdálenosti mezi průsečíkem spojnice dvou středů buněk s jejich společnou stěnou a samotným středem této stěny. Jedná se o odlišnou definici oproti některým jiným CFD softwarům, přičemž maximální přípustná hodnota ^[12] je 4.

Celý proces tvorby sítě je řešen paralelně. Doba potřebná k vygenerování sítě na použitém hardwaru činí kolem 25s, což je srovnatelné s dobou výpočtu pěti časových kroků. Generování nové sítě je však nezbytné pouze při dosažení určité deformace buněk, při daném rozložení buněk se jedná o řádově několik setin (při zavřených listech) až jednotek stupňů úhlu natočení. Tomu odpovídá rozmezí zhruba 50 až 500 časových kroků mezi přesítováním. Z hlediska nároků na výpočtový čas je tak proces generování sítí zanedbatelnou částí simulace.

3.4 Výpočtový model

Pohyb listů chlopní řeší modul *dynamicMotionSolverFvMesh*. Předpokládá se, že listy chlopní jsou tuhá tělesa, která nepodléhají deformaci a jejichž pohyb je vzájemně nezávislý. Materiálové vlastnosti modelu, přídatné vnější síly, vazby a počáteční pohybový stav jsou pro každý z listů definovány jako okrajová podmínka typu *sixDoFRigidBodyDisplacement* ve slovníku pole posunutí uzlů sítě *pointDisplacement*.

Moment setrvačnosti listů byl určen za předpokladu homogenního materiálu listů (pyrolytického karbonu). Šest stupňů volnosti listu (*sixDoF*) je pevnými vazbami omezeno na rotaci okolo osy s pevným středem. Ten leží v rovině úlohy kvůli prohnutí trojrozměrného listu mimo samotné těleso. Kromě pevných vazeb je zahrnuta lineární axiální pružina o naprosto zanedbatelné tuhosti a tlumení. Tím je možné jednoduše zjistit úhly natočení listů z výpisu v každém kroku bez nutnosti přepočtu Eulerových úhlů z tenzoru orientace listu. Tlumení může rovněž sloužit jako zjednodušený model tření listu v závěsech, v této práci je však odporová síla závěsů zanedbána.

Strukturální a fluidní části úlohy jsou řešeny postupně. Pohybová rovnice tělesa a posunutí uzlů sítě jsou vypočteny na začátku časového kroku, poté je řešeno proudění a z něj následně vyhodnoceny síly od kapaliny pro další časový krok. Tento přístup (v literatuře uváděný jako *staggered scheme*) tak má explicitní charakter a je stabilní pouze v úlohách se slabou interakcí fluid-solid^[9].

V úvodní části práce již bylo zmíněno, že vlastnosti krve jsou blízké newtonské kapalině a nejčastěji se proto modeluje jako nestlačitelná, viskózní kapalina. K popisu proudění slouží odpovídající tvar trojrozměrné rovnice kontinuity a rovnice Navier-Stokesovy:

$$\frac{\partial v_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial v_i}{\partial t} + v_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j \partial x_j} \quad (2)$$

Ty jsou dále diskretizovány pomocí metody konečných objemů. Diskretizace se zakládá na integrálním tvaru rovnic^[21] přes kontrolní objemy (buňky sítě) a výsledkem je tak soustava konečného počtu lineárních rovnic. Rozměry kontrolních objemů musí odpovídat povaze proudění, což pro turbulentní režim znamená zachytit rozpad turbulentních vírů rozlišením sítě až na úroveň jejich disipace na teplo. Přestože mají turbulence vždy trojrozměrný charakter, nejmenší víry jsou již v podstatě symetrické a pro jejich zachycení postačí tři buňky v každém směru^[19, 21], ve 3D tedy část sítě o 27 kontrolních objemech. Kolmogorovo měřítko² je u newtonské kapaliny závislé na její viskozitě i povaze proudění. Pro použitou geometrii lze jeho přibližnou hodnotu stanovit pomocí vztahu^[1]

$$\eta = D \cdot Re^{-\frac{3}{4}} \quad (3)$$

² Měřítka nejmenších vírů v kaskádě turbulentí, víry těchto rozměrů již disipují pouze na teplo.

kde η je Kolmogorovo délkové měřítko, D měřítko největších vírů (uvažován je průměr rámu chlopně) a Re Reynoldsovo číslo. Rozměr nejmenších vírů je tak pro kapalinu o viskozitě krve a maximální Reynoldsovo číslo přibližně roven $2 \cdot 10^{-5} \text{m}$. Korektní způsob řešení této turbulentní úlohy pomocí Navier-Stokesových rovnic (DNS) by tak vyžadoval velmi jemnou síť a stím spojené nároky na výpočetní výkon.

V literatuře se nicméně objevují i případy, kdy bylo pomocí DNS řešeno proudění i na mnohem hrubší síti. Takový přístup se opírá převážně o hypotézu, že dynamika chlopní závisí především na vírech o velikosti integrálního měřítko a významná délka vírů pak končí v oblasti Taylorova mikroměřítko³. Řešení podle autorů^[1] dosahuje dobré shody s experimentem a odpovídá závěrům jiných prací:

„... it has been demonstrated that the achievement of dissipative length scale in terms of grid size is not needed to have an accurate solution (Moin and Mahesh, 1998; Moser & Moin, 1987; Spalart, 1988; Rogers et al., 1987)“

Podobný postup lze nalézt u metodou velkých vírů (LES), kdy jsou na jemné síti řešeny vírové struktury až do nejmenších měřítek, které umožní síť. Zbylou část kaskády turbulencí je již nutno modelovat zvlášť. Metoda využívá skutečnosti, že nejmenší víry již vykazují značnou míru symetrie a jejich modelováním proto vzniká jen malá nepřesnost řešení^[19]. Pro svou přesnost a řešení širokého spektra vírových struktur je velmi vhodná i pro tuto úlohu, vyžaduje však trojrozměrné řešení proudění a tomu odpovídající síť. Kvůli nárokům na výpočetní výkon proto metoda LES nemohla být použita.

Nejrozšířenějším přístupem k modelování turbulencí je Reynoldsovo časové středování Navier-Stokesových rovnic. Vychází z rozkladu okamžitých rychlostí v_i na jejich časově středovanou složku $\overline{v_i}$ a složku fluktuací v'_i . V důsledku středování tak vzniká v rovnicích dodatečný člen turbulentních napětí^[21]:

$$\frac{\partial \overline{v_i}}{\partial x_i} = 0 \quad (4)$$

$$\frac{\partial \overline{v_i}}{\partial t} + \overline{v_j} \frac{\partial \overline{v_i}}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \overline{p}}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 \overline{v_i}}{\partial x_j \partial x_j} - \frac{\partial}{\partial x_j} (\overline{v'_i v'_j}) \quad (5)$$

Tenzor turbulentních napětí $(\overline{v'_i v'_j})$ tak zavádí šest nových neznámých proměnných, které není možné vyjádřit z ostatních rovnic a musí být vypočteny na základě RANS modelu turbulence. Fluktuace rychlostí jsou v RANS modelech uvažovány symetrické, což vychází z předpokladu plně vyvinutého turbulentního proudění^[21]. Pro modelování tenzoru turbulentních napětí se zavádí další pole proměnných, nejčastěji turbulentní kinetická energie k , střední disipace ε , specifická disipace ω nebo turbulentní viskozita ν_t . Každý model využívá jemu specifickou množinu proměnných a podle počtu jejich transportních diferenciálních rovnic pak nejvíce narůstá jeho výpočtová náročnost.

³ Střední rozměr, při kterém viskozita kapaliny výrazně ovlivňuje dynamiku turbulentních vírů v proudění.

Pro simulace turbulentního proudění s relativně nízkou hodnotou Reynoldsova čísla jsou vhodné dvourovnicové modely typu $k-\omega$, které oproti jiným formulacím lépe řeší proudění v oblasti mezní vrstvy^[11] a lépe tak predikují vznik odtržení. V úloze byl použit model $k-\omega$ SST (Menter, verze 2003)^[22, 24], který v oblasti dále od stěn používá formulaci $k-\varepsilon$ a předchází tak typické citlivosti standardního $k-\omega$ modelu na definici průtočných okrajových podmínek. Oblast mezní vrstvy byla modelována rozlišením sítě až na hodnotu $y^+ < 1$, tento přístup bývá označován jako *near-wall treatment*.

Konstanty modelu byly zachovány v defaultním nastavení a okrajové podmínky u stěn určeny podle původní reference pro tento model^[22]:

$$\omega_{wall} = 10 \frac{6\nu}{\beta_1(\Delta y_n)} \quad (6)$$

$$k_{wall} = 0 \quad (7)$$

kde β_1 je konstanta modelu a Δy_n rozměr první vrstvy buněk u stěny v normálovém směru. Na průtočných hranicích byly okrajové podmínky určeny s ohledem na skutečnost, že přibližná hodnota Kolmogorova měřítka η je dopředu známá z literatury^[13] i přibližného výpočtu. Míru specifické disipace ω tak lze odhadnout s vyšší přesností^[21]:

$$\varepsilon = \frac{\nu^3}{\eta^4} \quad (8)$$

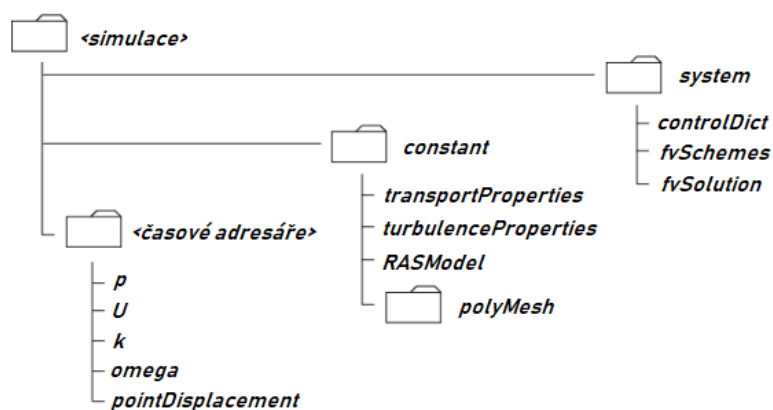
$$\omega = \frac{\varepsilon}{k \cdot C_\mu} \quad (9)$$

$$k = \frac{3}{2} \cdot I_t \cdot \nu_{inlet} \quad (10)$$

Model využívá rovněž pole turbulentní viskozity, která je funkcí k a ω . Okrajové podmínky tohoto pole jsou vždy typu *calculated* a nezadáva se konkrétní hodnota, neboť zde není využita transportní rovnice.

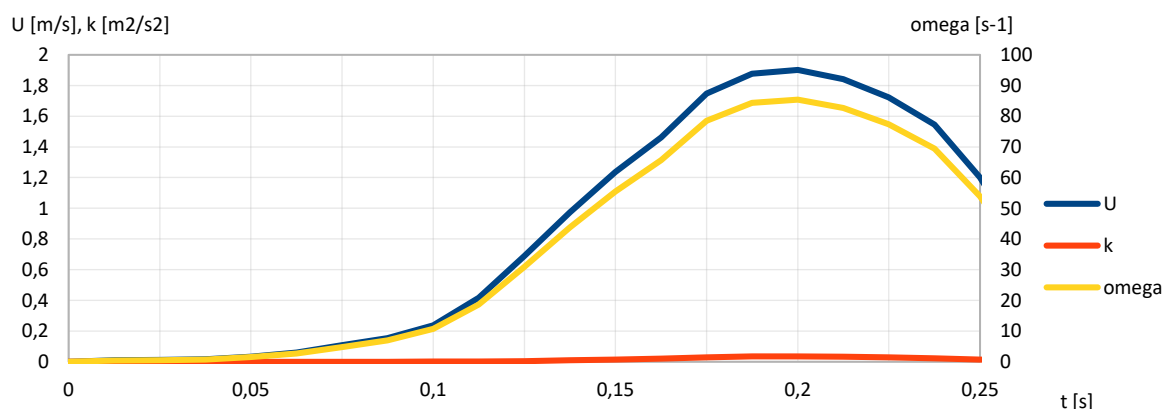
Použitím RANS modelů získáme časově středovaná pole proměnných, ve kterých se projeví pouze fluktuace velkých rozměrů vycházející z nestacionární povahy proudění. Menší viry vlivem středování splynou a klesají tak nároky na rozlišení výpočetní sítě. Současně však může dojít k potlačení některých dynamických jevů s krátkým časovým měřítkem, středováním jsou rovněž zkreslena i maxima některých sledovaných veličin (například okamžitých rychlostních gradientů, které mají vliv na velikost smykového napětí v kapalině). Modely jsou navíc naladěny podle měření, která proběhla při ustáleném a tedy plně vyvinutém turbulentním proudění^[21, 1], což neodpovídá přechodovému charakteru proudění srdeční chlopní. Celkově tak RANS modely nepředstavují zcela vhodný přístup pro řešení dynamiky proudění v této úloze a jejich využití je motivováno omezenými výpočetními prostředky.

Nestacionární řešení, modelování turbulencí i dynamická síť vyžadují odpovídající formulace řídicích rovnic a algoritmů. Této kombinaci požadavků odpovídá solver *pimpleDyMFoam*, který tak tvoří rámec simulace pro volbu konkrétních modulů a metod. Jejich definice jsou pak realizovány v příslušných slovnících (*dictionaries*). Následující schéma ilustruje základní seznam těchto slovníků:



Obrázek 12: Struktura složky simulace (case) [10]

Okrajové podmínky pro inlet jsou časově závislé a odpovídají první části diastolické fáze srdečního cyklu, během které se otevírá mitrální chlopeč a průtok krve roste až do maximálních hodnot. Časová závislost průtoku chlopní v klidovém režimu byla zjištěna v dostupné literatuře^[16,19], při fyzické zátěži však lze očekávat hodnoty průtoku až čtyřikrát vyšší. Pro vyhodnocení reálných situací byl proto zvolen kompromis. Současně s rychlostí se pro *inlet* mění také okrajová podmínka turbulentní kinetické energie či specifické míry disipace. Na hranici *outlet* byla předepsána podmínka konstantního tlaku. V literatuře se obvykle vyskytuje také předpis průtoku zahrnující tzv. *leakage/closing volume*, tedy část zpětného průtoku potřebnou pro zavření chlopně. Vhodnějším přístupem by však mohlo být využití okrajových podmínek tlak-tlak, neboť míra zpětného průtoku je specifická pro danou chlopeč a bude pravděpodobně reagovat také na charakteristiku chlopně aortální. Systolická část srdečního cyklu však nebyla v řešení zahrnuta a zavření mitrální chlopně proto leží také mimo rozsah simulace. Z toho důvodu byla zvolena dvojice okrajových podmínek rychlost-tlak, při které řešení dosahuje značně lepší konvergence.



Graf 1: Časově závislé okrajové podmínky pro inlet

Odhad velikosti rychlostí v prostoru chlopně je velmi problematický, vliv zde má nepochybně plocha průtočného průřezu (ta je funkcí natočení listů) či sama geometrie listů a rámu. V této oblasti je rovněž nejjemnější diskretizace buněk, jedná se tak celkově o kritické místo z pohledu stanovení stabilní délky časového kroku výpočtu. Ten je proto řízen adaptivně, což přináší lepší stabilitu řešení i úsporu výpočtového času. Délka časového kroku se během simulace řídí podle nastavené maximální hodnoty Courantova čísla⁴^[12]:

$$Co = \Delta t \cdot \tau \leq Co_{max} \quad (11)$$

$$\tau = \frac{1}{2V} \cdot \sum_{faces} |\varphi_i| \quad (12)$$

kde Δt je časový krok a τ charakteristické časové měřítko. To je funkcí objemu buňky V a objemového toku φ získaného sečtením toků přes všechny stěny buňky. Courantovo číslo tak vyjadřuje bezrozměrnou míru rychlosti, jakou se informace šíří vlivem pole toku a je tak omezujícím faktorem pro stabilitu numerických schémat^[12]. Hodnota Courantova čísla byla s ohledem na možný vznik nelineárních vlivů v důsledku pohybu listů stanovena na 0,6. S ohledem na nastavení numerického řešení⁵ se jednalo o poměrně konzervativní odhad, stabilita simulace byla dodatečně ověřena i při hodnotě $Co_{max} = 0,8$.

Na přesnost řešení i jeho stabilitu mají značný vliv také diskretizační schémata. Schémata prvních řádů jsou výpočetně méně náročná a zároveň numericky stabilnější, u schémat vyšších řádů pak lze očekávat lepší přesnost diskretizace. Definice schémat se nachází ve slovníku *fvSchemes*.

Schéma pro časovou derivaci je implicitní a přestože dosahuje pouze prvního řádu přesnosti, s ohledem na krátký časový krok a charakter dynamických jevů bylo shledáno dostačujícím. V oblastech tvarových přechodů sítě mohou při generování sítě vznikat buňky s jistou mírou neortogonalit (okolo 35°), což především v blízkosti stěn není žádoucí. Gradientní schéma proto bylo pro všechny rovnice zvoleno *leastSquares*, které je druhého řádu přesnosti a vyznačuje se menší citlivostí na neortogonalitu buněk. Ostatní schémata jsou rovněž druhých řádů, pro transportní rovnice k a ω však byly divergentní členy omezeny limiterem a v současné podobě tak inklinují k vlastnostem schématu prvního řádu *upwind*. Jiné nastavení limiteru nebylo z časových důvodů testováno.

Slovník *fvSolution* pak obsahuje nastavení lineárních solverů a algoritmu řešení rovnic. Použitý algoritmus pro segregovaný postup řešení PIMPLE kombinuje algoritmy SIMPLE a PISO⁶, ve výsledku je tak uvnitř každého časového kroku provedeno stacionární řešení s možností podrelaxace^[23]. Tento přístup řešení nestacionárních úloh je velmi robustní a umožňuje rovněž efektivnější řízení konvergence úlohy. Pomocí počtu vnějších smyček *nOuterCorrectors* je stanoven limitní počet stacionárních kroků (SIMPLE smyček) uvnitř kroku časového, algoritmus však stacionární řešení opustí již při dosažení nastavených kritérií konvergence. Pokud by byla definice vnějších smyček vynechána, PIMPLE provede smyčku pouze jednu a splývá tak s algoritmem PISO. Za dostatečně přesné bylo v rámci časového kroku považováno řešení s maximální hodnotou reziduálů $5 \cdot 10^{-6}$ shodnou pro všechna pole. Nejrychlejší konvergence bylo dosaženo při relaxaci rychlosti faktorem 0,7, ostatní pole přitom nevyžadovaly relaxaci žádnou. V průměru byly řešeny 4 stacionární smyčky na každý časový krok.

⁴ Též uváděno jako Courant-Friedrichs-Lewyho podmínka.

⁵ Především počet vnějších smyček algoritmu PIMPLE, který bude popsán v dalších odstavcích.

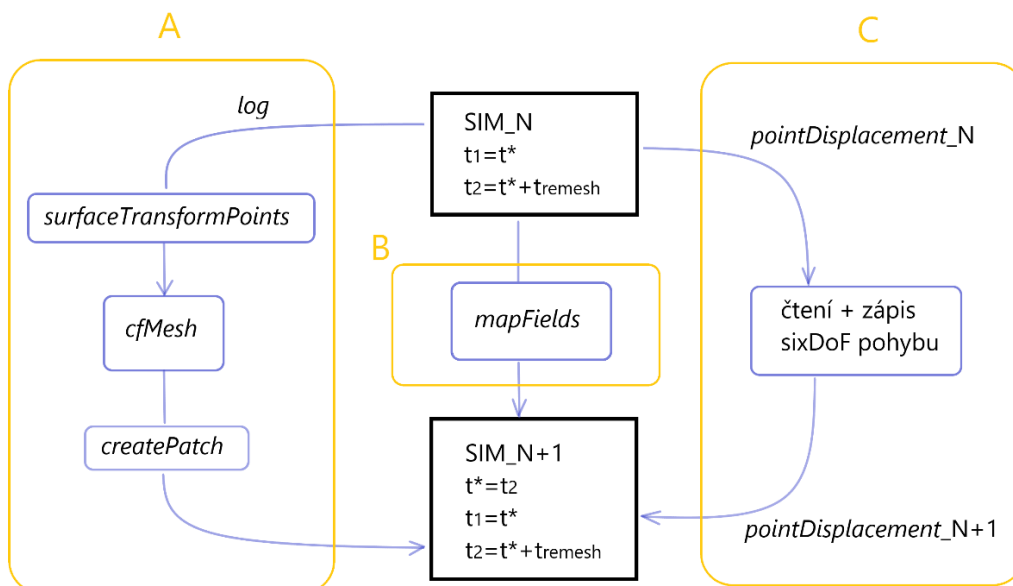
⁶ Jejich detailní popis lze nalézt v literatuře [11, 11, 23].

3.5 Algoritmus řešení úlohy

V předchozí části práce (3.2) byly popsány důvody volby konkrétní metody dynamické sítě. Vzhledem k limitům deformace buněk je v určitých intervalech nutné přenést výsledky simulace na novou síť vytvořenou v externím automatickém generátoru sítí. Tvorbě sítě předchází úprava vstupní geometrie (natočení listů), dále je potřeba pro vygenerovanou síť definovat typy hranic domény, namapovat pole proměnných či přenést pohybový stav listů chlopně do počátečních podmínek nového pole `pointDisplacement`. Pro paralelní úlohu přibývá nutnost dekompozice či rekonstrukce domény a polí proměnných. K většině úkonů slouží jednotlivé utility dostupné v knihovně *FOAM-extend*, jiné operace však samostatnou interpretaci v programovém vybavení knihovny nemají. Pro svou složitost navíc nemůže být takový postup efektivně aplikován manuálně a vyžaduje proto použití algoritmu, který bude jednotlivé sekvence příkazů kombinovat ve vhodných smyčkách.

Za tímto účelem byl v rámci práce vytvořen program operující nad solverem a ostatními utilitami. Využívá příkazový interpret *Bash* a další standardní linuxové nástroje, které zde slouží k načtení potřebných hodnot z logů simulace nebo k zápisu do slovníků nastavení. Možnostem manipulace s výsledky výrazně pomáhá, že knihovna *FOAM-extend* umožňuje ukládat veškerá data simulace ve formátu ASCII⁷.

Tím, že je solver spouštěn opakovaně, dochází k rozdělení simulace na mnoho úseků. Pro zpracování výsledků to však nepřináší citelný problém, neboť hodnoty polí pro jednotlivé časy jsou ukládány v časových složkách uvnitř adresáře simulace. Jediný dopad lze vidět v rozdělení výpisů sil, pohybového stavu listů či průběhu simulace. K jejich sjednocení však postačí jednoduchý skript. Pro lepší přehlednost a manipulaci s jednotlivými úseky simulace během testování programu bylo rozdělení ponecháno na úrovni adresářů úlohy, pro každý úsek je tak podle šablony vytvořena složka zvlášť a po dokončení poslední části úlohy je spuštěn skript pro rekonstrukci úseků do jediného adresáře výsledků.



Obrázek 13: Zjednodušené schéma přenosu výsledků mezi simulacemi.
Méně podstatné kroky či operace spojené s paralelizací úlohy jsou vynechány.

⁷ V binární formě by například bylo obtížné získat pohybový stav listů z pole `pointDisplacement`.

V první části (A) je po rekonstrukci polí načten log SDOF solveru a vybrány hodnoty natočení listů z posledního kroku předchozí simulace (úseku N). Úhly jsou převedeny na stupně a použity jako parametry utility *surfaceTransformPoints*, která přepočítá polohu bodů STL geometrie pro každý list zvlášť. Nové soubory geometrie listů a soubor ostatních částí geometrie jsou sloučeny a slouží jako definice domény pro generátor *cfMesh*. Všechny hranice nově vygenerované sítě jsou však pouze typu *patch*, proto je po nakopírování sítě do složky nového úseku simulace volána utilita *createPatch*, která přepíše definici hranic sítě podle nastavené šablony.

Po dokončení přípravy nové sítě přichází na řadu mapování polí proměnných z předchozí simulace utilitou *mapFields* (B). Přestože utilita podporuje paralelním režim, ze zatím neznámých důvodů se v této úloze nepodařilo výsledky bez rekonstrukce polí přenést. Metoda mapování je ponechána defaultní (*cellVolumeWeight*), hodnota proměnné v buňce nové sítě je tedy vypočtena podle váženého průměru hodnot v buňkách původní sítě, které se s ní překrývají. Váha původních hodnot je určena poměrem objemů překrytí buněk.

V poslední fázi (C) je načteno původní pole *pointDisplacement*, které nebylo přeneseno mapováním. Hodnoty posunutí uzlů staré sítě nemají pro nový úsek simulace význam, okrajové podmínky pole však popisují pohybový stav listů, který musí být přenesen do počátečních podmínek pole nového. Rovněž je proveden zápis některých nastavení úlohy do slovníku *controlDict*. Využity jsou pouze textové linuxové nástroje.

V závěru této kapitoly je nutné podotknout, že nejefektivnější způsob implementace uvedeného algoritmu by zahrnoval změnu kódu na úrovni solveru *pimpleDyMFoam*. Mohlo by tak být využito aktuálních hodnot proměnných v operační paměti, tvorba sítě i její dekompozice by byla volána externě a mapování polí následně provedeno v paralelním režimu. Přenos výsledků mezi sítěmi lze takto realizovat v rámci jediné simulace, bez nutnosti rekonstrukce polí a jejich opětovné dekompozice na nové síti. S výhodou by tak zůstaly celistvé i výpisy silových účinků, monitorů či jiných funkcí. Podobný úkol je však pro uživatele se základní znalostí programovacího jazyka c^{++} nesmírně náročný a vyžaduje rovněž hluboké porozumění programové struktuře knihovny *OpenFOAM* (resp. *FOAM-extend*).

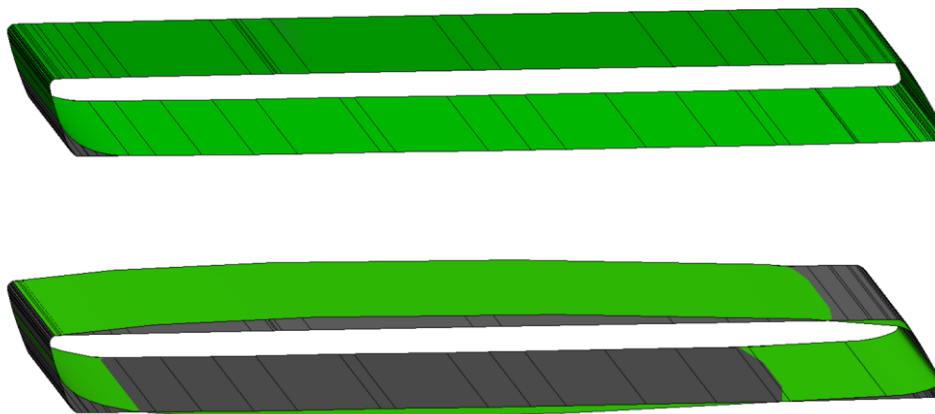
4. VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

První výsledky simulací posloužily pro nalezení míst vzniku hemodynamicky negativních jevů. Na základě vyhodnocení jejich příčin byly navrženy dvě tvarové modifikace geometrie, které mají za cíl snížit vznik tečných napětí v kapalině či optimalizovat poměr rychlostí v jednotlivých průtočných oblastech chlopně. Kladen je přitom důraz na zachování rovnoměrných rychlostních profilů v určité vzdálenosti za chlopní, jejichž změna by teoreticky mohla přivodit nevratné změny tkáně levé srdeční komory^[5]. Dále byl určen vliv tvarových modifikací na silové účinky kapaliny působící na listy.

4.1 Původní geometrie chlopní a její modifikace

Značně problematickým prvkem původní geometrie je vnitřní náběžná hrana listů (na *obr. 14* levá spodní hrana geometrie), která způsobuje odtržení proudu od stěn za vzniku vysokých hodnot tečných napětí. Nepatrným otevřením průtočného průřezu v oblasti náběžných hran listů a změnou zaoblení těchto hran proto může být dosaženo mnohem lepší stability proudu (geometrie *B*). Přítomnost ostré hrany spolu s rovnou částí dosedací plochy původní geometrie listu sice může napomáhat zavírání listů či těsnosti chlopně v zavřeném stavu, ověření těchto vlivů pomocí CFD je však velmi problematické a není v rámci této práce provedeno.

Z pohledu většího měřítko se tvoří za jedlotlivými listy během kritické fáze cyklu (okolo času $t=0,20s$) silné Kármánovy víry, které se dále šíří v proudu do značné vzdálenosti za chlopní. Při průtoku krve biologickou chlopní podobné víry nevznikají^[6] a lze usuzovat, že se obzvláště v oblasti srdeční komory jedná o potenciálně nebezpečný jev. Protože však víry v kapalině vznikají kvůli snížení napětí a rozdílů hustoty její energie, může být jejich výskyt částečně potlačen dosažením více rovnoměrného pole proudění okolo obtékaného tělesa. Za tímto účelem byla provedena další tvarová modifikace, která má zlepšit obtékání celého listu (geometrie *C*).

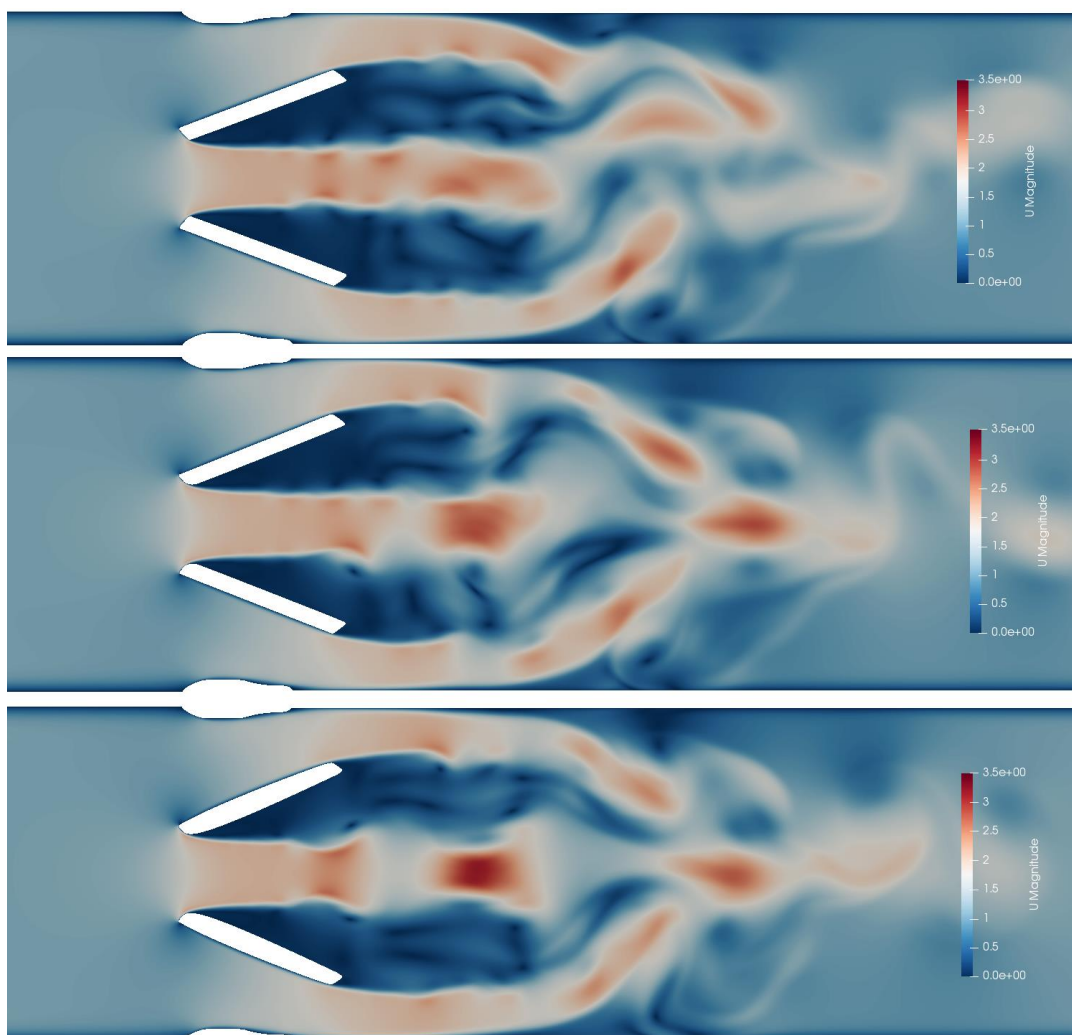


Obrázek 14: Porovnání tvarových změn (zeleně) s původní geometrií A (šedá barva).
Nahoře modifikace B, dole C.

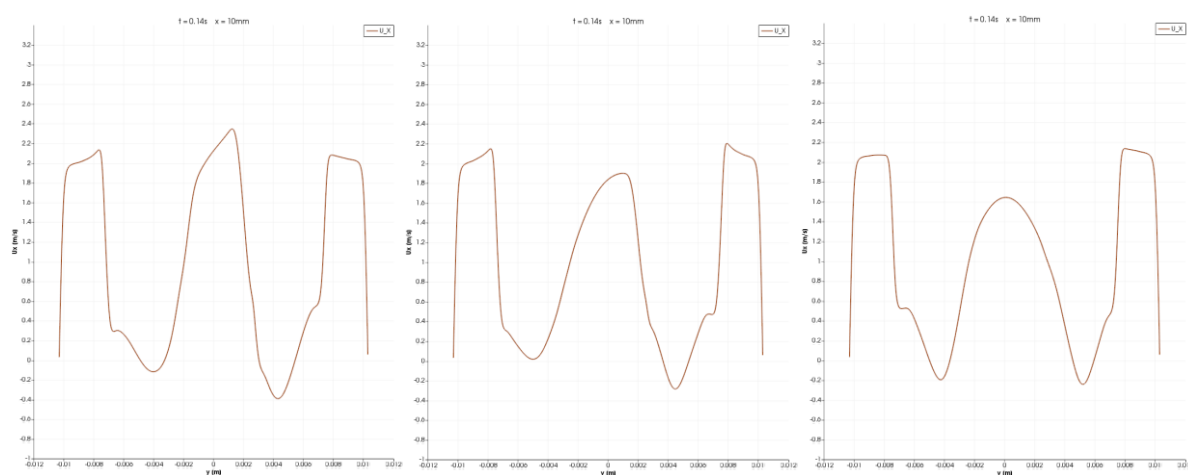
4.2 Porovnání geometrií z hlediska stability proudu

Kromě mechanických vlivů spojených se smykovým napětím patří k hemodynamicky nežádoucím jevům také kolize krevních elementů, které mohou vést ke vzniku formovaných komplexů či přímému poškození jejich membrány. Ke kolizím přitom může docházet častěji v oblastech se silným zavíráním. Podobně nebezpečné jsou oblasti stagnace proudu či recirkulace, ve kterých mají elementy (především trombocyty) snahu tvořit shluky. Pokud se stagnace vyskytují u stěn cizorodých materiálů, mohou být navíc vzniklé shluky vystaveny vyšší koncentraci biologických částic usazených na stěnách a snadněji tak dojde k jejich aktivaci.

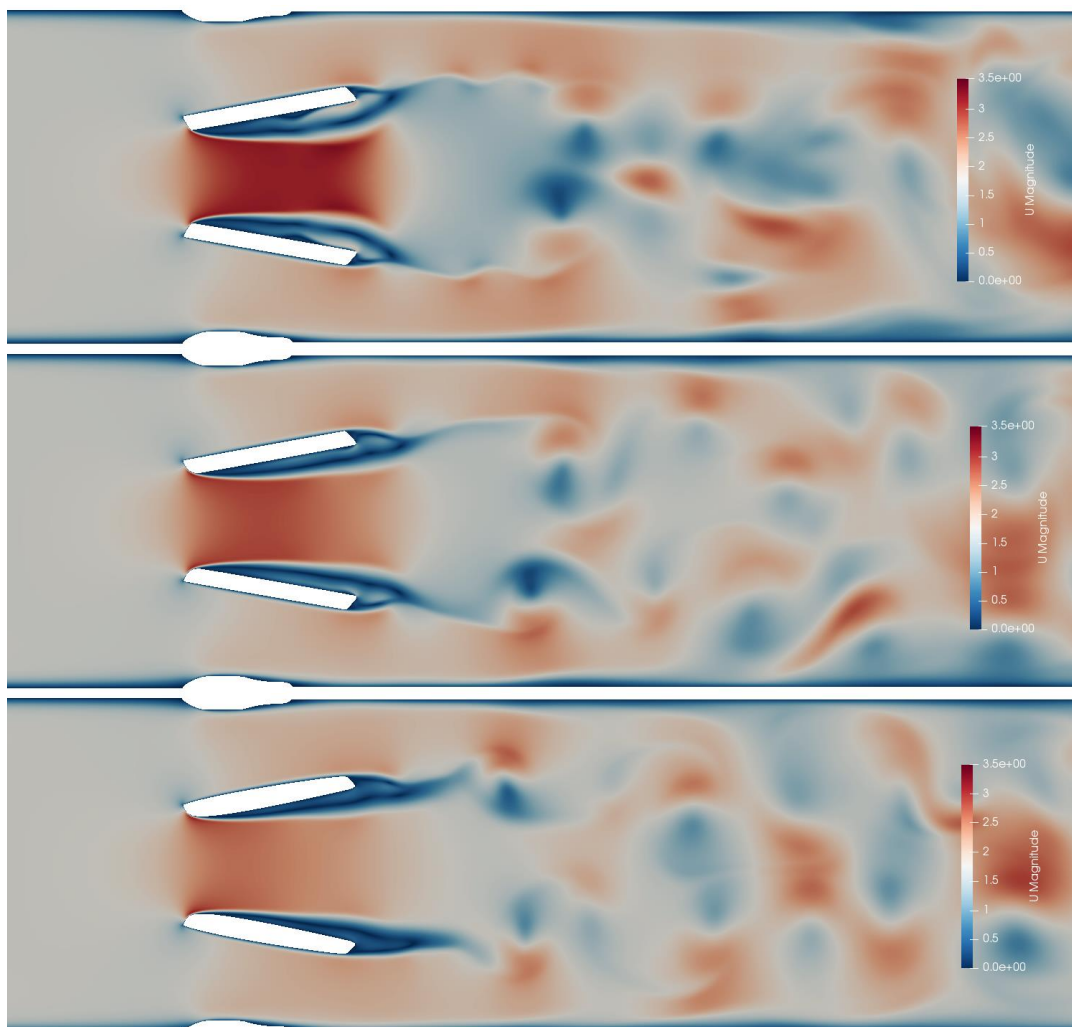
Pro účely srovnání proudění jednotlivými geometriemi byly s ohledem na průběh velikosti okamžitého průtoku chlopní i výsledky simulací zvoleny čtyři časové okamžiky $t=0,14s$, $t=0,17s$, $t=0,2s$ a $t=0,23s$. V prvním z nich se listy stále ještě pohybují úhlovou rychlostí okolo $14\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$, ostatní časy již zachycují proudění plně otevřenou chlopní. Pro všechny obrázky stejného typu je z důvodu lepší přehlednosti výsledků nastaven totožný rozsah rychlostí a předveden je pouze výřez geometrie v oblasti chlopně. Řez pro zobrazení rychlostních profilů byl veden ve vzdálenosti 10mm od středu prstencového rámu chlopně.



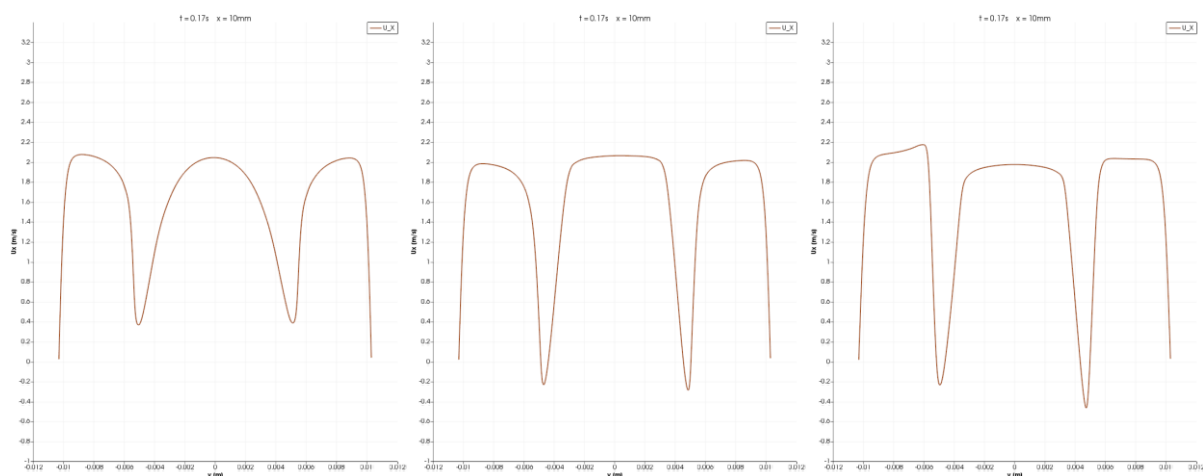
Obrázek 15: Pole velikosti rychlostí pro časový okamžik $t=0,14s$. Shora: geometrie A, B, C



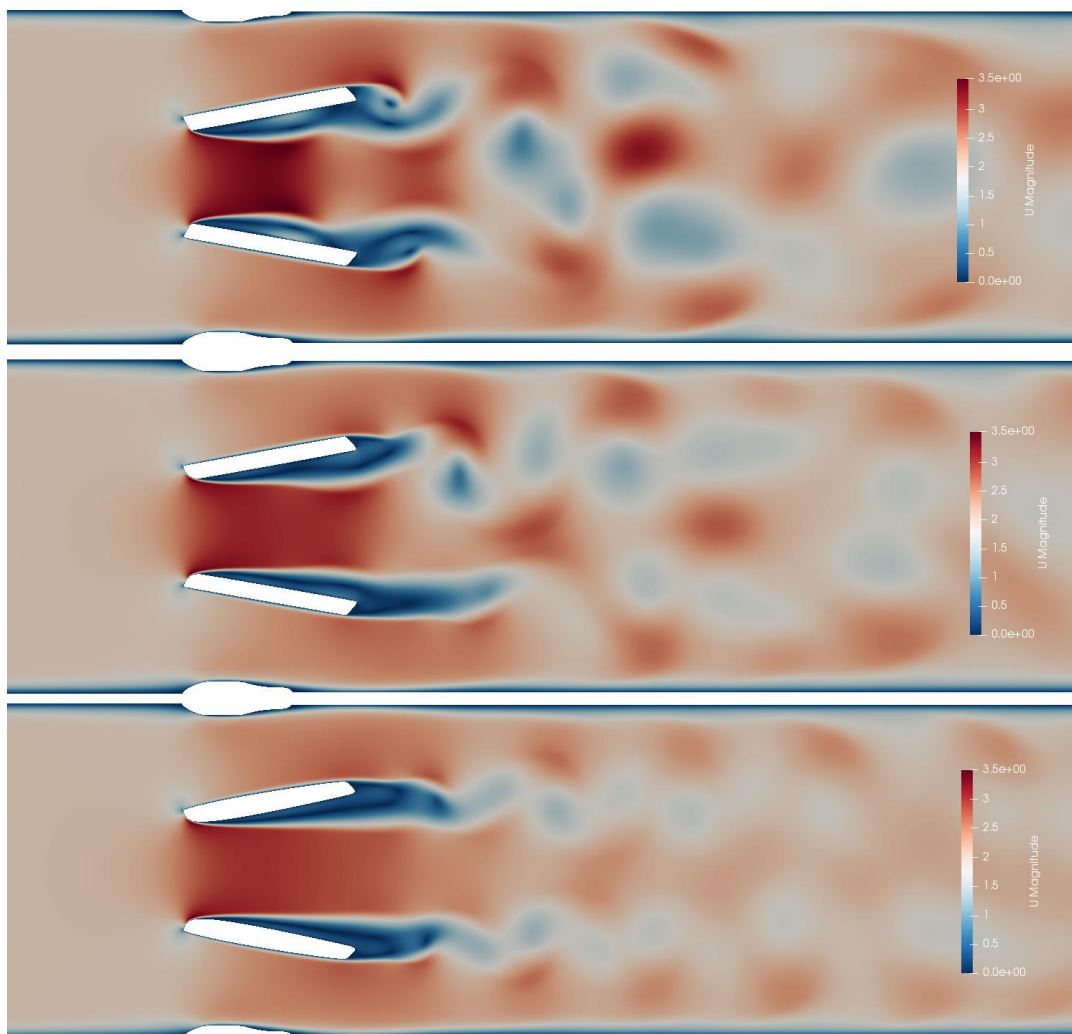
Obrázek 16: Rychlostní profily rychlostí ve směru x , čas $t=0,14s$, řez $x=10mm$
Zleva: geometrie A, B, C



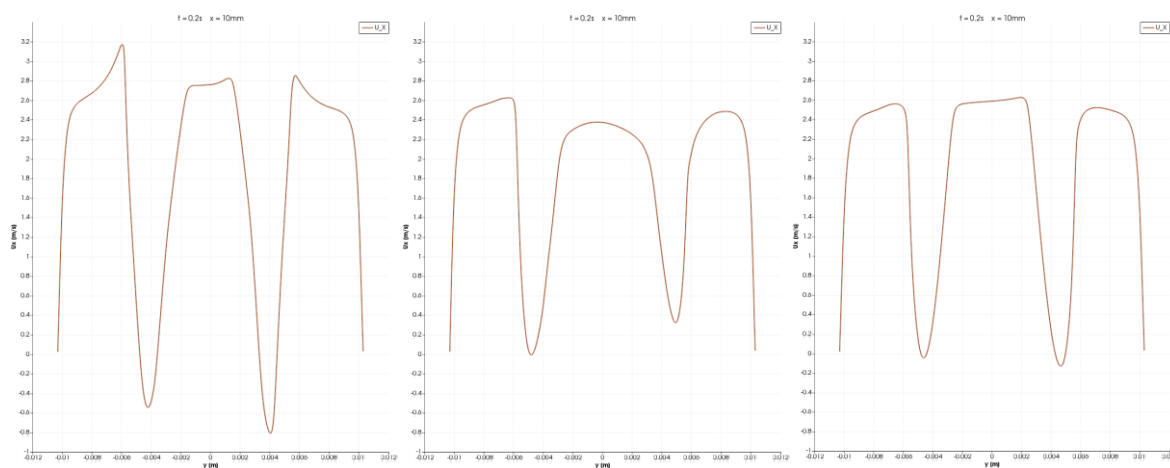
Obrázek 17: Pole velikosti rychlostí pro časový okamžik $t=0,17s$. Shora: geometrie A, B, C



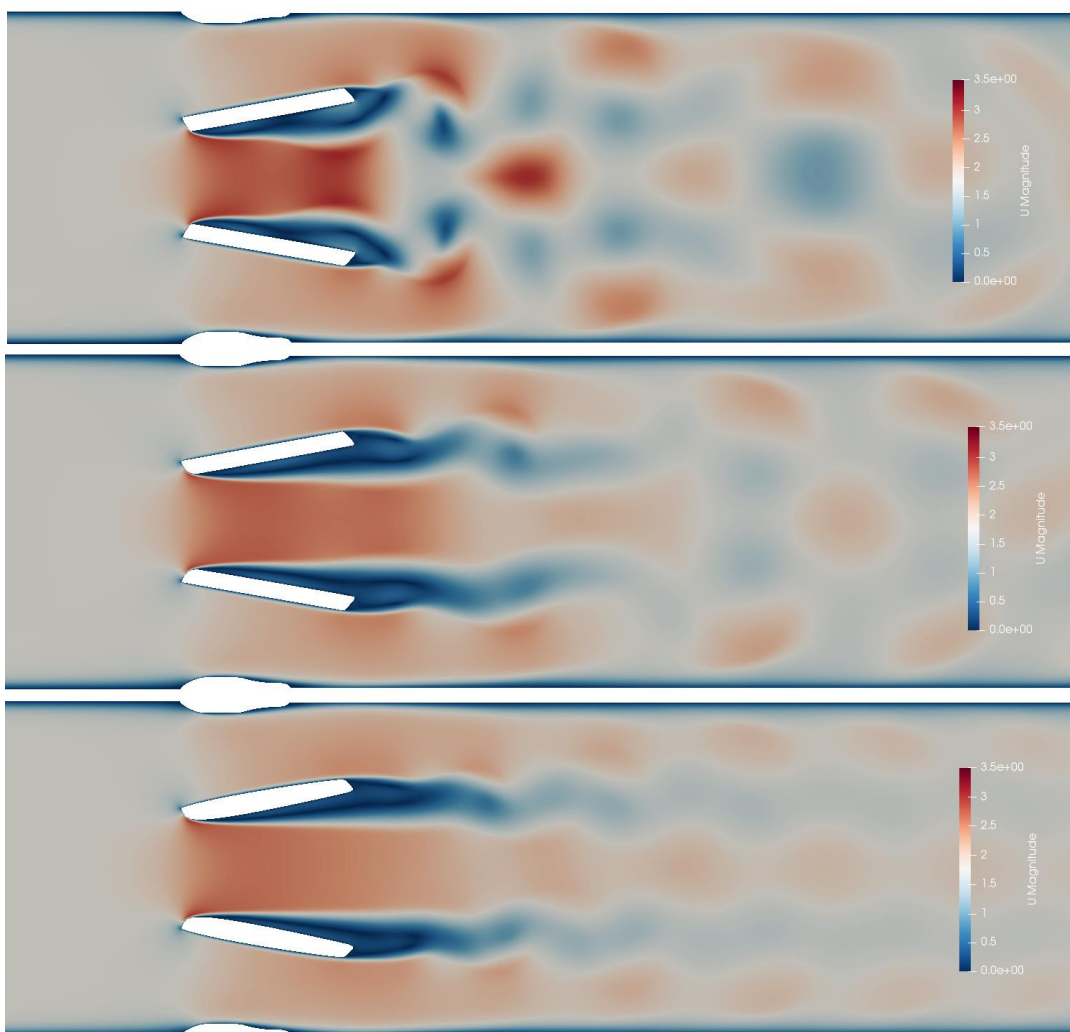
Obrázek 18: Rychlostní profily rychlostí ve směru x , čas $t=0,17s$, řez $x=10mm$
Zleva: geometrie A, B, C



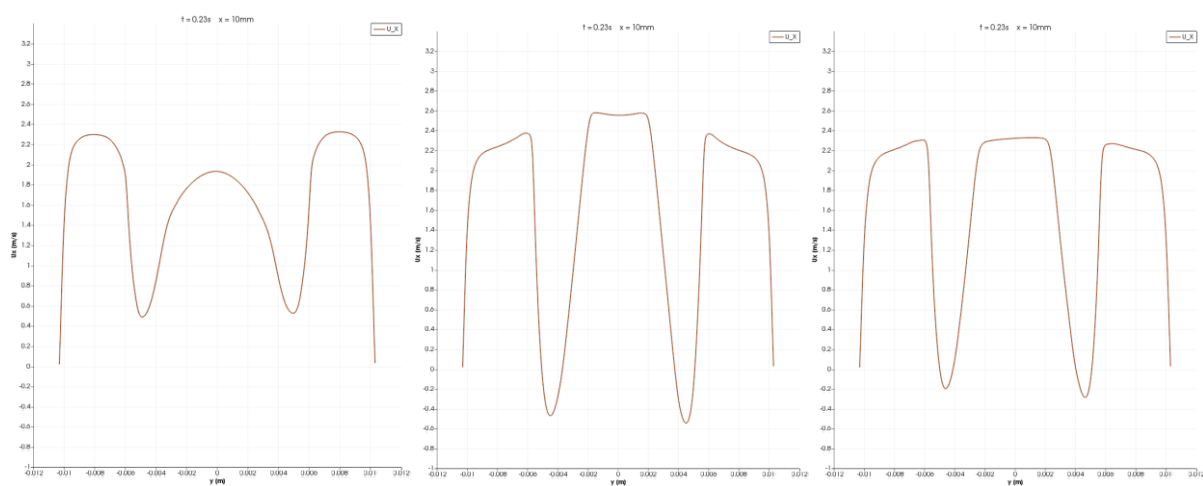
Obrázek 19: Pole velikosti rychlostí pro časový okamžik $t=0,2s$. Shora: geometrie A, B, C



Obrázek 20: Rychlostní profily rychlostí ve směru x , čas $t=0,2s$, řez $x=10mm$
Zleva: geometrie A, B, C



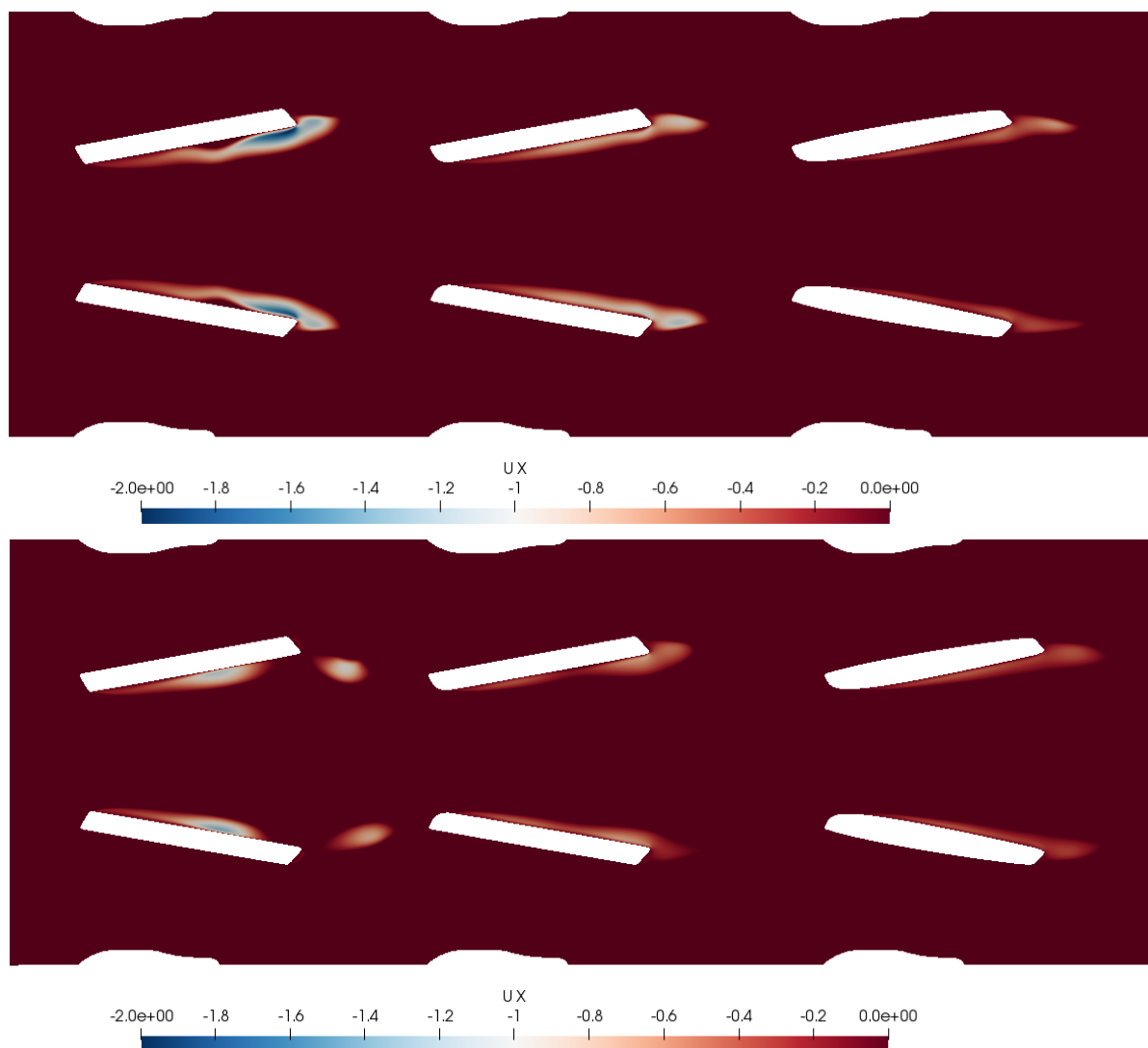
Obrázek XYZ: Pole velikosti rychlostí pro časový okamžik $t=0,23s$. Shora: geometrie A, B, C



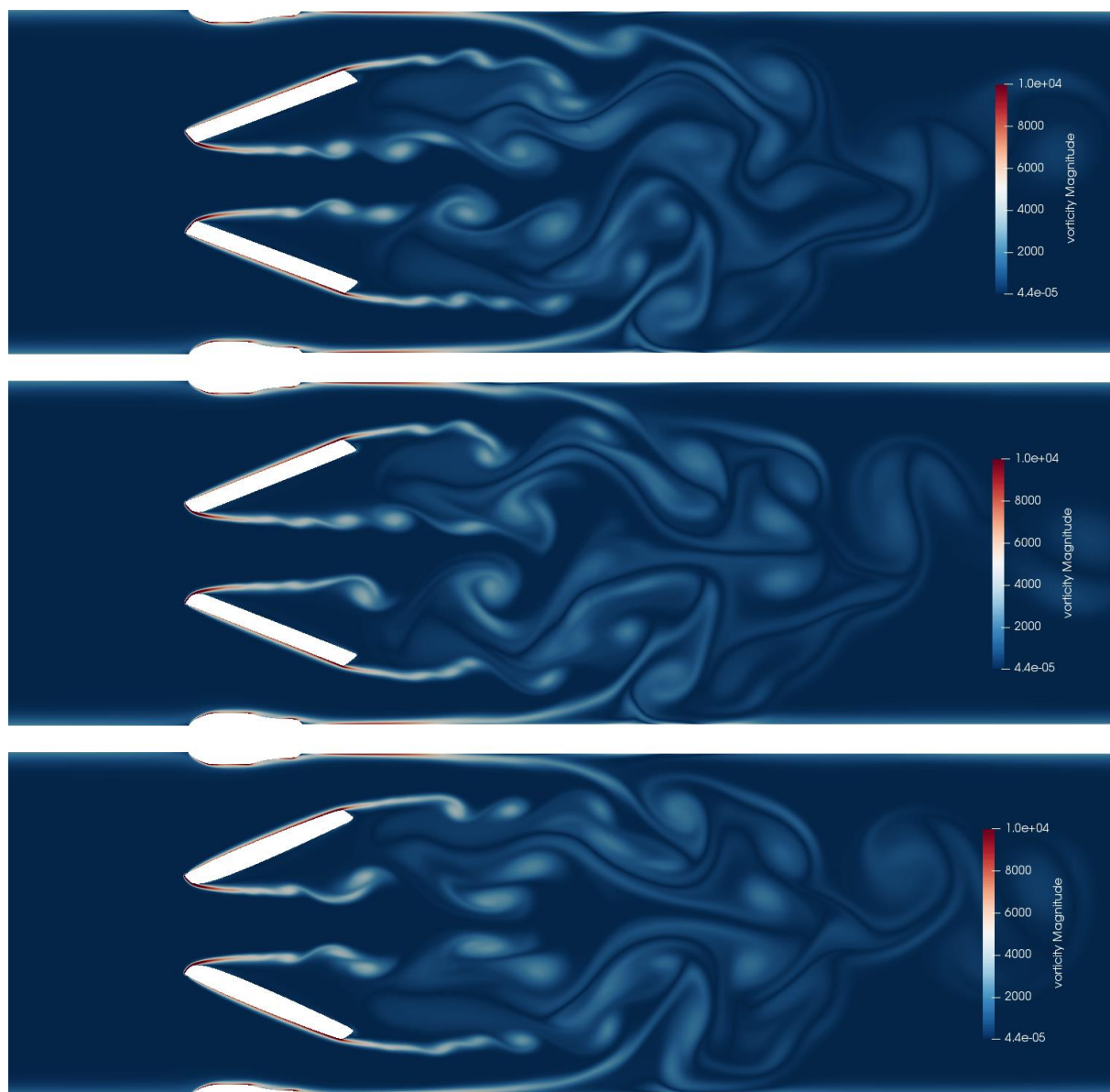
Obrázek 20: Rychlostní profily rychlostí ve směru x , čas $t=0,2s$, řez $x=10mm$
Zleva: geometrie A, B, C

V počáteční fázi simulace se u geometrií A i B projevuje větší poloměr zaoblení náběžné hrany. Proud se od špiček listů odtrhává s nižší frekvencí a vznikají tak nestabilní struktury větších měřítek, které mají zároveň větší energii. Vznik nestabilit může být rovněž ovlivněn pohybem listů. V dalších fázích simulace se však tento stav obrací a vhodnější tvar takto tvořeného konfuzoru má za následek snížení rychlostí na vstupu do střední oblasti proudění.

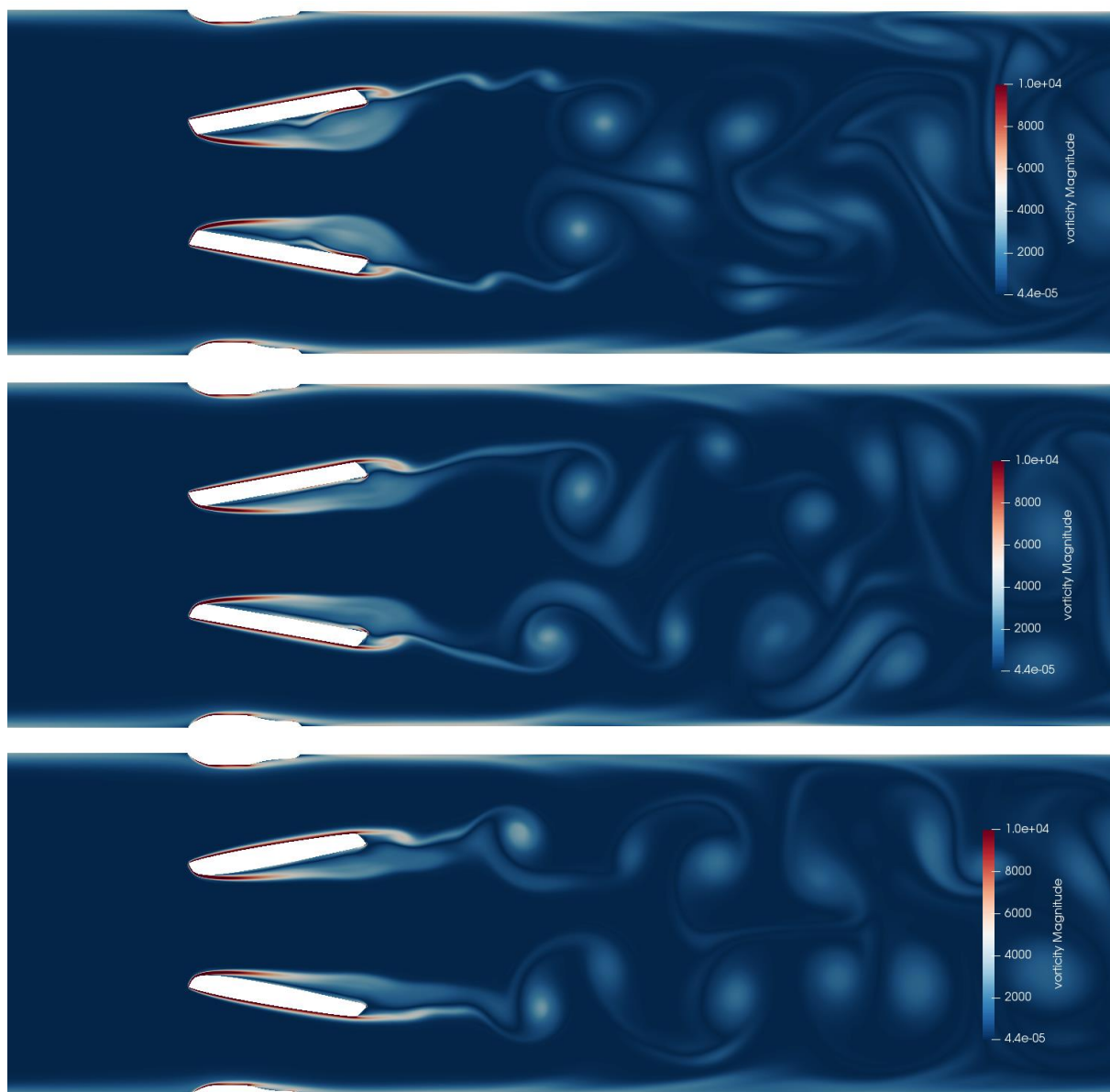
U původní geometrie dosahuje proud kapaliny ve střední části chlopně podstatně vyšších rychlostí než v ostatních oblastech proudění. To způsobuje výrazné odtrhávání mezní vrstvy od vnitřní strany listů, které zde tvoří tvar difusoru. Za vnější odtokovou hranou listu pak dochází rovněž k odtržení proudu a vzniká tak poměrně rozsáhlá nestabilní oblast, která se vyznačuje nízkými rychlostmi a zároveň výskytem záporných rychlostí ve směru x (především v čase $t=0,17s$). Bylo popsáno, že jakákoli stagnace či recirkulace proudu je z hlediska hemodynamiky nebezpečná. Nejlépe se výskyt těchto oblastí podařilo omezit u geometrie C, kde bylo remodelací náběžné hrany i vnitřní plochy listu dosaženo snížení rychlosti ve středním kanálu a zároveň rovnoměrnějšího rozložení hustoty energie v proudu.



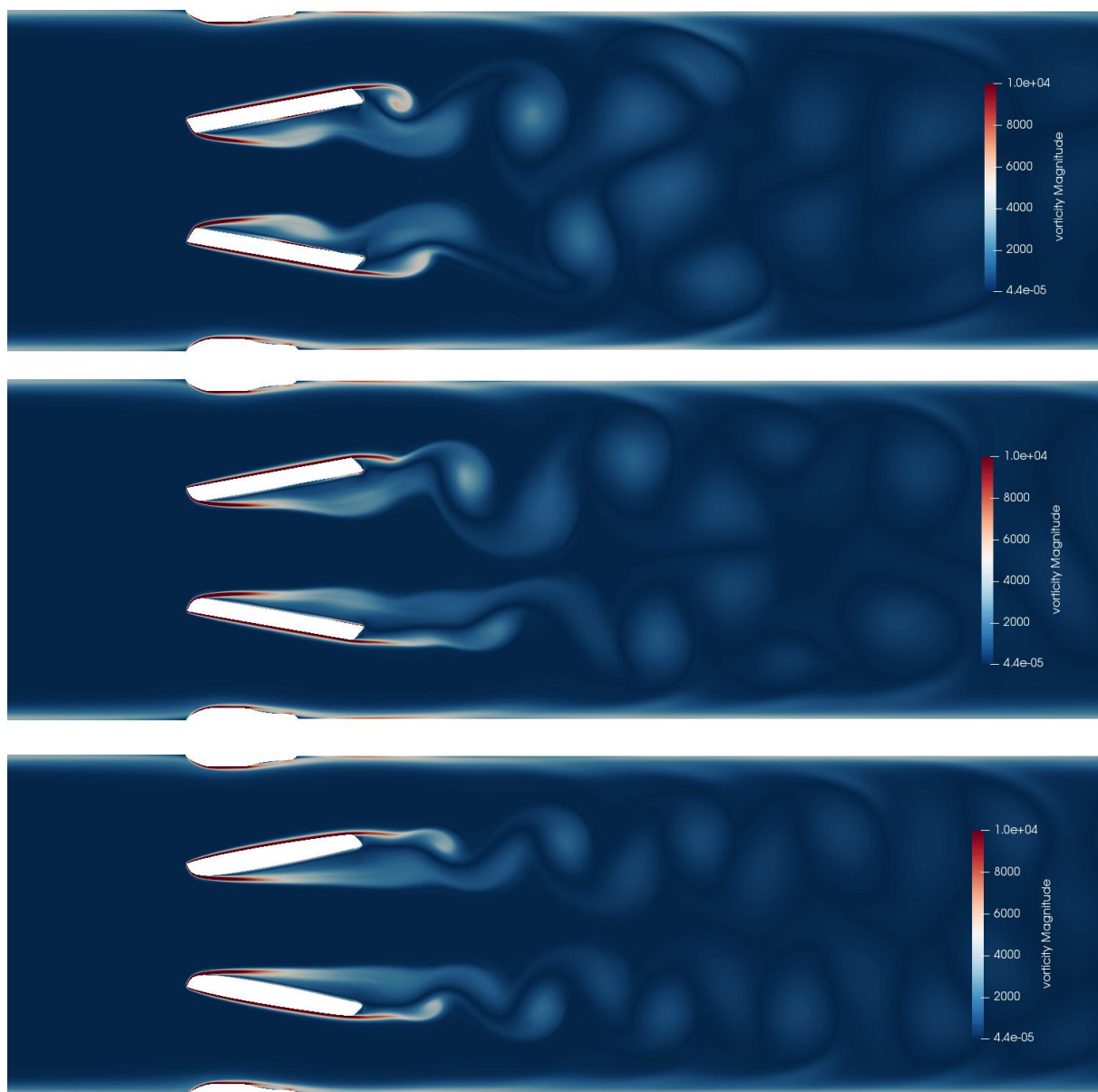
Obrázek 21: Záporné rychlosti ve směru x , nahoře čas $t=0,17s$, dole $t=0,2s$
Zleva: geometrie A, B, C



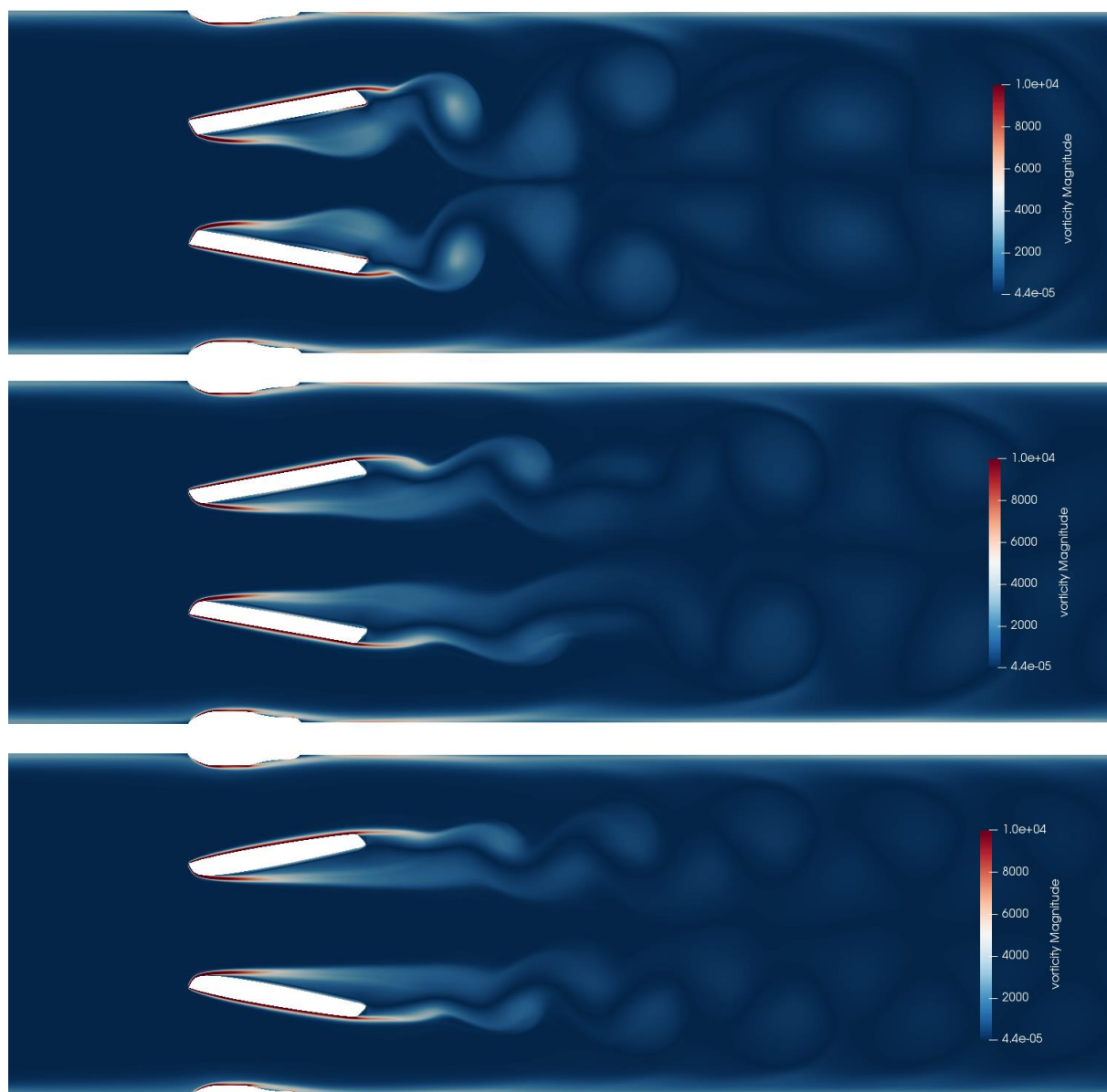
Obrázek XYZ: Pole vířivosti pro časový okamžik $t=0.14s$. Shora: geometrie A, B, C



Obrázek XYZ: Pole vířivosti pro časový okamžik $t=0, 17s$. Shora: geometrie A, B, C



Obrázek XYZ: Pole vířivosti pro časový okamžik $t=0,20s$. Shora: geometrie A, B, C



Obrázek XYZ: Pole vířivosti pro časový okamžik $t=0,23s$. Shora: geometrie A, B, C

4.3 Vyhodnocení maximálních tečných napětí

K mechanickému poškození membrány krevních elementů dochází při dosažení určitého tečného napětí (problematice citlivosti krevních elementů na zatížení se blíže věnuje podkapitola 2.2). Nejvyšší hodnoty tečných napětí se nachází v místech, kde dochází k odtržení proudu od stěny. Zde jsou také nejvyšší gradienty rychlosti a pro newtonský model kapaliny platí vztah ^[19]

$$\tau_{i(wall)} = \mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial y_j} \right)_{y=0} \quad (13)$$

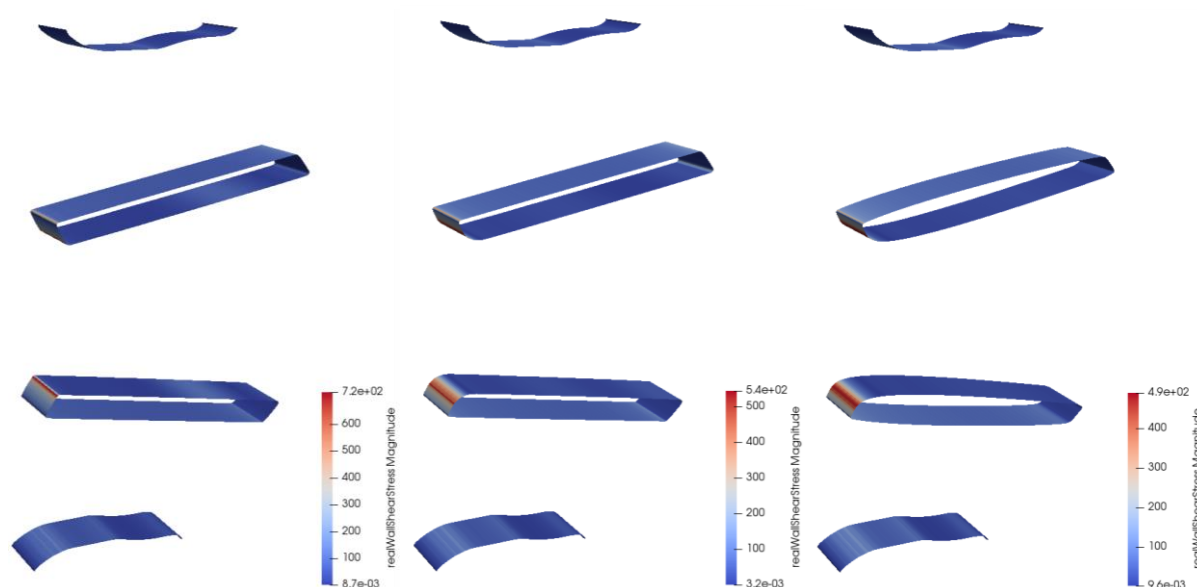
kde y je vzdálenost od stěny ve směru normály j . Při použití RANS modelů je tečné napětí kapaliny dále navýšeno o turbulentní napětí, předpis tak získává nový tvar ^[19]

$$\tau_{i(wall,T)} = \mu \cdot \left(\frac{\partial \bar{v}_i}{\partial y_j} \right)_{y=0} - \rho \overline{v'_i v'_j} \quad (14)$$

který lze pomocí Bousinessquovy hypotézy dále upravit:

$$\tau_{i(wall,T)} = (\mu + \mu_t) \cdot \left(\frac{\partial \bar{v}_i}{\partial y_j} \right)_{y=0} \quad (15)$$

Ovlivnění hodnot smykového napětí na stěnách časovým středováním rychlostí je tak kompenzováno navýšením dynamické viskozity o turbulentní viskozitu μ_t . Zůstává bohužel otázkou, do jaké míry tato kompenzace odpovídá realitě, neboť při použití doporučených okrajových podmínek specifické disipace a turbulentní kinetické energie nemůže turbulentní viskozita nabývat řádově významných hodnot (oproti dynamické viskozitě je téměř o čtyři řády nižší). Kvůli posouzení vlivu turbulentního modelu a okrajových podmínek byla na stejné jemné síti provedena simulace bez modelu turbulencí (tedy v laminárním režimu), při které bylo zjištěno maximální smykové napětí na stěnách pro geometrii A o hodnotě 790Pa (oproti 720Pa pro RANS model). Přestože velikost buněk sítě v oblasti proudu odpovídá zhruba čtyřnásobku Kolmogorova měřítka a není tak dodržena základní podmínka DNS modelování turbulencí, v literatuře ^[1] byl podobný postup aplikován na znatelně hrubší síti a vyústil přitom v dobrou shodu s experimentálními výsledky. Bez vlastního experimentálního ověření skutečných hodnot však lze pouze konstatovat, že obě zmíněné hodnoty jsou zatíženy určitými nedostatky odpovídajícího modelu a jejich srovnáním tak vynikly pouze limity přesnosti výsledků smykového napětí na stěnách zjištěné v této práci.

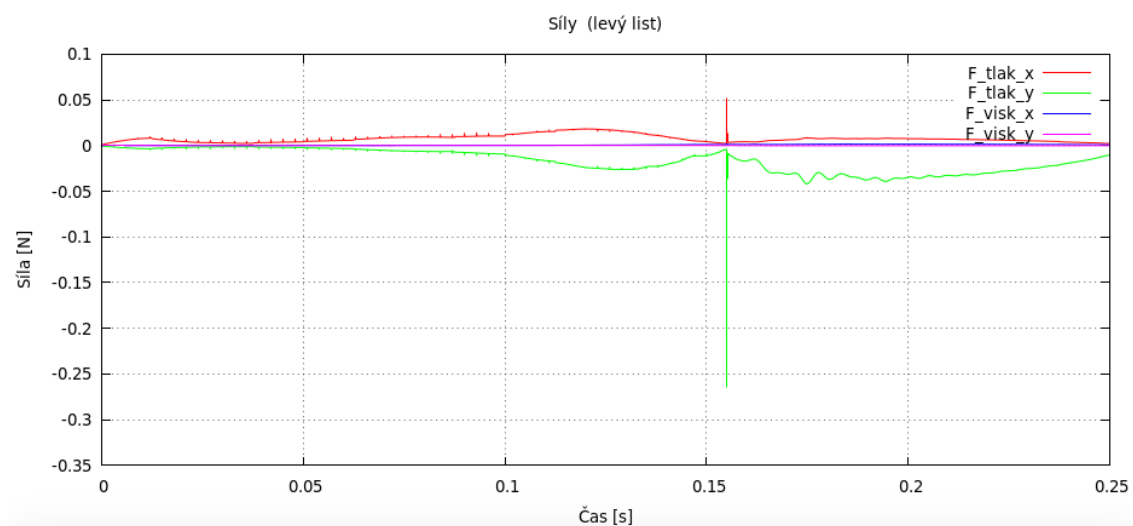
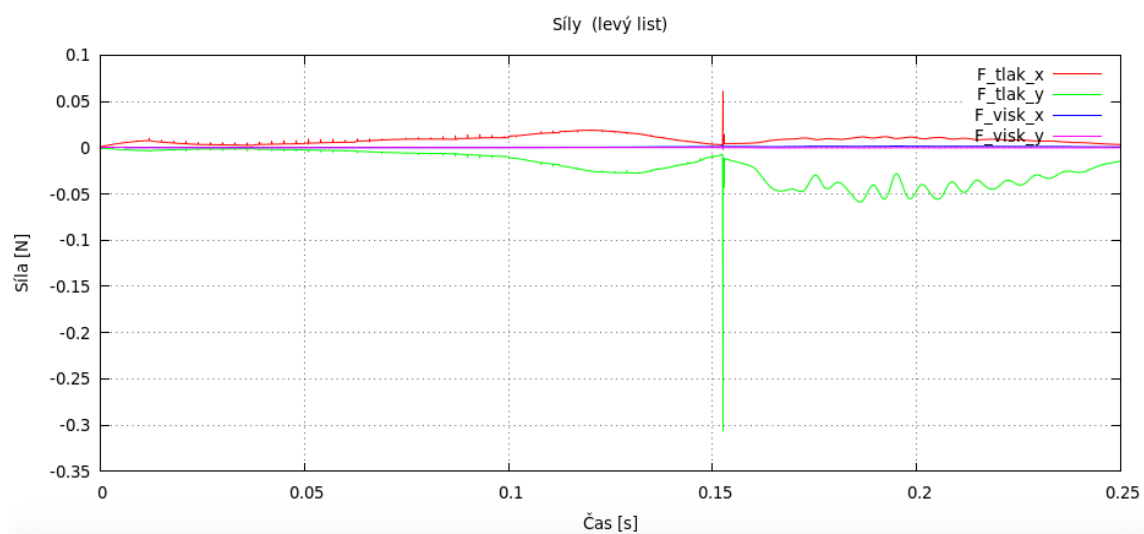
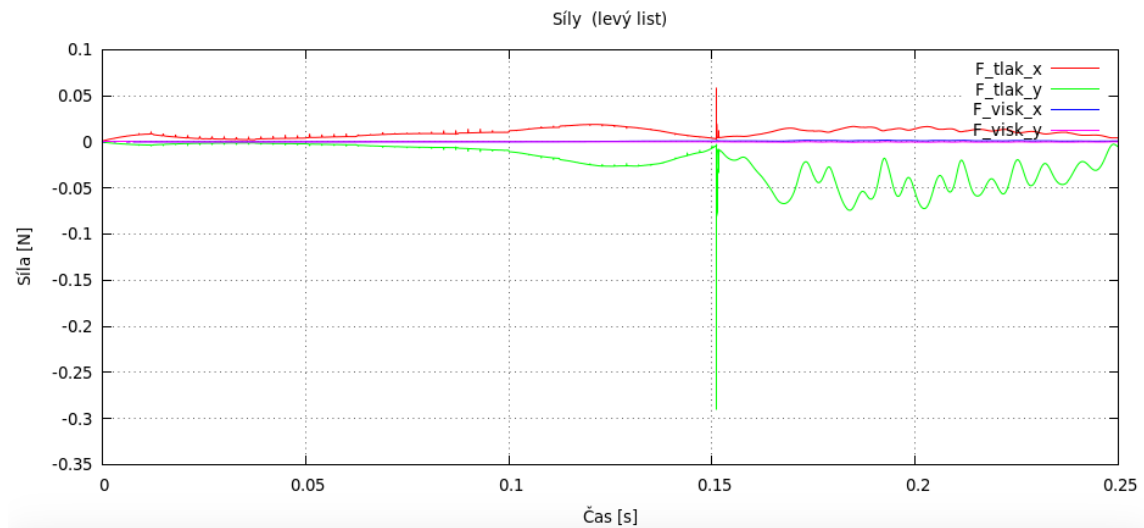


Obrázek XYZ: Maximální smyková napětí na stěnách listů (zleva: A, B, C) v čase $t=20s$.

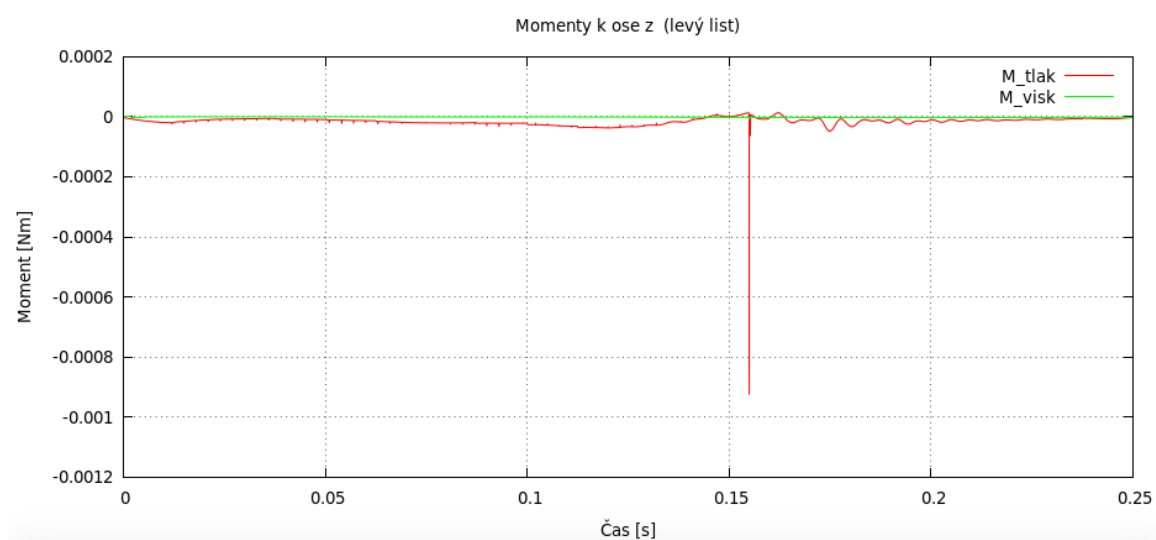
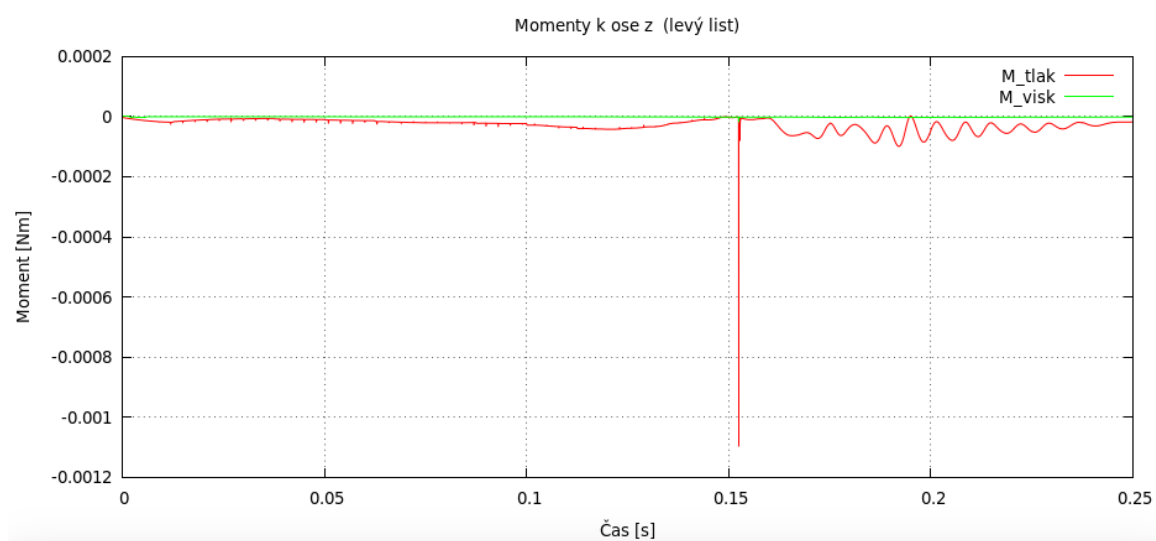
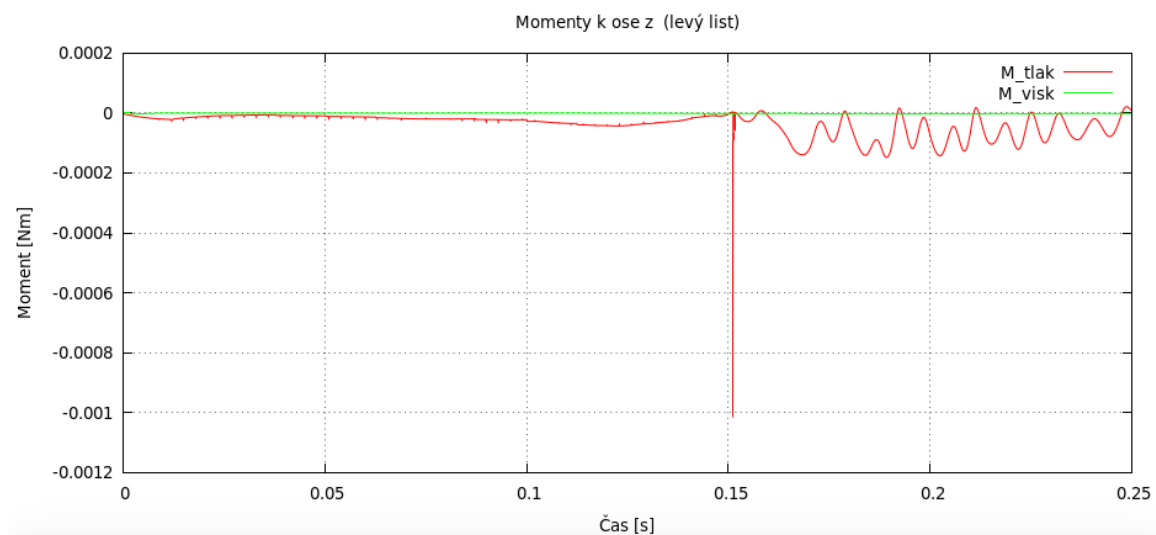
Nejlépe tak ze srovnání výsledků opět vychází geometrie C, kde se tvarovou změnou náběžné hrany i vnitřní stěny listu podařilo dosáhnout nižších rychlostí ve střední části chlopně. Zaoblení hrany rovněž tvoří lepší tvar konfuzorového kanálu, tento výsledek je však vykoupěn snížením délky těsnicí plochy na polovinu původní délky. Tečná napětí tak dosahují maximální hodnoty 490Pa, což je oproti původní geometrii zlepšení o více než 30%.

4.4 Vliv tvarových změn na silové působení

Aby bylo možné vyhodnotit vliv čistě tvarové modifikace na silové účinky od kapaliny bez zanesení ostatních vlivů do dynamického modelu, byly uvažovány stejné momenty setrvačnosti listů pro všechny geometrie. Oproti prvotním předpokladům nebyl vliv tvarových změn na průběh otevírání listů či působící síly nijak výrazný, jediný znatelný rozdíl lze spatřit v prodloužení doby otevírání listů. Tento jev je zřejmě způsoben rychlejším rozšířením průtočného průřezu ve střední části chlopně v důsledku tvarových úprav náběžných hran. V počáteční fázi otevírání listu tak střední částí proteče větší část krve při vyšších rychlostech a způsobí přitom tlakový pokles i smyková napětí na špičce listu. Oba tyto účinky pak působí momentem proti směru pohybu chlopně. Okamžik zastavení pohybu levého listu odpovídá silovým či momentovým špičkám v následujících grafech kolem času $t=0,15s$; odezva na zastavení pravého listu je pak špatně zřetelná druhá, menší špička velmi krátce poté.



Graf 2: Vykreslení průběhů sil působících od kapaliny na levý list chlopně.
Shora: geometrie A, B, C



Graf 3: Vykreslení průběhů momentů v ose z na levý list chlopně.
Shora: geometrie A, B, C

Zajímavější výsledky poskytuje fáze plného otevření listů, kdy je zlepšení stability proudu viditelné i na poklesu střední velikosti i amplitudy výkyvů působícího momentu od tlakových sil. Rovněž byly potlačeny vrcholy, které by zřejmě způsobily občasné zakmitání listů v závěsech. To však v rámci zde publikovaného modelu není možné zohlednit, neboť by bylo potřeba vytvořit unikátní okrajovou podmínku natočení listů či přídavných silových působení na list při dosažení jeho maximálního konstrukčního úhlu. Z časových důvodů však k realizaci takové podmínky nedošlo. Výsledky pro pravý list zde nejsou zobrazeny, neboť neobsahují žádnou novou informaci.

Při přesítování v průběhu rotace listů jsou z důvodu mapování polí viditelné drobné poruchy. Bylo ověřeno, že dalším snižováním časového kroku se velikost ani průběh těchto odchylek dále nemění, pozitivní vliv na velikost chyby mapování polí má naopak v souladu s očekáváním zjemnění výpočtové sítě. Při dvojnásobně husté síti bylo ověřeno jen několik kroků mapování, hodnoty silových i momentových špiček se však částečně snížily a průběhy silových účinků se velmi rychle znovu přimkly na původní hladkou křivku. Z hlediska přesnosti metody se však stále jedná o negativní jev.

5. DISKUSE

Dvourozměrné řešení úlohy přináší značné ovlivnění výsledků. Ve skutečném proudění by mohly vznikat trojrozměrné vírové struktury, které jsou při takto vynucené symetrii úlohy potlačeny. Výsledky simulací nicméně vypovídají o úspěšné optimalizaci geometrie s ohledem na stabilitu proudu během kritické fáze cyklu. Naopak k určitému zhoršení stability došlo při nízkých průtocích (tedy mimo kritickou fázi), kde by však z hlediska hemodynamiky tento dopad neměl být podstatný. Redukován byl výskyt vysokých hodnot vířivosti v oblastech za odtržením proudu, což zde vede ke snížení smykových napětí. Schopnost trombocytů snášet smyková napětí je řádově nižší, než u erytrocytů^[7, 14], z toho důvodu může být hemodynamicky významné i snížení vířivosti také v proudu za chlopni. Díky omezení stagnace proudu či zpětného proudění v blízkosti stěn je u geometrie C pravděpodobně významně sníženo riziko aktivace trombocytů. Z posouzení negativních vlivů vztažených na celkový objem přečerpané krve se tak jeví nejvhodnější právě tvarová modifikace C.

K nedostatkům výpočtového modelu se řadí také vlivy způsobené modelem turbulence. Ukazuje se, že i tzv. *low-Reynolds* RANS modely mohou mít teoreticky negativní dopad na kvalitu vyhodnocení některých hemodynamicky významných výsledků, jako jsou maximální hodnoty smykového napětí na stěnách. Také z těchto důvodů by bylo vhodné podložit vyhodnocená data experimentálním měřením. Pokud by výsledky simulací s RANS modely dostatečně odpovídaly naměřeným hodnotám, nabízí se pro tuto úlohu jako případná alternativa hybridní model *k- ω SST SAS*, který podobně jako LES přístup umožňuje řešení vírových struktur v nestabilních oblastech pomocí rozlišení sítě^[21]. Jeho výsledky by tak pravděpodobně lépe vystihovaly skutečnou povahu vírů v proudění. Z neznámých důvodů však není tento model v knihovně *FOAM-extend 4.0* obsažen v definici RANS modelů (jak je tomu v případě ostatních forků *OpenFOAM*), místo toho je zahrnut mezi modely typu LES. Takového zjištění bylo nicméně dosaženo příliš pozdě, než aby bylo možné jej v této práci využít.

Omezení maximálního úhlu rozevření listů bylo prozatím v simulaci provedeno manuálně přepnutím nastavení okrajových podmínek. Pravděpodobně by bylo možné využít za tímto účelem definici podmínky typu *codeStream* uvnitř nastavení okrajových podmínek *sixDoF* solveru a dosáhnout tak nastavení axiální pružiny, která se aktivuje při dosažení požadovaného úhlu. V této práci však nebyla tato myšlenka z časových důvodů realizována. V pohybovém modelu dále není uvažováno tíhové zrychlení, které bude mít nepochybně jistý vliv na dynamiku listů. Homogenní tíhové pole lze předepsat v okrajových podmínkách pole *sixDoF* solveru, pro jednoznačnější vyhodnocení vlivu tvarové modifikace však nebylo v práci uvažováno. Samotná orientace tíhového pole vůči chlopni navíc není pro pohyblivého pacienta neměnná, další vlivy pak souvisí například s pohybem srdce.

6. ZÁVĚR

V úvodní části práce je vypracována rešerše na problematiku umělých chlopní a negativní jevy spojené s ovlivněním fyziologického proudění. Uveden je také rozbor používaných přístupů k modelování proudění chlopněmi za pomoci CFD, jehož závěry jsou využity při tvorbě vlastní metody CFD řešení úlohy proudění s dynamickou sítí. Tato metoda kombinuje open-source knihovnu *FOAM-extend*⁸ a automatický generátor sítí *cfMesh*, kdy díky rozšířenému algoritmu úlohy umožňuje použití dvourozměrných i trojrozměrných dominantně hexahedrálních sítí a může tak nahradit původní adaptivní síť využívající převážně prvky tetrahedrální. Jako programové zázemí v této fázi vývoje využívá příkazový interpret *Bash* a standardní linuxové nástroje, efektivnější implementace je však možná na úrovni změny kódu solveru *pimpleDyMFoam*⁹. Metoda byla následně použita při ověření vlivu provedených tvarových modifikací geometrie listů chlopně na stabilitu proudu a změnu silového působení na listy od kapaliny.

Zásadní překážkou v průběhu tvorby práce byl nedostatek výpočetního výkonu, z toho důvodu bylo přistoupeno k některým zjednodušením modelu. Předně byla úloha řešena jako rovinná a to na síti, která neumožňuje korektní řešení vznikajících turbulencí přímou numerickou simulací (DNS). Využit tak byl RANS model turbulencí *k- ω SST*, který je sice navržen pro turbulentní proudění s nízkým Reynoldsovým číslem, v této úloze se však jedná spíše o proudění přechodového charakteru a některé jeho předpoklady již nejsou splněny. Vhodnější by tak bylo použít tzv. *scale-adaptive* verzi modelu *k- ω SST SAS*, důvody současné volby včetně konkrétních dopadů na výsledky simulací jsou nicméně v práci vysvětleny a kriticky zhodnoceny.

Vzhledem k absenci experimentálního ověření dosažených výsledků má bohužel vyhodnocení tvarových modifikací spíše povahu zkoumání určitých tendencí pro úpravu geometrie chlopní. Ze závěrů však vyplývá, že představenými úpravami lze dosáhnout významného zlepšení hemodynamiky a stability proudění při zachování dynamiky pohybu listů. Práce také otevírá prostor pro další vylepšení použitých metod řešení, která jsou zde současně stručně navržena. Díky rostoucí popularitě open-source řešení v oblasti CFD snad bude i užitečnou sbírkou informací pro každého, kdo se zajímá o modulární a přizpůsobivý nástroj pro modelování proudění.

⁸ *FOAM-extend* je vývojová větev známější knihovny *OpenFOAM*.

⁹ Solver knihovny *FOAM-extend* pro nestlačitelné proudění zahrnující modely turbulencí a dynamickou síť.

Seznam použité literatury

- [1] NOBILI, M., MORBIDUCCI, U., PONZINI, R., DEL GAUDIO, C., BALDUCCI, A., GRIGIONI, M., MONTEVECHHI, F.M., REDAELLI, A. (2008). *Numerical Simulation of the dynamics of a bileaflet prosthetic heart valve using a fluid-structure interaction approach*. Journal of Biomechanics, Volume 41, 2539-2550. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.004
- [2] MCQUEEN, D.M., PESKIN, C. *Computer-assisted design of butterfly bileaflet mechanical heart valves for the mitral position*. (1985). Scandinavian journal of thoracic and cardiovascular surgery, Volume 19, Issue 2, 139-148.
<https://doi.org/10.3109/14017438509102709>
- [3] PESKIN, C. *Flow patterns around heart valves: A numerical method*. (1972). Journal of Computational Physics, Volume 10, Issue 2, 252-271.
[https://doi.org/10.1016/0021-9991\(72\)90065-4](https://doi.org/10.1016/0021-9991(72)90065-4)
- [4] King, M.K. *Computational and experimental studies of flow through a bileaflet mechanical heart valve*. Disertační práce, University of Leeds, UK. 1994.
- [5] VALENTA, J. a kolektiv. *Biomechanika*. 1. vyd. Academia Praha 1985.
- [6] MESCHINI, V., DE TULLIO, M., QUERZOLI, G., VERZICCO, R. (2018). *Flow structure in healthy and pathological left ventricles with natural and prosthetic mitral valves*. Journal of Fluid Mechanics, 834, 271-307.
doi:10.1017/jfm.2017.725
- [7] ALEMU, Y., BLUESTEIN, D. (2007). *Flow-induced Platelet Activation and Damage Accumulation in a Mechanical Heart Valve: Numerical Studies*. Artificial organs. 31. 677-88. 10.1111/j.1525-1594.2007.00446.x.
- [8] BLUESTEIN, D., LI, Y. M., KRUNKRNKAMP, I. B. (2002). *Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques*. Journal of Biomechanics , Volume 35 , Issue 12 , 1533 – 1540, DOI: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00093-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00093-3)
- [9] DEGROOTE, J., BRUGGEMAN, P., HAELTERMAN, R., VIERENDEELS, J. *Stability of a coupling technique for partitioned solvers in FSI applications*. (2008). Computers & Structures, Volume 86, Issues 23-24, Pages 2224-2234.
<https://doi.org/10.1016/j.compstruc.2008.05.005>
- [10] OpenFOAM User Guide. [online]. [cit. 2018-05-25].
<https://cfd.direct/openfoam/user-guide/>
- [11] OpenFOAM Wiki. [online]. [cit. 2018-05-25].
<https://openfoamwiki.net/index.php>

- [12] OpenFOAM Documentation: Extended Code Guide. [online]. [cit. 2018-05-25]. <https://www.openfoam.com/documentation/cpp-guide/html>
- [13] YOGANATHAN, A.P., WOO, Y. R., SUNG, H. W. *Turbulent shear stress measurments in the vicinity of aortic heart valve prostheses*. (1986). Journal of Biomechanics, 19:433-442.
- [14] NYOBE, C., FUNDER, J.A., SMERUP, M.H., NYGAARD, H., HASENKAM, J.M. *Turbulent stress measurements downstream of three bileaflet heart valve designs in pigs*. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery, Volume 29, Issue 6, 1 June 2006, Pages 1008–1013. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2006.03.013>
- [15] JASAK, H., TUKOVIĆ, Ž. *Immersed Boudary Method in FOAM*. (Theory guide). http://www.tfd.chalmers.se/~hani/kurser/OS_CFD_2015/
- [16] ŠEDIVÝ, D. *Proudění umělou srdeční chlopní*. Diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 59 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.
- [17] LEI, M., VAN STEENHOVEN, A. A., VAN CAMPEN, D. H. (1992) *Experimental and numerical analyses of the steady flow field around an aortic Bjork-Shiley standard valve prostheses*. Journal of Biomechanics, 3:213-222.
- [18] VUKIĆEVIĆ, M., FORTINI, S., QUERZOLI, G., ESPA, S., PEDRIZETTI, G. *Experimental study of an asymmetric heart valve prototype*. (2012). European Journal of mechanics B/Fluids 35 54-60. doi:10.1016/j.euromechflu.2012.01.014
- [19] KUAN, Y.H. *3-dimensional numerical and experimental studies to model artificial heart valves hemodynamics*. Disertační práce. National University of Singapore, 2014.
- [20] JASAK, H., TUKOVIĆ, Ž. *Automatic mesh motion for the unstructured finite volume method*. (2006). Transactions of FAMENA. 30. 1-20. <https://zkrat.cz/UCB>
- [21] Poznámky z přednášek předmětu MVP (doc. Ing. Pavel RUDOLF, Ph.D.)
- [22] Turbulence Modeling Resource. [online]. [cit. 2018-05-25]. Langley Research Center. <https://turbmodels.larc.nasa.gov/sst.html>
- [23] HOLZMANN, T. *Mathematics, numerics, derivations and OpenFOAM*. [online]. [cit. 2018-05-25]. DOI: 10.13140/RG.2.2.27193.36960 <https://holzmann-cfd.de/publications>
- [24] Zdrojový kód FOAM-extend 4.0
- [25] Produktový list LivaNova (Sorin Group Italia). [online]. [cit. 2018-05-25]. www.livanova.sorin.com/file/download-6274.action
- [26] Webové stránky Cardiology Associates of Altoona. [online]. [cit. 2018-05-25]. <https://cardiologyaltoona.com/>

- [27] Webové stránky IKEM (Institut Klinické a Experimentální Medicíny). [online]. [cit. 2018-05-25]. <https://www.ikem.cz/>
- [28] Cohn, L.H. *Cardiac surgery in the adult*. 4. vydání, kpt. 42. 2014.

Seznam použitých symbolů a zkratek

<i>Symbol</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Význam</i>
v_i	$m \cdot s^{-1}$	<i>rychlost proudění</i>
x	m	<i>poloha</i>
t	s	<i>čas</i>
p	Pa	<i>tlak</i>
ρ	$kg \cdot m^{-3}$	<i>hustota</i>
η	m	<i>Kolmogorovo délkové měřítko</i>
D	m	<i>hydraulický průměr</i>
Re	-	<i>Reynoldsovo číslo</i>
k	$m^2 \cdot s^{-2}$	<i>turbulentní kinetická energie</i>
ε	$m^2 \cdot s^{-3}$	<i>střední míra disipace</i>
ω	s^{-1}	<i>specifická míra disipace</i>
ν	$m^2 \cdot s^{-1}$	<i>kinematická viskozita</i>
ν_t	$m^2 \cdot s^{-1}$	<i>turbulentní viskozita</i>
y^+	-	<i>bezrozměrná vzdálenost od stěny</i>
β_1	-	<i>konstanta modelu $k-\omega$</i>
Δy_n	m	<i>kolmý rozměr buněk u stěny</i>
C_μ	-	<i>konstanta modelu $k-\omega$</i>
I_t	-	<i>turbulentní intenzita</i>
Co	-	<i>Courantovo číslo</i>
τ	s^{-1}	<i>charakteristické časové měřítko</i>
φ	$m^3 \cdot s^{-1}$	<i>objemový tok</i>
τ_i	Pa	<i>tečné napětí</i>