



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Závislost rychlosti proudění krve v oušku levé síně na jeho tvaru

Dependence of the blood flow velocity in the left atrial appendage on its shape

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Aleksandra Neretljak

Vedoucí práce: doc. Ing. David Vrba, Ph.D.

Kladno 2021



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Neretljak** Jméno: **Aleksandra** Osobní číslo: **483040**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Závislost rychlosti proudění krve v oušku levé síně na jeho tvaru

Název bakalářské práce anglicky:

Dependence of the blood flow velocity in the left atrial appendage on its shape

Pokyny pro vypracování:

V prostředí Materialise Mimics proveďte segmentaci srdce tří reálných pacientů s rozdílnými tvary oušek levé síně. V programu Materialise 3-Matic vytvořte síť pro numerickou metodu konečných prvků. Pomocí simulace mechaniky tekutin v COMSOL Multiphysics proveďte analýzu rychlosti proudění krve v oušku levé síně. Vyhodnoťte, který tvar ouška levé síně způsobuje nedostatečnou výměnu krve, čímž se zvyšuje riziko vzniku krevních sraženin.

Seznam doporučené literatury:

- [1] J. Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1st, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8
- [2] Indranill Basu-Ray, Complex Left Atrial Appendage Morphology Is an Independent Risk Factor for Cryptogenic Ischemic Stroke, Frontiers in Cardiovascular Medicine |, ročník 5, číslo 131, 2018, 8 s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. David Vrba, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**


doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkanky

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Závislost rychlosti proudění krve v oušku levé síně na jeho tvaru“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 13.5.2021

.....

Aleksandra Neretljak

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu práce panu Ing. Davidu Vrbovi Ph.D. za cenné rady a připomínky během zpracování bakalářské práce. Také za obrovskou trpělivost a ochotu kterou měl během naší spolupráce. Dále bych chtěla poděkovat svému bratrovi, Ing. Vanjovi Neretljak, za duševní podporu a významnou pomoc v průběhu mého studia. Bez těchto osob bych závěrečnou práci nemohla dokončit.

ABSTRAKT

Závislost rychlosti proudění krve v oušku levé síně na jeho tvaru

Práce se zabývá analýzou rychlosti proudění krve v oblasti ouška levé síně v numerickém prostředí COMSOL Multiphysics. Cílem této práce je stanovit závislost mezi rychlostí proudění, a anatomickým tvarem ouška. V praktické části byly nejdříve nesegmentovány CT snímky tří reálných pacientů s rozdílnými tvary oušek. Segmentace byla provedena v programu Mimics Materialise. Získané modely následně byly upraveny v softwaru 3 – Matic. Ve finální části práce, probíhala simulace proudění krve u těchto modelů ve programu COMSOL Multiphysics. Na základě výsledků těchto simulací, lze konstatovat, že určitý typ ouška levé síně má o něco vyšší riziko vzniku krevní sraženiny.

Klíčová slova

Levá síň, segmentace, výdejová rychlost, COMSOL Multiphysics

ABSTRACT

Dependence of the blood flow velocity in the left atrial appendage on its shape

The thesis deals with the blood flow analysis in the left atrial appendage, using numerical software COMSOL Multiphysics. Aim of this study is to describe dependence between blood speed and anatomical shape of the appendage. In practical part of this project, firstly was done segmentation of three CT scans belonging to real patients, where each of those patients have different left atrial appendage shape. Segmentation was done in software Mimics Materialise. Afterwards models were edited and prepared for final calculations in 3 – Matic program. Result of the last step in this project were three different blood flow simulations done in COMSOL Multiphysics. Based on these simulations, conclusion was provided that specific type of left atrial appendix has larger risk of creation blood clot.

Keywords

Left atrium, segmentation, outflow velocity, COMSOL Multiphysics

Obsah

1	Úvod	9
2	Přehled současného stavu	10
2.1	Cíl práce	10
3	Teoretické základy práce	11
3.1	Anatomie srdce	11
3.2	Fyziologická funkce srdce	14
3.2	Anatomie levé síně	16
3.2.1	Rozměry levé síně	18
3.2.2	Ouško LS	23
3.2.3	Rozměry ouška LS	24
4	Metody	26
4.1	Modelování v Mimics Materialise	26
4.2	Zpracování v 3 - Matic	30
4.2.1	Flat Surface	32
4.2.2	Volume mesh	33
4.3	Analýza v COMSOL Multiphysics	36
4.3.1	Nastavení parametrů	41
4.3.2	Podmínky dynamiky tekutin	42
4.3.3	Nastavení okrajových podmínek	44
5	Výsledky	47
5.1	Rychlostní pole LS	47
5.2	Tlakové pole LS	52
5.3	Závislost tlaku a rychlosti během srdečního cyklu	53
5.4	Rychlostní pole ouška LS	55
5.5	Objemový průtok v oušku v průběhu SYSTOLY/DIASTOLY	61
5.5.1	Výdejové rychlosti ouška v SYS/DIAS	63
5.5.2	Průběh tlaku a rychlosti na délce otvoru	64
6	Diskuze	67
7	Závěr	71
	Seznam použité literatury	72

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRÁTEK

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
<i>LAV</i>	ml/m ²	Objem levé síně
<i>Qv</i>	ml/s	Průtok krve v srdeční síni
<i>u</i>	m/s	Výdejová rychlost ouška
<i>P</i>	Pa	Tlak přítomný v srdeční struktuře
<i>Sp</i>	%	Kritická oblast, oblast poklesu rychlosti < 0.001 m/s

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
LS	Levá síň
OLS	Ouško levé síně
PŽ	Plicní žila
CW	Kuřecí křídlo
CF	Květák
FS	Fibrilace síní
CT	Výpočetní tomografie

1 Úvod

Srdeční svalovina neboli myokard je závislá na pravidelném přítoku krve tepnami a žilami. Když se stane, že je toto zásobení sníženo, kyslík a živiny se těžko zvládnou dostat ke myokardu. Následkem toho se může rozvinout krevní sraženina která může zcela přerušit tok krve k některé části srdeční svaloviny [1]. Pokud je zužování způsobeno koronárními cévami, často takové zužování vede ke fibrilaci síní (FS), což se projevuje tím, že krev v síních stagnuje zejména v oblastech tzv. ouška. Jelikož se v takových případech ouško, stejně jako celá levá síň mechanicky nedostatečně vyprazdňuje, z pohledu vzniku trombózy je nejrizikovější [2]. Více než 95 % krevních sraženin vzniká v oblasti ouška LS, zatímco je účast pravé síně příliš nevýznamná. V posledních letech došlo k velkým pokrokům v rozvoji intervenčních metod, kterým se mění pohled na levou srdeční síň. Roste množství intervencí, kde je právě ouško levé síně cílovou oblastí závažných chirurgických výkonů. Není, ale prokázáno, zda se morfologie ouška podílí na snížení mechanické činnosti LS [3]. To je důvod, proč je v současné době vznikla potřeba zkoumat podrobněji anatomický tvar, a sledovat proudění krve v této srdeční části. Dosavadní studie zatím rozdělili typy tvaru oušek LS na „chicken wing“ (kuřecí křídlo) typ, a „non-chicken wing“ (ne-kuřecí křídlo) typy. Poslední klasifikace druhou skupinu rozšířila na bližší typy: kaktus (cactus), větrná ponožka (wind sock) a květák (cauliflower). Název dostali podle tvaru, kterému se podobají při CT zobrazením. Zde se tedy nabízí otázka, zda samotný tvar ouška určitým způsobem méně nebo více ovlivňuje rychlost průtoku krve.

Známé je, že je výdejová rychlost ouška LS funkčním prediktorem tromboembolického rizika při FS [1] a zřejmě předpovídá riziko vzniku krevní sraženiny, nebo jiného koagulačního stavu. Proto znalost o výdejové rychlosti ouška, může potenciálně mnohem přesněji ovlivnit rozhodování o ablaci FS, a také i o další koagulační léčbě. Avšak, předně je potřeba důkladně porozumět charakteru proudění krve levou síní v závislosti na tvaru slepé výchlípkové klapky která se v síní nachází. Takto vznikla motivace k řešení této práce, že pomocí vhodné metody pro měření průtoku, analyzují proudění u různých typů oušek. Konečným záměrem je, dosažené výsledky mezi sebou porovnat a vyvodit závěr, zda na základě používaných metod lze určit který typ ouška má vyšší riziko vzniku sraženiny.

2 Přehled současného stavu

Dříve se předpokládalo, že je OLS (ouško levé síně) pouze pasivním transportním oddílem, a že její anatomický tvar a funkce nemá velký význam pro prognózu embolizačních příhod. V současné době však význam ouška jako možného zdroje tromboembolie je všeobecně znám. Příčinou některých závažných forem srdeční choroby je právě snížená rychlost proudění krve v oblasti ouška LS. Při takovém stavu se celá levá síň mechanicky nevyprazdňuje, resp. nefunguje správně jako pumpe. Lze se tedy s jistotou domnívat, že na globálním hemodynamickém zlepšení participuje i zlepšení výdejevé rychlosti ouška. V současnosti se zkoumá, zda morfologie ouška ovlivňuje rychlost průtoku krve v této oblasti. Několik odborných prací se tím zabývalo doposud, a z hlediska echokardiografických zobrazení byly získány výsledky, které ukazují že určitý typ ouška má o něco vyšší riziko vzniku sraženiny. Charakter proudění krve v odlišných typech OLS je problematikou, které se věnuje moje Bakalářská práce. Na základě výsledků jednotlivých kroků bude následně možné zhodnotit případně závislost charakteru proudění krve na tvaru OLS.

2.1 Cíl práce

Hlavním cílem práce bylo studovat proudění krve skrz určitou část srdce (LS) u skupiny třech pacientů, a výsledky mezi sebou porovnat. Podmínkou byl výběr pacientů s odlišným typem ouška levé síně. Dbala jsem na to, aby byl dostatečný rozdíl v anatomickém tvaru ouška LS, aby se po analýzách hemodynamiky mohla vzít jejich tvar do možné závislosti. Tohoto cíle mělo být dosaženo splněním několika dílčích cílů, kterými bylo:

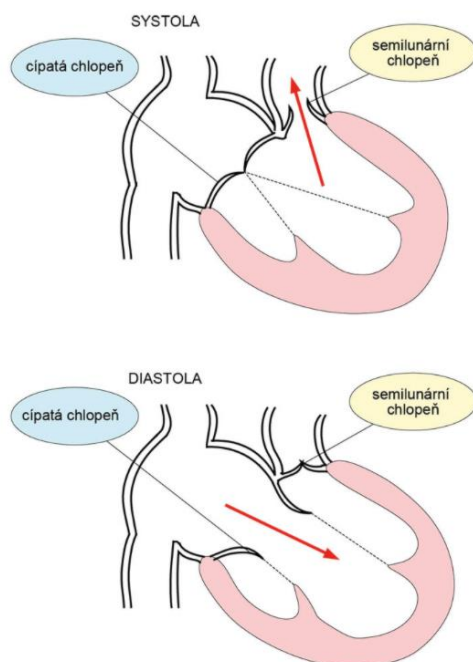
- 1) Segmentace 3 trojrozměrných modelů srdce, zrekonstruovaných na základě klinických obrazových dat (CT), v segmentačním nástroji Mimics Materialise. Od původních lékařských snímků třech pacientů dostat navzájem nezávislé 3-D modely srdce. Při zpracování klást důraz zvláště na oblast levé síně.
- 2) Implementovat LS do dalšího softwaru „3 - Matic“ a provést výpočet objemové sítě všech 3 modelů. Součástí práce musí být tvorba hraničních povrchů plicních žil a chlopně.
- 3) Simulace proudění krve pomocí programu COMSOL Multiphysics. Porovnat vlastnosti krevního proudění skrz LA u každého modelu zvláště. Kvantitativně vyhodnotit hemodynamické vlastnosti a graficky představit chování jednotlivých struktur. Zjistit a popsat vzniklou korelaci mezi rychlostí průtoku modelem a jeho tvarem. Diskutovat dosažené výsledky.

3 Teoretické základy práce

3.1 Anatomie srdce

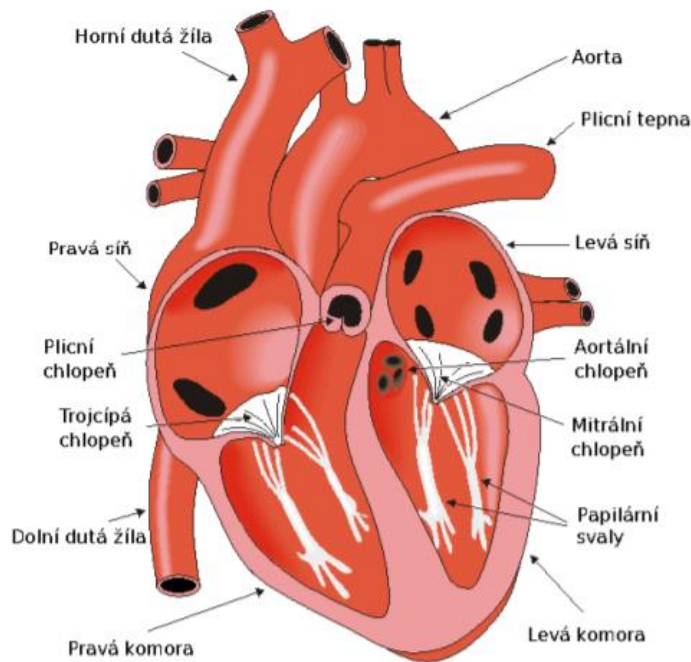
Srdce (cor) je svalová pumpa umožňující oběh krve. Jeho průměrná velikost je $12 \times 9 \times 6 \text{ cm}$ a hmotnost se pohybuje v rozmezí 200 do 300 g. Je uložené v mezihrudí nad bránicí, širší báze srdeční směřuje dozadu, hrot směřuje doleva a dopředu [5]. Z hlediska anatomie, tvoří srdce dvě pumpy funkčně spojené v sérii za sebou. Pravá i levá část přečerpává krev ze žil jednoho řečiště do tepen řečiště druhého. Pracuje neustále jako pumpa, která pohání krev v cévách, a tím zachovává funkční krevní cirkulaci. Pravá část srdeční sbírá krev ze systémového řečiště a vypuzuje ji do plicního, obráceným postupem funguje levá. Ireverzibilitu proudění pumpované krve a zabránění její zpětnému toku umožňují srdeční chlopně [7]. Celé srdce váží přibližně 0,5 % tělesné hmotnosti a skládá se ze čtyř dutin: pravé komory a předsíně a levé komory a předsíně [4]. Celý orgán se nachází v uzavřené dutině, v obalu zvaném perikard. Perikard svoji dolní plochou přirůstá k bránici. Uvnitř něj je určité množství tekutiny, zajišťující pravidelný volný pohyb srdce při stazích srdeční svaloviny [5].

Z morfologického hlediska, srdeční stěna se skládá ze 3 vrstvy endokard, myokard a epikard. Pravá síň a pravá komora se tedy společně považují za pravé srdce, a levá síň s levou komorou tvoří levé srdce. Horní a dolní dutá žila směřuje do pravé předsíně krev, která se vrací z orgánů a tkání, jimž odevzdala kyslík. Pravá komora přijme krev z pravé předsíně a vede ji do plic kde se znovu okysličuje. Plicní žily zajišťují průtok krve do levé předsíně. Z levé předsíně se dále krev bohatá na kyslík, přesměruje do levé komory. Na přední straně pravé a levé předsíní je slepá výchlípka nazývaná ouško [5]. Předsíně mají nepravidelný tvar dutiny s tenkou stěnu, přičemž pravá předsíň má tlustší stěnu než levá. Pravá komora má naopak až čtyřikrát tenčí stěnu než komora levá, a pohání nízkotlaký plicní oběh, do kterého přivádí odkysličenou krev z celého těla. Zejména levá komora má stěnu tolik mohutnější, jelikož má výrazně vyvinutou cirkulární svalovinu a musí vypuzovat pod velice vysokým tlakem [10]. Průřez stěny levé komory je téměř 16 kruhovitý, zhruba 3 až 4 cm široký [9]. Svalovina předsíní je od svaloviny komor oddělena vazivovým srdečním skeletem, který tvoří bázi pro všechny čtyři srdeční chlopně. Chlopně se v srdci nacházejí jak ve vstupu do komor, tak ve výstupu z komor (obr.1). Jsou to tenké, značně ohebné vazivové plátky pokryté ze všech stran endotelem [10].



Obrázek. 1: Funkce srdečních chlopní na příkladu levé části srdce. Převzato z [7]

Chlopněmi jsou ohraničeny vstupy a výstupy každé komory, cípaté neboli atrioventrikulární chlopně oddělují komory od síní, a poloměsíčitě, tj. semilunární od tepen. Umístěna je taková přepážka oddělující anatomicky levou a pravou část srdce. Stejnou funkcí rozdělovací má i přepážka mezi levou před síní a pravou před síní. Mezi pravou a levou komorou je přepážka označovaná jako „trojčipá“ chlopeň. Má funkci směřování či přenosu krve z před síně do komory a brání zpětnému toku krve tzv. regurgitaci. Mezi levou před síní a komorou je umístěna chlopeň „dvojčipá“ se podobným úkolem směřování krve [5][6]. Svalovinu síní a komor elektricky izoluje vazivová srdeční kostra, tj. skelet ve kterém jsou ukotvené svojí základnou chlopně. Mechanická práce síní a komor je také oddělená, komunikace je umožněna jen srdečním převodním systémem. Takový systém zajišťuje koordinaci jejich činností. Po plnění komor (diastola) začíná stah síní, zatím co relaxace probíhá při následujícím stahu komor (systola) [7]. Srdce je tvořeno bází srdeční a srdečním hrotem. Báze srdeční představuje místo vstupu a výstupu velkých cév. Z komor vystupují hlavní tepny (aortální a plicní) a do před síní vstupují velké žíly. Srdeční hrot má zaoblený tvar a je tvořen komorami [5]. Poloha bránice je individuálně měnlivá, závisí na věku, na poloze bránice, na dýchacích pohybech a nejvíce samozřejmě na tvaru hrudníku.



Obrázek. 2: Anatomie srdce a souvisejících cév. Převzato z [11]

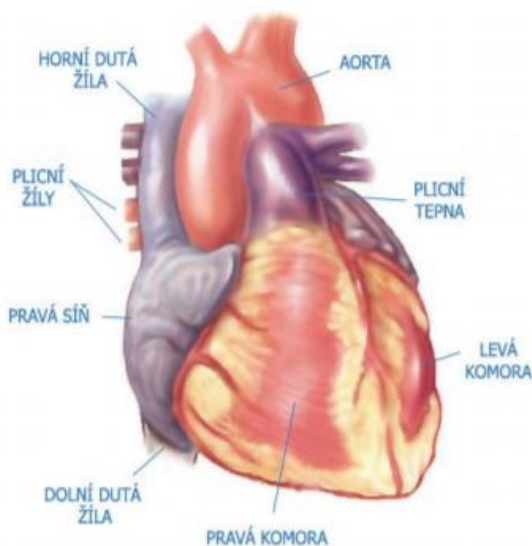
Myokard nebo li srdeční svalovina je hlavní složkou srdeční stěny, je zvláštním druhem příčně pruhovaného svalstva. Je výrazně tenčí ve stěnách předsíní než ve stěnách komor. Myokard předsíní i myokard komor jsou připojeny na prstence srdečního skeletu [6]. Srdeční skelet je seskupení hustého fibrosního vaziva vytvářející pomocný prostorový útvar v místech všech srdečních chlopní a v oddílech mezi nimi. Součástí jsou čtyři vazivové prstence. Mechanická kontrakce při normálních podmínkách se považuje za rychlou a homogenní, s tím, že rozdělujeme dvě fáze, izovolumetrickou a vypuzovací neboli ejekční. Tento princip děje umožňuje potřebnou přeměnu vnitřního objemu komory a efektivní cirkulaci krve [10].

Střídání systoly neboli stah srdeční, začíná vznikem podráždění v centru prodloužené míše. Jako už bylo zmíněno, spolu s následující diastolou se celý proces, od naplnění síní a komor po vypuzení krve ze srdce, označuje pojmem srdeční cyklus. Cyklus probíhající v síních a cyklus v komorách, jsou charakterizovány znatelnými změnami tlaků a objemů, a jsou vzájemně posunuty v čase. Doba trvání je ale stejná (od 0,70 s do 0,80 s), probíhají pravidelně v srdci automaticky. Začátek diastoly je charakterizován poklesem tlaku a rychlém otevírání chlopní. Krev přitéká do komor a tuto dobu označujeme jako fáze plnicí. Komorová systola začíná krátkou izovolumetrickou fází, během které dochází ke vytlačení krve do arterií. Během této fáze chlopně sice nejsou otevřeny, ale tlak se v nich zvyšuje. Stah síní spadá časově do konce komorové diastoly, kdy vlastně krev přitéká z žil dále do komor. Vzhledem k tomu, že chlopeň není mezi síní a žily, jejich stah zvětší tlak v síních a vytlačí krev jak do komory, tak znovu do žil [7].

3.2 Fyziologická funkce srdce

Cévní systém přenáší krev do všech jednotlivých orgánů lidského těla. Skládá se ze žilního (tlak v cévách nízký) systému, a systému tepenného (vyšší tlak v cévách). Oba systémy umožňují správnou perfuzi krve tkáněmi. Obecně, céva vedoucí krev od srdce se nazývá tepna, a céva vedoucí krev k srdci je žíla. Nejmenší průměr z tepenných větvíček mají arterioly, které pak přecházejí v síť vláseňnic – kapilát [5]. Krev k srdečnímu svalu je přiváděna pomocí věncitých (koronárních) tepen. Existují dvě hlavní, a vycházejí ze semilunární chlopně aorty, kde v levé komoře je krev nejvíce obohacena kyslíkem. Nelze zcela tepny rozdělit na tepnu která zásobuje levé srdce, a tepnu která zásobuje pravé. Je to kvůli tomu, že je ve skutečnosti osa jdoucí středem srdce v horizontální rovině pootočená příliš doprava. Takže pravá koronární tepna zásobuje jak dorzální část levé komory, tak i polovinu mezikomorové přepážky, zatímco levá koronární tepna přední úsek pravé komory, a ostatních 50 procent přepážky mezikomorové [13].

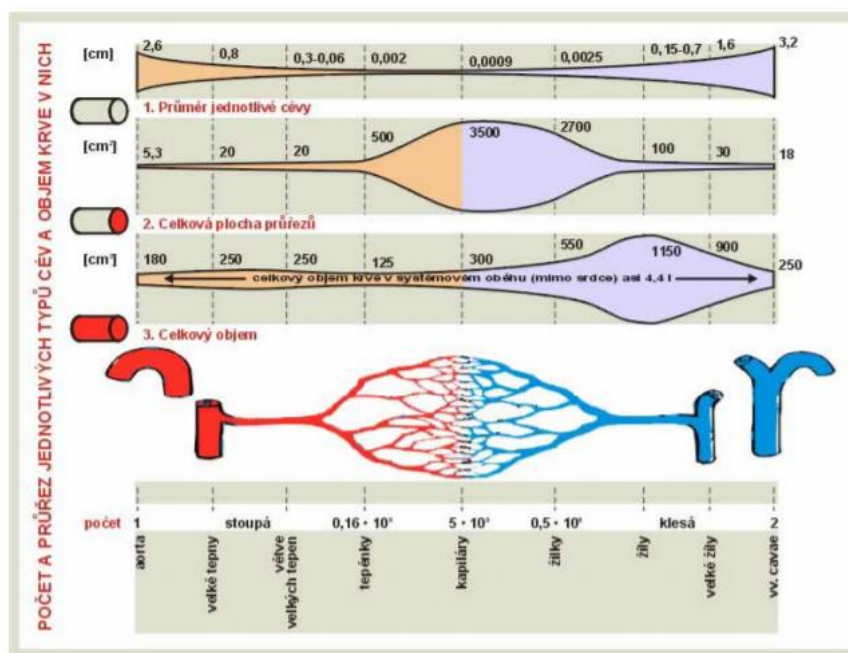
Fyziologické děje v srdci způsobují pravidelné stahy myokardu, jímž je cirkulace poháněna a udržována. Stahům a relaxací srdeční svaloviny, ve velké míře koresponduje úloha srdečních chlopní. Systolu lze považovat za stažení, a diastolu za určité uvolnění stahu svaloviny, resp. roztažení. Tím se mění velikost maximálního průtoku krve z předsíní do komor a z komor dále do velkých tepen [6].



Obrázek. 3: Znárodnění anatomické části srdce. Převzato z [9]

Hlavní tepna velkého oběhu, srdečnice (aorta) vychází z levé srdeční komory. Její první úsek probíhá vzestupně, pak tvořící oblouk od čtvrtého hrudního obratle, sestupuje před páteří. Tepny koronární se hned objevují ze začátku hrudní aorty, a podílejí se na perfusí okolních tkání na principu „pružinku“. Aorta spolu s velkými tepnami, vede krev do periferních oblastí a princip fungování se označuje za pružinku proto, že jejich stěna se v důsledku vysokého systolického tlaku roztáhne a v objemu, který se v řečišti objeví, se shromažďuje vypumpovaná krev [25][5].

Po uzavření aortální chlopně se stěny velkých tepen opět stáhnou, stlačují krev a tím udržují proudění krve i v průběhu diastoly. Kromě aorty, tepenný systém obsahuje i arterie s menším průřezem a arterioly. Ony se podílejí na téměř polovinu celkového periferního odporu, protože jejich jednotlivé malé poloměry ovlivňují odpor mnohem více než celková plocha jejich průřezu [25][14].



Obrázek. 4: Systémové cévy z pohledu průměrů cév, jejich celkového průřezu a příslušného objemu krve. Převzato z [25]

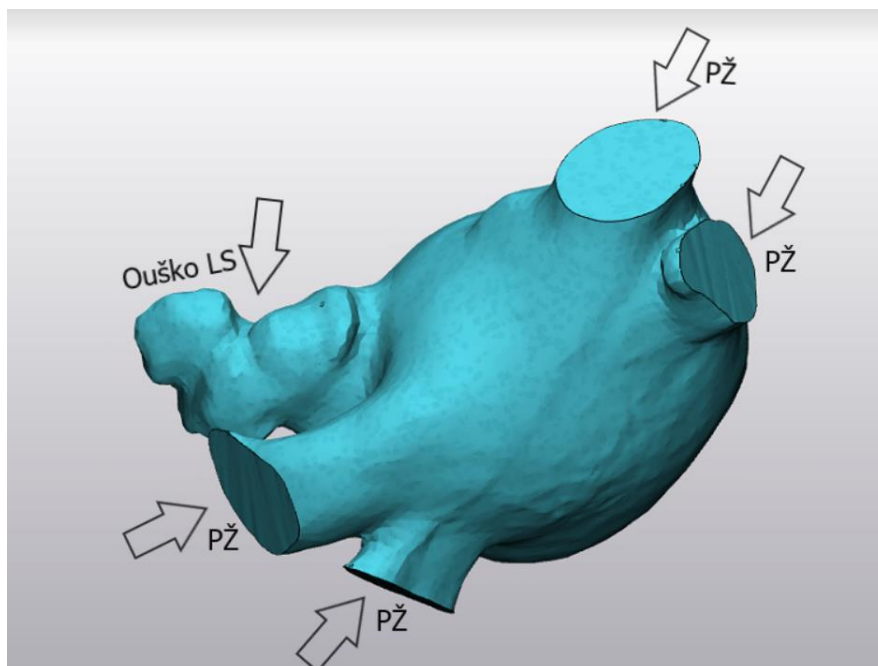
Kapiláry, které ale patří do systému žilního, mají menší průřez než arterioly, ale jejich celkový průřez je mnohonásobně větší, čímž se jejich podíl na celkový periferní zmenšuje na pouhých 22 % [14]. Výměna látek probíhá hlavně v kapilárách. Prostup látek přes membránu kapiláry umožňují její velmi tenké stěny.

Obě věnčité tepny se větví v srdeční stěně až na konečné tepénky, které mají spolu minimálně spojek, mají charakter terminálního řečiště. To znamená, že při uzávěru některé z nich vmetkem – embolem, je příslušný úsek srdeční svaloviny nedostatečně zásoben krví, a dochází k odúmrtí tkáně, k jejímu zániku, tj. nekróze [12][13].

3.2 Anatomie levé síně

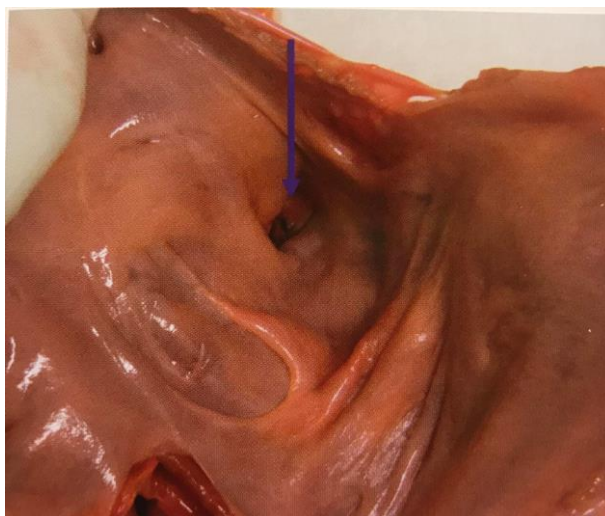
LS má v zásadě sférický tvar a její průměrný objem je podle echokardiografických metod měření 22 ± 6 ml/s [3]. LS je uzpůsobena pro svou základní funkci, kterou je transport krve z plicních žil (PŽ) do levé komory srdeční (LK). Cílem adekvátní transportní funkce LS je optimální naplnění LK. Tenká stěna LS (3 – 5 mm) zajišťuje dobrou poddajnost, která je velice důležitá v době systoly komor, jelikož síň představuje rezervoár krve, která se potom po otevření mitrální chlopně přesouvá do LK [3, 4]. Na začátku fáze diastoly, levá síň převádí krev pasivně z plicních žil dále do levé komory. Dokonalé naplnění LK je následně zaručeno systolou LS, která diastolickou fází komor ukončuje [2] [3]. LS je k systolické funkci dobře vybavena silnými vrstvami svalových vláken. Svalová vlákna jsou usměrňována zvláště cirkulárně a obkružují LS laterálně od septa, ve kterém jsou zakotvena ve svalovém valu [3]. K této vrstvě vláken se směrem k vnitřní vrstvě dodávají vlákna podélná a šikmá. Podélná vlákna směřují od stropu LS a končí v oblastech cípů chlopně mitrální, jehož vazivové struktury kompletně oddělují svalovinu síní a komor. Vzhledem k tomu, že vlákna často mění směr a jednotlivé vrstvy vláken se vzájemně proplétají, vznikají podmínky pro velmi proměnlivé vedení elektrických excitací. Svalová vlákna přecházejí rovněž na ústí PŽ, v nichž tvoří svalové „rukávy“ zasahující hlouběji do vlastní žíly [3][4].

Ztráta funkce síně znamená snížení náplně komory na konci diastoly o 25 – 30% [21]. Práce zabývající se velice komplexní problematikou síňové funkce se většinou věnují hodnocení síňových vlastností za různých hemodynamických situací. V levé síni se sbírá krev z plicních žil, které ústí do zadní části levé síně. Pod levou horní plicní žilou odstupuje síňové ouško, uvnitř kterého může být poměrně rozvinutá trámčina. Vzadu na rozhraní mezi levou síní a bází levé komory se vyvíjí koronární sinus – žilní splav ze srdeční svaloviny, který ovšem ústí do pravé síně [21]. Levou srdeční síni nelze v žádném případě považovat za pasivní transportní úsek, protože její změny jsou důvodem mnoha kardiologických nemocí a stavů. Její funkce při plnění levé komory je značná a pro celkovou hemodynamiku srdce nesmírně užitečná [8].



Obrázek.5: Model levé síně. Vytvořeno ve programu 3 – Matic.
PŽ – plicní žíla. LS – levá síň

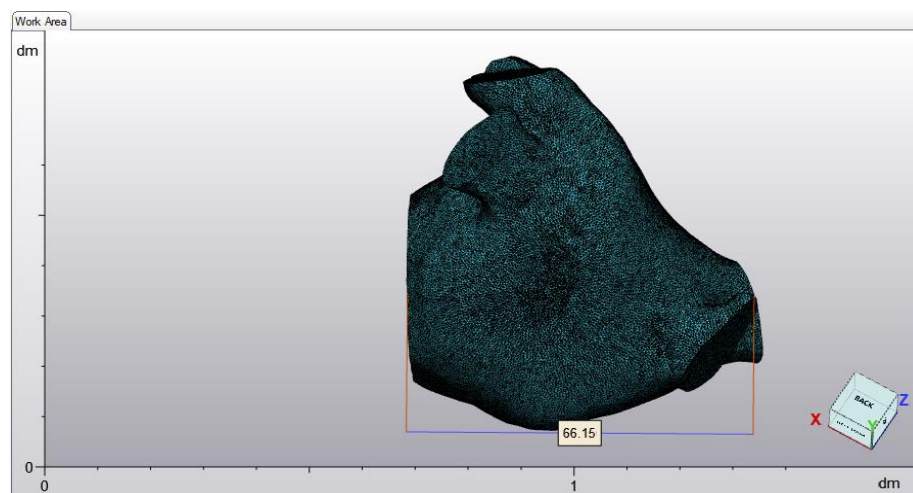
Na počátku se plnění síně děje přítokem krve z plicních žil během komorové systole, kde je současně uzavřena mitrální chlopeň. Tato systolická plnicí vlna je hlavním přírůstkem objemu levé síně. Po otevření mitrální chlopně proudí krev rychle ze síně do komory, což je dáno relativně rychlým tlakovým spádem mezi komorou a naplněnou síní [21]. Jak už bylo zmíněno, taková fáze pasivního vyprázdnění je fází diastoly. Šipka na obrázku číslo 5 označuje ústí pravé dolní plicní žíly [21].



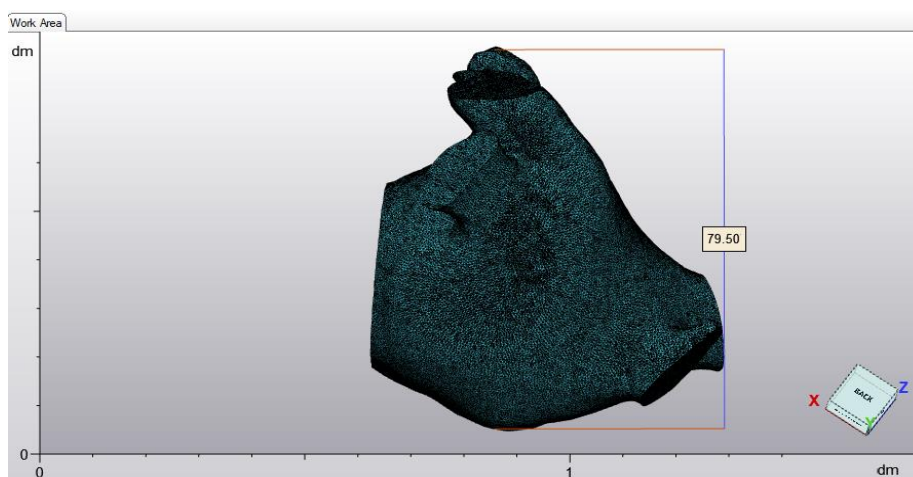
Obrázek 6: Pohled na septum a zadní stěnu levé síně s ústím plicních žil
Převzato z [21]. Autor preparátu MUDr. D. Kurfustová.

3.2.1 Rozměry levé síně

Velikost levé síně u zdravých jedinců je určena body mass indexem, velikostí komory, masou myokardu levé komory, věkem a pohlavím. Hlavní úlohou síně je v závislosti na aktuálních hemodynamických podmínkách připravit optimální náplň levé komory pro efektivní systolu. Kromě toho, že je síň rezervoárem pro plnicí objem levé komory a doplňuje efektivně komoru v poslední fázi, slouží také jako volumový senzor pro oběh. Síň je rovněž součástí reflexního okruhu mechanoreceptorů, které zodpovídají za tachykardii při zátěži [21].



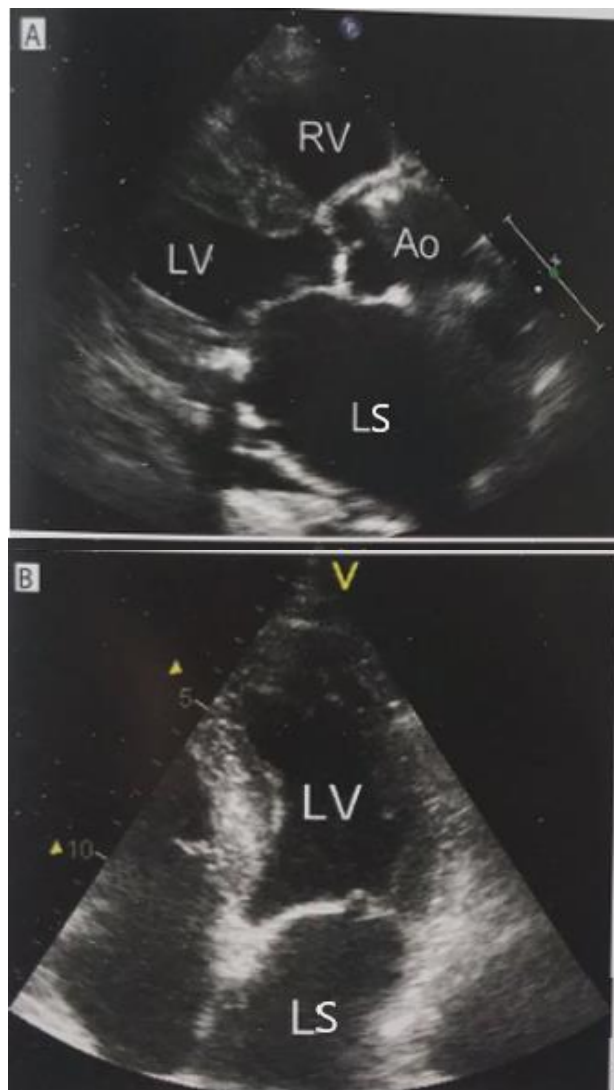
Obrázek. 7: Rozměry LS, délka- 66.15 mm. Výpočet vytvořen v 3-Matic.



Obrázek. 8: Rozměry LS, výška- 79.50 mm. Výpočet vytvořen v 3-Matic.

Stanovení rozměrů a objemů levé síně se nejpřesněji provádí pomocí vyšetřovací metody, kterou je dvourozměrná echokardiografie. Patří k základním kardiologickým metodám, poskytující informace o velikosti a struktuře všech srdečních oddílů. Kromě toho, obsahuje informace o posouzení tlaků obou komor, o stavu perikardu, o vzniku a velikosti jakýchkoliv patologických změn atd [12].

Levou síň můžeme vizualizovat z více projekcí, kdy každá poskytuje jen částečnou informaci o velikosti a objemu, však se poté skládají do virtuální trojrozměrné podoby. Nejčastějším způsobem stanovení velikosti síní ve dvourozměrné echokardiografii je manuální měření „kaliperem“ z online záznamu [21]. Na obrázku č. 6 jsou znázorněny standardní roviny řezu ke zobrazení levé předsíně dvourozměrnou echokardiografií, přičemž obrázek A představuje základní projekce v dlouhé ose levé komory, obrázek B apikální čtyřdutinovou projekci.



Obrázek 9: Standardní roviny řezu ke zobrazení levé síně echokardiografií.
Převzato a upraveno z [21]

Při echokardiografickém hodnocení LS se obvykle stanovují základní lineární rozměry. Nejčastější metoda, která se dnes používá je volumetrická [21]. V určitých případech se dává přednost hodnocení objemů síní magnetickou rezonancí nebo počítačovou tomografií. K hodnocení systolické funkce LS se taky užívají různé Dopplerovské metody, jejichž nedostatkem je větší či menší závislost na diastolické funkci LK a na aktuálních hemodynamických podmínkách [21].

Pro zkoumání hemodynamických vlastností levé síně, je nutné definovat pojmy: enddiastolické a endsystolické objemy síně.

Objem levé síně se standardně stanovuje pomocí 2D zobrazení v projekci od hrotu v end systole komor, kdy sín dosahuje své maximální velikosti. Stanovení objemu se poté provádí výpočtem ploch levé síně z projekcí na sebe kolmých ($A1$ a $A2$) a délky L , což je kolmá vzdálenost od středu roviny mitrálního anulu k horní části levé síně [21]. Výsledné hodnoty jsou vztaženy na celkový povrch těla. V poslední době ten výpočet provádí přístroj automaticky [15] [21].

Objem levé síně (LAV) lze vypočítat několika různými způsoby. Tady je uvedena metoda „plocha-délka“:

Plocha-délka je metoda která bere v úvahu rozměr v dlouhé ose a plochu síně ve dvou na sebe kolmých rovinách čtyřdutinové a dvoudutinové [21]. Dosazujeme je do vzorce:

$$LAV = (0,85 * A1 * A2) / L \quad (3.1)$$

Zde je konstanta 0,85 vyjádřením $\frac{8}{3}\pi$ [21].

Hodnota objemu LAV vyšší než 35 ml/m^2 se už považuje za patologickou hodnotu, resp. představuje rizikový faktor srdečního selhání.



Obrázek č.10: Objem levé síně získán metodou plocha/délka. Převzato z [21]

Normální hodnoty rozměrů a objemu levé síně echokardiografií jsou uvedeny v další tabulce, data převzata z [22].

Tabulka č. 2: Příklad měření normálních hodnot levé síně, echokardiografií.

Pacient	Věk (roky)	Tělesný povrch (m ²)	Levá síň (cm/m ²)			
			D	D	S	S
			↕	↔	↕	↔
1	24	2,09	1,0	2,0	1,7	2,5
2	29	2,12	0,8	1,7	1,1	2,4
3	24	1,65	0,8	1,7	1,4	2,5
4	23	1,91	1,4	1,4	1,9	2,1
6	22	1,79	0,7	1,7	1,4	2,3

↕ laterální osy, ↔ sagitální osy, D-end-diastola, S-end-systola

Ejekční frakci levé síně stanovujeme nejčastěji podílem systolického vyprázdnění k předchozímu enddiastolickému objemu levé síně:

$$LAEF = (LAEDV - LAESV) / LAEDV \quad (3.2)$$

LAEDV představuje největší objem na konci síňové diastoly (left atrial enddiastolic volume), tedy před její aktivní kontrakci. *LAESV* je potom její minimální objem po aktivní kontrakci.

Tepový objem levé síně (stroke volume, *SVA*) se vypočítá jako násobek časově-rychlostního integrálu vlny A a plochy průtočného ústí mitrální chlopně:

$$SVA = VTIA * MVA \quad (3.3)$$

Kde *VTIA* je plocha pod křivkou dopplerovského spektra při aktuálním vyprázdnění síně, a *MVA* je plocha mitrálního ústí.

Atriální ejekční síla se určuje pomocí Newtonova zákona síly:

$$\vec{F} = m\vec{a}$$

kde „*m*“ představuje hmotnost, a „*a*“ akceleraci. Poté, pro zjednodušenou představu ejekce krve v síňové systole, rovnice se dala vyjádřit jinak. Rovnice je upravena podle představy, že objem krve pro výpočet hmotnosti a akceleraci snadno získá z části křivky přímý, pak integrál pod ní je v podstatě polovina plochy obdélníku (čas x rychlost) a akcelerace $\frac{dA}{dt}$ je vrcholová rychlost vlny A děleno časem do dosažení vrcholu [21]. Po dosažení těchto parametrů do původní Newtonovy rovnice, pak ejekční sílu lze vypočítat:

$$F = \frac{1}{2} * MVA * VA^2 * \rho \quad (3.4)$$

Kinetickou energii aktivní složky síňového vyprázdnění pak lze vyjádřit pomocí vzorce:

$$Ek = \frac{1}{2} * SVA * VA^2 * \rho \quad (3.5)$$

kde tepový objem síně *SVA* lze vypočítat ze změřených objemů (*LAEDV* – *LAESV*). „*ρ*“ představuje konstantu hustoty krve (1060 kg/l).

Jeden srdeční cyklus při předpokládané tepové frekvenci 60/min trvá méně než 1 sekundu. Pak obě komponenty síňového cyklu spolu, systola a diastola levé síně, se odehrávají za zhruba 300 milisekund [21].

Za optimální hemodynamický model se považuje krátké trvání systoly s rychlým nárůstem tlaku následované delší diastolou.

LVOT – plocha výtokového traktu levé komory, vypočtena z jeho diametru

VTI – časově rychlostní integrál, reprezentuje systolický výdej komory

0,85- korekční faktor, neboť plocha *LVOT* není ideální kruh

Násobíme-li pak tento výsledek srdeční frekvencí, dostaneme minutový srdeční výdej (CO) [21].

Tabulka č.3: Základní parametry levé síně. Převzato z [21].

LVOT Vmax	0,81 m/s
LVOT Vmean	0,58 m/s
LVOT VTI	16,2 cm
HR	71 bpm
LVSV	60 ml
LVCO	4,24 l/min

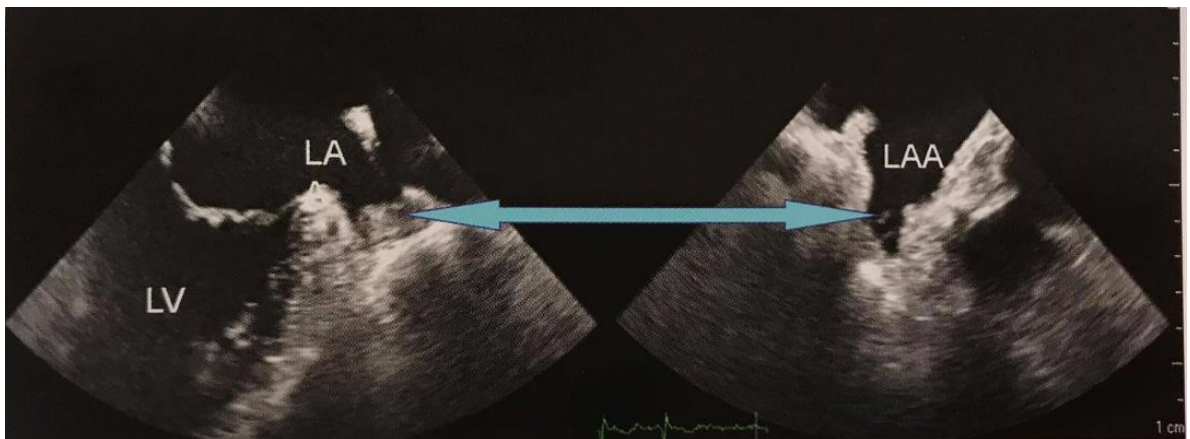
3.2.2 Ouško LS

Ouško levé síně lze chápat jako slepou výchlípku, která je morfologicky odlišná od hlavního těla síně a byl prokázána jako nejčastější místo tvorby atriálního trombu. Přestože funkce LAA nebyla zcela vysvětlena, bylo prokázáno, že významně přispívá k celkové čerpací funkci levé síně. Narušení kontraktility funkce ouška někdy vede ke stavu fibrilace síně (AF), a může mít za následek vysokou predispozici k rozvoji trombu a závažných srdečních onemocnění. [50,51] Ouško levé síně (LAA) je hlavním zdrojem embolie, zodpovědným za takové stavy, ohrožující celkovou pravidelnou funkčnost srdce. Důvodem je, že se v podmínkách fibrilace síně snižuje normální kontraktilita LAA, což vede k poklesu rychlosti, resp. stagnaci krve uvnitř síně a v důsledku toho k vyššímu riziku tvorby sraženiny [24].

Výdejová rychlost ouška má obrovský význam pro celkovou hemodynamiku srdce. Pokles výdejové rychlosti ouška LS pod 20 *cm/s* je spojen s vysokým rizikem embolizace [18]. Z pohledu invazivních zákroků na LS je důležitý fakt, že tloušťka stěny LS není po celé struktuře stejná. Nejtenčí částí LS je přední stěna za kořenem aorty a zadní stěna mezi plicními žilami. Tloušťka stěny zde dosahuje pouze $2,3 \pm 0,9$ mm

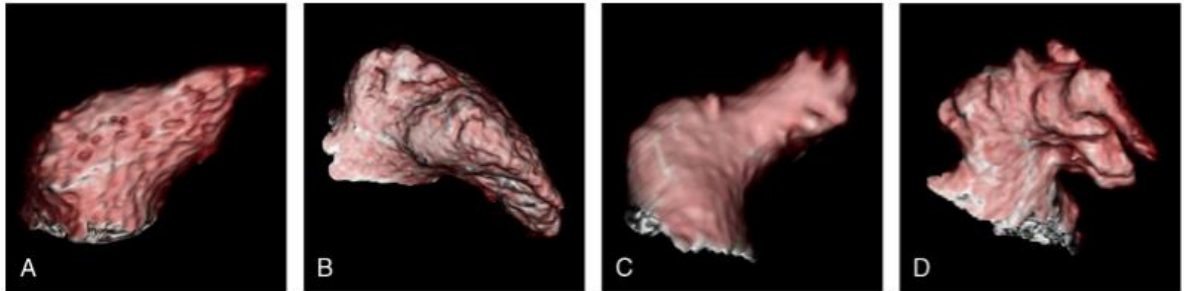
3.2.3 Rozměry ouška LS

Stanovení rozměrů a případně výpočet objemu ouška (LAA) se stává důležitým až ve velmi konkrétních klinických situacích – nejčastěji při uzávěru ouška k prevenci embolizace trombů z dysfunkčního ouška [21]. Ouško je ve většině případů nejlépe zobrazen klasickou dvourozměrnou echokardiografií:



Obrázek č. 11: Současné zobrazení levého ouška ve dvou kolmých rovinách. Svalovina v podélném řezu (šipka) připomíná trombus vyplňující distální část levého ouška (LAA).
Převzato z [21]

Na základě předchozích studií provedených v Americe, které se zabývaly klasifikací oušek srdeční síně podle tvaru, se v této práci vycházelo se 4 typy OLS. Základné typy OLS dle morfologie: kaktus (cactus), kuřecí křídlo (chicken wing), větrná ponožka (wind sock) a květák (cauliflower).



Obrázek č. 12: Typické příklady morfologických typů LAA: (A) kaktus, (B) kuřecí křídlo, (C) větrná ponožka a (D) květák. Převzato z [25]

Vlastností všech 4 typů LAA:

Kaktus (A): zastoupení v populaci 30 %, znázorněn dominantní centrální lalok (délka míň než 40 mm), s více sekundárními laloky délky cca 10 mm.

Kuřecí křídlo (B): zastoupení 48 %, charakterizován pouze jedním lalokem, víc než 4 cm dlouhým, s maximálním úhlem ohýbání 100°

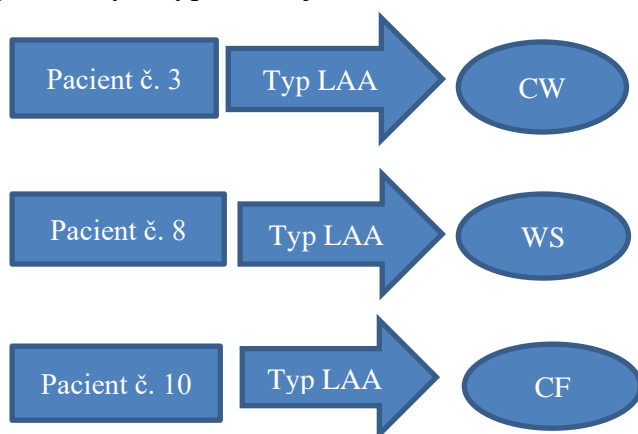
Vetrná ponožka (C): zastoupení 19 %, znázorněň jeden dominantní lalok (delší než 40 mm), s několika sekundárními laloky, schopnost ohýbání s úhlem větším než 100°.

Květák (D): zastoupení 3 %, vyznačuje se délkou hlavního laloku menší než 40 mm, s velice komplexní vnitřní strukturou [25].

4 Metody

V této kapitole se stručně seznámíme s použitými softwary a postupem přípravy modelů pro následující simulaci. Dostala jsem CT snímky 10 pacientů, ze kterých jsem vybrala 3 s odlišným typem LAA. Vycházela jsem v práci s snímky pacientu číslo 3, pacientu č. 8 a 10. Dle morfologické klasifikaci, první měl typ ouška „kuřecí křídlo“ dále jen CW (chicken wing), druhý „větrná ponožka“ nebo li WC (windsock), a pacient č. 10 (třetí model v práci) měl „květák“ typ, tj. CF (cauliflower).

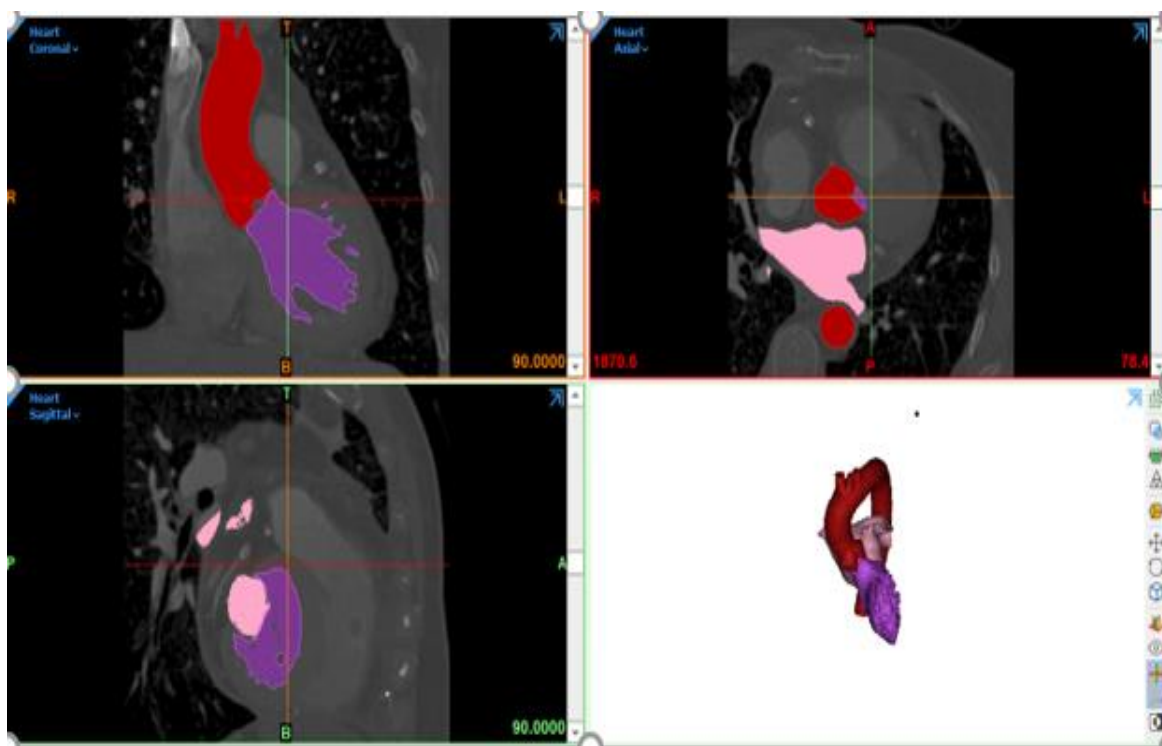
V dalších kapitolách budou používána jen čísla pacientů a na konci se porovnají vlastnosti jednotlivých typů. Pro zjednodušení:



4.1 Modelování v Mimics Materialise

Mimics (Materialise's Interactive Medical Image Control System) je software pro zpracování lékařských snímků a vytváření 3D modelů. V práci je využíván pro segmentace modelů, které jsou pak dál přímo spojeny s COMSOLEM, s cílem simulace proudění krve a hemodynamické analýzy. Jako výchozí data v práci byly použity CT snímky ve formátu DICOM reálných pacientů. Obraz CT vzniká na základě hodnot denzity odlišných tkání (Hounsfieldových jednotek) který má rozsah od -1000 HU do +3096 HU. Díky rotující soustavě, kterou tvoří rentgenka s detektory se z různých úhlů pomocí rekonstrukčních metod dostávají řezy tělem, za účelem tvorby 3 - D obrazu určité části těla. Cílem CT metody je rozdělení vyšetřované části na obrovský počet tenkých řezů, které se snímají pod mnoha úhly, kde šířka řezu závislá na šířce detektoru. Ze zeslabení záření z každého úhlu se matematicky vypočítá rekonstrukce obrazu dané vrstvy. Řezy na sebe navazují, je možné si je prohlédnout v Mimics-u, jak jdou za sebou a tím dostat informace o rozložení tkání v objektu a také o trojrozměrném obrazu zkoumané oblasti. Postup řešení začíná rekonstrukcí lékařských snímků hrudníku, a dál segmentování vstupního obrazu.

Načtení snímků v programu se provádí v záložce File volbou Open.dcm, kde se následně vyberou námi požadované snímky. Počet snímků se pohybuje zpravidla okolo 180 snímků. Obrazovka Mimics je rozdělena do čtyř hlavních zobrazení; koronární, axiální, sagitální a 3D. Pro zjednodušení lze chápat koronární jako přední pohled, axiální pohled shora dolů a sagitální jako pohled z pravé strany. Axiální pohled přichází z importovaného zásobníku obrazů. 3D podokno je místo, kde jsou vizualizovány 3D modely. Přehledné uživatelské prostředí programu je zobrazeno na Obrázku č.6



Obrázek č. 13: Pracovní prostředí programu Mimics Materialise

Jako už bylo zmíněno, klíčovým krokem k převodu anatomických dat z obrazů na 3D modely je proces nazývaný segmentace. Během toho označuje struktura (struktury) zájmu o data obrazu rozdělených na řezy. Tyto informace se následně používají k vytvoření 3D modelu ze segmentovaných struktur, proto je přesná segmentace velmi důležitá pro získání všech informací z obrázků.

Proces segmentace začal pomocí funkce „Treshold“ neboli prahování. Nástrojem Treshold se provádí nastavení hodnot, které jsou specifické pro každou jednotlivou tkáň. Mimics má několik nástrojů pro segmentaci, nebo sekci oblasti zájmu. Prahová hodnota se například používá ke klasifikaci všech obrazových bodů v rámci určitého Hounsfieldého rozsahu ve stejné barvě, resp. stejné masky.

Nastavením nižší prahové hodnoty, všechny obrazové body (pixely) stejné nebo vyšší hodnoty, než je hodnota stanovená, budou obsahovat stejnou masku. Pro hodnocení srdečních oddílů platí pravidla nastavení šedo škálového rozhraní měkkých částí.

Při samotné segmentaci dochází také k přiřazování barev jednotlivým tkáním, aby dané tkáně byly dostatečně hezký rozeznatelné. Minimální hodnotu při prahování tj. Tresholdu jsem žádala takovou, která by zajistila zobrazení krevních cév, ale zabránila spojování struktur které ve skutečnosti spojené nejsou. Zásadní je nastavit takové prahování obrázku, aby bylo zřetelně vidět, kde se jaká část srdce nachází. Abych se zajistila že HU hodnoty (Haunsfieldové hodnoty) budou odpovídat přesně mým vstupním datům z obrázu, tak jsem po každém pokusu data procházela skrz všechny 3 pohledy (x,y,z) a kontrolovala, zda splňují mé požadavky. Bylo potřeba dávat pozor na oblast okolo plicních arterií a plicních žil, jelikož se právě stalo to, že se po „Treshold“ funkci, objevili jako jedna propojená, společná struktura. V takových případech jsem musela "ručně" opravit chybné spojky srdečních struktur během segmentace.

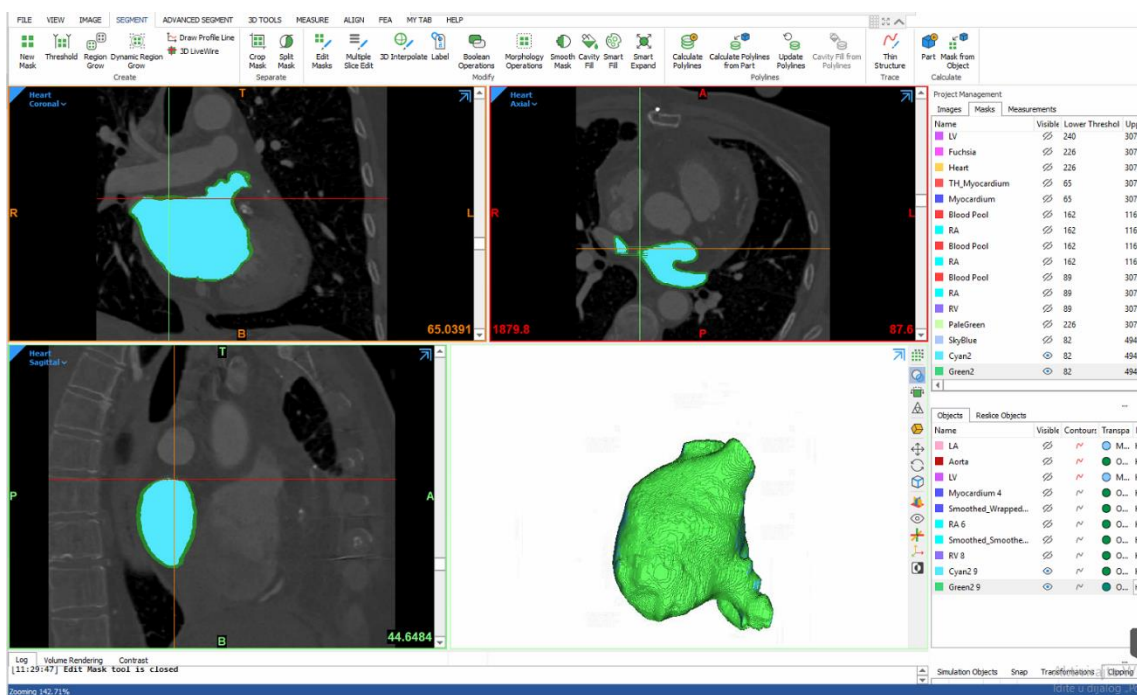
Project Management					
Images		Masks	Measurements		
Name	Visib	Lower Thres	Upper Thres	Assem	Images
LA	<input checked="" type="checkbox"/>	240	3071		Heart
Aorta	<input checked="" type="checkbox"/>	240	3071		Heart
LV	<input checked="" type="checkbox"/>	240	3071		Heart

Objects					
Reslice Objects		Soft tissue			
Name	Visib	Contol	Transp	Images	
LA	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> ...	Heart	
Aorta	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> ...	Heart	
LV	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> ...	Heart	

Obrázek č.14: Nastavení masky

Na závěr segmentace v programu je nutné zkontrolovat každý snímek z důvodu špatného zařazení pixelu či přiřazení určité barvy špatné tkáni. Snímky s těmito vadami je nutné opravit. Z tohoto důvodu je segmentace v tomto programu poměrně časově náročná. Velice pomáhá pohled 3D který Mimics v každém okamžiku umožňuje. Je to přehled všech kroků které byly doposud udělány. Potom jsem využila funkci Region Grow k odstranění veškerých nežádoucích segmentů zahrnutých do této doby. Region Grow oblasti umožňuje zvětšit masku z vybraného bodu, aniž bychom museli před tím nastavit přesnou prahovou hodnotu. Toto je velmi užitečné pro cévy. Jedním z důležitých kroků je přejmenovat každou masku např. "LA" (levá síň) a poté zvolit kalkulaci 3D modelu v High quality (volba vysoké kvality).

Pomocí tzv. Seed pointů jsem označila interpolace segmentů. Interpolace jako taková, vytváří dočasnou masku, která se rozprostírá mezi dvěma vybranými řezy. Je to výborná alternativa místo "ruční" úpravy velkého počtu řezů. Okrajové cévy plicní, velmi vzdálené a vůbec nechtěné ve výsledném modelu jsem odstranila pomůckou „Lasse tool“ a ručně editovala svoji masku. Po několika opakování tohoto samého kroku, jsem pokračovala s kalkulací celého 3-D objektu. V 3-D okénku (dolní pravá část na obr. 13), jsem izolovala LA a z nástroje Edit Mask ji podrobněji zpracovala. Pomocí zmíněné Lasse pomůcky jsem odstranila drobné zbylé žíly, a spojky s jinými oddíly, které nemají význam pro samotnou následující analýzu. Potom jsem k tomuto oddílu přidala myokard, a aplikovala „Smooth“ na hodnotu 0.75, což snižuje hrubosti na povrchu a umožňuje kvalitnější další práci v 3-Matic.



Obrázek č.15: Model LA připraven k exportu do 3- Matic

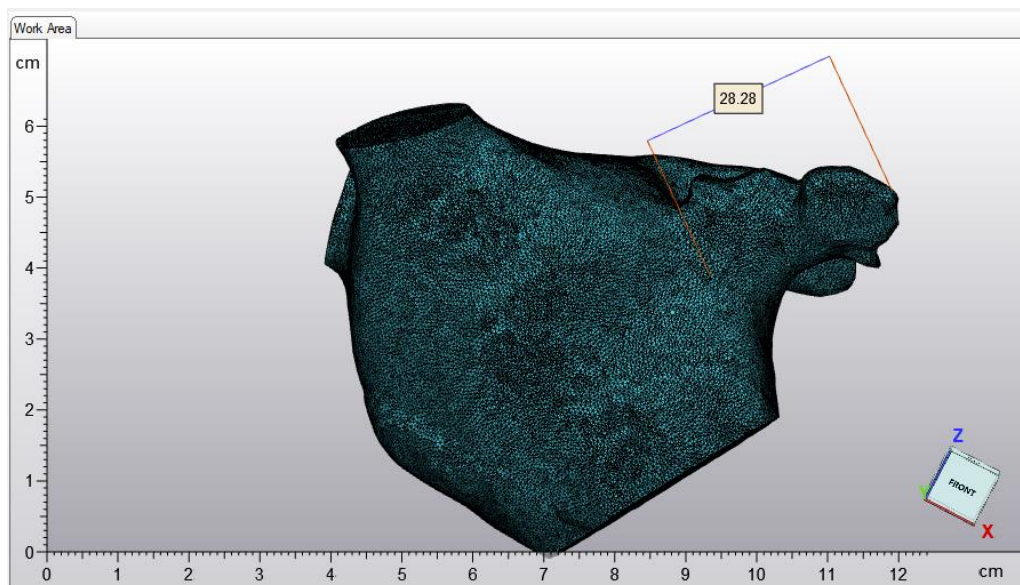
Virtuální 3D modely byly následně zpracovány s dalším softwarem "3-Matic Mimics Materialise". Volbou export model (do 3-Matic) , a selekcí dokončené LA se přesunul vybraný úsek k další přípravě. Poznámka – vše co bylo prováděno na lékařských snímcích jednoho pacienta se postupovalo i u dalších dvou pacientů.

4.2 Zpracování v 3 - Matic

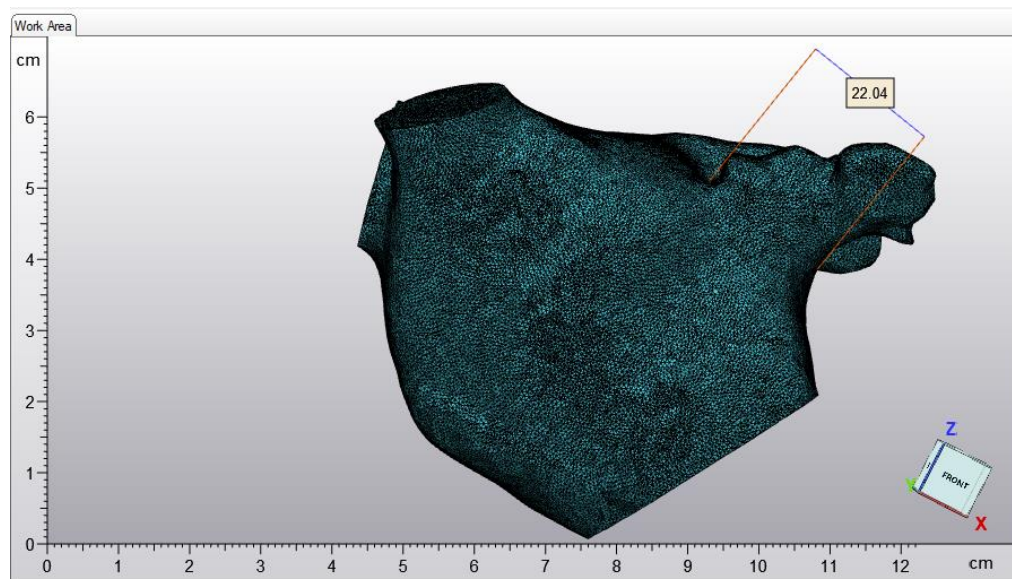
Vizualizovat masky v 3D lze, kdy je segmentace správně a dostatečně přesně udělaná. Odstranění nežádoucích částí, čímž se myslí především drobné plicní arterie, přilehlé tkáním, které nemají žádný vliv na navazující analýzu proudění krve, se dělá pomocí nástroje „Edit Masks“. Zpracování v tomto softwaru 3 - Matic je zásadní pro další výpočty.

Pro optimální kvalitu jsem zvolila odpovídající masky (LA s myokardem). Program 3 – Matic byl využit ke konečné přípravě modelu k simulaci ve COMSOL Multyphysics. Prvním krokem byla operace „Wrap“ z nástroje na úpravu povrchu modelu, což je tzv. zabalení objektu. „Wrapped“ tj. zabalený model by neměl obsahovat žádné nevýznamné otvory na místech, kde je původní model měl. Lze odstranit jakékoliv vnitřní buňky, tj. malinkaté drobnosti a detaily které nemají být zahrnuté. Hodnotu pro nejmenší detail schopny rozlišení, jsem nastavila 0.75 mm, což znamená že všechny detaily menší, než nastavená hodnota budou ztraceny. Dílčím krokem je nastavení hodnoty tloušťky stěny na 1 cm, což odpovídá teoretickým základům.

Poznámka – všechno udělané na LA jednoho nesegmentovaného modelu srdce, stejným postupem se provedlo na ostatních dvou.



Obrázek č.16: Rozměry ouška levé síně (LAA), délka 28.28 mm

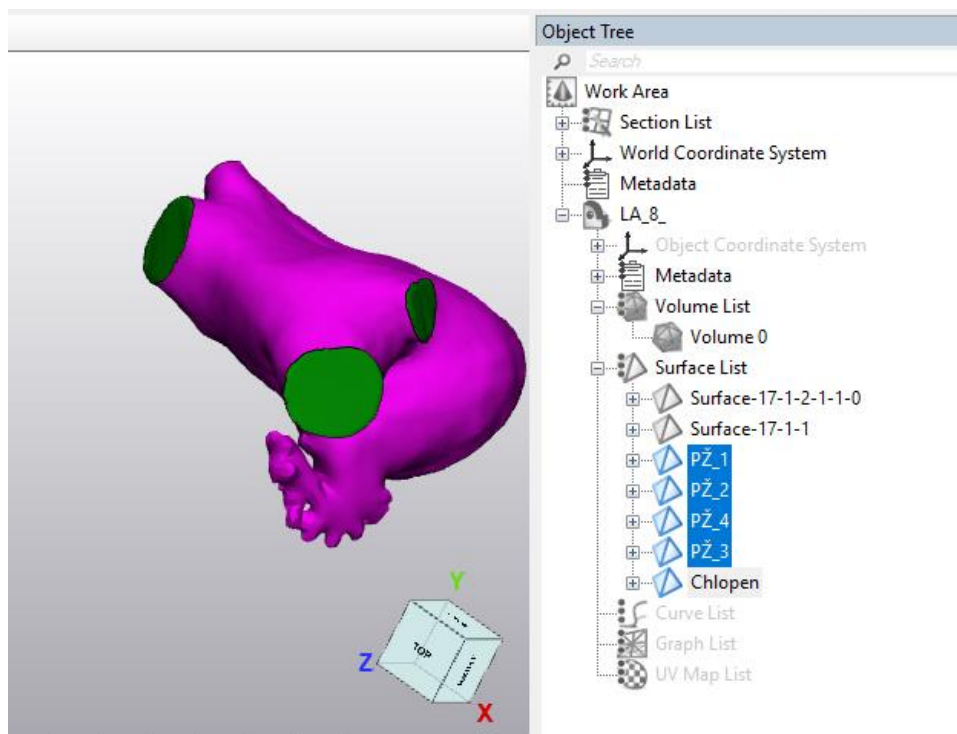


Obrázek č.17: Rozměry ouška levé síně (LAA), šířka 22.04 mm

4.2.1 Flat Surface

Důležitým krokem je vytvořit rovný povrch (flat surface angl.) jako hraničný povrch který je Comsol schopen detekovat pro spuštění simulace. S ohledem na to, že speciální pomůcka přesně určená pro tuto práci, nebyla k dispozici ve naší konfiguraci 3 - Matic, postupovala jsem použitím alternativních nástrojů. Postup začal vytvořením menších trojúhelníků, aby povrchy skončili s poměrně rovnou konturu, umožňující dále vyplnit prohlubeň téměř rovným povrhem. Pomocí „Lasso Area Mark“ jsem vyznačila dílčí část nejprve plicních žil, abych v každé z nich vytvořila otvor. Tímto způsobem jsem odstranila koncový povrh.

Stejný postup jsem poté opakovala pro hraniční povrch síně a komory. Z nástroje Fix jsem vybrala „Fill Hole“ a jako entitu označila obrys cévy, s cílem nahradit odříznutý povrch novým plochým. Nastavením ještě několika drobných parametrů, jsem výsledně dostala povrchy (Obr. 9) které budou dál sloužit pro Inlet (1-4 plicní žily), respektive Outlet (chlopeň mezi LA a LV) tekutiny ve Comsolu. Poznámka – všechno udělané na LA jednoho nasegment. srdce, stejným postupem bylo provedeno i u dvou ostatních.



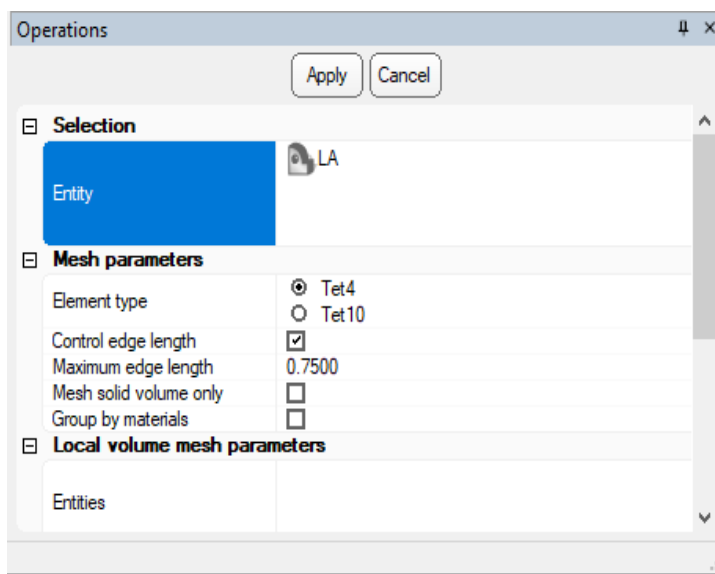
Obrázek č. 18: Tvorba jednotlivých vstupů/výstupu průtoku krve

4.2.2 Volume mesh

Dále se musela vygenerovat objemová mesh, resp. objemová síť. Vytvořená síť modelu přímo definuje pozice bodů, které jsou její součástí. Definováním parametrů které 3 – Matic nabízí, dostaneme hrubou, nebo naopak jemnější mesh (síť). Vzhledem k tomu, že je dalším krokem numerický výpočet rychlosti proudění krve, tvorba objemové sítě je velmi důležitou částí práce, a proto byla kladena zvláštní pozornost na její kvalitu. Vložení objektu do 3 – Matic a volbou Triangle lze vidět na povrchu síť. Podle sítě se budou dále odvíjet matematické výpočty v COMSOLu. Metoda je založena na tvorbě čtyřstěn tzv. tetraedrů, které budou jak uvnitř modelu, tak i na povrchu. Metoda je náchylná na to, zda trojúhelníky na povrchu vypadají rovnostranně a pravidelně. V podstatě jednoduchost dalšího výpočtu záleží pouze na rovnostrannosti těch objemových elementů na povrchu. Pokud je síť příliš hrubá, stačí k jejímu výpočtu krátký časový interval, ale je zde i vyšší riziko vzniku chyb různých druhů.

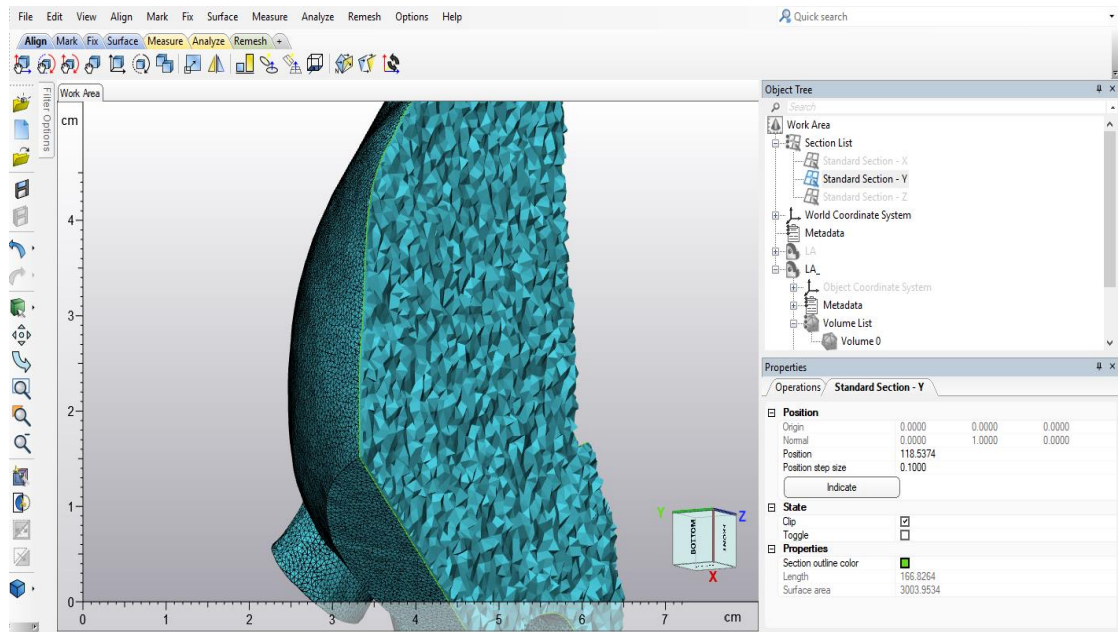
Kvalita meshe hodně ovlivňuje přesnost simulace, neboť jak se tekutina v modelu pohybuje, tak dochází k deformaci meshe a tím by mohlo dojít k výpočtu nepřesné hodnoty. Je tedy potřeba vytvořit operace „Remesh“ , která vytvoří novou, vhodnější síť. Postup začíná funkcí „Uniform Remesh“ která celý povrch modelu předělá na různě velké trojúhelníky. V otevřeném podokénku jsem nastavila hodnotu jednotnou pro všechny vytvořené trojúhelníky - 3 mm. Tato hodnota představuje délku strany trojúhelníku, kterou vidíme na povrchu objektu (obr. 10). Vyjadřuje v podstatě povrchovou síť (mesh) která bude exportovaná do následujícího programu, spolu s objemovou sítí. Velmi důležitým krokem pro následnou simulaci proudění je správné vytvoření objemové sítě. Pomocí stejného nástroje byla objemová síť postupně upravována, s tím rozdílem, že se definovala velikost tetraedrů uvnitř objektu. Z toho důvodu byla na zvolení vhodných rozměrů sítě kladena zvláštní pozornost – aby síť zahrнула dostatečně velkou oblast, ale zároveň aby nebyla nepotřebně veliká a tím bez jakéhokoliv zpřesnění výpočtu prodlužovala následnou dobu výpočtu. Kalkulace tvorby trvala cca 30 minut. Na obrázku č. 11 lze vidět objemový mesh uvnitř objektu, na jehož kvalitě záleží přesnost výpočtu. Řez je udělán pomocí Standard Section - Y a pozice je nastavena přesně v polovině tloušťky. Ještě před vyexportováním dokončeného 3D modelu bylo nutné ho upravit tak, aby úplně odpovídal požadavkům následujícího softwaru COMSOL, ve kterém se dělají zásadní výpočty. Konečnou kontrolou pro matematický výpočet je tzv. funkce „Fix Wizard“ tj. automatické označení nesprávných elementů modelu.

Pod tím se myslí převážně chyby spojené s objemovou sítí (špatně vykreslené hrany tetraedrů, nekvalitní obrysy otvorů apod.). Využil se hlavně pro kontrolu objemové výpočetní sítě v kritických místech (nepatrné mezery a tenké stěny) a pro kontrolu rychlosti růstu povrchové výpočetní sítě. Z výběru jsem zvolila celou analýzu „Full Analyze“. Po provedení analýzy, nástroj hlásil chybu a zvýraznil čtyři hrany na okrajích LAA, které bylo nutné předělat. Po ruční opravě detekovaných trojúhelníků, bylo z výstupní zprávy kontroly již jasné, že je model v pořádku. Cílem bylo dosažení perfektní sítě bez hlášení jakéhokoliv druhu chyb (obr. 21)

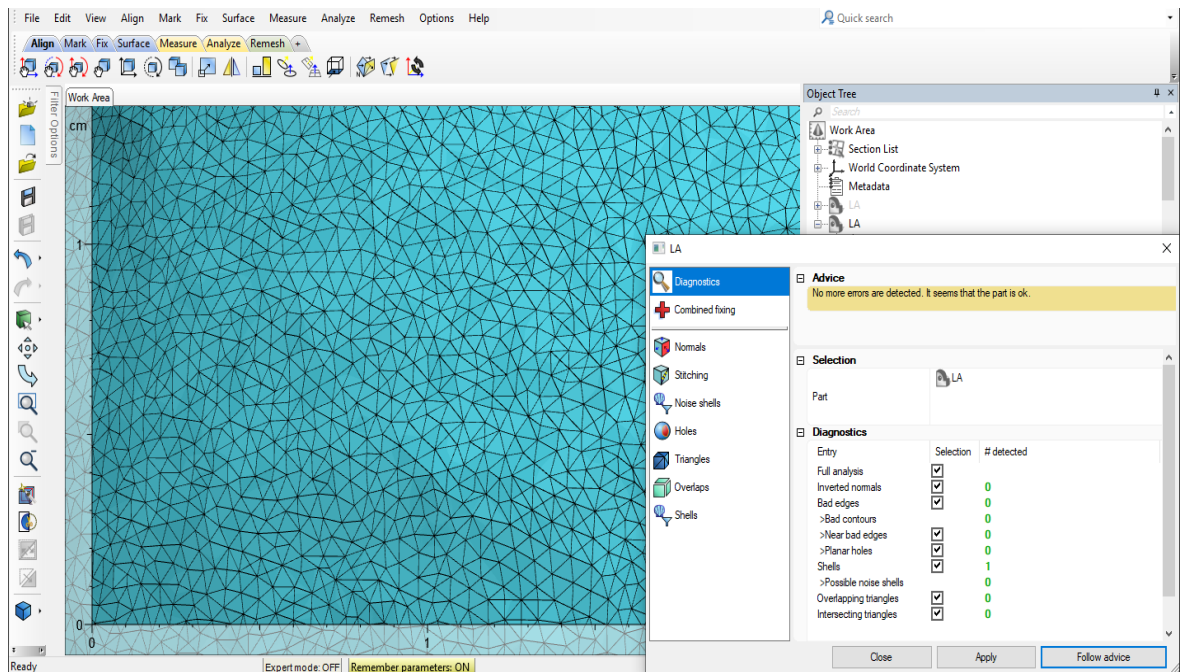


Obrázek č. 19: Tvorba sítě pro numerický výpočet proudění.

Výsledkem byla pravidelná jemná síť (obr. 21) o 2 742 600 elementech s vysokou kvalitou. Na všech třech modelech byla vygenerována mřížka stejné hrubosti, se stejným nastavením parametrů.



Obrázek č. 20: Podélný řez modelu. Velikost objemových elementů stejná.



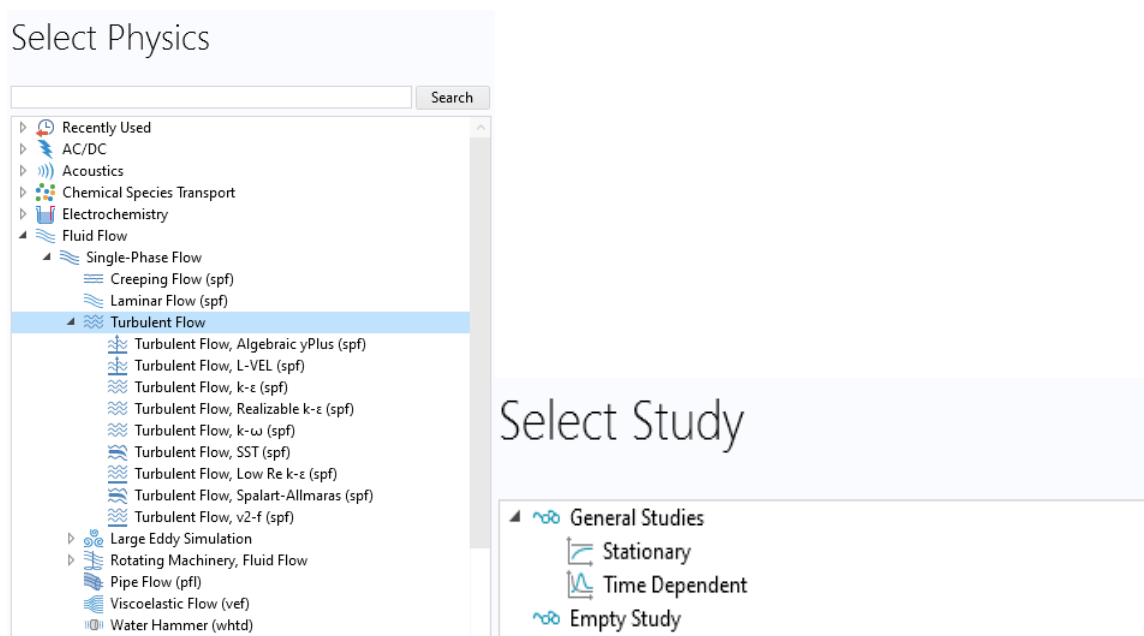
Obrázek č. 21: Zobrazena výstupní zpráva kontroly nástroje

Po těchto úpravách se z dokončeného modelu exportovala „volume mesh and surface“ do počítačového programu COMSOL Multiphysics. Formát exportu byl .mpltxt a obsahoval data o objemové síti a geometrii povrchu.

4.3 Analýza v COMSOL Multiphysics

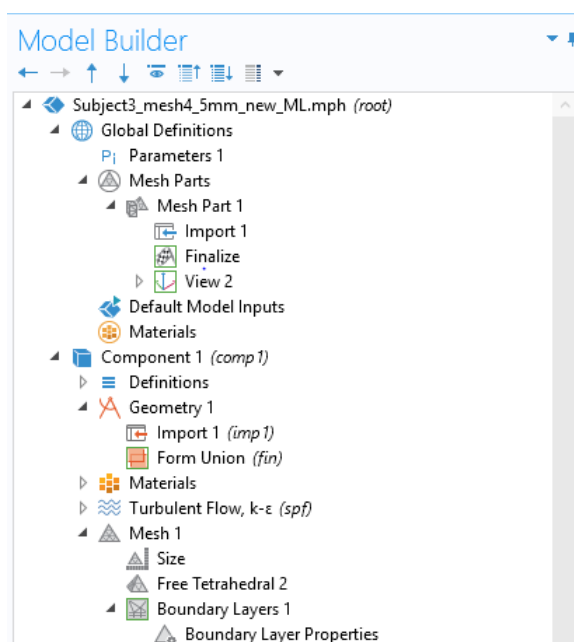
Pro tuto simulaci byl zvolen program COMSOL Multiphysics, který umožňuje simulovat chování různých struktur z fyzikálního hlediska pomocí metody konečných prvků (FEM). Simulace byla prováděna ve programu verze 5.1, který byl k dispozici na fakultě FBMI. Program obsahuje knihovny předdefinovaných parciálních diferenciálních rovnic, které jsou základem jednotlivých fyzikálních rozhraní. Po výběru základních modulů se nám automaticky zpřístupní přehledné uživatelské rozhraní, s několika okénky, do nichž lze zadávat potřebné vlastnosti oblastí a okrajové či počáteční podmínky. Zde bude podrobně popsán proces simulace proudění krve skrz srdeční část LA u třech pacientů, jejichž výsledky budou následně zkoumány a porovnány mezi sebou. Krev, tekoucí levou síní „aplikuje“ určitý tlak jak na samotné žíly, tak i na celý vnitřní povrch stěny, čímž deformuje do jisté míry srdeční tkáň. V práci se samotná analýza skládá ze dvou odlišných, avšak spojitých postupů. První je analýza dynamiky krve včetně výpočtu rychlosti, průtoku a rozložení tlaku v struktuře. Následující část je věnována kvantitativnímu porovnání jednotlivých výsledků mezi sebou.

Na začátku práce v COMSOLu jsem vybrala Model Wizard s 3-D strukturou modelu. Na základě problematiky která se řeší jsem si z velkého počtu nabízených modulů vybrala CFD modul, jehož hlavním cílem je popsat kontinuální průtok tekutiny. Diskretizační schéma nasazená v analýze CFD je metoda konečných prvků, která pro řešení problémů mechaniky kontinua používá diferenciální rovnice. Dalším krokem byl výběr fyzikálního děje „Fluid Flow“ (průtoku tekutiny) z kategorie „Physics“, a přesněji právě na „Turbulent flow k- ϵ “ s nízkou hodnotou Re čísla (zdůvodnění v podkapitole 4.3.2). Potom byl vybrán typ studie, program nabízí obecně buď stacionární nebo časově závislou studii. Pro řešení této práce stačí „Stationary study“, jelikož ji používám k výpočtu stabilních průtokových a tlakových rozložení. Zabývá se kontinuálním prouděním krve, závislým na anatomickém tvaru struktury, proto je výhodnější výběr stacionární studie.



Obrázek č. 22,23: Nastavení turbulentního režimu se stacionární analýzou

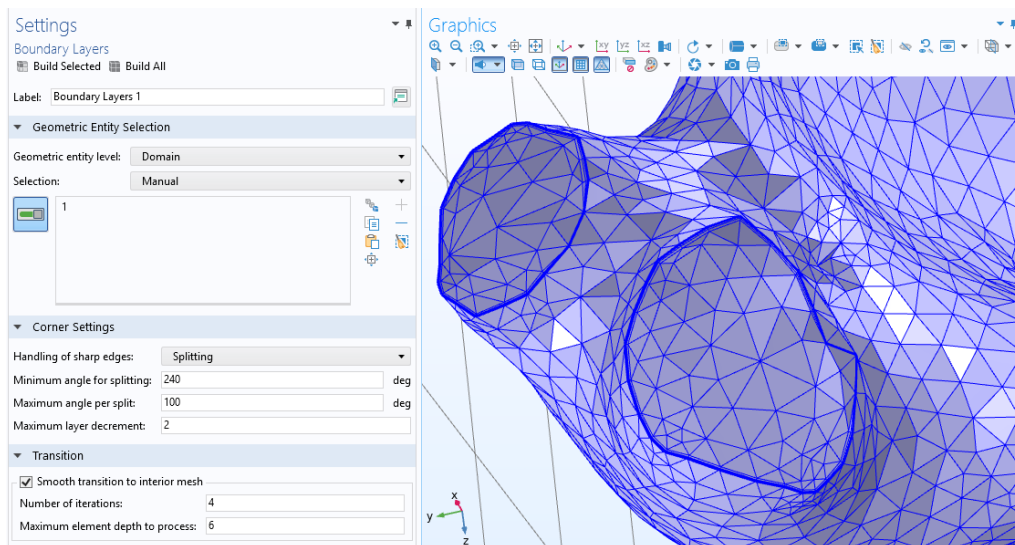
Po zvolených aplikačních režimech, program se přepne do pracovního prostředí, kde dalším krokem je importovat objemovou síť vytvořenou v 3 - Matic. V rámci počátečních nastavení je ze složce Global Definitions vybrán „Mesh parts“ trojrozměrného modelu, a importována výchozí data z 3-D Matic. Pak se v složce Geometrii implementovala (také pravým tlačítkem) získaná data a definoval se zdroj jako „Mesh or 3D printing file“. Pro relativní chybu stačila hodnota 0,01 a faktorem odstranění vady byla zvolena hodnota 1. Geometrický model je takto připraven pro generování výpočetní sítě, v jejíchž uzlových bodech budou vypočtena potřebná data. Ve stejné podsložce bylo povinné nastavit jednotku délky v milimetrech, a jednotku úhlu ve stupních.



Obrázek č. 24: Zobrazení hlavních oblastí pro postup tvorby simulace

Proces dále pokračoval podmíněním „Boundary layers“ ze samostatné podsložky Mesh 1 (obr.24). Hraniční vrstvy se vztahují podél všech hranic, přes které existují silné přechody, zejména pro rovnice difúzních typů. Tato podmínka je vhodná, protože stěna je v skutečném stavu bez skluzu a existuje poměrně silný gradient rychlosti, končící na $u=0$ m/s na samé hranici (podrobněji popsáno v další podkapitole). Pro simulace CFD je tento krok zásadním a je zaměřen vlastně na síťování hraničních vrstev. Vytváří vysoce anizotropní síť v blízkosti stěn, aniž by bylo potřeba používat zametané síťe nebo speciálně určené domény. V podstatě přidá síť hraniční vrstvy ke všem protiskluzovým hranicím (obrázek č. 25).

Síť hraniční vrstvy má několik vlastností, které se dají lehce kvantitativně nadefinovat. První charakteristikou je faktor protahování, který byl ve všech modelech $f=1,2$. Označuje rychlost růstu z jedné vrstvy povrchového elementu do další. To je nezbytné pro dosažení slušného přechodu na nestrukturovanou síť. Hraniční vrstva by funkčně byla použita s buď vyšším faktorem roztažení, nebo s více vrstvami v síti hraniční vrstvy (počet vrstev je další charakteristikou sítě hraniční vrstvy). Jak je znázorněno na obrázku č. 20, nastavené jsou dvě hraniční vrstvy. Je vidět, že větší plochy jsou rozděleny hrubější diskretizační sítí, zatímco detailnější místa, jako je hraniční oblast vstupních a výstupních otvorů jsou rozděleny jemnější sítí. Kvůli tomu lze očekávat přesnější výsledky, které jsou především zde žádoucí.

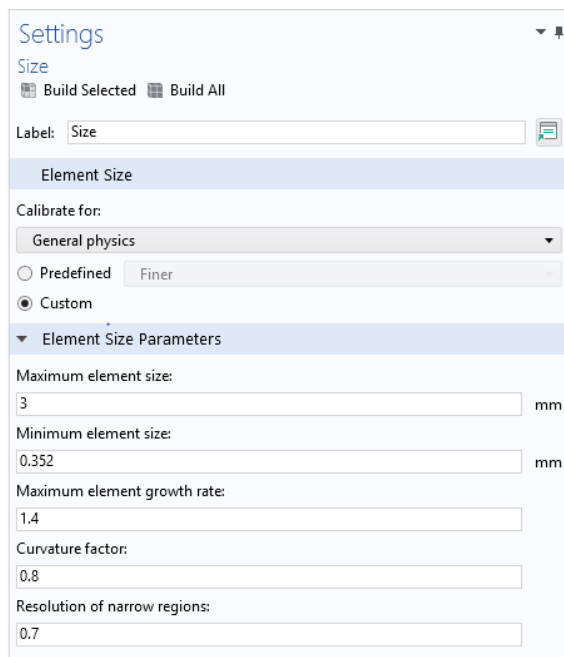


Obrázek č. 25: Zvolená diskretizační síť

Ze stejné složky jsem přidala „Free tetraedr“ s počtem itarací 4, a maximální hloubku prvku ke zpracování 4. Funkce vytváří skutečnou síť jak na hranicích tak i v doménách.

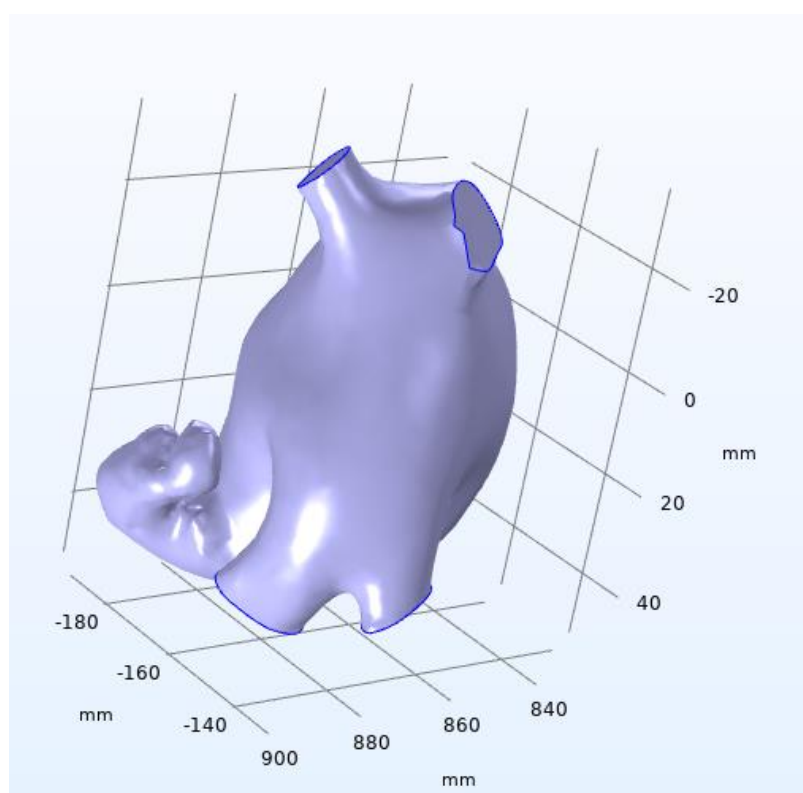
Podsložka „Size“ (velikost) obsahuje sadu parametrů na kterých závisí funkčnost konečných sítí. Maximální a minimální velikost prvků byla nastavena jako při zpracování v nástroji 3 – Matic (obr. 26). Jako podmínka rychlosti růstu stačí hodnota 1,4 která vyjadřuje o kolik může být větší následující tetraedr v objektu.

Program má několik typů řešičů, ze kterých byl vybrán GMRES, iterační řešič. Řešičem rozumíme část softwaru, který zahrnuje vlastní řešení numerických algoritmů.



Obrázek č. 26: Velikost elementů vygenerované sítě

Konečná mřížka měla jednu hlavní doménu s dohromady 11 568 832 prvky. V této chvíli se zobrazí celý model, se vyznačením odlišných geometrických oddílů (obr. 13). Přitom příkaz zobrazuje dimenze všech jednotlivých částí modelu. Model pacienta č. 8 má rozměry $60 \times 90 \times 35 \text{ mm}$. Model č. 10 má $62 \times 90 \times 37 \text{ mm}$, a třetí model č.3 má rozměry $60 \times 92 \times 32 \text{ mm}$. Každý samostatný oddíl se rozumí jako zvláštní domén, a musí se teda každému přiřadit odpovídající počáteční podmínky. Podmínky, které se determinují rovnou na začátku (hustota, viskozita, teplota, počat. tlaky apod.), mají závažný vliv na výsledky simulace.



Obrázek č. 27: Rozměry modelu pacienta č.8

Comsol nabízí řadu rozdílných druhů nastavení, ale pouze některé z nich byly využity v řešení této práci. Ze začátku jsem zkoušela nasimulovat funkční model za jednoduchých podmínek, a postupně úlohu přibližovala skutečnému stavu s požadovanou složitostí.

4.3.1 Nastavení parametrů

V položce Materials jsem nadefinovala vlastnosti tekutiny, která má reprezentovat krev. Vzhledem k tomu, že krev s předdefinovanými parametry neexistuje v COMSOL knihovně materiálů, musela jsem ji „vytvořit“ z Blank modelu. Ze položky „Basic Properties“ tj. základních vlastností jsem vybrala ty, které mají největší vliv na sledovaný průtok. Jsou to hustota a dynamický viskoziteta krve.

Tabulka č.4: Definované parametry krve

Hustota	1060 kg/m ³
Dynamický viskoziteta	0,0035 Pa · s

Tekutina představující krev která proudí skrz model, byla považována za Newtonovskou kapalinu, a nestlačitelnou kapalinu. Newtonovská kapalina je taková, ve které je dynamická viskozita konstantní vůči všem smykovým rychlostem, a tudíž vyhovuje Newtonovu zákonu viskozity.

$$\tau = \mu * \gamma \quad 4.3.1$$

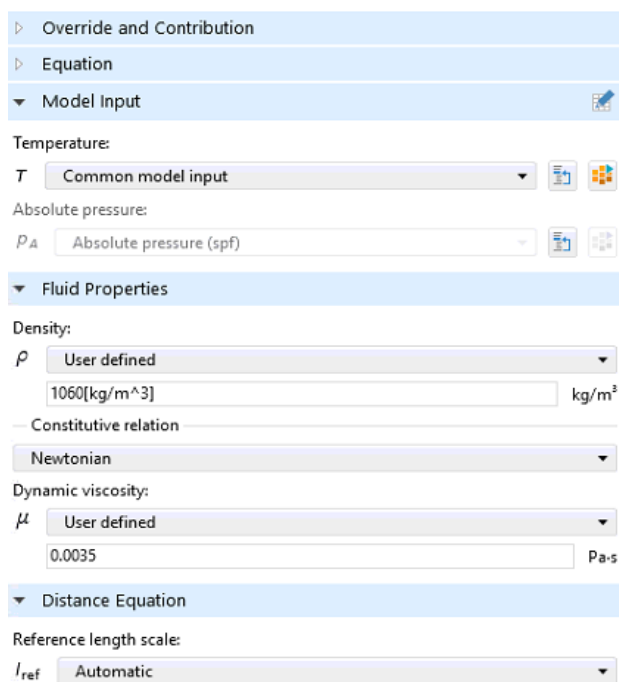
kde τ [Pa] je smykové napětí, μ [Pa · s] je dynamická viskozita a γ [s⁻¹] je smyková rychlost.

Pro typ fyzikálního proudění jsem implementovala turbulentní, na základě vypočteného Reynoldsova čísla (dále jen Re číslo). Reynoldsovo číslo Re udává poměr dynamických a vazkých sil. Ze své definice je ukazatelem hranice mezi laminárním a turbulentním prouděním, kdy se za hraniční hodnotu pro přechod do turbulentního proudění považuje velikost cca $Re = 2000$. Matematický popis proudění turbulentního je oproti laminárnímu mnohem složitější. Obecně, nízká hodnota Re čísla značí hladké a laminární proudění, poté co je vyšší hodnota ukazatelem turbulentního způsobu proudění. Ukázka výpočtu:

$$Re = \frac{r * V * \rho}{\mu} \quad 4.3.2$$

kde je r poloměr plicní žíly, V označuje rychlost protékající krve, ρ značí hustotu krve a μ dynamickou viskozitu. Dosazením do vzorce ($r = 20$ mm, $V = 16$ cm/s, $\rho = 1060$ kg/m³ a $\mu = 0,0035$ Pa · s), získala jsem hodnotu Re čísla 2094. Číslo se píše bez jednotky. Hodnota znamená, že v tom případě dochází k pozvolnému přechodu mezi laminárním a turbulentním prouděním a mluvíme o proudění přechodovém. Krev protékající levou síní může v určitých oblastech být laminární, zatímco v jiných však turbulentní.

Toto se shoduje se s teoretickým úvodem, ve kterém je naznačen možný vznik turbulentních šelestů ve středové části LA, i když do cévy krev vtéká čistě laminárním způsobem.



Obrázek č. 28: Nastavení parametrů tekutiny

Podstatné je nastavit odpovídající typ řešiče pro této CFD úlohu. Z několika vzájemných odlišných typů řešičů, které Comsol běžně nabízí, zvolila jsem „GRMES“ typ.

4.3.2 Podmínky dynamiky tekutin

Program řeší úlohy pomocí předefinovaných parciálních diferenciálních rovnic, které uživatel vybere z knihovny. V práci byl využit režim proudění „turbulent flow k-ε Low Re“. Označení "nízké Reynoldsovo číslo" se nevztahuje na tok v globálním smyslu, ale na oblast v blízkosti stěny, kde dominují viskózní účinky. Takový režim perfektně reprodukuje omezující chování různých veličin toku, když se vzdálenost ke stěně blíží nule. Aplikovaný typ matematického modelu byl RANS – Reynolds Averaged Navier-Stokes. Pro popis proudění nestlačitelných tekutin, kam patří i krev, jsou stěžejní právě Navierovy Stokesovy rovnice, které vycházejí z rovnice kontinuity a pohybové rovnice. Navier-Stokesovy rovnice jsou nelineární parciální diferenciální rovnice, popisující pohyb tekutin. Reynoldsovy rovnice (RANS) využívají při popisu turbulentního proudění čtyři neznámé, a to tři neznámé vektoru rychlost u ve směru x , y a z a čtvrtá neznámá tlak p .

Do základních Navier-Stokes rovnic (4.3.3) se přiřadila navíc průměrná hodnota Re čísla kapaliny, tj. krve. Analýza byla řešena pomocí těchto rovnic:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}' \otimes \mathbf{u}') = -\nabla p + \nabla \cdot [\mu (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)] + \mathbf{F} \quad 4.3.3$$

kde μ dynamická viskozita krve, ν kinematická viskozita. Dynamická viskozita μ se uplatňuje ve vazkých napětích, která vznikají při smykové deformaci elementu tekutiny. Kinematická viskozita je podílem dynamické viskozity a hustoty kapaliny. \mathbf{F} v rovnici představuje vnější objemové síly působící na krev, a budeme ji zanedbávat. ∇p člen značí zrychlení způsobené tlakovým spádem.

Uvažujeme-li pro nestlačitelnou tekutinu navíc $p = konst.$ zredukuje se tato rovnice pouze na podmínku:

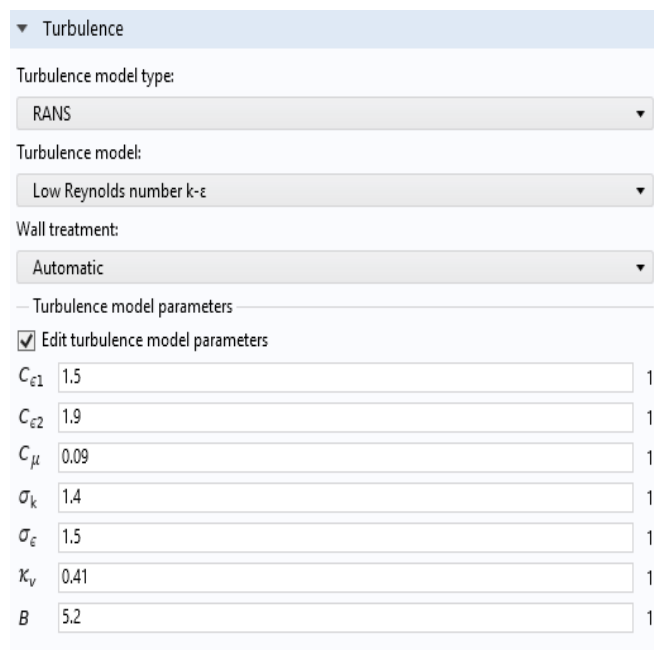
$$\rho (\nabla \cdot \mathbf{u}) = 0 \quad 4.3.4$$

Tento vztah vyjadřuje rovnici kontinuity pro nestlačitelné tekutiny. Jelikož RANS zavádí i průměrnou hodnotu Re čísla, uvádí se pojem μ_T . Je to turbulentní viskozita, která je přímo spojena s výpočtem Re čísla. Přidáním μ_T dochází ke složitějším výpočtům turbulentního proudění, která jsou už nad rámec této práce. Významný je fakt, že pro Newtonské kapaliny bylo zapotřebí upravit tvar viskózního členu: $-\mu_T (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)$. Tímto způsobem se rovnice redukovala rovnice a nový viskózní člen popisuje celkové difuzní chování krve. Modely v COMSOLu jsou popsány redukovanou rovnicí.

Konečnou Navierovou Stokesovu rovnici typu RANS lze vyjádřit vztahem:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = -\nabla p + \nabla \cdot [(\mu + \mu_T)(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)] + \mathbf{F} \quad 4.3.5$$

Obecně, typ k- ϵ proudění se velice často používá u různých inženýrských aplikací. Výhodou tohoto typu je schopnost řešení modelů s hrubší sítí blízko stěny a s komplexní geometrií. Model k- ϵ řeší dvě proměnné: k, kinetickou energii turbulence; ϵ (epsilon), rozptyl turbulence kinetické energie.



▼ Turbulence

Turbulence model type:
RANS

Turbulence model:
Low Reynolds number k-ε

Wall treatment:
Automatic

— Turbulence model parameters

Edit turbulence model parameters

$C_{\epsilon 1}$	1.5	1
$C_{\epsilon 2}$	1.9	1
C_{μ}	0.09	1
σ_k	1.4	1
σ_{ϵ}	1.5	1
κ_v	0.41	1
B	5.2	1

Obrázek č. 29: Nastavení parametrů tekutiny

4.3.3 Nastavení okrajových podmínek

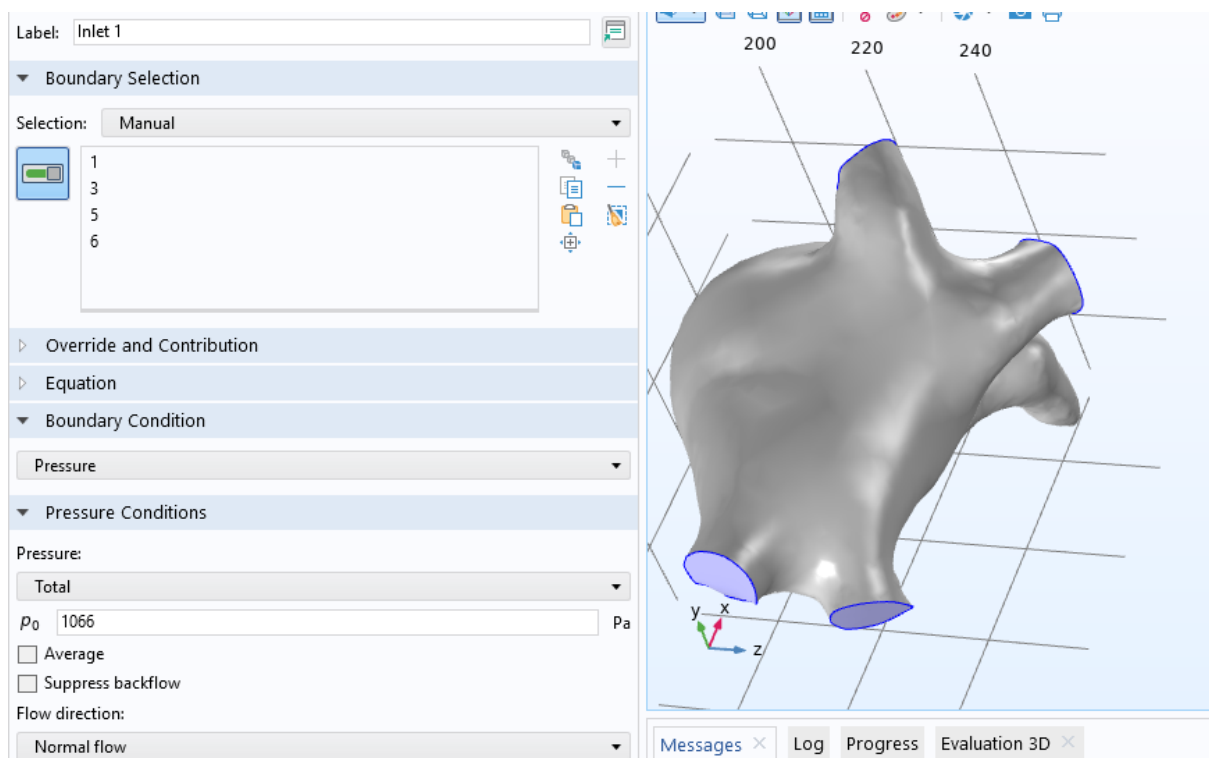
V této části je uvedeno stanovení hraničních podmínek (boundary conditions). Byl přiřazen simulované struktuře vstup a výstup proudící kapaliny. Vstup i výstup tekutiny může být určen buď parametrem rychlosti, tlaku, nebo normálního napětí. Pro každý otvor bylo potřeba označit který z nich představuje inlet-vstup tekutiny, a který outlet-výstup tekutiny, Srozumitelně dochází ke zatížení se konkrétním tlakovým rozložením, což bude součástí studia v této práci.

Pro každý vstupní otvor jsem jako podmínku nastavila tlak, kterým kapalina vstupovala do struktury. Tyto hodnoty odpovídají hodnotám tlaků získaných z echokardiografických snímků LS.

Otvory, kam vtéká krev do síně reprezentují vlastně čtyři plicní žíly, tj. povrch těchto žil. Jsou to poddomény znázorněny fialovou barvou na obr. 30.

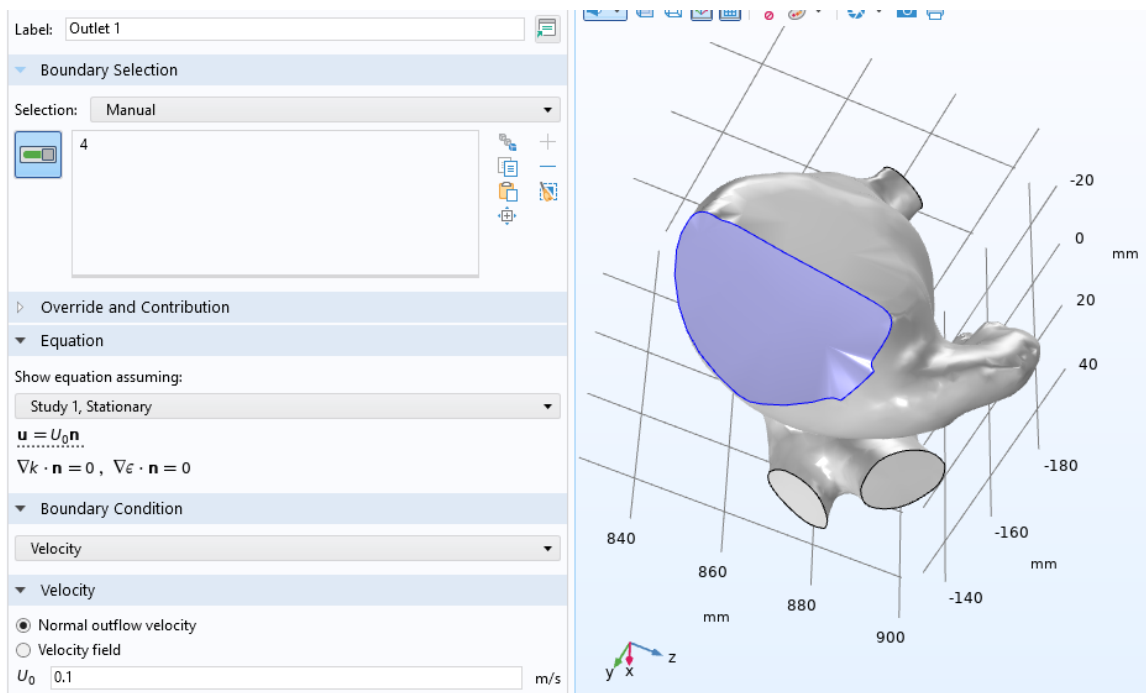
Tlaky byly nastaveny na základě echokardiografických snímků a fyziologickém rozsahu tlaku levé síně (8-13 mmHg). Počáteční statický tlak působící na plicní žíly v modelu č.1 je kolem 12-16 mmHg. Přepočtem na jednotku Pascalu dostaneme průměrnou hodnotu cca 1077 Pa.

Užitečné je nastavení podmínky, která potlačí zpětný tok proudění, nastaví se pomocí Suppress Backflow volby. Z řady možností jsem vybrala typ normálního průtoku, se střední intenzitou turbulencí ($IT=0,05$).



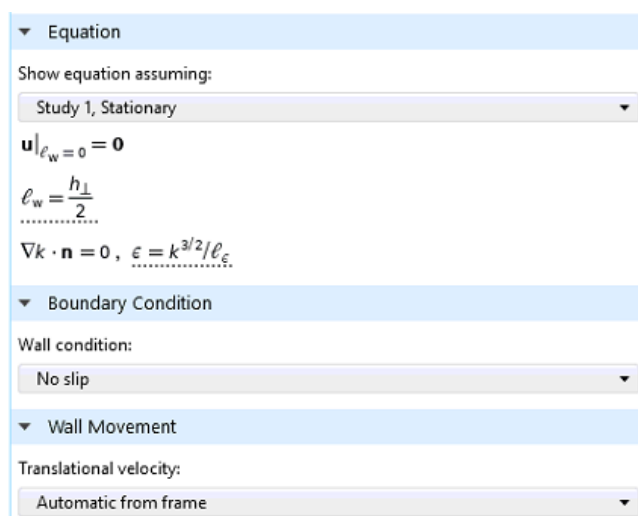
Obrázek č. 30: Vyznačení vstupních otvorů v modelu (zbarvené povrchy plicních žil)

Podmínky na výstupu se týkají rychlosti. Mitrální chlopeč představuje otvor, kam krev vytéká (obr.31) s definovanou rychlostí 0.1 m/s. Tato hodnota představuje průměrnou rychlost výtoku krve na výstupu levé síně do levé komory, a vychází z echokardiografických snímků. Výtok se považuje za standardní, tj. označeny „Outlet“ zabraňuje zpětnému proudění krve do levé síně. Obecně je při systole levé předsíně chlopeč otevřena a uzavírá se při diastole.



Obrázek č. 31: Vyznačen výstup průtoku krve (zbarvený povrch mitrální chlopně)

Stěna byla považována za tuhou s bez skluzovým stavem (no-slip condition). Tímto je bráněno tendenci krve ulpívat na stěnách a tím vytvářet skluz. Podmínkou no-slip se definuje nulová rychlost proudění ($u = 0 \text{ m/s}$) na pevné hranici se stěnou modelu. Ve podsložce „wall“ jsou automaticky zobrazeny všechny hraniční oblasti, které nejsou předtím vyznačené jako inlet/outlet. Funkce automatického zpracování stěn (Automatic from frame), automaticky detekuje, zda se stěna struktury pohybuje. Pokud žádný pohyb na vnitřní straně není ($u = 0 \text{ m/s}$), stěna se nemění, pokud je ($u \neq 0 \text{ m/s}$), pak se rychlost pohybu stěny vyrovná rychlosti $u[\text{m/s}]$.



Obrázek č. 32: Nastavení podmínek pro stěnu modelu

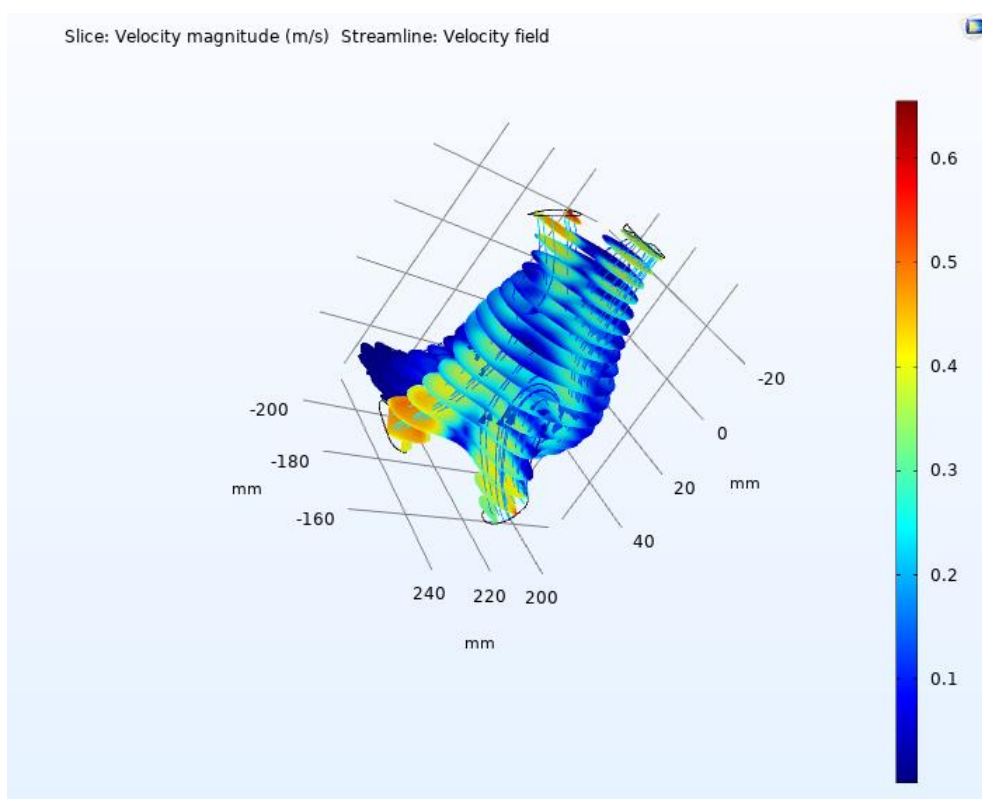
5 Výsledky

Tato část práce je věnovaná zpracování výsledků všech simulací, kde je zásadní, jakým způsobem a co je cílem zobrazit, jelikož program COMSOL nabízí obrovskou škálu různých fyzikálních veličin k zobrazení. U CDF průtokového režimu bylo zobrazeno jak rozložení tlaku, tak i rozložení rychlosti proudění krve, za stejných podmínek. Zde jsou shrnuty výsledky dílčích kroků, vedoucí ke konečnému porovnání modelů mezi sebou. Modely byly úspěšně implementovány a všechna řešení na konci dosáhla konvergence. Průběhy rychlosti byly analyzovány tak, aby kvalitativně a kvantitativně vyhodnotily perfuse LAA.

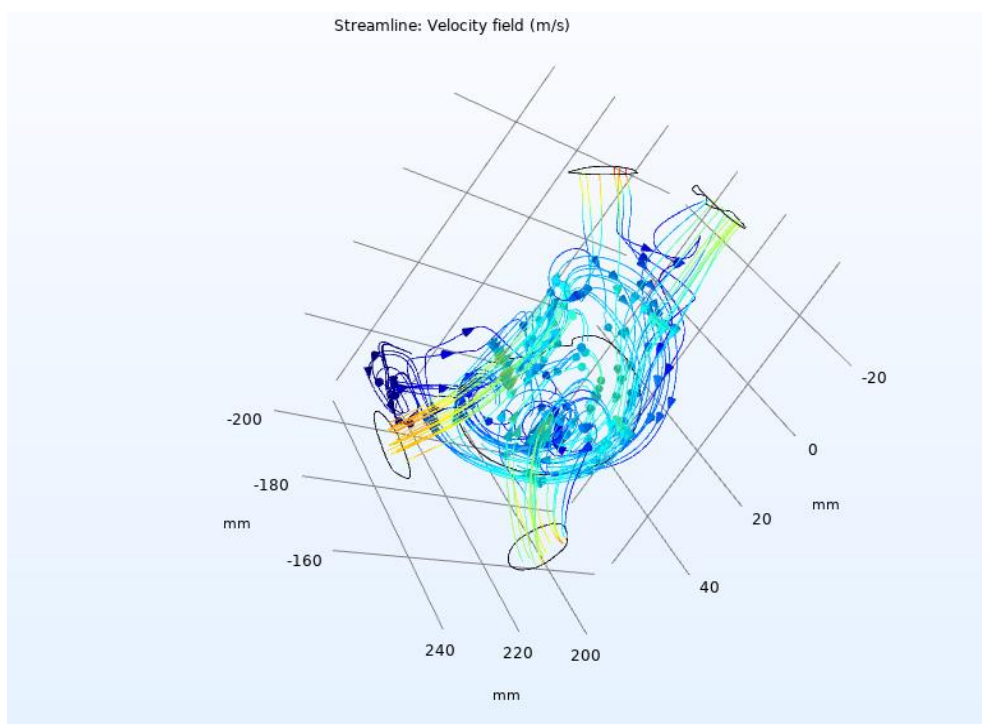
Výsledky jednotlivých simulací jsou nejprve znázorněny pod každým modelem zvlášť (pacienti č. 3, 8, 10), a poté pro přehlednost byly sloučeny do společných tabulek.

5.1 Rychlostní pole LS

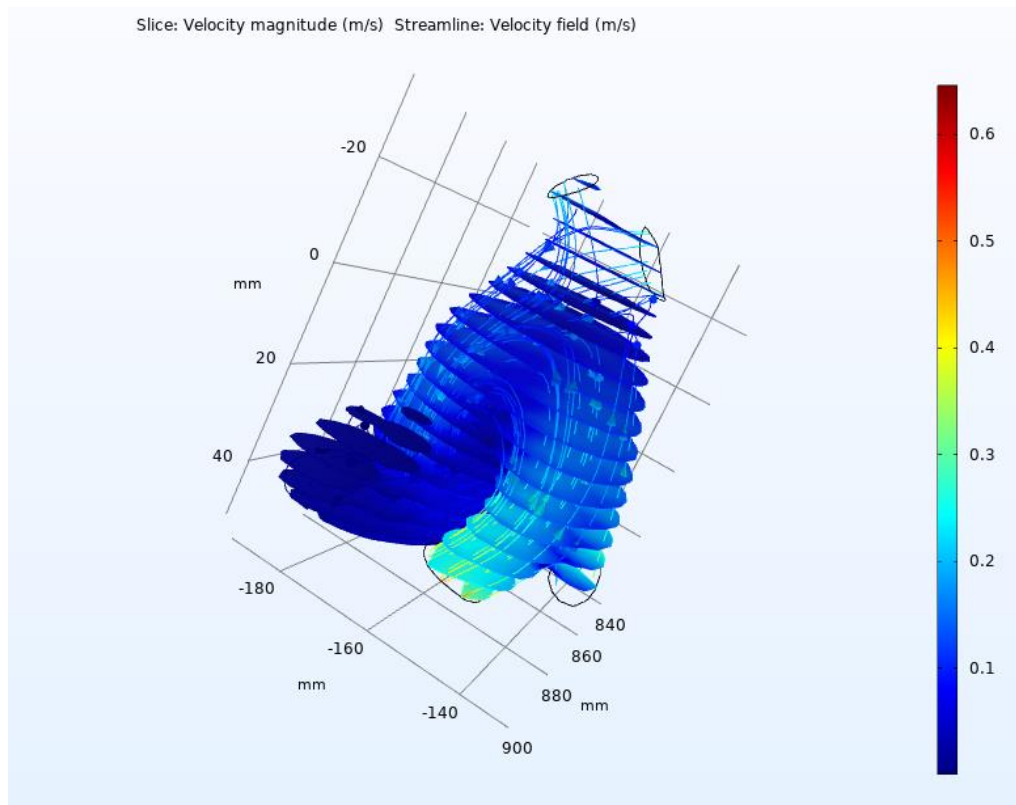
Prvních šest grafických výstupů vykresluje pohyb krve uvnitř struktury síně. Výsledky jsou zobrazeny na barevné škále od tmavě modré až po silně červenou. Z výkresů lze vizuálním počítáním určit kde roste hodnota turbulentního proudění, a kde naopak klesá. Je znázorněno, kde dochází ke vzniku vírů, i ve kterých místech síně se proudnice nejvíce navzájem promíchávají. Zobrazené výsledky budou v další kapitole podrobně diskutovány.



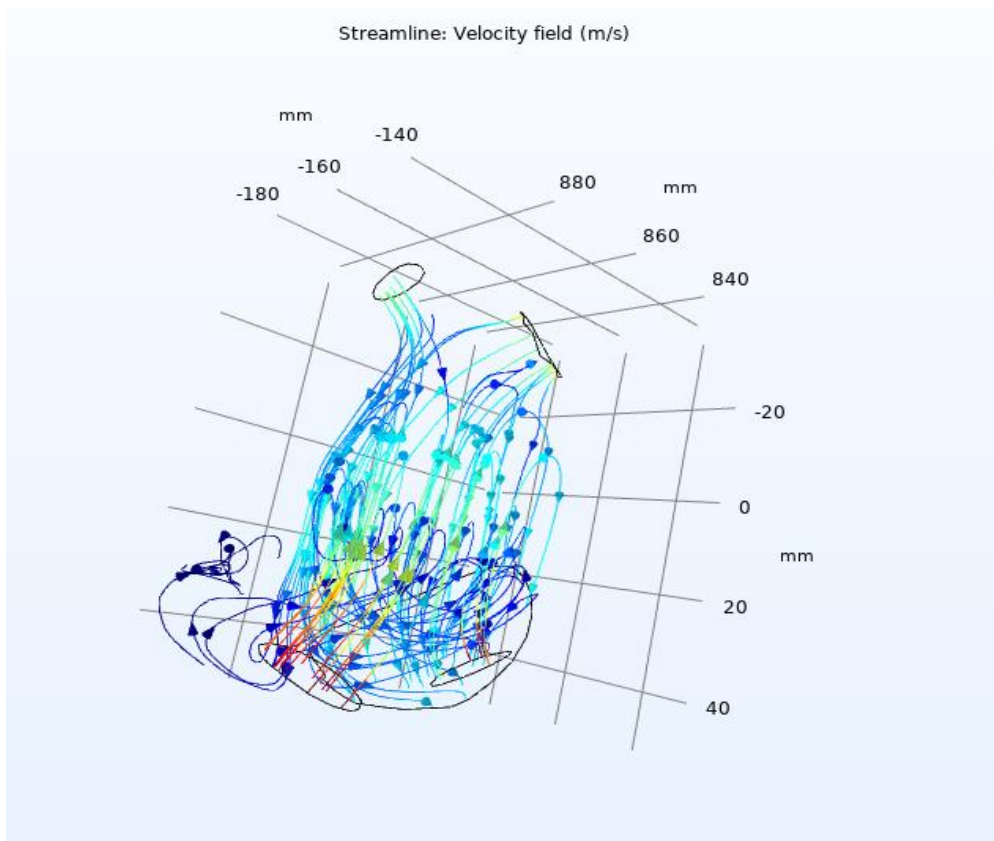
Obrázek č. 33: Model LS pacienta č. 10, ukázka rychlostního profilu krve. Barevná škála vpravo v m/s.



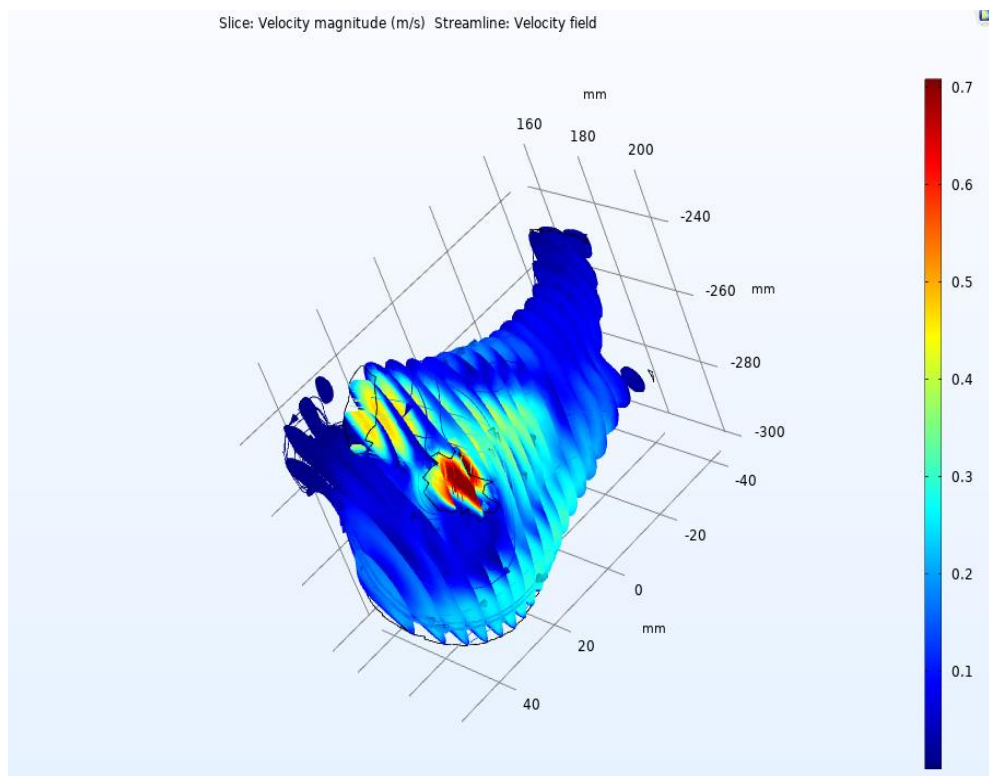
Obrázek č. 34: Model LS pacienta č. 10, vizualizace proudnice krve při kontinuálním proudění



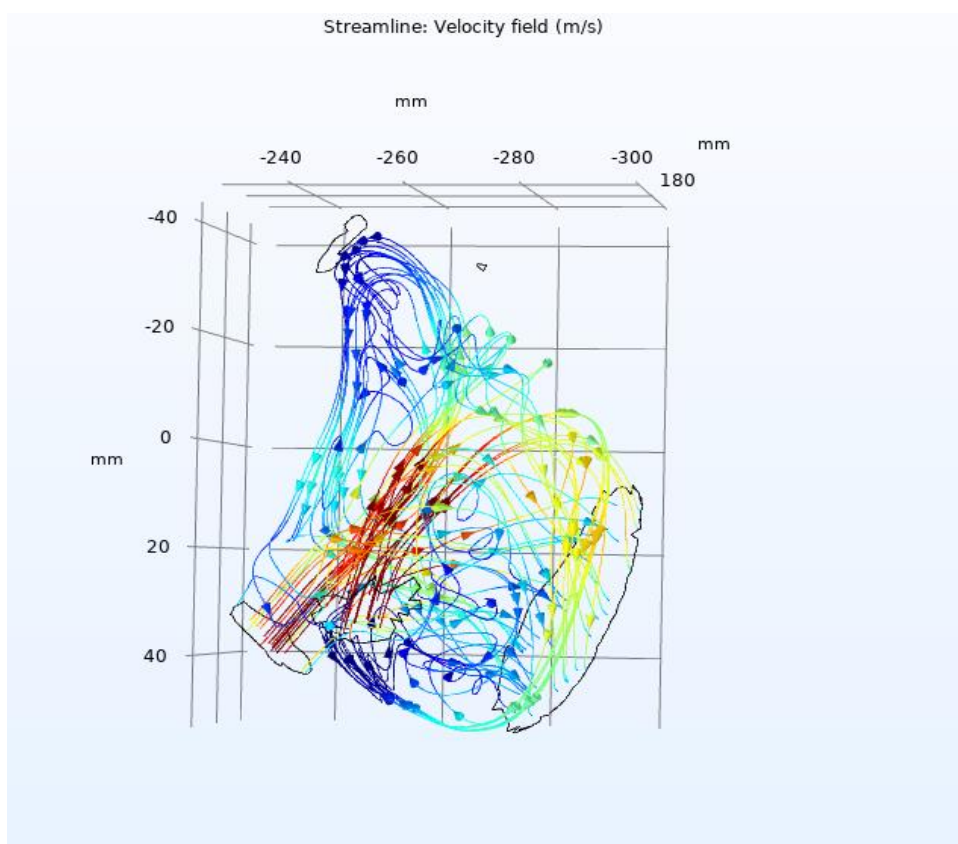
Obrázek č. 35: Model LS pacienta č. 10, ukázka rychlostního profilu krve.
Barevná škála vpravo v m/s.



Obrázek č. 36: Model LS pacienta č. 3, vizualizace proudnice krve při kontinuálním proudění



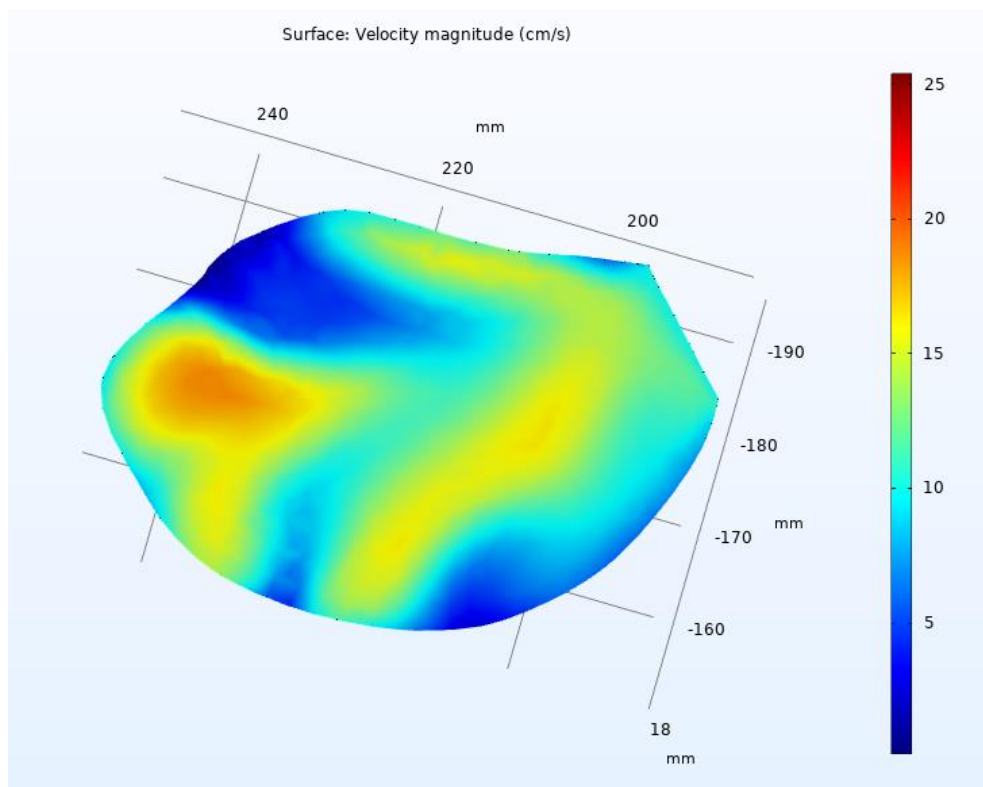
Obrázek č. 37: Model LS pacienta č. 8, ukázka rychlostního profilu krve.
Barevná škála vpravo v m/s.



Obrázek č. 38: Model LS pacienta č. 8, vizualizace proudnice krve při kontinuálním proudění

Ze zobrazených výsledků (proudnice na obr. 33-38) je patrné, že převládajícími ději uvnitř modelů jsou prudké víry, vznikající výrazně na dvou místech. Příčinou energie vírů je krev proudící ze čtyř cév dostatečně vzdálených mezi sebou. Proud krve po vstupu do síně se nejprve „rozbíjí“ o stěnu síně, která je nestlačitelná (z definice okrajových podmínek), a poté teče směrem ke chlopni. V oblasti ouška modely vykazují pomalejší proudění, rozdíly jsou tedy velmi malé, proto bylo nezbytné tyto struktury zkoumat zvlášť v následujících podkapitolách.

Zde je zobrazené rozložení rychlosti průtoku, takzvané rychlostní pole v rovině centrální části modelu. Ve vytvořené ploše na obr. 96 je jasné, že v oddílech sbírajících krev z plicních žil, byla rychlost nejvyšší a směrem k nulové ose (střed modelu) se mírně snižovala. Rychlost u samé stěny síně má přibližně nulovou rychlost, což vyplývá i z počáteční podmínky „no slip“ stěny. Pro ukázkou jsem vybrala model pacienta č. 10. Ostatní mají tytéž vlastnosti rychlostního pole v centrální rovině, proto nebyla potřeba je zde uvádět.

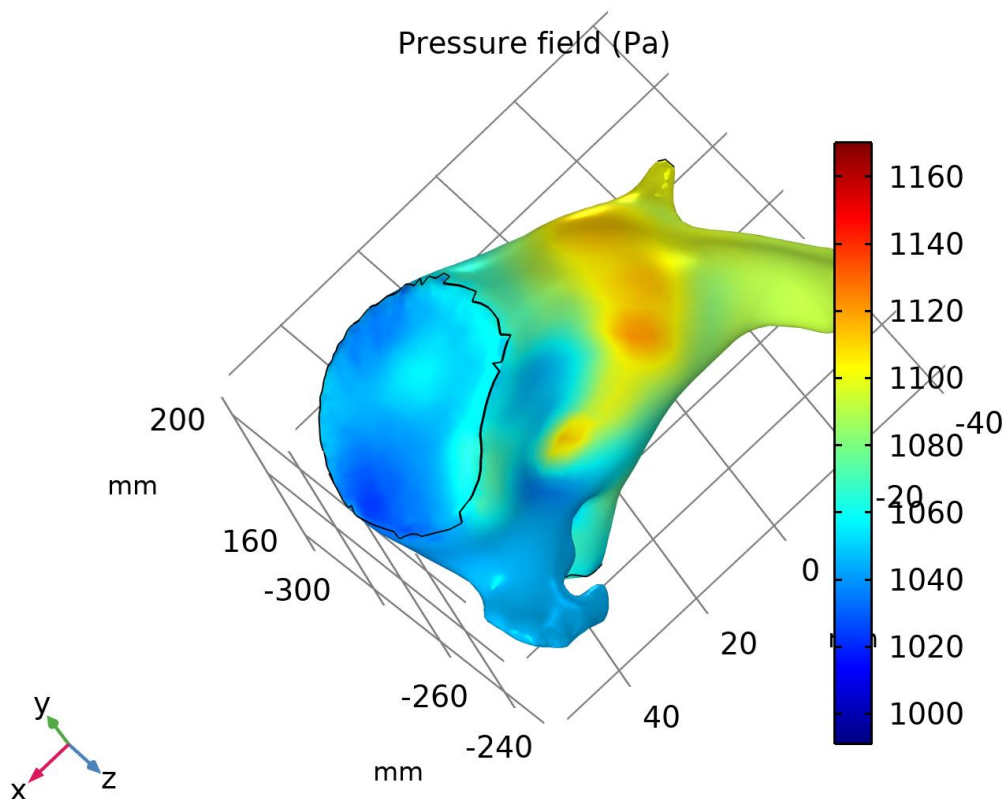


Obrázek č. 39: Vizualizace rozdělení rychlosti v centrální rovině LS.
Barevná škála v cm/s.

5.2 Tlakové pole LS

V této podkapitole je uvedeno relativní rozložení tlaku v modelech (Pa). Rozdíly v tlacích uvnitř síní se pohybují v řádech desítek Pa, přičemž nejpatrnější změny tlaku nastávají v okolí vstupů průtoku (Inlet 1-4), kde svého maxima vlastně dosahuje i rychlost. Oblast ouška charakterizuje nižší tlak, z toho hlediska je tlakové rozložení nedostatečné k vizuálnímu porovnání modelů.

Globální maximum tlaku nastává na začátku přívodu krve do plicních žil; předdefinovaná hodnota tlaku je 1066 Pa. Je vhodná a odpovídající vzhledem k jemnějšímu nastavení sítě. Zde je maximální znázorněná hodnota rovna 1187 Pa a rozdíl tlaků je 287 Pa.



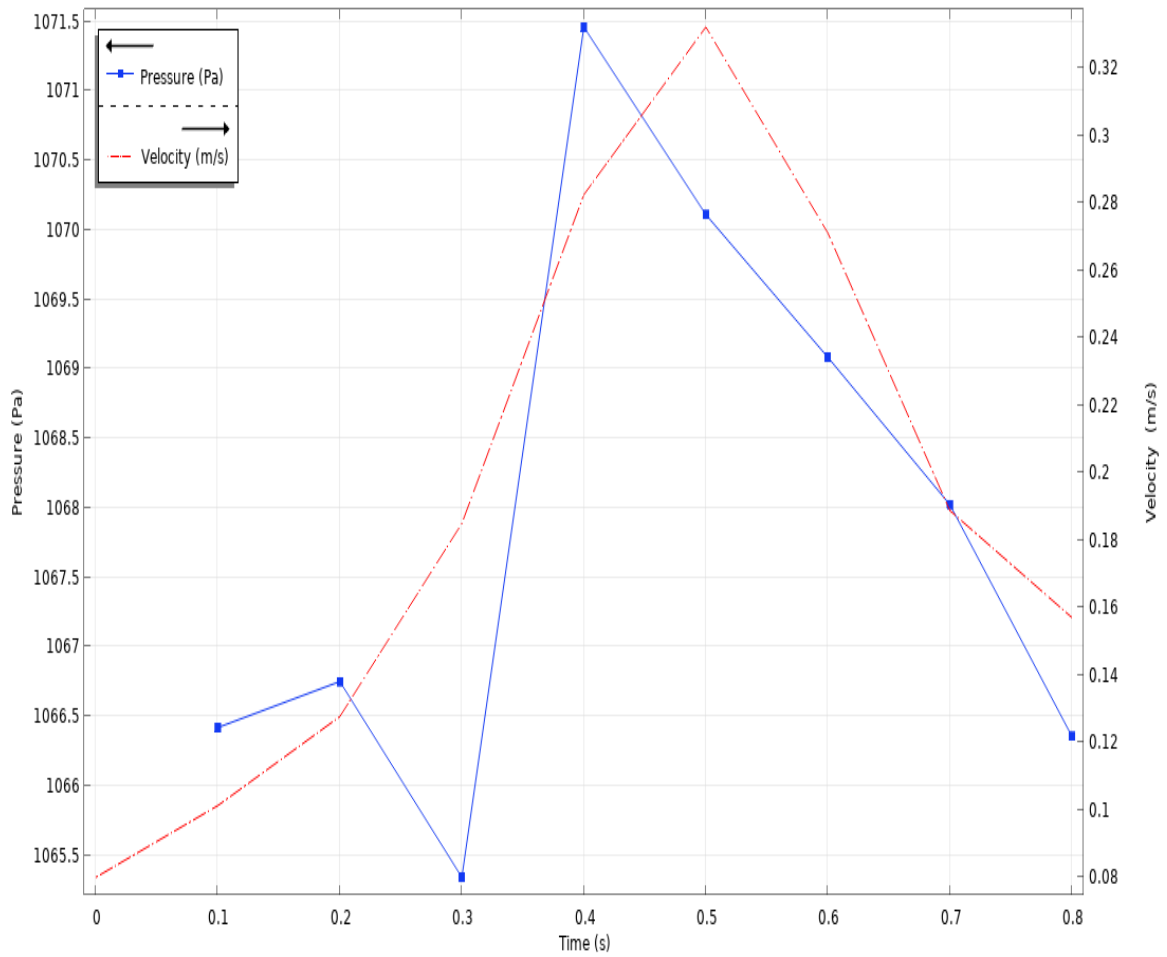
Obrázek č. 40: Model pacienta č. 8. Obrázek zobrazuje rozložení tlaku uvnitř síně. Barevná škála v Pa

Místa růstu a poklesu tlaku jsou ekvivalentní místům poklesu a růstu rychlosti krve. Nebude zde uvedeno rozložení u ostatních 2 modelů, neboť mají pochopitelně docela podobné rozložení.

5.3 Závislost tlaku a rychlosti během srdečního cyklu

Aby se zohlednila otevírací a uzavírací akce chlopně během srdečního cyklu, k otvoru u mitrální chlopně (dále jen MV) byla přiřazena přechodná rychlost odtoku. V této strategii doba uzavření MV se vyznačuje nulovou rychlostí průtoku (systola komory), zatímco hodnoty nenulové rychlosti odpovídaly průtoku krve během diastole komory, tj. když je průchod otevřený. Charakter rychlosti a tlaku během srdečního cyklu byl generován na základě lékařských dat s předpokládanými rychlostmi MV a rozsahem fyziologického tlaku LS (5-13 mmHg) během 1 srdečního cyklu.

Všechny simulace byly spuštěny po dobu 0.8 vteřin s časovým krokem 0,1 s.



Graf 1: Tlak přítoku krve do PŽ, a rychlost výtoku krve z MV během srdečního cyklu.

5.4 Rychlostní pole ouška LS

Nejdůležitější částí výsledků simulací byly průtokové profily v samotném oušku LS. Zde jsou popsány nejdůležitější parametry, které mají vliv na korelaci mezi rychlostí proudění a tvarem struktury. U prováděných simulací byla nejprve vypočtena konkrétní rychlost výdeje krve z ouška. Poté se získal průtok v L/s každého ouška zvlášť. Dále bylo vyjádřeno procento z celkové struktury, které se vyznačuje výrazně nízkou rychlostí proudění (téměř nulovou). Byly brány v úvahu i rozměry otvoru ouška a jeho povrch. Po zkoumání i průběhu tlaku/rychlosti na délce tohoto otvoru, byly mezi sebou jednotlivé výsledky porovnány.

Jako zásadní se použila nejprve rychlost výtoku jako ukazatel funkce ouška LS. Dosažené rychlosti výtoku a rychlosti přítoku byly přibližně stejné velikosti, což odpovídá i rovnici kontinuity (z metody konečných prvků). Z tohoto důvodu rychlost výtoku tedy není jen ukazatelem kontrakce ouška a rychlosti vyprazdňování, ale je také významným ukazatelem rychlosti jeho plnění.

Výpočet průtoku byl proveden pomocí integrace. Integrací povrchů (funkce „Surface integration“) několika po sobě jdoucích rovin jsem dostala celkovou hodnotu průtoku v této oblasti. Na obrázcích č. 41-47 je patrné, že jsem udělala roviny ideálně, aby „řezaly“ samotné ouško, a nezahrnula jsem žádné jiné struktury síně. Počet rovin byl 20 u každého ouška. Roviny byly udělány manuálně pomocí přesně určených bodů (hodnoty v milimetrech ke x,y,z koordinátám).

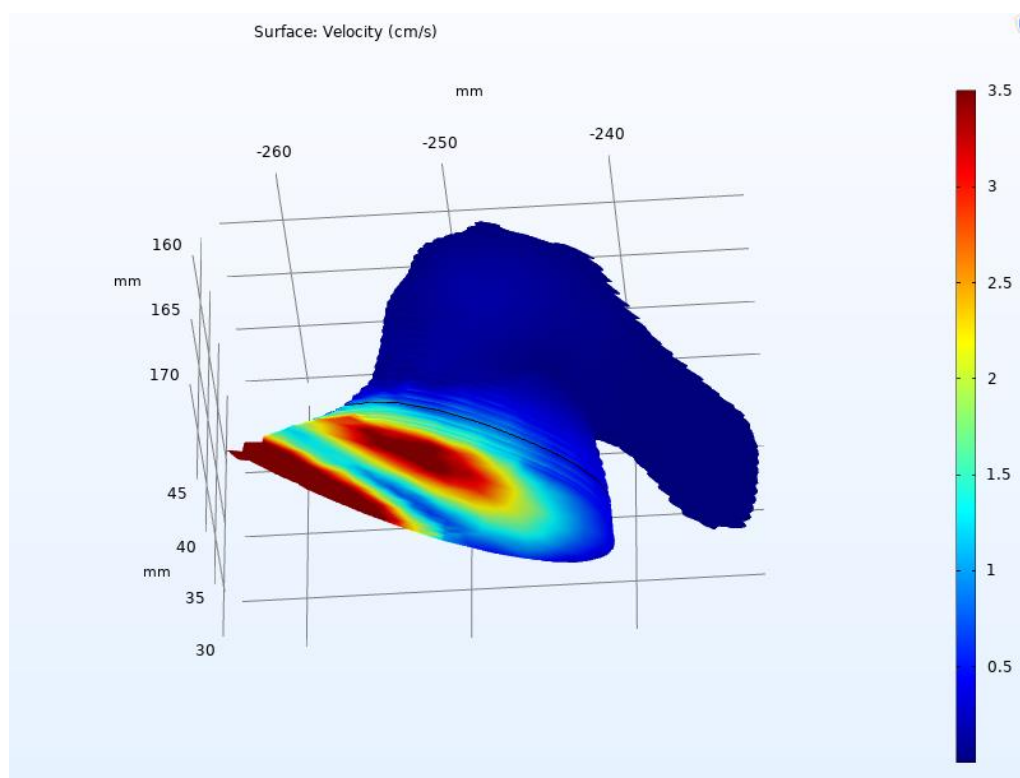
S_1 až S_{20} jsou jednotlivé řezy zapojené „v sérii“ k následujícímu. Pro zjednodušení popisu dějů, byla zavedena $\sum_{i=1}^{15} S_i = S$, což je výsledná plocha průřezu, kterou jsem využila pro výpočet průtoku:

$$Qv = S * u \quad 4.1$$

kde u je rychlost proudění krve.

V následující části jsou všechny hodnoty dosažené ze simulací, které by spolu měly souviset v řešení práce, zvýrazněny tučným písmem.

Model pacienta č. 8



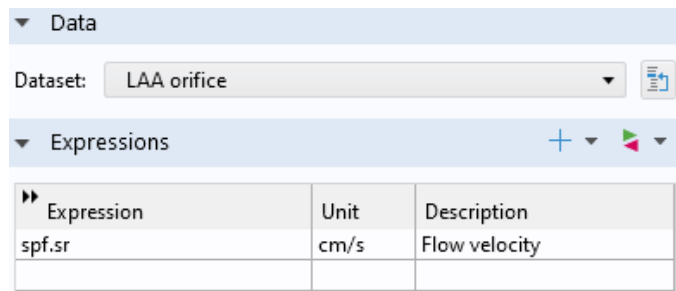
Obrázek č. 41: Znáorněno ouško s rychlostním profilem.
Barevná škála v cm/s

Níže je uvedeno procento ouška, kde je rychlost proudění krve menší než 0.001 cm/s . To vyznačuje část struktury, ve které dochází ke stagnaci krve (přibližně nulová rychlost) v procentech. Je významnou hodnotou pro korelaci mezi rychlostí a tvarem, což bude diskutováno v následující kapitole.

Tabulka č.1: Hodnoty pro procentuální vyjádření

Celkový povrch (mm^2)	Povrch s podmínkou (mm^2) $u < 0.001 \text{ cm/s}$
54.661	18.759

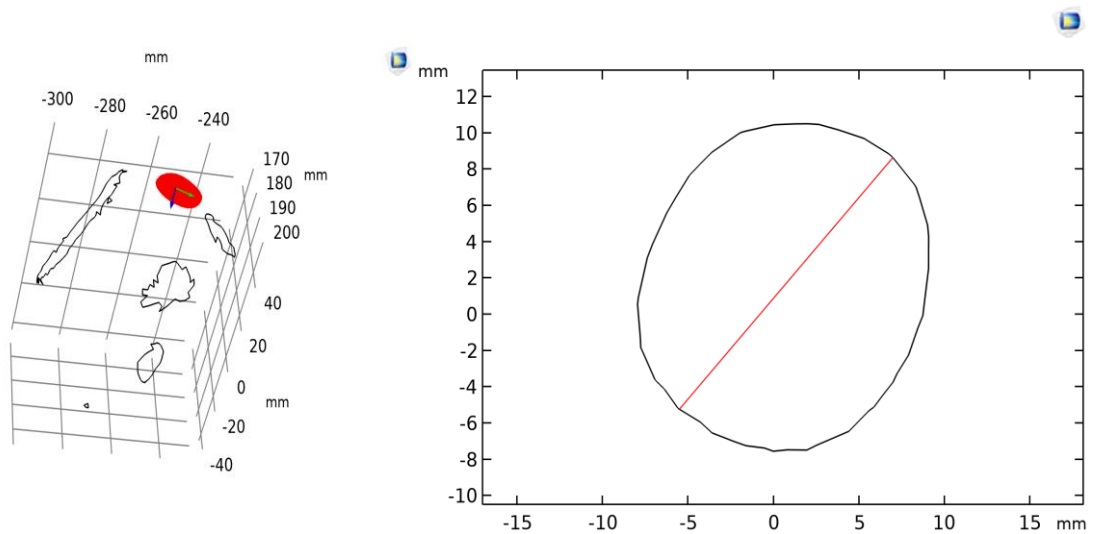
Pomocí jednoduchého výpočtu zjistí, že je část ouška LS, kterou charakterizuje přibližně nulová rychlost proudění krve - **34.319 %**. Dále ji budu označovat jako “kritickou oblast”.



Obrázek č. 41: Ukázka funkce v COMSOLU pro výpočet rychlosti. Integrace byla udělaná na otvoru LAA.

Integrací průřezu LAA jsem získala jako výdejevou rychlost ouška hodnotu $u = 44.232 \text{ cm/s}$

$Qv = S * u = 23,885 \text{ ml/s}$ je poté vypočtený průtok.

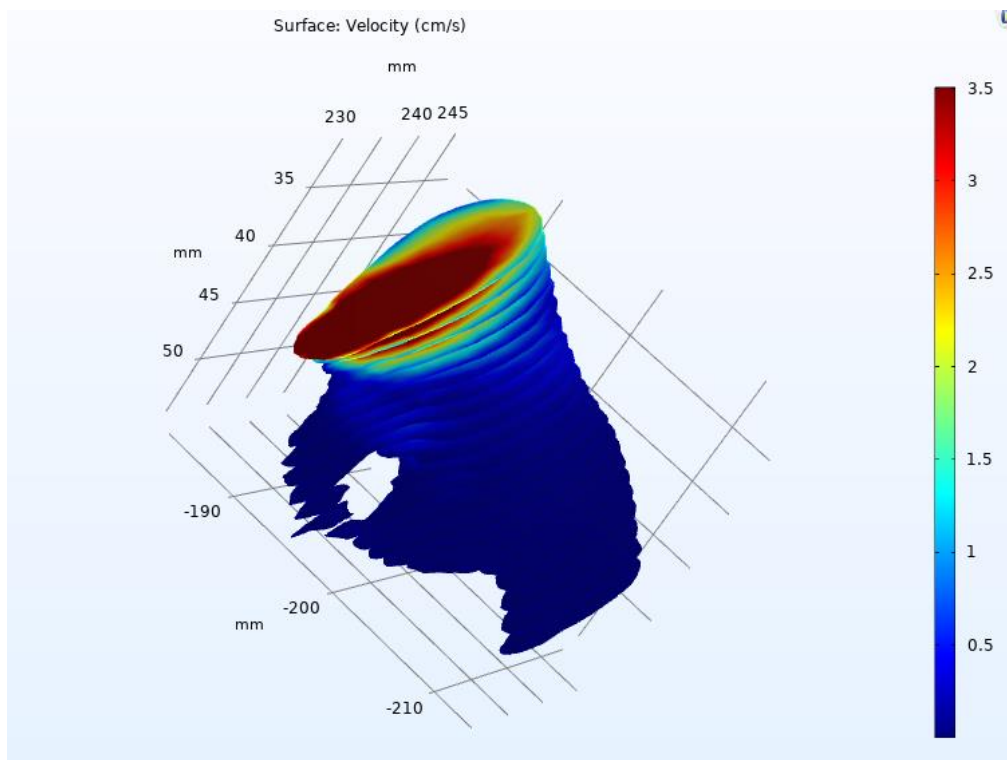


Obrázek č. 43: Určení otvoru ouška v prostoru. („LAA orifice area“) vlevo. Rozměry otvoru ouška vpravo.

Průměr otvoru $R=1,9 \text{ cm}$

Obsah plochy (LAA „orifice area“) otvoru: $A = \pi r^2 = 2.835 \text{ cm}^2$

Model pacienta č. 10



Obrázek č. 44: Znáznorněno ouško s rychlostním profilem.
Barevná škála v cm/s

Stejným postupem, jako u předchozího modelu, byly získány i další žádoucí výsledky.

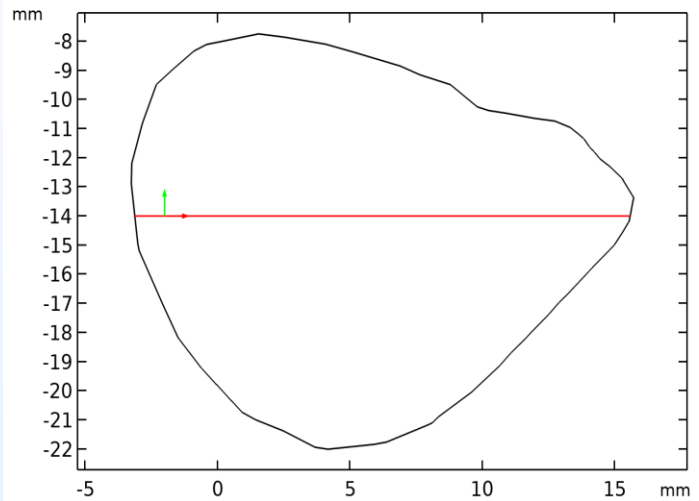
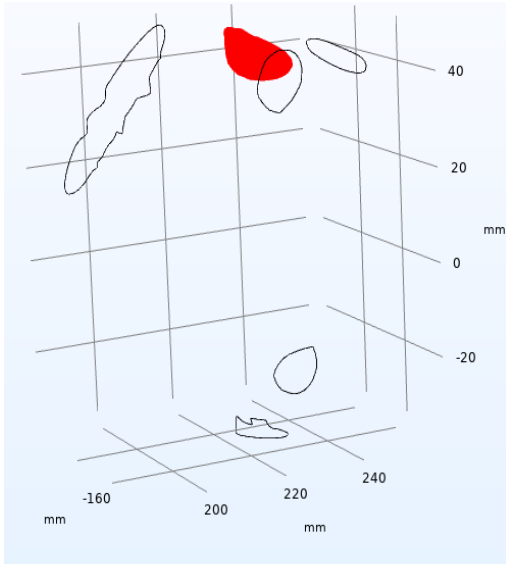
Tabulka č.2: Hodnoty pro procentuální vyjádření

Celkový povrch (mm^2)	Povrch s podmínkou (mm^2) $u < 0.001 \text{ cm/s}$
50.755	12.342

Kritická oblast $S_p=24.215 \%$.

Výdejová rychlost ouška $u = 34.236 \text{ cm/s}$

$Qv = S * u = 12,122 \text{ ml/s}$ je poté vypočtený průtok LAA.

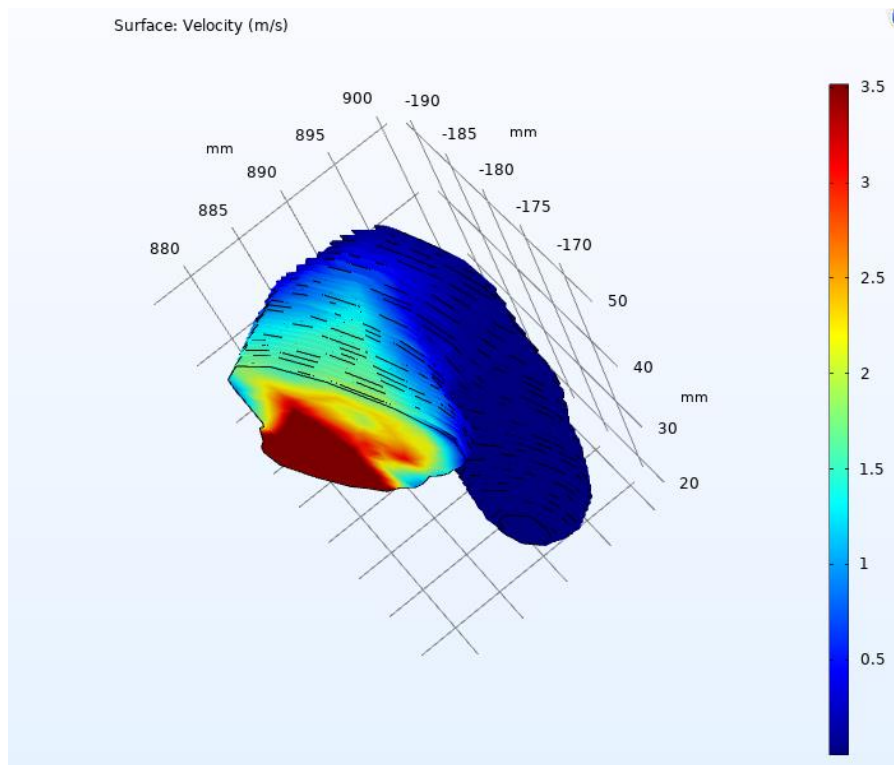


Obrázky č. 45: Určení otvoru ouška v prostoru. („LAA orifice area“) vlevo.
Rozměry otvoru ouška vpravo.

Průměr otvoru $R=1,91$ cm

Obsah plochy (LAA „orifice area“): $A = \pi r^2 = 2.865 \text{ cm}^2$

Model pacienta č. 3



Obrázek č. 46: Znázorněno ouško s rychlostním profilem.
Barevná škála v cm/s

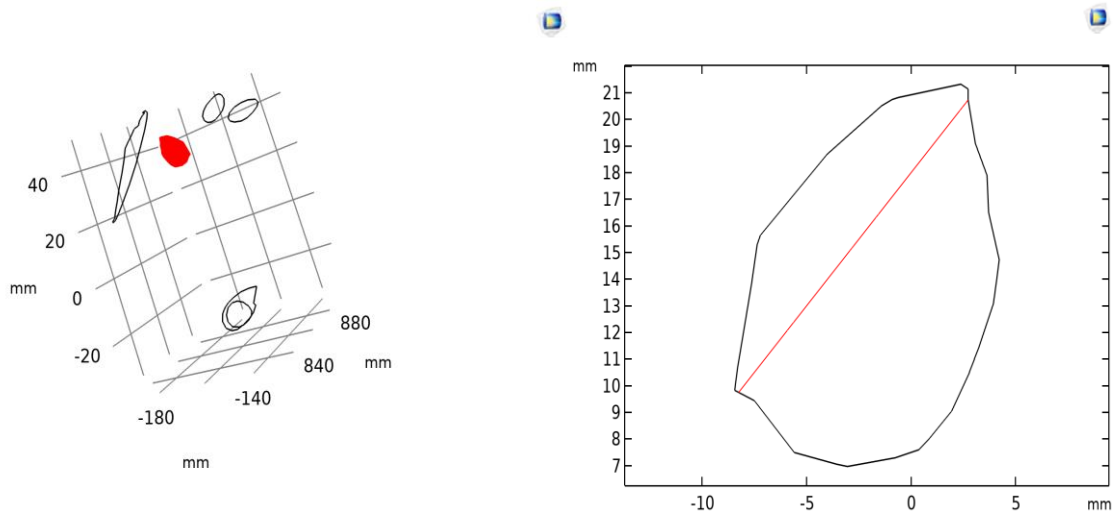
Tabulka č.2: Hodnoty pro procentuální vyjádření

Celkový povrch (mm^2)	Povrch s podmínkou (mm^2) $u < 0.001 \text{ cm/s}$
85.988	32.791

Kritická oblast $S_p=38.06 \%$.

Konvergovaná rychlost proudění z ouška: $u = 26,638 \text{ cm/s}$.

$Q_v = S * u = 22,905 \text{ ml/s}$ je poté vypočtený průtok.



Obrázky č. 47: Určení otvoru ouška v prostoru. („LAA orifice area“) vlevo.
Rozměry otvoru ouška vpravo.

Průměr otvoru $R=2,1$ cm

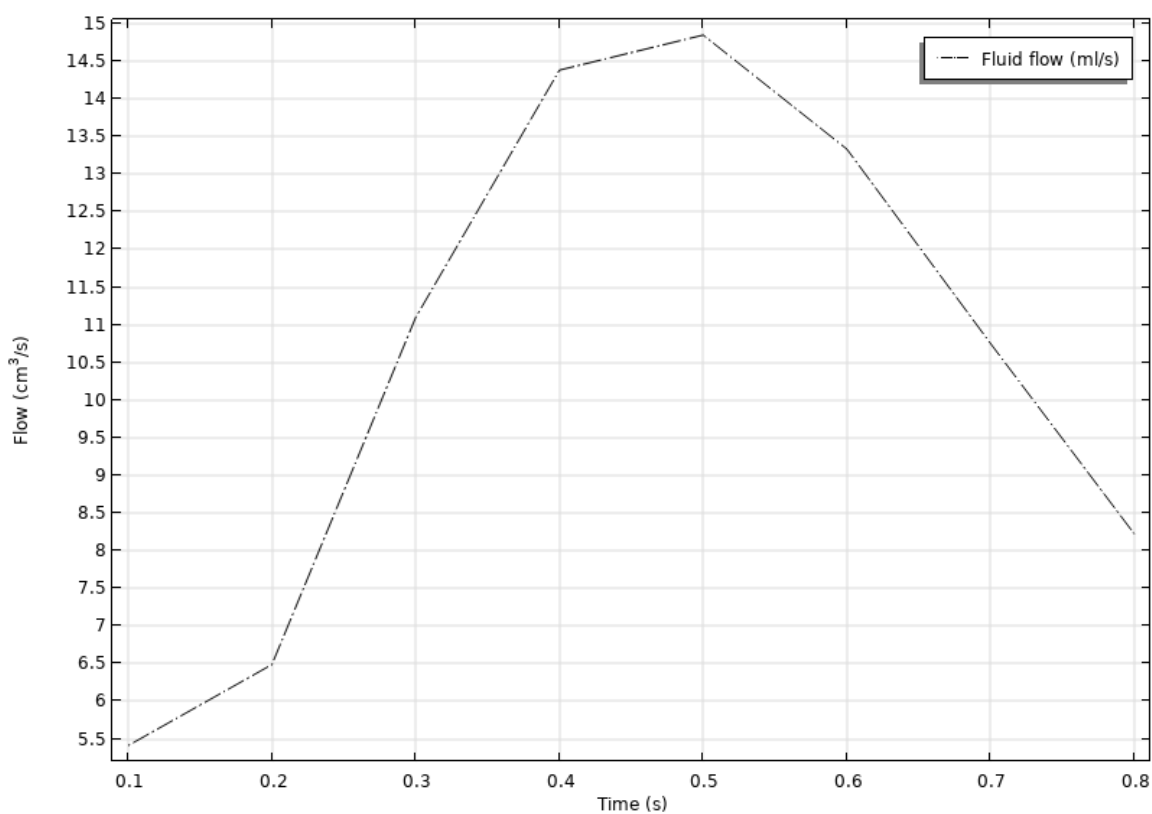
Obsah plochy (LAA „orifice area“): $A = \pi r^2 = 3.464 \text{ cm}^2$

5.5 Objemový průtok v oušku v průběhu SYSTOLY/DIASTOLY

V další části byly výsledky simulace průtoku zkoumány jiným způsobem. K získání žádoucích objemových průtoků jsem využila graf objemového průtoku závislý na fázi systoly a diastoly, resp. plnění a vyprázdnění síně. Pro toto řešení jsem využila časově závislou studii. Chování průtoku během 0.8 vteřin, resp. jednoho srdečního cyklu je znázorněno v grafu č. 2 a v tabulce č.8.

Tabulka č. 8: Získané hodnoty průtoku ve vybraných časových okamžicích.

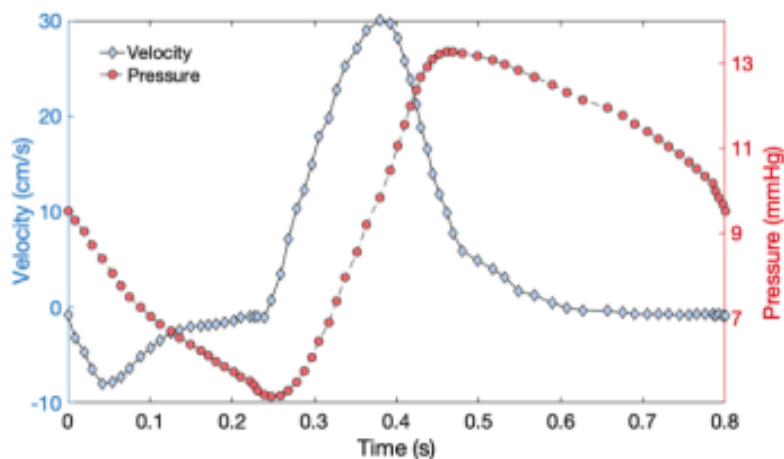
Čas (s)	Průtok (ml/s)
0.10000	5.4113
0.20000	6.4872
0.30000	11.097
0.40000	14.383
0.50000	14.848
0.60000	13.332
0.70000	10.749
0.80000	8.2198



Graf č.2: Průtok ouška v průběhu srdečního cyklu. Zobrazen na modelu pacienta č.8

5.5.1 Výdejové rychlosti ouška v SYS/DIAS

Graf č. 99 představuje, jak se mění rychlost a tlak v levé síni v průběhu jedné systoly a diastoly. Jeden srdeční cyklus zahrnující obě fáze trvá cca 0.8 sekund. Zde bylo cílem znázornit, jak se mění rychlost průtoku krve v oušku, v různých okamžicích srdečního cyklu.



Obrázek č.48: Průběhy rychlosti a tlaku v levé síni během 1 srdečního cyklu. Převzato z [8]

K následujícím výsledkům jsem dospěla pomocí hodnot p a u z grafu na obrázku 48. Měnící počáteční hodnoty na inletů/outletu v modelech, (které vypovídají, o jakém okamžiku se jedná) jsem dostávala vypuzovací odlišné rychlosti ouška.

Ukázka zpracování na modelu pacienta č. 10:

Začátek systole síně (nulový okamžik): při počátečním tlaku působícím na PŽ 1226 Pa (9,2 mmHg) a nulové rychlosti na výstupu z chlopně, výdejová rychlost ouška byla **0.143** cm/s.

Pro $t = 0.25$ s: při tlaku 667 Pa (5 mmHg) a rychlosti nulové, výdejová rychlost ouška byla **0.143** cm/s.

Pro $t = 0.30$ s: při tlaku 800 Pa (6 mmHg) a rychlosti 10 cm/s, výdejová rychlost ouška byla **35.640** cm/s

Pro $t = 0.35$ s: při tlaku 1093 Pa (8,2 mmHg) a rychlosti 20 cm/s, získaná výdejová rychlost ouška byla **0.143** cm/s

Pro $t = 0.40$ s: při tlaku 1226 Pa (9,2 mmHg) a rychlosti 20 cm/s, konvergovala výdejová rychlost krve na hodnotu **106,551** cm/s.

Pro $t = 0.60$ s: při tlaku 1666 Pa (12,5 mmHg) a rychlosti nulové, konvergovala výdejová rychlost krve na hodnotu **0,143** cm/s.

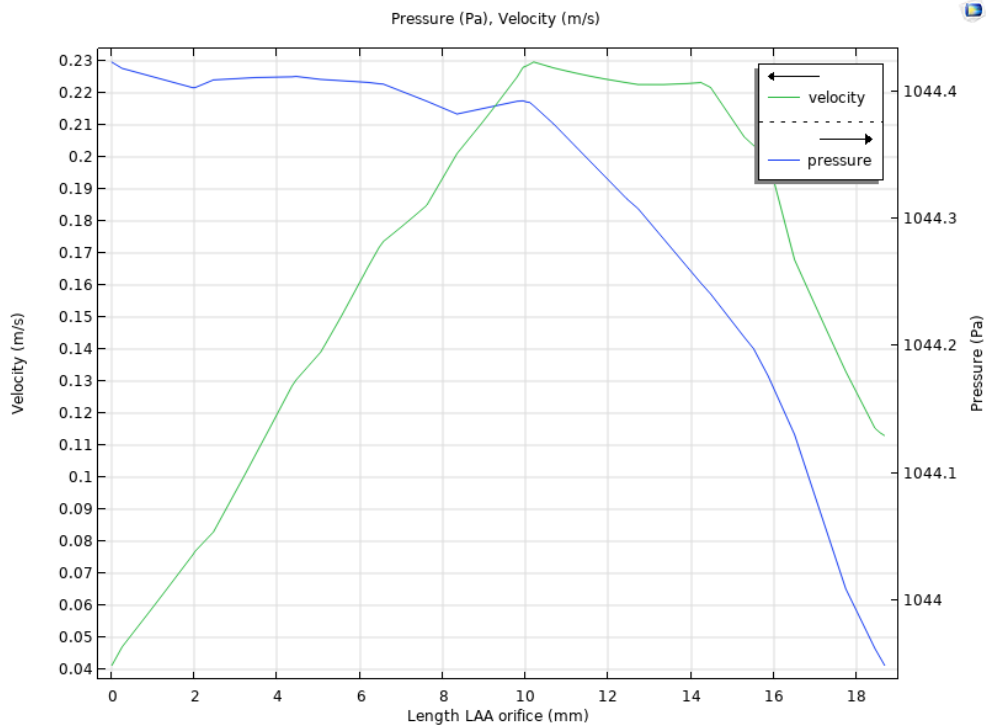
Pro $t = 0.80$ s: při tlaku působícím na žíly 1226 Pa (9,2 mmHg) a přibližně nulové rychlosti na výstupu z chlopně, jsem dostala hodnotu výdejevé rychlosti ouška **0.143** m/s. Pro přehlednější popis jsem výsledné rychlosti dala do jedné tabulky, ve které jsou zaznamenány všechny informace.

Tabulka č. 9: Rychlosti proudění ouška na čase, v průběhu 1 srdečního cyklu:

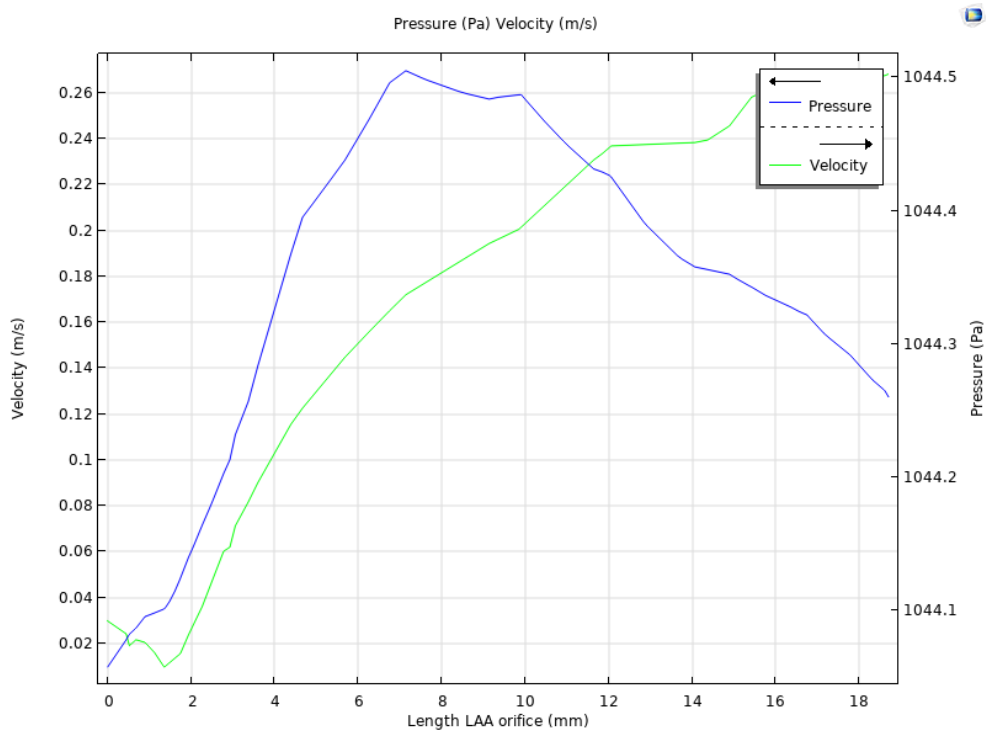
Počáteční podmínky							
Čas [s]	t=0	t=0,25	t=0,30	t=0,35	t=0,45	t=0,60	t=0,80
Tlak [Pa]	p=1226	p=667	p=800	p=1093	p=1493	p=1666	p=1226
Rychlost [cm/s]	u=0	u=0	u=10	u=20	u=20	u=0	u=0
Výdejevé rychlosti ouška [cm/s]							
Procento kritické oblasti [%]							
Pac.3	0,243	0,243	26,628	115,701	117,230	0,245	0,243
	88,24	88,98	39,26	4,45	4,45	87,11	87,97
Pac. 8	2.310	2.311	44.232	201,962	201,960	2,310	2,310
	87,24	88,83	33,32	3,98	3,97	85,23	87.24
Pac. 10	0.143	0.143	35.64	106,551	106,620	0,143	0.143
	71,11	72,80	24,25	3,12	3,14	70,01	71,01

5.5.2 Průběh tlaku a rychlosti na délce otvoru

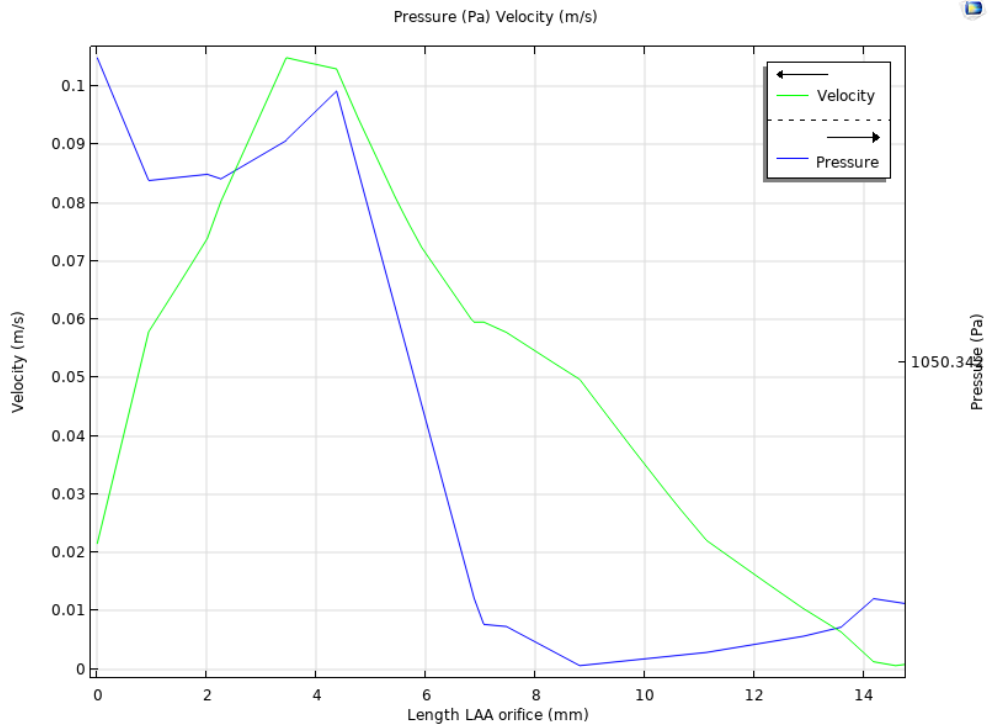
Další výsledky ze simulací představují rozložení fyzikálních veličin po milimetru délky otvoru ouška. V následujících grafech jsou znázorněny hodnoty tlaku a rychlosti proudění podél délky. Je patrné, že cca ve středu otvoru, v nejširším místě, dosahují hodnoty výrazně vyšších hodnot. Z grafu je také vidět, že modely nemají stejné průběhy křivek, jelikož otvory ouška (jakož i samotné ouško), nemají stejné rozměry. Zdůvodnění a okomentování jejich charakteristik v grafu, která se shodují s teoretickými základy, bude podrobně diskutováno v další kapitole.



Graf č. 3: Charakteristika tlaku a rychlosti podél délky otvoru ouška. Zelená barva označuje rychlost, modrá tlak. Zobrazeno na modelu pacienta č. 8



Graf č. 4: Charakteristika tlaku a rychlosti podél délky otvoru ouška. Zobrazeno na modelu pacienta č. 10



Graf č.5: Charakteristika tlaku a rychlosti podél délky otvoru ouška. Zobrazeno na modelu pacienta č. 3

6 Diskuze

V bakalářské práci jsem zkoumala vliv morfologie LAA na hemodynamiku v této oblasti. Vycházela jsem z lékařských CT snímků 10 pacientů, ze kterých jsem vybrala tři s odlišným tvarem LAA. V práci byly zahrnuty typy: *kuřecí křídlo* (pacient č. 8), *větrná ponožka* (pacient č. 10) a *kvěťák* (pacient č. 3). Analýza závislosti morfologie LAA a rychlosti pohybu krve byla provedena pomocí třech programovacích prostředků. Ke splnění prvního dílčího cíle bylo potřeba začít zpracováním CT snímků, které probíhalo v softwaru Mimics Materialise verzi 21.0. V průběhu převádění srdeční struktury z CT snímků na trojrozměrný model, jsem narazila na několik překážek. Zaprvé, spojení levé síně a levé komory bylo špatně rozeznatelné z hlediska umístění chlopně. Bylo nutné dané snímky dlouho zkoumat a „manuálně“ oddělit na přesném místě levou síň od komory, což u snímků pacienta č. 10 bylo velmi obtížné. Tvorba stejně velkých chlopní modelů nebyla jednoduchá, jelikož původní CT snímky všech pacientů nebyly stejně kvalitní. Oproti tomu, oddělení LS od ostatních struktur bylo méně časově náročné. Plicní žíly byly lehce rozeznatelné a daly se jednoduše „najít“. Překážkou zde bylo velké množství drobných kapilár a žil spojených s nimi, které bylo nutné odstranit pomocnými program. nástrojů. Vysoké nároky byly také kladeny na zlepšení stěny LS, odříznutím všech drobných detailů, které k ní nepatří. Přitom v oblasti ouška LS jsem nemohla dělat žádné změny jako odstraňování apod., její struktura musela zůstat naprosto stejná jako v prvotních (originálních) snímcích.

Po nasegmentování, se modely obsahující pouze levou síň (každého pacienta zvlášť) naimplementovaly do 3 – Matic, kde byla dokončena práce zejména z hlediska kvality. Byla provedena tvorba důležitého objemového meshe a byly vytvořeny hraniční povrchy plicních žil a chlopně. Byla nastavena stejná velikost objemových tetraedrů na všech modelech (obr. 21) a výsledkem tak byla pravidelná jemná mesh o 2 742 600 elementech. Cílem byla co spolehlivější konvergence řešení a následujícího hodnocení rozdílů.

Ke splnění posledního dílčího cíle jsem postupovala v programu COMSOL Multiphysics verzi 5.1., kde byly využity všechny předchozí kroky za účelem nasimulování proudnice krve. Každá simulace trvala cca 3 hod s předem definovanými počátečními podmínkami. Na konvergenci výsledných hodnot rychlosti, tlaku a průtoku měl velký vliv vytvořený objemový mesh. Pokud není pro správnou simulaci dostatečně kvalitně udělán, program na konci hlásí „chybu“. Velmi často jsem musela v 3 – Matic programu upravovat model a hledat tyto neoptimálnější parametry sítě.

Potom se model musel opětovně implementovat do COMSOLu, musely se definovat podmínky a po spuštění simulace zkontrolovat řešení. Takto jsem postupovala, dokud všechny modely nekonvergovaly správně bez hlášení chyb. Na obrázcích č. 33-38 je zřetelné, že proudnice krve všech modelů mají stejný průběh a turbulentní víry vznikají především v místech mezi dvěma PŽ a středem síně.

K prvnímu vizuálnímu porovnání bylo nutné nastavit barevné škály (vpravo) na stejný rozsah. Je patrné, že o něco vyšší rychlost proudění mají modely pacientů č. 10 a 8, jelikož v těchto modelech dominuje červená barva proudnic. Pro lepší představu jsem uvedla rozložení rychlosti v rovině procházející středem síně (obr. 39). Pochopitelně všechny modely vykazují podobné vlastnosti jak u rychlostního, tak i u tlakového rozložení. Rychlost u stěny je přibližně nulová a směrem k hlavní ose se zvětšuje. Nebyl dostatečně spolehlivým ukazatelem rozdílu ani rozložení tlaku v síních (obr. 40), jelikož všechny zejména v oblasti ouška měly stejné (nízké) hodnoty tlaku.

Nejdůležitějším indikátorem byla výdejevá rychlost ouška. Model pacienta č. 8 (typ *kuřecí křídlo*) měl největší výdejevou rychlost průtoku krve v oušku, s hodnotou 44,232 cm/s. Procentuálně, 34,319 % jeho celkového povrchu charakterizovala „stagnace“ krve, tj. rychlost proudění byla menší než 0,001 cm/s. Model pacienta č. 10 s typem LAA *větrná ponožka* měl rychlost průtoku krve na výstupu ouška 34,236 cm/s a 24,215 % celkového tvaru se vyznačovalo téměř nulovou rychlostí proudění. U modelu pacienta č. 8 (typu *kvěťák*) konvergovala výdejevá rychlost na hodnotu 26,638 cm/s, zatímco 38,06 % celkové struktury LAA charakterizovalo výrazně pomalé proudění. Z těchto dat je zároveň patrné, že na základě pouhé výdejevé rychlosti, za stejných podmínek, morfologie ouška „*kuřecí křídlo*“ má nejnižší riziko vzniku sraženiny v této oblasti. Vede k myšlence že, morfologie ne-kuřecích křídel (WS, CF) jsou spojené se sníženou rychlostí vyprazdňování, a tím mají vyšší tendenci ke stagnaci krve, resp. ke vzniku sraženiny. Z hlediska objemu ouška, které má výrazně nízkou rychlost proudění, má typ WS nejlepší výsledek. U něj je pouze 24,215 % povrchu tzv. kritickou oblastí, resp. oblastí krve pochybující se rychlostí menší než 0.01 m/s. Důvodem by mohlo být i to, že WS má jeden dominantní lalok, kam se krev jednodušeji dostává (neměnicí rychlost) do více malinkatých částí ouška. Dílčím závěrem tady je, že po WS typu je optimální morfologií znovu „*kuřecí křídlo*“ CW.

Na základě vypočtené průtokové charakteristiky ouška docházíme, lze říct k podobnému závěru. Model pacienta č. 8 měl nejvyšší hodnotu průtoku z ouška do síně, což je 23,885 ml/s. S rozdílem pouze 0,98 ml/s byl hned potom model č.3 (CF). Výrazné odchýlení představuje WS, jejíž průtok na otvoru ouška je jen 12,122 ml/s. Tady hraje velkou roli rozměr samotného otvoru. Typ WS má 1,91 milimetrový průměr, ale k tomu nepravidelný kruhový otvor. V tomto případě skutečnost, že jsem použila stejný vzorec, i když WS nemá ideální kruhový průřez by mohla být zdrojem chyby.

Bylo nezbytné porovnat i velikosti otvorů oušek, které by samozřejmě mohly mít vliv na hodnoty průtoku a rychlosti. Obsah plochy vytvořené jako „LAA orifice“ v CW typu byl 2.835 cm^2 . O málo větší obsah s 0.01 mm delším průměrem byl otvor u WS typu ouška, zatímco největší otvor ($A=3.464 \text{ cm}^2$) měl typ CF. Tyto výsledky jsem dostala na základě stacionární studie.

Dále bylo zapotřebí získat rychlosti výdeje krve z ouška v různých časových okamžicích. Jako hraniční podmínky jsem průběžně měnila hodnoty tlaku na vstupu a rychlosti na výstupu síně. Hodnoty vypovídají, o jakém okamžiku srdečního cyklu se jedná. V době systole a diastole komor na síň působí jiné velikosti $p[\text{Pa}]$ a $u[\text{m/s}]$, které jsem převzala z obrázku č. 48. Je patrné, že v důsledku zvýšení počáteční podmínky na outletu síně, dojde ke zvýšení i výdejové rychlosti ouška. Toto je shrnuto v tabulce č.9, která popisuje změny rychlosti proudění krve v oušku v závislosti na různých počátečních podmínkách. Bylo zjištěno, že měnící se počáteční tlak má menší vliv na to, jakou výdejovou rychlost bude ouško mít, zatímco zásadní vliv má předdefinování různě velikých počat. rychlostí. Hlavním zjištěním bylo, že výdejové rychlosti LAA rostly a klesaly s měnícími se podmínkami na celkovou síň. Tohoto faktu jsem využila k určení směrodatné odchylky výše uvedených výdejových rychlostí LAA. Pustila jsem simulace se stejnou podmínkou na outlet jako na začátku práce (0.1 m/s), ale s jinými hodnotami tlaků (rozsah od 6 mmHg do 12 mmHg). Tímto způsobem byla ověřena přesnost výpočtů. Odchytkou v typu CW byla $\pm 2,10 \text{ m/s}$, u WS $\pm 3,12 \text{ m/s}$, CF měl $\pm 2,72 \text{ m/s}$.

Shoda průběhů křivek $p[\text{Pa}]$ a $u[\text{m/s}]$ v oušku, s průběhy těchto parametrů v celé síni byla dokázána grafem č.1. Jelikož jde o časový interval 0.8 vteřin, bylo zapotřebí tentokrát využít „time-dependent“ study. Je vidět, že cca v okamžiku systole komory obě veličiny dosahují svého maxima. V době diastoly hodnoty klesají téměř lineárně a vrací se na své původní hladiny, což také platí i pro celou síň. Z tohoto výsledného grafu vyplývá, že výběr metod a způsob řešení byly zvoleny správně. Dostatečně dobré shody bylo dosaženo i v případech, kde se zkoumal průběh $p[\text{Pa}]$ a $u[\text{m/s}]$ podél délky otvoru LAA. Toto je znázorněno na grafech č. 3,4,5. Typ CW měl ideální charakteristiky, neboť přesně v polovině jeho otvoru byla rychlost a tlak nejvyšší. U typu WS se objevila určitá chyba s průběhem tlaku, jejíž důvodem bylo, že jde o model, který neměl ideálně vytvořený kruhový otvor. Totéž platí pro průběh tlaku u typu CF. Chyby, které mohly během konvergence řešení vzniknout, mohou být způsobené různými vlivy. Vzhledem k tomu, že se v práci používaly 3 programovací prostředky, nelze chybu výpočtu hned přičíst konkrétní metodě. Jelikož je výpočet docela ovlivněn kvalitou meshe, pravděpodobně výpočtové chyby lze přičíst nedostatečně jemnému nastavení sítě v místě přívodu krve (PŽ).

Hlavním zjištěním této práce je, že korelace mezi morfologií a CFD není konzistentní. Na základě dosažených výdejevých rychlostí lze usoudit, že typ LAA CW (*kuřecí křídlo*) se setkává nejnižším rizikem vzniku sraženiny, tj. stagnací krve. O něco sníženou rychlostí krve se vyznačuje typ WS a nejrizikovějším typem je typ CF. Tento závěr podporují výsledné hodnoty průtoku, zatímco procenta „rizikových oblastí“ ouška naznačují jinak. Z důvodu určitého počtu parametrů (nad rámec práce), které by s jistotou mohly ovlivnit výsledné hodnoty rychlostí, nelze teď prokázat přesné chování krve v oušku. Do budoucna bude nutné ověřit, jaký vliv na rychlost proudění krve má také i pohyblivost laloků ouška LS. Budoucí výzkum bude zaměřen na hodnocení, jaký vliv má počet laloků ouška, a nebude zanedbatelná jejich mobilita.

7 Závěr

Cílem této práce bylo provést analýzu rychlosti proudění krve v oušku levé síně. Původní data, ze kterých se v této bakalářské práci vycházelo jsou CT snímky tří reálných pacientů. Segmentace snímků byla zpracována v programovacím prostředí Mimics Materialise. Následující analýza se prováděla v programu COMSOL Multiphysics, pomocí předdefinovaných rovnic mechaniky tekutin. Na základě získaných výsledků bylo zapotřebí vyhodnotit, který tvar ouška levé síně způsobuje nedostatečnou výměnu krve, čímž se zvyšuje riziko vzniku krevních sraženin. V rámci práce jsem zkoumala charakter proudění krve OLS v různých okamžicích srdečního cyklu, a analyzovala v nich rozložení tlaku a rychlostí. Hodnoty rychlosti i tlaku dosahují maxima v polovině doby trvání cyklu, a shodují se teoretickými hodnotami. Po kvantitativním vyhodnocení hemodynamických vlastností každého modelu zvlášť, ony byly navzájem porovnány. Závislost výdejevé rychlosti ouška na těchto parametrech je nejdůležitější částí práce.

Závěrem lze konstatovat, že morfologie ouška typů „ne-kuřecích křídel“ (WS, CF) ukazují nižší rychlosti proudění. Ukazatelem byla jak výdejevá rychlost, tak i dosažená hodnota průtoku v modelech. Proudění krve v oušku typu „kuřecí křídlo“ po simulaci mělo nejvyšší rychlost. Z toho vyplývá, že tento typ má menší tendenci ke stagnaci krve, tj. ke vzniku krevní sraženiny. Podle dosažených výsledků, typ „větrná ponožka“ má o něco vyšší tendenci, zatím co typ ouška LS „květák“ má nejvyšší riziko vzniku sraženiny.

Seznam použité literatury

- [1] Libor ŠKNOUŘIL, Martin FIALA: *Význam anatomie a funkce levé síně pro prognózu a intervenční léčbu*, Oddělení kardiologie, Nemocnice Podlesí a.s., Třinec
- [2] Janek, B., Peichl, P., & Kotrč, M. (2016). Uzávěr ouška levé síně katetrizační cestou pod kontrolou intrakardiálním ultrazvukem. *Intervenční a Akutní Kardiologie*, 15(1), 33–36
- [3] Škňouřil, L., & Fiala, M. (2013). Význam anatomie a funkce levé síně pro prognózu a intervenční léčbu. *Intervenční a Akutní Kardiologie*, 12(2), 79–82.
- [4] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [5] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2693-2.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [7] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [8] Fanni, B. M. *et al.* Correlation between LAA morphological features and computational fluid dynamics analysis for non-valvular atrial fibrillation patients. *Applied Sciences (Switzerland)* 10, (2020).
- [9] ČIHÁK, Radomír, Rastislav DRUGA a Miloš GRIM. *Anatomie 3. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-1132-4.
- [10] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.
- [11] Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric*. Oxford University Press, 512.

- [12] TÁBORSKÝ Miloš, KAUTZNER Josef, a kolektiv: *Kardiologie*, svázek 1-5. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-1439-9.
- [13] HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. *Základy anatomie soustavy dýchací, srdečně cévní, lymfatického systému, kůže a jejich derivátů III*. Brno: Masarykova univerzita, 2007. ISBN 978-80-210-4360-2.
- [14] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-0630-6.
- [15] Petersen, Margot et al. “Left Atrial Appendage Morphology Is Closely Associated with Specific Echocardiographic Flow Pattern in Patients with Atrial Fibrillation.” *Europace* 17.4 (2015): 539–545. *Europace*.
- [16] Franco V, Chen YF, Oparil S, et al. Atrial natriuretic peptide dose-dependently inhibits pressure overload-induced cardiac remodeling. *Hypertension* 2004; 44(5): 746–750.
- [17] Dietz, John R. “Mechanisms of Atrial Natriuretic Peptide Secretion from the Atrium.” *Cardiovascular Research* 1 Oct. 2005: 8–17. *Cardiovascular Research*
- [18] Libor ŠKNOUŘIL, Martin FIALA: *Význam anatomie a funkce levé síně pro prognózu a intervenční léčbu*, Oddělení kardiologie, Nemocnice Podlesí a.s., Třinec
- [19] Tsang, Teresa S.M. et al. “Left Atrial Volume as a Morphophysiological Expression of Left Ventricular Diastolic Dysfunction and Relation to Cardiovascular Risk Burden.” *American Journal of Cardiology* 90.12 (2002): 1284–1289. *American Journal of Cardiology*.
- [20] Pritchett AM, Mahoney DW, Jacobsen SJ, et al. Diastolic dysfunction and left atrial volume: a population-based study. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45(1): 87–92.
- [21] MAREK, Dan. *Echokardiografie levé síně*. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-80-7262-901-5.
- [22] Data z práce Drexel M, Measurements of intracardiac dimensions and structures in normal young adult subjects by transesophageal echocardiography. *Am J Cardiol* 1990

[24] Kotaro Ouchi, Toru Sakuma, Hiroya Ojiri: A Predictor for Defects in Filling of the Left Atrial Appendage on Cardiac Computed Tomography in Patients With Atrial Fibrillation

[25] Biomedicínské inženýrství, katedra teorie obvodů biomedicínské inženýrství. Diplomová práce: *Stanovení hemodynamických parametrů*. Bc. Jakub David, 2014

Příloha A: Obsah přiloženého ZIP souboru

1. Mimics Materialise soubory:

- Segmentované CT snímky pacientu č. 3.
- Segmentované CT snímky pacientu č. 8.
- Segmentované CT snímky pacientu č. 10.

2. 3 – Matic soubory:

- Model LS pacientu č. 3.
- Model LS pacientu č. 8.
- Model LS pacientu č. 10.

3. COMSOL Multiphysics soubory:

- Simulace proudění u modelu pacienta č. 3.
- Simulace proudění u modelu pacienta č. 8.
- Simulace proudění u modelu pacienta č. 10.

