

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ANEURYSMATU BŘIŠNÍ  
AORTY

DIZERTAČNÍ PRÁCE

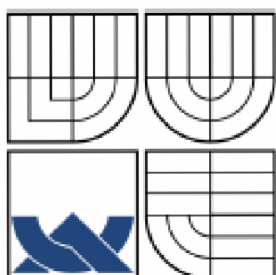
DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. PAVEL RYŠAVÝ

BRNO 2009



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A  
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND  
BIOMECHANICS

## DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ANEURYSMATU BŘIŠNÍ AORTY

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF ABDOMINAL AORTIC ANEURYSM

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. PAVEL RYŠAVÝ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

BRNO 2009

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

## ZADÁNÍ DIZERTAČNÍ PRÁCE

student(ka): Ing. Pavel Ryšavý

který/která studuje v doktorském studijním programu

obor: **Inženýrská mechanika (3901V013)**

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

### **Deformačně-napěťová analýza aneurysmatu břišní aorty**

v anglickém jazyce:

### **Stress-strain analysis of abdominal aortic aneurysm**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedná se o aktuální problematiku z oblasti biomechaniky. Téma práce je zaměřeno na výpočtové modelování deformačně-napěťových stavů vznikajících ve výdutích břišní aorty (AAA) Jedná se o modelování interakce kapaliny (přibližně newtonské) s nehomogenní stěnou tepny obecného geometrického tvaru, vykazující nelineární konstitutivní závislosti v důsledku velkých deformací a komplikované vnitřní struktury. V důsledku probíhajících změn geometrických a materiálových parametrů se deformačně napěťové stavy patologických tepen v oblasti postižené aneurysmatem liší od tepen zdravých. Modely geometrie by měly být vytvářeny na základě skutečné geometrie AAA zjištěných na CT. Výpočtové modely budou využity např. k návrhu kritéria pro posouzení rizika ruptury aneurysmatu.

Cíle dizertační práce:

- 1) Provést rešerši současného stavu výpočtového modelování deformačně-napěťových stavů AAA.
- 2) Zvládnout tvorbu individuální 3D geometrie modelu AAA na základě CT snímků pacienta.
- 3) Realizovat 3D model deformačně-napěťových stavů v AAA a navrhnout způsob hodnocení rizika jeho ruptury.

Seznam odborné literatury:

- 1) W. Platzer: Atlas topografické anatomie. Grada, 1996
- 2) Ferko, Krajina: Arteriální aneurysmata. ATD, 1999.
- 3) Y.C. Fung: Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues. Springer, New York, 1993

Vedoucí dizertační práce: doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Termín odevzdání dizertační práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně, dne

L.S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu

---

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan fakulty

## **Abstrakt**

První kapitola se zabývá problematikou biomechaniky měkkých tkání, konkrétně se jedná o deformačně-napěťovou analýzu aneurysmatu abdominální aorty (AAA). V úvodu jsou stručně popsány možnosti výskytu aneurysmat se zaměřením na výdutě v oblasti břišní aorty.

Druhá kapitola je věnována pouze AAA a motivaci celé práce, v úvodu kapitoly je vymezeno obvyklé místo výskytu aneurysmatu abdominální aorty, jsou přiblíženy možné příčiny vzniku tohoto patologického jevu a současné diagnostické metody pro sledování a hodnocení AAA. Dále jsou popsány obvyklé způsoby léčby AAA, a to jak chirurgické, tak i endovaskulární. V poslední části druhé kapitoly je rozebrána motivace pro samotnou deformačně-napěťovou analýzu aneurysmatu břišní aorty.

Obsahem třetí kapitoly je literární rešerše, mapující současný stav ve výpočtovém modelování AAA, zejména postupy a zjednodušení při tvorbě geometrie, konkrétní použité konstitutivní modely, okrajové podmínky a způsob hodnocení výsledků.

Čtvrtá kapitola pojednává o vytvoření systému veličin pro modelování AAA, dále jsou v ní stručně popsány hlavní vlastnosti cévní stěny a rozděleny konstitutivní modely používané pro modelování měkkých tkání. Závěr této kapitoly rozebírá teorie pro hodnocení pevnosti ortotropního materiálu.

Pátá kapitola se zabývá postupem převodu CT snímků z formátu PACS do podoby 3D CAD geometrie použitelné dále pro výpočtové modelování. Je popsán postup převodu za použití ruční segmentace vybraných snímků. Poslední částí této kapitoly je prezentace postupu, jímž byla vytvořena ze segmentovaných 2D řezů objemová 3D geometrie a zjednodušeně segmentovaná geometrie.

Předmětem šesté kapitoly je volba vhodného konečného prvku pro výpočtové modelování deformačně-napěťového stavu AAA. Na základě testovacích úloh, které simulují jednoosou a dvouosou napjatost, je vybrán vhodný konstitutivní model pro analýzu napjatosti v cévní stěně. Na konci kapitoly je na základě testů dostupných modelů materiálového chování specifikován nejvhodnější.

Sedmá kapitola je věnována zjednodušené analýze proudění krve v oblasti AAA. Předmětem této kapitoly je popis postupu vytvoření 3D výpočtového modelu na základě metody konečných objemů. Hlavním cílem je kvantifikovat změnu tlaku krve na cévní stěny spojenou s výraznou tvarovou změnou krevního řečiště v oblasti AAA.

Osmá kapitola ve své první části prezentuje 3D výpočtový model AAA pro intaktní oblast aorty. V další části kapitoly je rozebrán vhodný postup přenosu z CAD do FEM SW.

Následující část kapitoly se zabývá 3D výpočtovým modelem při použití objemových prvků, dále pak 3D modelem, v němž jsou objemové konečné prvky nahrazeny na střednici stěny skořepinovými konečnými prvky. Následující část kapitoly je věnována geometricky zjednodušenému 3D modelu AAA za použití skořepinových prvků. Na konci kapitoly je popsán způsob zatěžování a použitý model materiálového chování.

V deváté kapitole jsou prezentovány výsledky ve formě polí napětí a posuvů a tabelizované hodnoty maximálního hlavního napětí ve stěně AAA v závislosti na zátěžném tlaku.

Cílem desáté kapitoly je přehled výsledků deformačně-napěťové analýzy AAA, na něž navazuje část týkající se postupu a způsobu vyhodnocení deformačně-napěťové analýzy. Poslední podkapitola je věnována diskuzi výsledků.

V jedenácté kapitole je vypsán stručný návrh dalších prací v oblasti výpočtového modelování AAA.

Dvanáctá kapitola je věnována závěru, v němž jsou shrnuty výsledky celé práce zabývající se výpočtovým modelováním v oblasti AAA.

Předmětem dalších kapitol je seznam použité literatury a seznam vlastních prací autora.

## **Klíčová slova**

Aneurysma abdominální aorty, ANSYS, biomechanika měkkých tkání, CAD, CFD, CFX, Curve Fitting, deformačně-napěťová analýza tepny, FEM, hyperelastická, konstitutivní model, PACS, Pro/ENGINEER, segmentace, velké deformace, Yeoh.

## **Abstract in English**

The first chapter deals with problems of biomechanics of soft tissues, namely of stress-strain analysis of abdominal aortic aneurysm (AAA). The introduction describes briefly the possibility of aneurysm occurrence with a focus on an aneurysm in the abdominal aorta.

The second chapter is devoted to AAA only and the aim of the whole thesis is formulated. In the beginning of this chapter you can find information about the usual location of abdominal aortic aneurysm, probable causes of this pathological phenomenon and current diagnostic methods for monitoring and evaluation of AAA. The next section describes usual ways of AAA treatment, both surgical and endovascular. The last part of the second chapter is analyzing the motivation of stress-strain analysis of abdominal aortic aneurysm.

The content of the third chapter is focused on literature search, which is mapping the current state of computational modeling of AAA (procedures, simplifications during the geometry creation, constitutive models, boundary conditions and methods of evaluation of results).

The fourth chapter deals with creation of a system of relevant quantities for AAA modeling. It describes briefly the main properties of the vascular wall and also summarizes the constitutive models, which are used for modeling of soft tissues. Last section of this chapter discusses the theory of strength evaluation in an orthotropic material.

The fifth chapter is focused on conversion procedure of CT images from PACS into the 3D CAD geometry, which could be used then for computational modeling. This procedure describes the conversion process using manual segmentation of selected images. The last part of this chapter presents the method, which was used to build the 3D volume geometry and simplified segmented geometry from the segmented 2D slices.

The main subject of the sixth chapter is the choice of suitable finite element for the computational model of the stress-strain states in AAA. Based on the results of test calculations, which simulate the uniaxial and biaxial stress states, the convenient constitutive model was chosen for analysis of stresses in the vascular wall. At the end of the chapter you can find the most suitable model, based on the test results of all available types of material behavior.

The seventh chapter is devoted to a simplified analysis of blood flow inside the AAA. The main subject of this chapter is the description of a 3D FE computational model. The main objective is to quantify the change in blood pressure in the vessel wall associated with a significant shape change in the bloodstream of AAA.

Eighth chapter presents the 3D computational AAA model of the intact aorta in its first part. The next part of this chapter is focusing on an appropriate method of transfer from CAD to

FEM software. The next section deals with the 3D computational model, which is using volume finite elements, as well as the 3D model, in which the volume finite elements are replaced by shell finite elements in the middle area of the wall. The next part is devoted to the geometrically simplified 3D AAA model, which was created using shell finite elements. At the end of the chapter you can find the detailed description of loads of the AAA and the constitutive models used.

The ninth chapter presents the results in the form of stress and displacement fields and summarized values of the maximum principal stresses in the AAA wall as functions of the blood pressure.

The aim of the tenth chapter is the summary of the results of the stress-strain analysis of the AAA, followed by a section on the procedure and method of evaluation of the stress-strain analysis. The last section is devoted to a discussion of the results.

The eleventh chapter contains a brief proposal for further work in the field of computational modeling of AAA.

The twelfth chapter is devoted to the conclusion, which summarizes the results of the whole thesis.

Last chapters include the list of used literature and the list of the author's own works.

## **Keywords**

Abdominal aortic aneurysm, ANSYS, biomechanics of soft tissues, CAD, CFD, CFX, constitutive model, Curve Fitting, FEM, hyperelasticity, large deflection, stress-strain analysis of artery, PACS, Pro/ENGINEER, segmentation, Yeoh.



## **Bibliografická citace mé práce:**

RYŠAVÝ, P. *Deformačně-napěťová analýza aneurysmatu břišní aorty.*

Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 94 s.

Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že práci na téma „Deformačně-napěťová analýza aneurysmatu břišní aorty“ jsem v celém rozsahu vypracoval samostatně. Použitou literaturu uvádím v seznamu literatury.

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat:

- svému školiteli doc. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za četné myšlenky, náměty, podklady a konzultace, jež vedly k podstatnému vylepšení úrovně této práce

- Klinice zobrazovacích metod, FN u sv. Anny Brno za poskytnutí vstupních CT dat pro testovací úlohu

- MUDr. Igoru Suškevičovi za konzultace z oblasti CT a AAA

## Obsah

Abstrakt .....	5
Klíčová slova .....	6
Abstract in English .....	7
Keywords .....	8
Bibliografická citace mé práce: .....	9
Prohlášení .....	10
Poděkování .....	11
Obsah .....	12
Seznam proměnných .....	14
1. Úvod .....	15
2. Aneurysma abdominální aorty a motivace práce .....	16
2.1 Definice aneurysmatu abdominální aorty .....	16
2.2 Diagnostika AAA .....	17
2.3 Léčba AAA .....	17
2.4 Motivace pro výpočtové modelování AAA .....	19
3. Současný stav modelování AAA .....	20
3.1 Výpočtové modely AAA .....	20
3.2 Problematika zatěžování .....	20
3.3 Vstupy modelů a způsoby hodnocení výsledků .....	21
4. Tvorba výpočtového modelu .....	23
4.1 Systém veličin pro modelování deformačně-napětového chování tepen .....	23
4.2 Přehled konstitutivních modelů měkkých tkání .....	25
4.3 Přehled teorií pro hodnocení pevnosti ortotropního materiálu .....	26
5. Vytvoření geometrického modelu z CT snímků .....	28
5.1 Možné metody převodu CT dat na 3D geometrii .....	28
5.2 Zdůvodnění volby CAD systému pro geometrické modelování .....	29
5.3 Postup segmentace geometrie AAA v CAD .....	30
5.4 Postup segmentace zjednodušené geometrie AAA v CAD .....	35
6. Možnosti výpočtového modelování AAA .....	41
6.1 Volba vhodného konečného prvku .....	41
6.2 Testy použitelných modelů materiálového chování .....	42
6.3 Výběr vhodného modelu materiálového chování .....	46
7. Zjednodušená analýza proudění v AAA .....	49
7.1 Motivace pro analýzu proudění .....	49
7.2 Zjednodušení výpočtového modelu proudění v AAA .....	50
7.3 Realizace výpočtového modelu proudění v AAA .....	51
7.4 Výsledky výpočtového modelování proudění v AAA .....	57
7.5 Diskuze výsledků zjednodušeného výpočtového modelování proudění v AAA .....	60
8. Výpočtové modelování napjatosti v aneurysmatu .....	61
8.1 3D Výpočtový model fyziologické artérie .....	61
8.2 Přenos 3D geometrie z CAD do FEM SW .....	62
8.3 Diskretizace 3D modelů AAA .....	63
8.4 Způsob zatěžování výpočtových modelů AAA a hodnocení napjatosti cévní stěny .....	68
8.5 Použitý model materiálového chování .....	70
9. Výsledky výpočtového modelování .....	72
9.1 Výsledky výpočtového modelu fyziologické artérie .....	72
9.2 Forma prezentovaných výsledků 3D modelu AAA .....	73
9.3 Model detailně segmentovaného AAA z objemových prvků .....	74
9.4 Model detailně segmentovaného AAA z objemových prvků .....	77

9.5 Model detailně segmentovaného AAA ze skořepinových prvků.....	80
9.6 Model zjednodušeně segmentovaného AAA ze skořepinových prvků.....	82
10. Vyhodnocení výsledků výpočtového modelování napjatosti v AAA .....	85
10.1 Přehled výsledků 3D výpočtových modelů AAA .....	85
10.2 Postup vyhodnocení a způsob hodnocení výsledků .....	86
10.3 Diskuse výsledků.....	88
11. Návrh dalších prací v oblasti výpočtového modelování AAA.....	90
12. Závěr.....	91
13. Použitá literatura .....	92

## Seznam proměnných

$c$	střední rychlost v definovaném místě [m/s]
$c_0$	materiálová konstanta popisující deviátorovou složku chování materiálu v modelu Yeoh 3. řádu [Pa]
$d$	parametr materiálové stlačitelnosti [1/Pa]
$g$	gravitační zrychlení [m/s <sup>2</sup> ]
$h$	výška v homogenním gravitačním poli [m]
$I_1$	první invariant Cauchy-Greenova tenzoru deformace [-]
$J$	třetí invariant tenzoru deformačního gradientu [-]
$K$	objemový modul pružnosti [Pa]
$l$	charakteristický rozměr v definovaném místě [m]
$p$	tlak v definovaném místě [Pa]
$p_i$	intenzita napětí [Pa]
$p_\sigma$	poměr napětí [-]
$Q_v$	objemový tok [m <sup>3</sup> /s]
$R$	střední průměr tenkostěnné trubice [m]
$Re$	Reynoldsovo číslo [-]
$S$	plocha kontrolního průřezu [m <sup>2</sup> ]
$t$	tloušťka stěny tenkostěnné trubice [m]
$W$	měrná energie napjatosti [J/m <sup>3</sup> ]
$\eta$	dynamická viskozita [Pas]
$\nu$	kinematická viskozita [m <sup>2</sup> /s]
$\rho$	objemová hmotnost [kg/m <sup>3</sup> ]
$\sigma_{1,2,3}$	hlavní napětí [Pa] za podmínky $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$
$\sigma_A$	axiální napětí [Pa]
$\sigma_{biax}$	napětí při dvouosé napjatosti [Pa]
$\sigma_M$	obvodové napětí [Pa]
$\sigma_R$	radiální napětí [Pa]
$\sigma_{red}$	redukované napětí dle podmínky HMM [Pa]
$\sigma_{uniax}$	napětí při jednoosé napjatosti [Pa]

## 1. Úvod

Závažná onemocnění kardiovaskulárního systému patří v dnešní době k nejčastějším příčinám náhlého úmrtí. Jejich původ můžeme hledat zejména v dědičnosti, arteriosklerotických změnách struktury cévní stěny, hypertenzi a dalších negativních faktorech. Degenerativní změny velmi zásadně ovlivňují nedostatek pohybu, nezdravé stravovací návyky, kouření i některé civilizační nemoci.

Velmi významnou oblastí, v níž se onemocnění kardiovaskulárního systému klinicky projevuje, je oblast srdce, dále velké tepny a cévy zásobující mozek. V klinické praxi se zejména u starší populace lze setkat s patologickými změnami geometrie tepen. Jedná se o značné zvětšení vnějšího i vnitřního průměru, jež je často spojeno se ztenčováním stěny a tvorbou trombu v postiženém místě. Takovéto změny tvaru vytvářejí výdutě, jež jsou označovány jako aneurysmata. Nejčastěji se vyskytují v oblasti aorty (příp. zasahují až za bifurkaci aorty do oblasti kyčelních tepen) a u některých mozkových tepen. V případě aorty se můžeme setkat s aneurysmaty jak v hrudní, tak zejména v abdominální (břišní) oblasti.

Počet nově diagnostikovaných případů aneurysmat má stále rostoucí tendenci. Vzhledem ke značné mortalitě spojené s tímto onemocněním tepen je nutné vylepšit diagnostické i léčebné postupy. Zásadní roli při řešení problémů spojených s výdutěmi artérií hraje posouzení nebezpečnosti vzniku ruptury stěny tepny. Na jeho základě je prováděna jak chirurgická, tak i v poslední době preferovaná endovaskulární léčba. Posledně jmenovaná metoda má jasné výhody, protože celý zákrok je prováděn uvnitř tepny pomocí katetrů zaváděných z periferních cév. Výhodou je zejména menší riziko operačních (není nutná celková anestézie, která je často u pacientů se srdečně-cévními chorobami kontraindikována) i pooperačních komplikací a podstatně menší zatížení organismu pacienta.

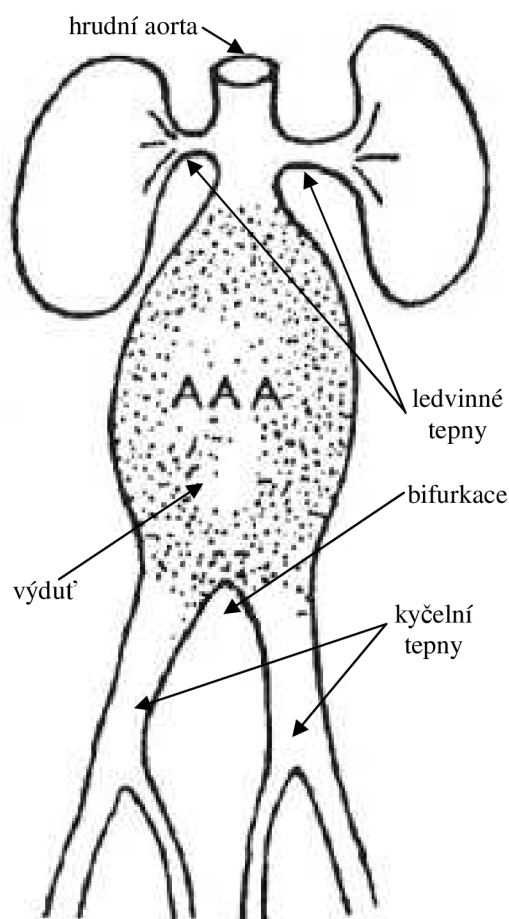
## 2. Aneurysma abdominální aorty a motivace práce

### 2.1 Definice aneurysmatu abdominální aorty

Dle tvaru výdutě rozeznáváme aneurysmata (AAA) vakovitá a vřetenovitá. Jedním z typických míst výskytu je oblast abdominální aorty (viz obr. 2.1), mezi renálními tepnami a bifurkací, přičemž převážná většina diagnostikovaných případů v této lokalizaci patří do druhé skupiny.

Velmi podstatnými faktory ovlivňujícími pravděpodobnost vzniku aneurysmatu jsou věk a pohlaví. Patologické změny břišní aorty se objevují u mužů čtyřikrát až pětkrát častěji než u žen, a to zejména u osob starších 70 let. Příčiny častého vzniku a růstu aneurysmatu v této oblasti jsou dány mnoha okolnostmi. V arteriální stěně je v příslušné oblasti menší zastoupení vasa vasorum (drobných cév ve stěně tepny), což má za následek horší prokrvení cévních stěn. Zásadní úlohu mají dědičnost, arterioskleróza, zánětlivá onemocnění stěny tepny a hemodynamické vlivy. Nezanedbatelný negativní vliv mají rovněž nedostatky ve výživě, obezita, kouření, vysoký krevní tlak a jiné faktory.

Aneurysma abdominální (břišní) aorty je definováno jako rozšíření subrenálního úseku aorty o více než 50 % v porovnání s průměrem břišní aorty u zdravé osoby odpovídajícího věku a pohlaví (tab. 2.1).



Obr. 2.1 – aneurysma abdominální aorty (AAA)

věk	<40	40-49	50-59	60-69	>69	průměrná hodnota
muži	21	22	23	23	24	23
ženy	17	18	19	20	20	19

Tab. 2.1 - průměr subrenální aorty u zdravé populace (v mm)



## 2.2 Diagnostika AAA

Diagnostika aneurysmatu břišní aorty se prováděla a provádí celou škálou zobrazovacích metod, z nichž každá má jisté výhody, ale také jistá omezení. Pomocí diagnostického zobrazování lze nejen prokázat přítomnost aortální výdutě, ale také předvídat různé komplikace tohoto patologického stavu. Hlavním posláním zobrazovacích metod je popis velikosti a tvaru aneurysmatu, jeho vztahu k okolí a získání další důležitých informací o nálezu. Aneurysmata břišní aorty dělíme dle maximálního zevního průměru do dvou skupin, na malá a velká. Za malé aneurysma se považuje takové, jež má menší průměr než 50 mm. V případě, že progresse růstu je větší než 5 mm za rok, je aneurysma považováno za nebezpečné z hlediska možnosti vzniku ruptury. Velkým aneurysmatem abdominální aorty rozumíme výduť o zevním průměru přesahujícím 50 mm. Takováto aneurysmata jsou velmi nebezpečná a hrozí značné riziko porušení soudržnosti stěny (ruptury), jež se zvyšuje s dalším zvětšováním průměru. Z toho vyplývá, že je nutné proces růstu výdutě pečlivě sledovat, přičemž se k diagnostickému zobrazení používají následující metody: vyšetření nativním rentgenovým snímkem, ultrasonografie (USG), magnetická rezonance (MR), počítačová tomografie (CT) a angiografie (AG).

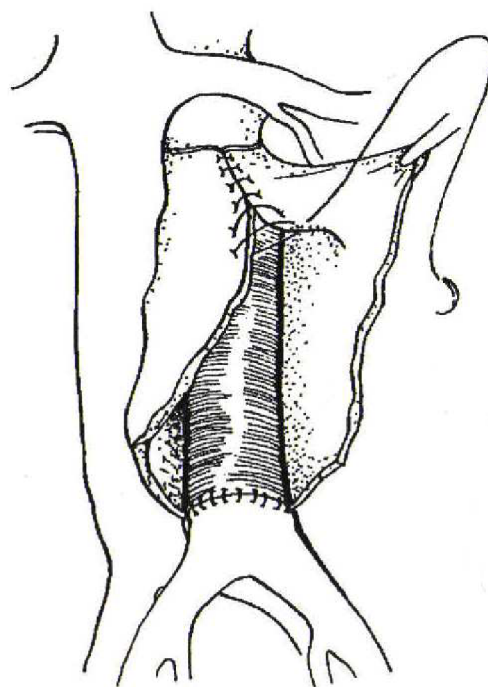
## 2.3 Léčba AAA

Vlastní léčba AAA se provádí na základě jednoznačné nebo relativní indikace, jak uvádí [12] na straně 65. Jednoznačnou indikací k resekci rozumíme rupturu, symptomatické AAA, asymptomatické AAA se zevním průměrem přesahujícím 50 mm. Dále symptomatické AAA s průměrem menším než 50 mm a s růstem o rychlosti větší než 5 mm za 6 měsíců. Relativní indikací k resekci je asymptomatické AAA s průměrem větším než 50 mm u nemocných s těžkou kardiální nebo ventilační nedostatečností.

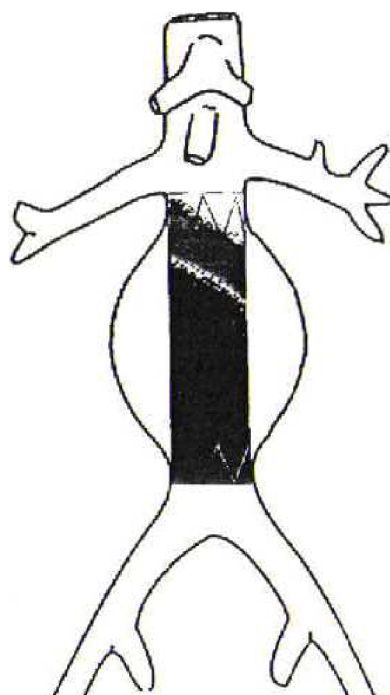
V případě popsaných indikací AAA je nutné přistoupit k chirurgickému řešení, popřípadě aplikaci stentgraftu (kombinace stentu a syntetické protézy z polyesteru, PTFE, coretanu), protože pacient je s velkou pravděpodobností významně ohrožen na životě. V nejvážnějších případech jde o masivní rupturu stěny aorty v místě výdutě, jež má za následek krvácení do retroperitonea (prostor oddělený od břišní dutiny pobřišnicí). Díky pevnosti peritonea (pobřišnice) je podstatná část pacientů schopna přežít počáteční fázi po ruptuře AAA do poskytnutí lékařské pomoci, protože přímo nedochází ke krvácení do dutiny břišní. Přesto však v těchto případech i přes okamžitý intervenční zákrok kolem 50 % nemocných umírá.

Při chirurgické léčbě je provedeno otevření dutiny břišní v okolí AAA, příslušné tepny jsou zasvorkovány s dostatečným odstupem od míst, kde bude později sešita cévní protéza

se zdravou částí krevního řečiště (pod a nad AAA). Dalším krokem je incize (chirurgické otevření řezem) vaku aneurysmatu, po jejímž provedení je možné odstranit intraluminární trombus (v případě, že se uvnitř AAA nachází). Poté je do nitra výdutě implantována samotná cévní protéza a její konce jsou sešity s intaktními úseky tak, aby byla zajištěna anastomóza mezi cévami dotčenými AAA. Pokud je následná zkouška těsnosti úspěšná, je provedena částečná resekce stěny výdutě a přešití zbývajících částí přes protézu (viz obr. 2.2).



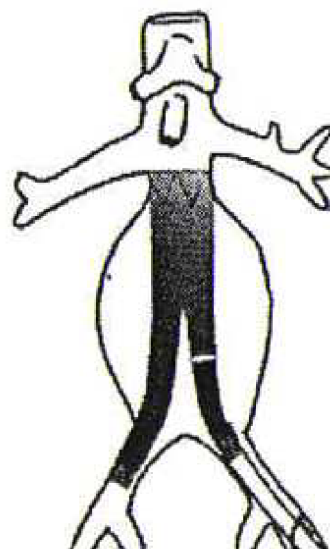
Obr. 2.2 – přešití vaku AAA přes cévní protézu



Obr. 2.3 – endovaskulární protéza

Aplikace stentgraftu patří mezi endovaskulární (nitrocévní) výkony a jejím cílem je vyřadit vak AAA z toku krve. Pomocí

katetru je do místa výdutě aplikován stentgraft, jenž plní funkci cévní protézy. Je-li aneurysma ukončeno dostatečně vysoko nad bifurkací aorty, pak lze aplikovat standardní stentgraft (endovaskulární protézu - viz obr. 2.3). V opačném případě se někdy používá bifurkační endovaskulární protéza, skládající se ze dvou částí, zaváděných jednotlivě z obou femorálních



Obr. 2.4 – endovaskulární bifurkační protéza

tepen (viz obr. 2.4).

Při tomto výkonu je limitujícím a nezbytným předpokladem dobrá těsnost v místě kotvení stentgraftu k intaktní aortě nad i pod výdutí. Výsledkem obou léčebných technik je vyřazení AAA z krevního oběhu, při chirurgickém postupu je cévní výduť z velké části odstraněna, oproti tomu endovaskulární metoda si klade za cíl podstatné snížení tlaku na vnitřní stěnu aneurysmatu při jeho ponechání in situ.

## 2.4 Motivace pro výpočtové modelování AAA

Motivací pro provedení deformačně-napěťové analýzy je ověření možnosti posouzení nutnosti chirurgického zákroku, popřípadě predikce rizika ruptury AAA na základě hodnocení napjatosti ve stěně artérie. Toto posouzení se v klinické praxi provádí hodnocením maximálního průměru AAA, příp. rychlosti jeho růstu. Nejjednodušším kritériem pro hodnocení napjatosti ve stěně aneurysmatu by mohla být např. velikost maximálního obvodového napětí  $\sigma_M$ . Pokud přijmeme předpoklad kruhového průřezu tepny a konstantní tloušťky stěny  $t$ , závisí toto napětí nejen na průměru tepny  $R$ , ale také na tloušťce stěny. Podle teorie prosté pružnosti je popsáno vztahem (1), kde  $p$  je tlak krve působící na vnitřní stěnu artérie.

$$\sigma_M = \frac{R}{t} \cdot p \quad (1)$$

Výpočtové modelování s využitím MKP by mělo dát porovnávací kritérium podstatně objektivnější, protože při respektování reálné geometrie výdutě může zohlednit nejen maximální průměr výdutě, ale i další podstatné faktory:

- změnu tloušťky stěny a to i na úrovni jednotlivých vrstev stěny tepny
- reálný tvar AAA
- přítomnost trombu v AAA
- částečné porušení stěny AAA (vznik trhliny procházející přes tloušťku jedné nebo více vrstev cévní stěny)
- lokální kalcifikaci stěny AAA

### **3. Současný stav modelování AAA**

#### **3.1 Výpočtové modely AAA**

Dostupné publikované práce v oblasti deformačně-napěťové analýzy aneurysmatu břišní aorty mají za cíl predikci ruptury na základě nalezení místa, kde je cévní stěna vystavena extrémnímu namáhání ([9], [10], [14], [15], [23], [27]). Jako vstupy pro tvorbu geometrie jsou použita data z počítačové tomografie (CT) nebo magnetické rezonance (MR) z dokumentace reálných pacientů. Na základě jednotlivých transversálních snímků AAA je vytvořena 3D geometrie, často za použití CAD systému (např. Pro/ENGINEER). Takto vytvořené objemové těleso je rozděleno na konečné prvky, jimž jsou přiřazeny odpovídající charakteristiky materiálového chování. V méně komplexních výpočtových modelech je z CT řezu vygenerována jediná plocha, následně je z ní vytvořeno objemové těleso pomocí přiřazení konstantní tloušťky stěny této ploše. Další práce, zabývající se problematikou deformačně-napěťové analýzy AAA, respektují i přítomnost intraluminárního trombu ([15], [23], [25], [27]). Konstitutivní modely použité pro stěnu artérie jsou ve většině prací uváděny jako nelineární (hyperelastické), izotropní, homogenní a nestlačitelné, v případě trombu je někdy nelineární model nahrazen lineárně elastickým ([15], [23], [27]). Důvodem je zřejmě nepatrná tuhost trombu, u něhož není možné pozorovat zpevňující závislost mezi deformací a napětím, tak jako u stěny tepny, kde hrají významnou roli kolagenní vlákna, jež při své aktivaci způsobují její zpevnění.

#### **3.2 Problematika zatěžování**

Publikované výpočtové modely nijak nezohledňují skutečnost, že geometrie vygenerovaná na základě CT nebo MR nemůže být považována za nezatíženou, tedy nedeformovanou v beznapěťovém stavu, protože je snímána při zatížení tlakem krve mezi systolickou a diastolickou hodnotou ([9], [10], [14], [15], [23], [27]). Vytvořené konečnoprvkové modely jsou zatěžovány tlakem, jenž odpovídá systolickému tlaku 120 mmHg, popřípadě je uvažována jistá hypertenze (např. 155 mmHg, [14], [15], [27]), tedy tak, jako by výchozí geometrie odpovídala nezatíženému stavu. Vazby výdutě s okolím jsou realizovány v proximální i distální oblasti artérie sousedící s AAA jako okrajová podmínka zamezení posunutí v podélném směru (v ose artérie) ([9], [10], [14], [15], [23], [27]).

### 3.3 Vstupy modelů a způsoby hodnocení výsledků

Jako výstup z konečnoprvkových analýz jsou publikovány téměř výhradně hodnoty napětí, a to nejčastěji ve formě redukovaného napětí dle podmínky plasticity HMM ([9], [10], [14], [15], [23], [25], [27]). Největším problémem takového hodnocení je opomíjení skutečnosti, že von Misesova podmínka byla navržena pro hodnocení mezního stavu pružnosti, tedy pro houževnaté krystalické materiály, jakými jsou některé kovy a jejich slitiny. Její použití pro artérii, jež vykazuje vlastnosti kompozitní struktury, je zásadně nevhodné. Je možné se domnívat, že použití této podmínky je motivováno jednak snahou o co nejjednodušší popis napjatosti ve stěně AAA, jednak snahou o lepší způsob její kvantifikace, jenž zohledňuje jak obvodové, tak i axiální napětí, přičemž radiální napětí je až o dva řády nižší a tedy nepodstatné.

Problém takového hodnocení napjatosti v cévní stěně by však nastal ve chvíli, kdy by hodnota radiálního napětí nebyla nepodstatná oproti velikosti ostatních hlavních napětí. Napjatost ve stěně tepny by pak byla trojosá a všechna hlavní napětí by byla přibližně stejného řádu. Trojosá napjatost může vzniknout například v blízkosti kalcifikované oblasti cévní stěny v důsledku vysokého gradientu modulu pružnosti. Pak hodnota redukovaného napětí podle podmínky HMM (2) bude podstatně nižší než jednotlivá hlavní napětí, jež mohou rozhodovat o porušení cévní stěny.

$$\sigma_{red} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad (2)$$

Pro představu, jak může použití podmínky HMM zkreslit výsledek je uveden fiktivní příklad:

- obvodové napětí  $\sigma_M = 400$  kPa
- axiální napětí  $\sigma_A = 250$  kPa
- radiální napětí  $\sigma_R = 95$  kPa
- redukované napětí dle podmínky HMM  $\sigma_{red} = 264$  kPa

Pokud by mezní hodnota napětí v obvodovém směru, při níž dojde k porušení cévní stěny, byla 340 kPa, musí ve výše uvedeném případě dojít k porušení, protože obvodové napětí

má hodnotu 400 kPa. Ovšem v případě, že napjatost vyhodnotíme pouze pomocí redukovaného napětí podle podmínky HMM, vychází redukované napětí 264 kPa, tedy menší než mezní hodnota, a stěna tepny by tedy neměla být porušena. Navíc je třeba brát v úvahu i odlišné hodnoty pevnosti v ostatních hlavních materiálových směrech<sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup> U ortotropního materiálu existují na rozdíl od obecně anizotropního materiálu tři vzájemně kolmé směry, v nichž neexistuje závislost mezi normálovými napětími a úhlovými přetvořeními, resp. mezi smykovými napětími a délkovými přetvořeními. Tyto směry se nazývají hlavní materiálové směry, pro ortogonální souřadnicový systém s osami v těchto směrech se používá označení hlavní souřadnicový systém, resp. hlavní materiálové osy, roviny tohoto souřadnicového systému jsou tzv. hlavní materiálové roviny.

## 4. Tvorba výpočtového modelu

### 4.1 Systém veličin pro modelování deformačně-napět'ového chování tepen

V případě numerického řešení napjatosti v tkáni je nutno provést značná zjednodušení z hlediska topologie, geometrie, popisu závislosti mezi deformací a zatížením i z hlediska okrajových podmínek. Důraz musí být kladen na co možná největší přiblížení mezi výpočtovým modelem a skutečnou artérií. Do souborů veličin podstatných z hlediska vztahu mezi deformací a napjatostí je nutno zařadit zejména následující:

- z hlediska topologie a geometrie

- stěna tepny je tvořena několika vrstvami s různou strukturou, tvořenou vlákny různě rozmístěnými a orientovanými v základní hmotě
- není jasně definována výchozí (beznapět'ová) geometrie
- geometrie artérie vykazuje značné odchylky od rotační symetrie, zejména se jedná o proměnnou tloušťku stěny a odchylky od kruhovitosti v příčném průřezu

- z hlediska vazeb

- vazby mezi artérií a okolím jsou velmi obtížně parametrizovatelné

- z hlediska aktivace

- zatížení tepny od tlaku a proudění krve
- axiální předpětí

- z hlediska ovlivňování

- historie zatěžování
- teplota
- zbytková napjatost
- množství vody v cévní tkáni
- nervové (chemické, elektrické) podráždění
- patologické a degenerativní změny
- změny v tkáni, probíhající post mortem

- z hlediska vlastností materiálu

- velmi malá stlačitelnost
- anizotropie
- viskoelasticita
- hyperelasticita (pseudoelasticita)
- nehomogenita vlastností jak v radiálním, tak i v axiálním směru, do jisté míry i ve směru obvodovém
- nelineární závislost mezi napětím a deformací, odlišná při zatěžování a odlehčování
- odlišná závislost mezi napětím a deformací v tahové a tlakové oblasti
- závislost mezi napětím a deformací daná rychlostí zatěžování
- velké deformace (jak posuvy, tak i přetvoření) mají za následek skutečnost, že při numerickém řešení je nutno zohlednit i diferenciály vyšších řádů

Volba vhodného modelu chování materiálu je u biomechanických problémů z oblasti měkkých tkání velmi podstatnou a obtížnou částí řešení. Musí respektovat maximum z výše uvedených vlastností. Z mechanického hlediska, s ohledem na možnosti současných konečnoprvkových systémů, je nejdůležitější nelineární závislost mezi deformací a napjatostí. Tato skutečnost výrazně omezuje výběr použitelných konstitutivních vztahů.

Značný problém představuje i dosažitelnost použitelných vstupních údajů. Vzorky tkání jsou těžko dostupné, pro jejich mechanické zkoušení je nutné užívat speciální zkušební zařízení. Standardní zkušební a experimentální zařízení pro mechanické zkoušení materiálu z technické praxe jsou v biomechanické oblasti většinou nevyhovující. U měkkých tkání spočívá největší problém zejména v otázce velikosti a přesnosti zatížení a ve způsobu upínání zkušebního vzorku. Velmi podstatnou skutečností je i to, že mechanické zkoušky jsou prováděny na mrtvé tkáni, jejíž chování je odlišné od tkáně živé. Použitelné publikované výsledky se většinou omezují na experimenty v jednoosé napjatosti.

Tyto skutečnosti značně omezují výběr modelů materiálového chování, použitelných pro numerické řešení biomechanických problémů z oblasti deformačně-napěťových analýz cévní stěny. Pro řešení úlohy je použit konečnoprvkový programový systém ANSYS, jenž obsahuje jistý omezený počet modelů konstitutivního chování materiálů. Tyto modely nejsou primárně určeny pro biologické tkáně, ale pro technické materiály, jejichž charakter deformačně-napěťových křivek je dosti odlišný. Proto je na našem pracovišti zvolena cesta vlastní implementace vhodných konstitutivních modelů do tohoto programového systému.



Speciální hyperelastické modely materiálového chování, jež byly do ANSYSu implementovány na našem pracovišti speciálně pro modelování konstitutivního chování měkkých tkání, jsou v současné době předmětem testování pro budoucí použití na 3D modelu AAA; jde o izotropní exponenciální model Delfino [30], ortotropní exponenciální model Fung [31] a strukturní anizotropní model Holzapfel [32].

Stlačitelnost tkáně artérie je tak nepatrná, že je možné ji modelovat jako nestlačitelnou, aniž by to výrazně ovlivnilo výsledky. Vzhledem k výše uvedeným možnostem programového systému ANSYS je nejlepším zatím dosažitelným přiblížením ke skutečnému chování cévní stěny model nelineárně pružný (hyperelastický), nestlačitelný a izotropní, jenž respektuje velké deformace. Jedná se o konstitutivní model Yeoh, případně speciální polynomiální model.

## 4.2 Přehled konstitutivních modelů měkkých tkání

Cévní stěna vykazuje hyperelasticitu (pseudoelasticitu), velmi malou stlačitelnost, anizotropii, viskoelasticitu, nehomogenitu vlastností v radiálním, axiálním i obvodovém směru; reaguje na podněty organismu, jež ovlivňují svalový tonus. Materiál s takto komplexním chováním není možné modelovat, vždy je nutné brát v úvahu omezení ze strany příslušného modelu materiálového chování. Některé publikované práce se snaží detailně modelovat jen určité vlastnosti živé tkáně, ale pak se omezují na geometricky poměrně jednoduché úlohy ([13], [20], [26], [27]). U jiných je použitý konstitutivní model jakýmsi výběrem těch vlastností, jež jsou pro modelování konkrétní úlohy s náročnou geometrií považovány za nejpodstatnější ([22], [24], [26], [27]). Používané modely materiálového chování měkkých tkání lze rozdělit na:

- konstitutivní modely zohledňující strukturu tkáně
- konstitutivní modely zohledňující svalový tonus
- konstitutivní modely pasivního chování

Pro modelování cévní stěny v ANSYSu je možné použít pouze konstitutivní modely pasivního chování, protože implementované modely neumožňují zohlednit strukturu tkáně popř. svalový tonus (žádný hyperelastický model neumožňuje zohlednit aktivní chování tkáně).

### 4.3 Přehled teorií pro hodnocení pevnosti ortotropního materiálu

Pro hodnocení pevnosti ortotropních materiálů nelze užívat stejné teorie jako pro hodnocení pevnosti homogenních izotropních lineárně pružných materiálů. Struktura stěny artérie vykazuje značnou variabilitu vlastností (prostorovou, směrovou, atd.), proto je její konstitutivní popis velmi obtížný. Z pohledu mechaniky těles by se dala za přijatelnou považovat rozlišovací úroveň, při níž budeme materiál cévní stěny modelovat jako vícevrstvý ortotropní materiál (vláknový kompozit). Při hodnocení rizika mezního stavu u takového materiálu je nutné brát v úvahu skutečnost, že jeho pevnost se může značně lišit v různých směrech. Proto jistá velikost napětí v určitém směru může být hluboko pod hodnotou, při níž dochází k meznímu stavu (v případě cévní stěny k její ruptuře), zatímco napětí o stejné velikosti působící v jiném směru může způsobit mezní stav.

Vzhledem k možnostem současných konečnoprvkových výpočtových systémů a používaného HW, na němž jsou provozovány, se většina deformačně-napětových analýz z oblasti biomechaniky měkkých tkání a jejich hodnocení omezuje pouze na izotropní materiály, v ojedinělých případech na materiály ortotropní. Jak uvádí [26] na straně 14 a 15, pro hodnocení výsledků mezích stavů pevnosti jsou používány různé podmínky porušování ortotropního materiálu:

- Teorie maximálního napětí – k porušení materiálu dojde tehdy, když některá složka napětí v hlavních materiálových rovinách překročí mezní hodnotu, jež je materiálovou charakteristikou.
- Teorie maximálního přetvoření – k porušení materiálu dojde tehdy, když některá ze složek přetvoření v hlavních materiálových rovinách překročí mezní hodnotu, jež je materiálovou charakteristikou.
- Teorie maximální energie (Tsai-Hill) – tato teorie vychází z podmínky plasticity HMM, jež je zobecněna na ortotropní materiál a používá ji jako podmínku pevnosti (viz rovnice (3)). Jako mezní hodnoty pro jednotlivé směry jsou v ní používány hodnoty pevnosti zjištěné pro hlavní směry ortotropního materiálu. Výhoda teorie maximální energie je oproti dvěma dříve uvedeným v tom, že zohledňuje vzájemné interakce mezi napětími v různých směrech v těch členech, jež ve vztahu (3) obsahují součin mezi hlavními napětími stejně jako u podmínky HMM (viz rovnice (4)).

$$(G+H)\sigma_1^2 + (F+H)\sigma_2^2 + (F+G)\sigma_3^2 - 2H\sigma_1\sigma_2 - 2G\sigma_1\sigma_3 - 2F\sigma_2\sigma_3 + 2L\tau_{23}^2 + 2M\tau_{13}^2 + 2N\tau_{12}^2 < 1 \quad (3)$$

F, G, H, L, M, N představují parametry mezních stavů. V případě vhodné kombinace parametrů mezních stavů, jež odpovídá izotropnímu materiálu, přechází podmínka Tsai-Hill na obdobu podmínky plasticity HMH, kde  $\sigma_{MEZNÍ}$  odpovídá  $\sigma_K$ , viz vztah (4).

$$\frac{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1 \sigma_2 - \sigma_2 \sigma_3 - \sigma_3 \sigma_1 + 3\tau_{12}^2 + 3\tau_{23}^2 + 3\tau_{31}^2}}{\sigma_{MEZNÍ}} < 1 \quad (4)$$

- Tenzorová teorie (Tsai-Wu) – tato teorie zavádí některé další materiálové charakteristiky, související s víceosou napjatostí. Je formulována v tenzorovém tvaru, jejím cílem je lepší zohlednění interakce mezi napětími v různých směrech.

## 5. Vytvoření geometrického modelu z CT snímků

### 5.1 Možné metody převodu CT dat na 3D geometrii

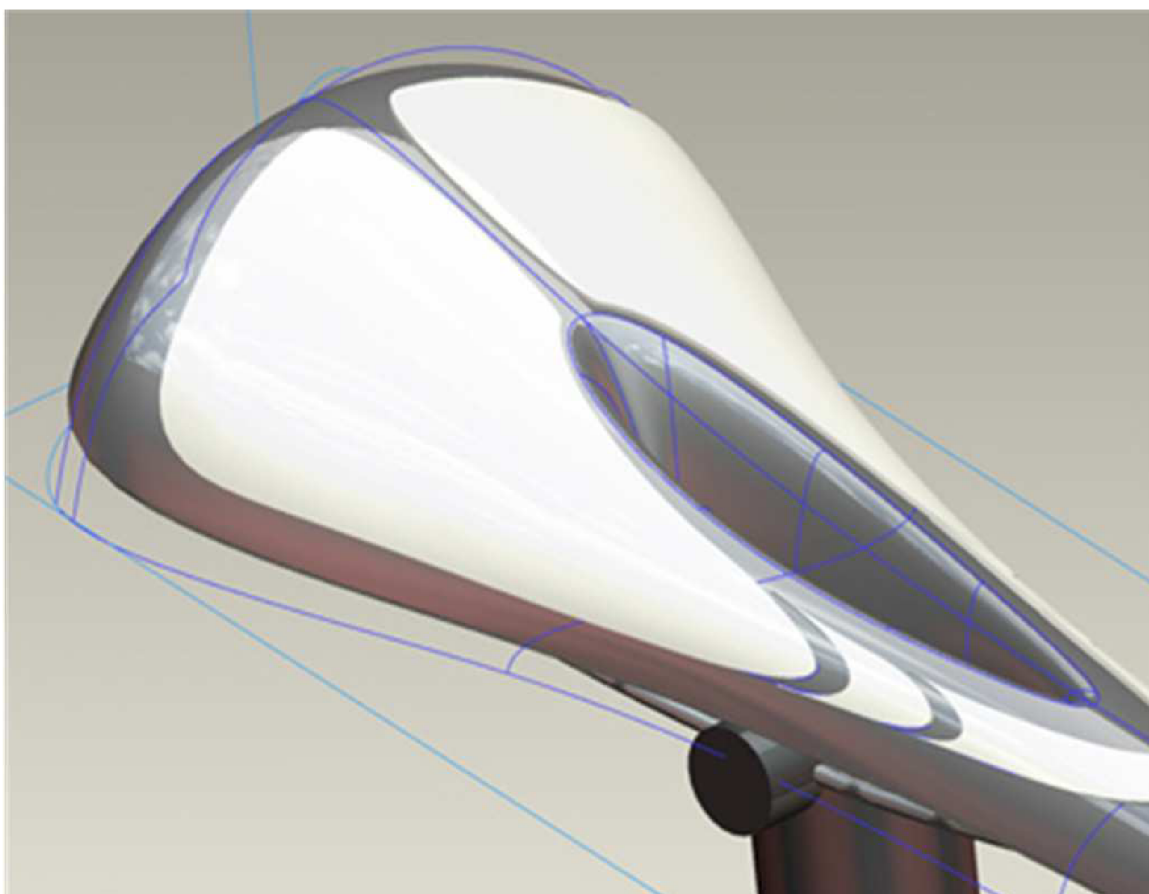
Jako vstupní materiál pro vytvoření geometrického modelu byla použita CT data z dokumentace pacienta sledovaného Klinikou zobrazovacích metod FN u sv. Anny v Brně. Jsou ve standardním přenosovém formátu CT snímku, který je označován jako PACS. V medicínské praxi se CT snímky prohlížejí speciálním SW, který formát PACS načte a umožňuje jeho prohlížení nezávisle na CT, jež snímky pořizovalo. Dokumentace pacienta je zpravidla uložena na CD (DVD) spolu se SW na prohlížení (konkrétně pro tuto práci šlo o Tomocon). Uložená CT data je možné si prohlížet ve formě řezu ve zvolené rovině a provádět základní geometrická měření (měření délky, měření plochy). Klíčovou funkcionalitou je možnost vyčíslit densitu (densitou se rozumí hodnota pohltivosti Roentgenova záření v konkrétní měkké tkáni nebo kostní tkáni) na zvolené oblasti, jež je ohraničena pomocí základních geometrických entit (n-úhelník, kruh, elipsa, spline křivka). V takové oblasti je zprůměrována hodnota density. Znalost průměrné density umožňuje určit pomocí srovnání hodnoty s typickou densitou, o jakou tkáň se jedná. Pro jednotlivé tkáně jsou typické určité intervaly density, případně je možné využít postup, při němž je na CT snímku srovnávána densita ve vybrané oblasti s hodnotou density v jiné vybrané oblasti. Je-li densita na podobné úrovni, je možné usuzovat, že srovnávané oblasti jsou ze stejné tkáně. Popisovaným srovnáním je možné například odlišit kalcifikaci ve stěně cévy od krevního řečiště s nástřikem kontrastní látky. Další funkcionalitou je možnost provést 3D rekonstrukci na základě CT snímků. V případě kostní tkáně je možné pomocí automatické segmentace vytvořit 3D geometrii kostí, jež je přímo převedena do FEM SW a může být přímo nahrazena konečnými prvky, protože rozdíl density měkké tkáně a kostní tkáně je na úrovni jednoho i více řádů.

V případě měkkých tkání je rozdíl densit natolik malý, že je často velmi obtížné rozlišit jednotlivé tkáně. V případě AAA jde o rozlišení hranice stěny cévy od okolní tkáně, hranice je často velmi nejasná a z tohoto důvodu je automatická segmentace nemožná. V oblasti segmentace cévní stěny je částečně možné použít snímky s nástřikem kontrastní látky do krevního řečiště, ale nelze automaticky odlišit, zda jde o hranici krve s kontrastní látkou a cévní stěny nebo o hranici mezi krví s kontrastní látkou a usazeninou (trombem) na vnitřní stěně cévy.

Z výše uvedeného vyplývá, že pro vytvoření geometrie cévní stěny je nutná ruční segmentace snímků, protože automatická segmentace snímků často naráží na problém malého rozdílu densit.

## 5.2 Zdůvodnění volby CAD systému pro geometrické modelování

Na základě skutečností popsanych v kapitole 5.1 je zvolen postup, kdy je CT geometrie segmentována v prostředí CAD systému. Po zhodnocení možností jednotlivých programů pro 3D modelování byl zvolen programový systém CAD Pro/ENGINEER, a to ze dvou zásadních důvodů. Tento CAD je vysoce výkonný zejména v oblasti parametrického plošného modelování, nejsilnějším nástrojem pro modelování tvarově komplikovaných ploch jsou ISDX plochy (Interactive Surface Design Extension). Jde o část plošného modeláře, určenou primárně k modelování složitých designových ploch, viz obr. 5.1. Integruje intuitivní modelování volných ploch (freeform plochy řízené křivkami) s komplexním parametrickým plošným modelářem. Obsahuje nástroje pro analýzu křivek a ploch.



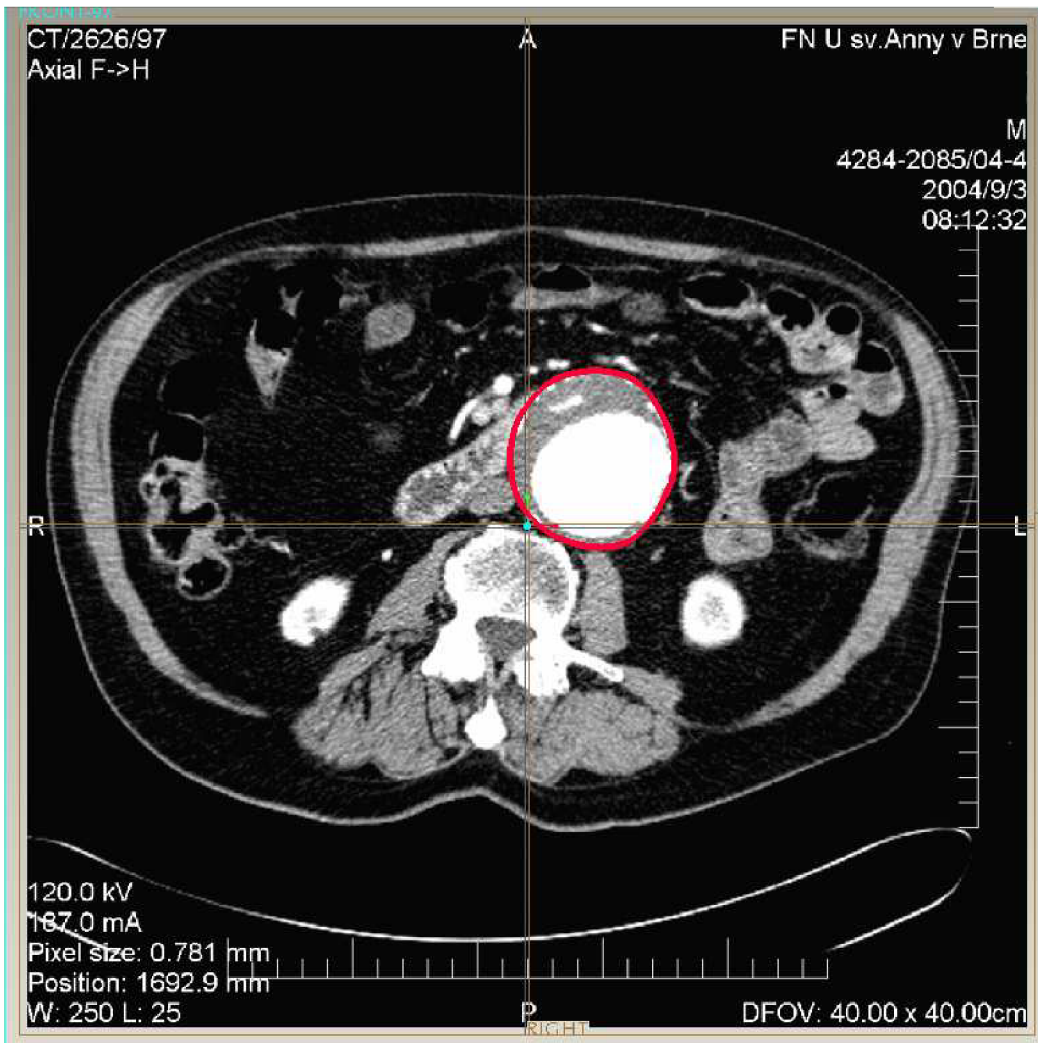
Obr. 5.1 – příklad geometrie vytvořené pomocí ISDX ploch

Druhým velmi podstatným důvodem pro volbu CAD Pro/ENGINEER je speciální rozhraní pro přenesení 3D objemové geometrie z CAD do FEM SW. Pro/ENGINEER má přímý interface pro export geometrie do programového systému FEM ANSYS, přičemž je velmi podstatné, že není pro přenos použit žádný z komunikačních formátů, jako je například IGES. Při každém použití

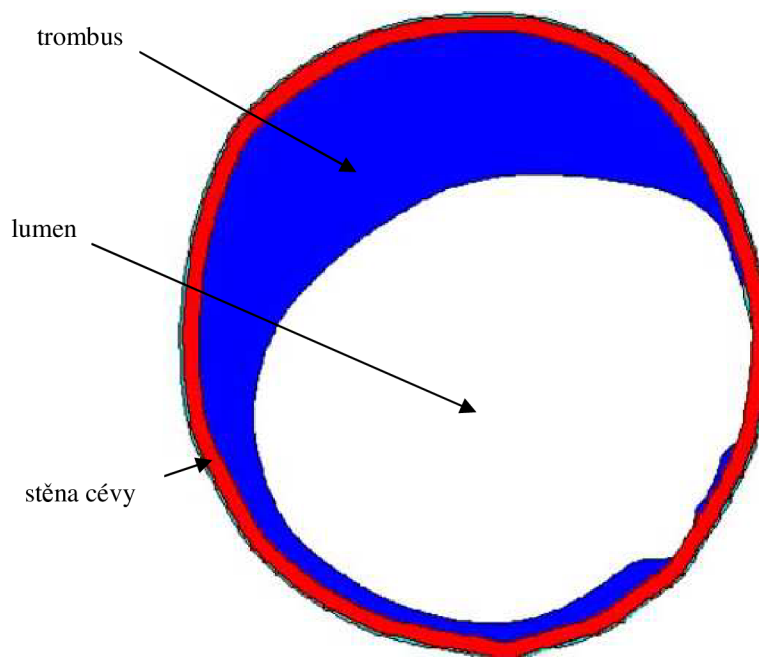
komunikačního formátu hrozí nebezpečí, že exportovaná geometrie bude poškozena. Velmi častá je například zaokrouhlovací chyba při změně algoritmu geometricko-matematické reprezentace, protože ta není ve všech CAD a FEM systémech jednotná. CAD systémy vyšší třídy, jako je např. Pro/ENGINEER, Catia nebo Unigraphics, mají zcela rozdílné geometricko-matematické modelovací jádro. Pro/ENGINEER umožňuje postup, při němž je přímo z prostředí CAD systému vygenerován vstupní soubor v korektní formě pro ANSYS včetně možnosti zadání numerické hodnoty tolerance přesnosti. Jedná se o soubor ANF (ANSYS Neutral File), jenž obsahuje hlavičku a souřadnice bodů, nutné pro vytvoření křivek. Z křivek jsou vytvořeny plochy, jež jednoznačně definují hranici objemu v korektní formě pro programový systém ANSYS. Popsaný postup tvorby geometrie je často označován jako bottom-top.

### **5.3 Postup segmentace geometrie AAA v CAD**

Primární problém, jenž je nutné vyřešit, je vytvoření dostatečně husté sítě bodů, jimiž je možné proložit uzavřené spline křivky. Takové křivky reprezentují vnitřní a vnější hranice cévní stěny. Pro tento účel je v CAD systému vytvořena plocha typu FILL, rovinná plocha, jejíž hranice jsou definovány pomocí 2D skici. Plocha má čtvercový tvar o rozměrech 400 mm x 400 mm, což odpovídá skutečné velikosti CT snímku. Z prohlížeče CT snímků je vyexportován vybraný snímek ve formátu BMP (formát BMP nepoužívá kompresi, jež by vedla k "rozostření" hranic segmentovaných oblastí). Vyexportovaný obrázek je v Pro/ENGINEERu použit jako takzvaná tapeta, jež je namapována na připravenou FILL plochu, viz obr. 5.2. V dalším kroku je pomocí skicáře vytvořena spline křivka, jež tvoří hranici stěny tepny a okolí. V případě, že grafická informace obsažená v namapované BMP tapetě není dostatečná k jednoznačnému určení hranice při dané rozlišovací schopnosti, je v Tomoconu nastavena škála s jiným kontrastem i světlostí. Skica je poté korigována na základě snímku s jinou úrovní světlosti a kontrastu. Tímto postupem je postupně snímek segmentován na jednotlivé oblasti a jejich hranice. Pro názornost jsou na obr. 5.3 segmentované oblasti vyznačeny barevně.



Obr. 5.2 – příklad spline křivek vytvořených pomocí segmentace



Obr. 5.3 – příklad segmentovaného snímku

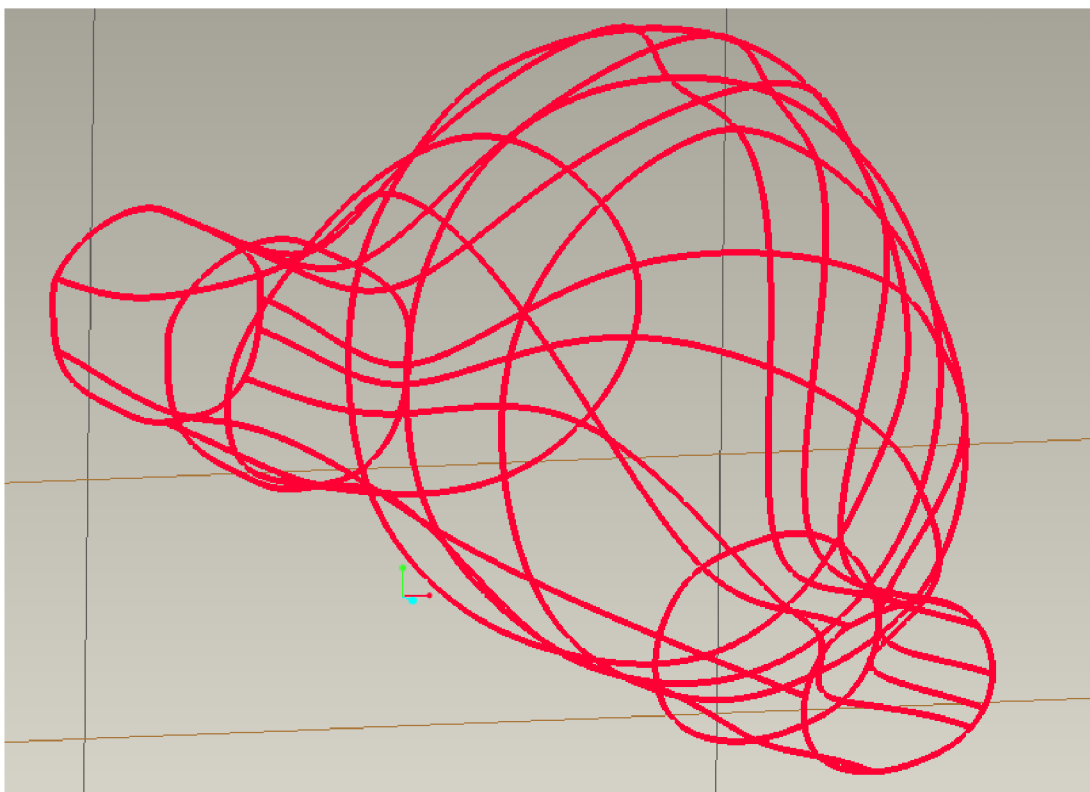
Popsaným postupem jsou segmentovány řezy, jež byly vybrány pro vytvoření CAD modelu geometrie AAA. Každý řez je skicován v rovině paralelní s předcházející, vzdálenost mezi rovinami je stejná jako vzdálenost mezi vybranými CT snímky. Výsledné paralelní skici (viz obr. 5.4), tvoří základ pro plochu, jež vymezení hranici stěny tepny. Na obrázku jsou pro přehlednost vyobrazeny pouze skici pro vytvoření hranice (plochy) mezi vnější stěnou AAA a okolní tkání.



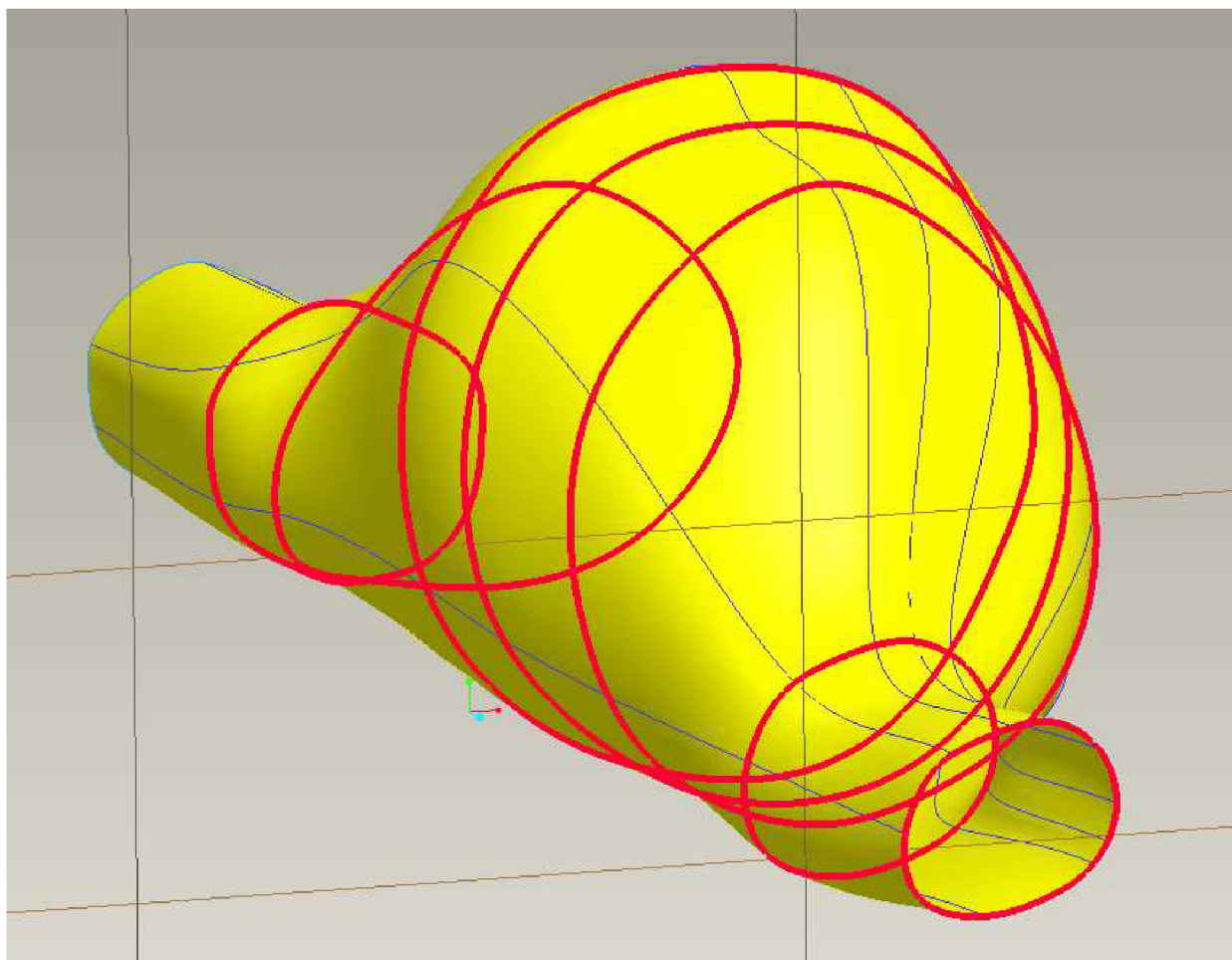
Obr. 5.4 – příklad segmentovaných hranic vnější stěny tepny



Získané skici jsou pomocí nástrojů ISDX použity pro vytvoření tzv. vodících křivek. To jsou spojnice mezi skicami s možností definice směru normály na konci každé vodící křivky, viz obr. 5.5. Vodící křivky jsou následně použity jako pomocné křivky při vytvoření hledané plochy vymezející hranici AAA, viz obr. 5.6. Na něm je vyobrazen vnější povrch stěny tepny, stejný postup je použit pro vytvoření ISDX plochy definující vnitřní povrch tepny.

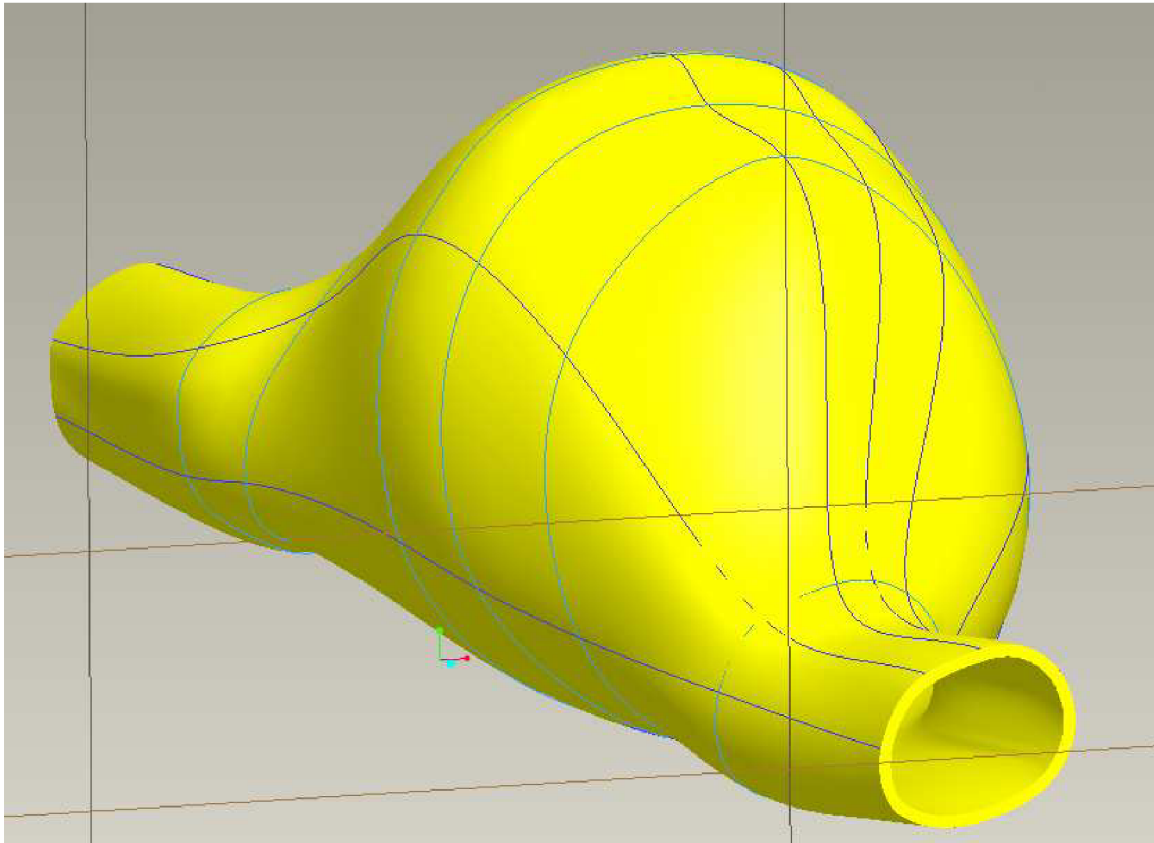


Obr. 5.5 – příklad segmentovaných hranic vnější stěny tepny a vodící ISDX křivky



Obr. 5.6 – ISDX plocha definující hranici stěny tepny v oblasti AAA

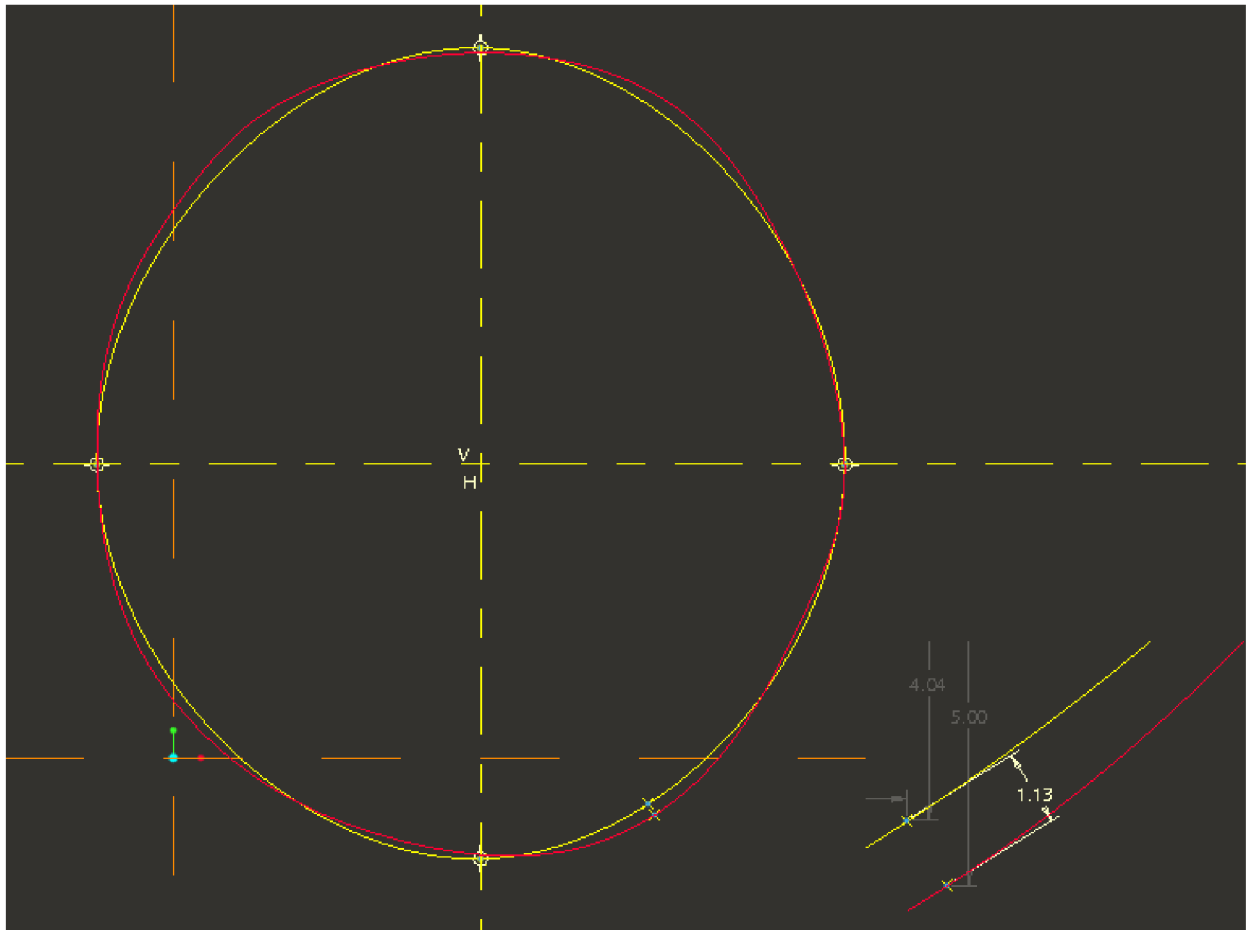
ISDX plochám, jež částečně vymezují 3D geometrii, jsou ještě domodelovány dvě plochy FILL, jež definují myšlený axiální řez. Tímto jsou všechny potřebné plochy 3D geometrie jednoznačně definovány. Interface z CAD Pro/ENGINEER do programového systému FEM ANSYS je omezený v tom směru, že umožňuje exportovat pouze objemovou geometrii, samotné plochy exportovat nelze. Z tohoto důvodu je třeba ještě vytvořit ze všech ploch funkcí MERGE jedinou sjednocenou plochu, jež je pak použitelná pro funkci SOLIDIFY, jíž se vytvoří objemová geometrie vhodná k exportu (viz obr. 5.7). Popsaným postupem jsou vytvořeny veškeré geometrie dále používané jako základ výpočtových modelů (u skořepinových prvků je obdobně vytvořena střednicová plocha).



Obr. 5.7 – objemová 3D geometrie definující hranici stěny tepny v oblasti AAA

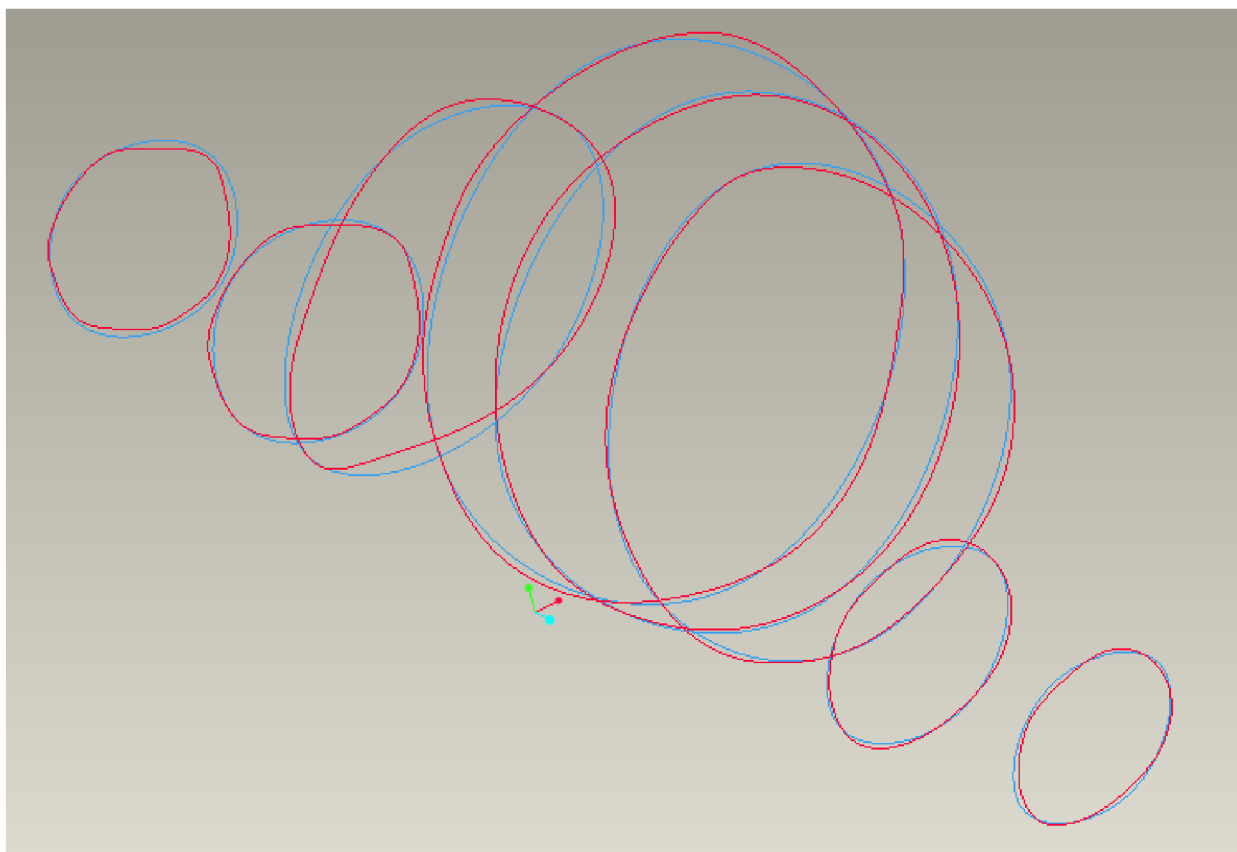
#### 5.4 Postup segmentace zjednodušené geometrie AAA v CAD

Ruční segmentaci je možné provést postupem popsaným v předcházející kapitole, jenž je však časově náročný a obtížně algoritimizovatelný. Je na místě uvážit, zda by nebylo možné nahradit složitou spline křivku, vymežující hranici stěny tepny, křivkou jednodušší, při zachování tvaru daného CT snímkem. Jako vhodná byla zvolena křivka, již lze popsat jako uzavřenou spline křivku, definovanou pomocí čtveřice bodů, zvolených tak, aby zjednodušená křivka vykazovala rozměrovou odchylku na přijatelné úrovni. Výsledek využití popsaného zjednodušení je prezentován na obr. 5.8 v detailu, jenž je v pravém dolním rohu obrázku. Je zde zakótována hodnota udávající vzdálenost mezi spline křivkou segmentovanou ve velkém počtu bodů (řádově desítky) a spline křivkou segmentovanou pouze čtveřicí bodu. Z obrázku je zřejmé, že nahrazením dochází k nepřesnosti na úrovni jednotek milimetrů, což je při průměru AAA o téměř dva řády vyšší akceptovatelná hodnota (otázka možné koncentrace napětí bude rozebrána na konci kapitoly 5). Je nutné brát v úvahu i to, že CT snímek není zcela přesný; jde vlastně o průměr densit v dané tloušťce vrstvy, jež se dle použitého CT scanneru a algoritmu pořizování CT snímku pohybuje v řádu milimetrů. Žlutá křivka představuje zjednodušenou spline křivku, červená podrobně segmentovanou, stejně tak v detailu.



Obr. 5.8 – zjednodušená spline křivka definovaná pouze čtveřicí bodů

Při úvaze, že by v budoucnu bylo vytvoření geometrie AAA definováno přímo v připraveném dialogu ANSYSu, se spline křivka definovaná pomocí čtyř bodů jeví jako možná cesta k vytvoření geometrie řezu bez potřeby použití CAD systémů. Takto by bylo možné celý postup zrychlit a parametrizovat na konečný počet vstupních údajů. K zadání vnějšího nebo vnitřního tvaru stěny AAA postačí pouze souřadnice čtyř bodů odměřených z CT snímku ve formátu PACS, například v prohlížeči Tomocon, a zadání posunu stolu CT scanneru vůči předcházejícímu snímku. Na obr. 5.9. jsou červené křivky spline vytvořeny detailní segmentací CT snímku a modré křivky spline jsou vytvořeny pouze pomocí čtveřice bodů.



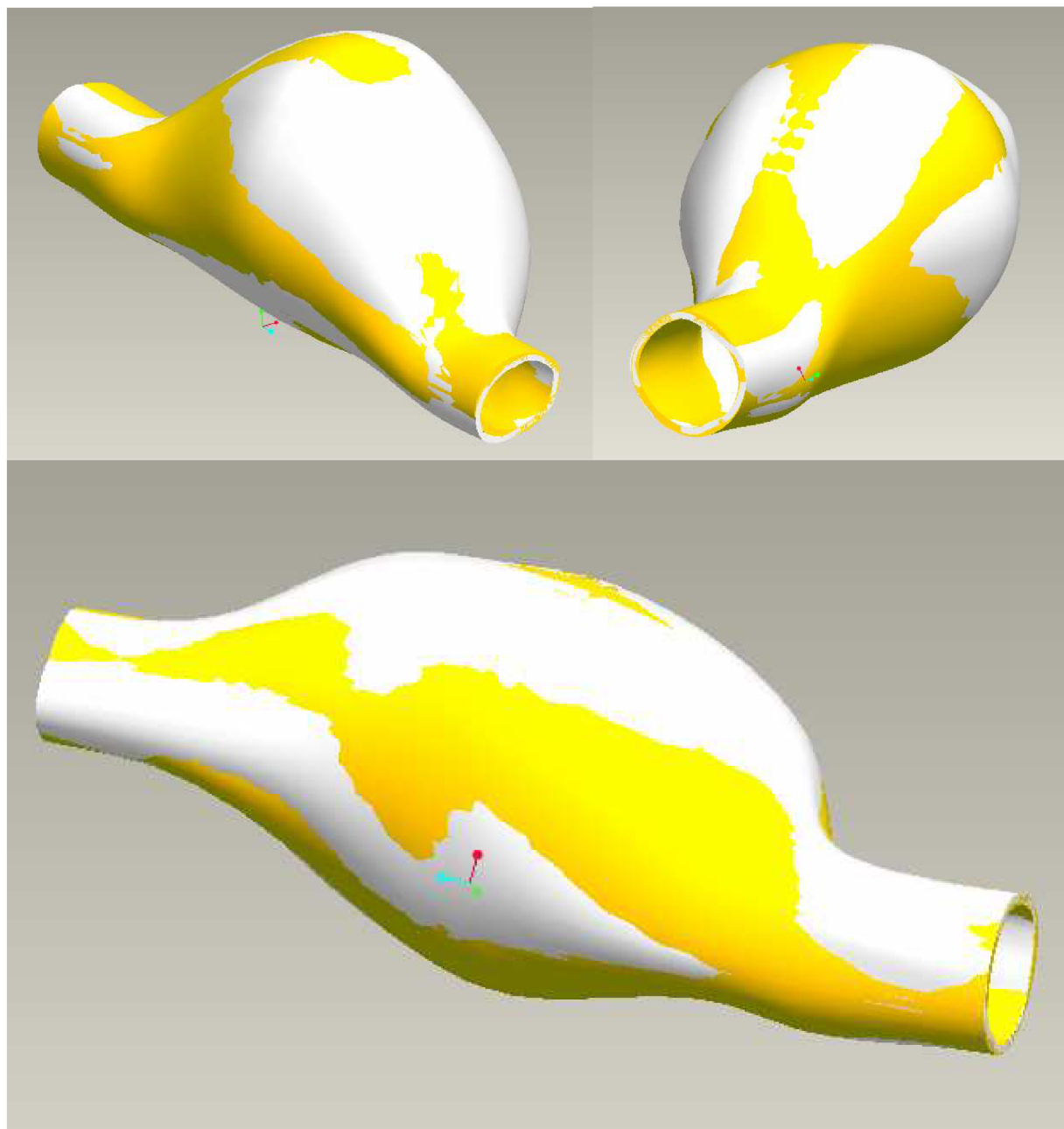
Obr. 5.9 – srovnání spline křivek vytvořených různou metodou segmentace

Stejně jako u podrobně segmentované geometrie jsou za použití nástrojů pro tvorbu ISDX ploch vytvořeny vodící křivky, jež spojují jednotlivé zjednodušeně segmentované spline křivky. Takto je definována geometrie, použitelná pro vytvoření ISDX plochy, jež odpovídá vnějšímu, případně vnitřnímu povrchu tepny ve sledované oblasti postižené AAA. Další použitý postup modelování 3D geometrie je totožný jako v předcházející kapitole. Pro názorné srovnání je 3D objemová geometrie, jež byla vytvořena na základě podrobné segmentace, umístěna do sestavy s geometrií, jejímž základem jsou spline křivky zjednodušené segmentace (hladká uzavřená spline křivka, definovaná pouze čtyřmi body).

Sestava byla vytvořena tak, že 3D geometrie vytvořená přesnou segmentací, stejně jako 3D geometrie vytvořená pomocí zjednodušených spline křivek, mají stejnou polohu vůči globálnímu souřadnicovému systému s počátkem v témže bodě a se stejnou orientací směrů os souřadnicového systému.

Na obr. 5.10 je geometrie vytvořená podrobnou segmentací reprezentována bílou barvou, zatímco geometrie vymodelovaná za užití popsaného zjednodušení je reprezentována žlutou barvou. Bílá a žlutá barva, přiřazené oběma 3D geometriím na obr. 5.10, se vzájemně prolínají, což je dáno postupem segmentování spline křivek. Důvod tohoto prolínání obou objemů 3D geometrií AAA je dán způsobem, jakým je na úrovni 2D vytvořena spline křivka. Na Obr. 5.9 je

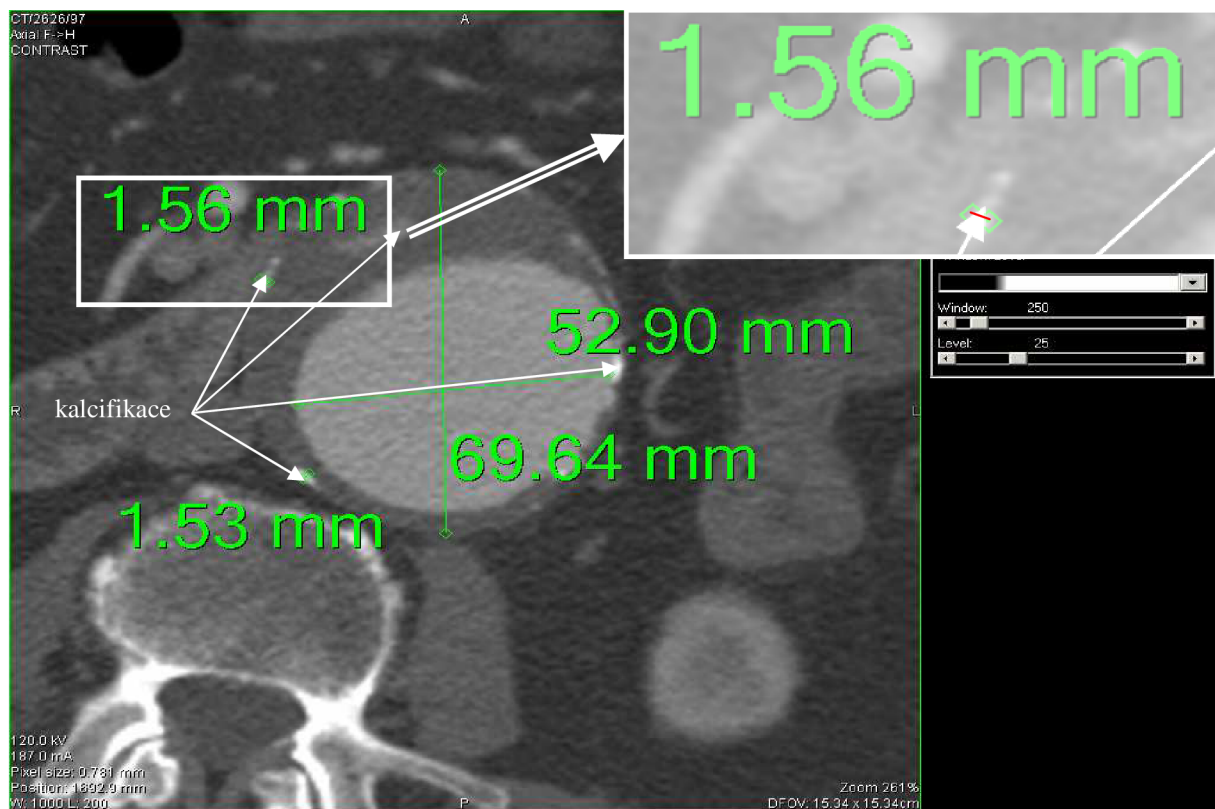
patrné, že není možné označit ani jednu křivku jako obálkovou k druhé). Stejně tak není možné označit ani jeden z 3D objemů jako 3D geometrickou podoblast druhého.



Obr. 5.10 – srovnání 3D geometrií vytvořených různou metodou segmentace

Tloušťka stěny AAA se v použité sérii CT snímku lišila jen na úrovni desetin mm, průměrná hodnota byla cca 1.5 až 1.6 mm, viz obr. 5.11. CAD systém byl při modelování nastaven na přesnost s absolutní tolerancí 0.01 mm, což je vzhledem k rozlišení použitých CT snímků zcela dostačující. Je stále nutné mít na paměti, že CT zobrazení příčného řezu je 2D reprezentace průměrných densit v 3D oblasti, jež je definována vzdáleností mezi jednotlivými příčnými řezy a plochou příčného řezu, již CT scanner umožňuje snímat (v tomto konkrétním případě je to 400 x 400 mm). Z uvedeného vyplývá, že u snímku s velkou změnou tvaru v

axiálním směru je tloušťka cévní stěny v oblasti AAA zkreslená. Velmi často je samotná hranice vnějšího a vnitřního povrchu téměř nerozeznatelná v jakémkoliv ze zobrazení dostupných v prohlížeči CT snímku. Nejvhodnější je tedy uvažovat, že tloušťka stěny je v jednom řezu na dané rozlišovací úrovni konstantní s výjimkou případu, kdy už je ve stěně tepny patrná subruptura. Subrupturou rozumíme porušení celistvosti cévní stěny, například stav, kdy je porušena media (střední, méně tuhá vrstva stěny cévy) v celé tloušťce, celistvá poté zůstává pouze adventitia (vnější nejtuzší vrstva cévní stěny s elastickými a kolagenními vazivovými vlákny, uspořádanými longitudinálně). Takový stav je však sám o sobě indikován jako akutní a je tedy ihned nutno zvolit vhodnou metodu léčby. Z pohledu biomechaniky měkkých tkání se pak už nejedná o deformačně-napěťový stav neporušené cévní stěny, ale stav probíhajícího porušování celistvosti cévní stěny, což není předmětem této práce. Při určování tloušťky stěny je možné s výhodou využít například úplné lokální kalcifikace stěny, viz obr. 5.11. Za rozumnou přesnost, již má smysl uvažovat, je vhodné volit cca 0.1 mm, vyšší přesnost je už dána pouze subjektivně (zkušenostmi a citem tvůrce segmentace). Jako vhodné se jeví zaokrouhlovat naměřenou hodnotu dolů s přesností jedna desetina mm, protože tloušťka stěny přímo ovlivňuje hodnotu deformace i napjatosti ve zvoleném bodě cévní stěny a popsané zaokrouhlení tak vede k výsledku mírně konzervativnějšímu (na bezpečné straně).



Obr. 5.11 – využití kalcifikace cévní stěny k určení její tloušťky a detail určení tloušťky stěny

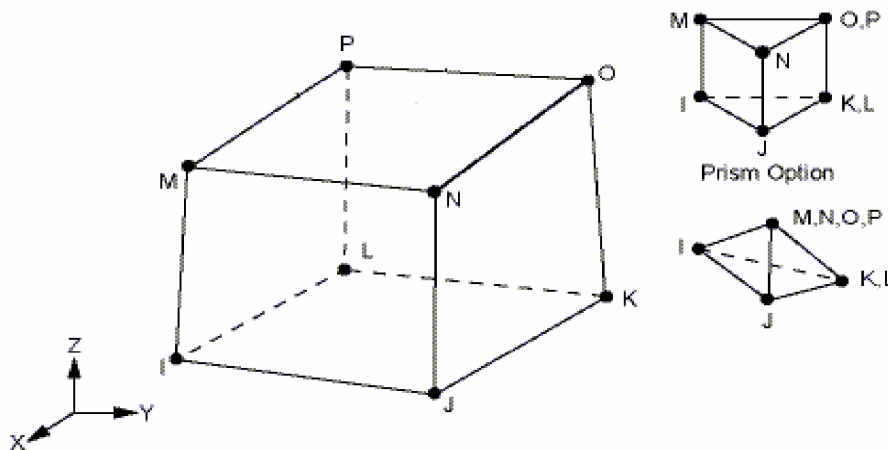
Z obr. 5.10 je zřetelné, že tvarová odlišnost vzniklé 3D geometrie je na přijatelné úrovni, ale i tak je nutné posuzovat tvarovou odlišnost obou geometrických modelů až na základě deformačně-napěťové analýzy. Pouhým vizuálním srovnáním dvou 3D geometrií je obtížné jednoznačně posoudit tyto 3D geometrie jako dobré nebo špatné, protože nejsou stanovena kritéria k detailnímu srovnání na úrovni týkající se pouze geometrie modelu AAA. Z toho vyplývá, že jednoznačně lze srovnat odlišnost obou 3D geometrií, jež byly vytvořeny rozdílnou metodou segmentace CT snímku, až na základě porovnání výsledků odpovídajících výpočtových modelů. Pro jednoznačné porovnání je vhodné sledovat hodnotu posunutí ve směrech s totožným souřadnicovým systémem, případně srovnávat hodnotu vypočteného prvního hlavního napětí.



## 6. Možnosti výpočtového modelování AAA

### 6.1 Volba vhodného konečného prvku

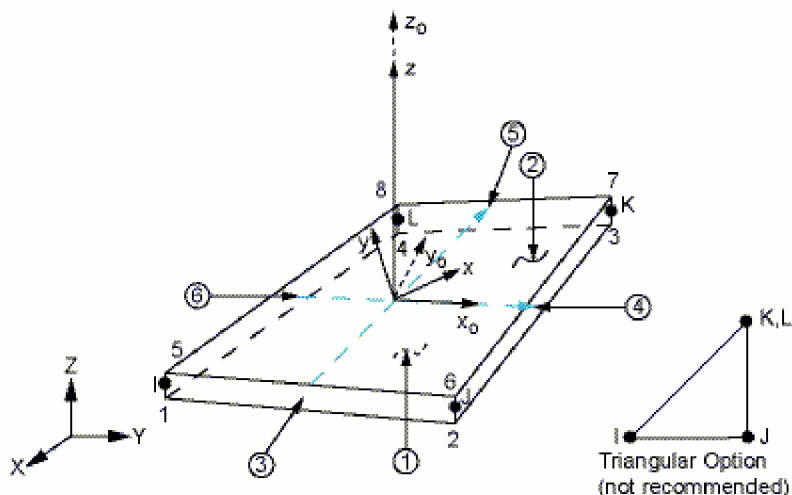
Vzhledem ke značně velkým deformacím je nutné zvolit takové prvky, jež jsou i za velkých přetvoření numericky stabilní a jsou schopny věrohodně popsat závislost mezi deformací a napětím. Z tohoto důvodu je pro aproximaci 3D geometrie zvolen konečný prvek SOLID185. V základní geometrické konfiguraci se jedná o isoparametrický osmiuzlový prvek s lineární bázovou funkcí, případně o jeho degenerované tvary (viz obr. 6.1). Konečný prvek SOLID185 má v každém uzlu celkem tři stupně volnosti (posunutí v každé z os souřadnicového systému). Pro usnadnění konvergence jsou ve výpočtovém modelu použity pouze prvky tvaru šestistěnu (často jsou označovány jako brick), jež mají poměr jednotlivých hran maximálně 1:5. Byl testován i dvacetiuuzlový prvek SOLID186 s kvadratickou bázovou funkcí. Aproximace tvaru je lepší i při nižším počtu prvků, ale nedaří se dosáhnout konvergence výpočtu, a proto je od použití konečného prvku SOLID186 upuštěno. Obecně je možné pozorovat u konečných prvků s kvadratickou bázovou funkcí problémy s konvergencí ve výpočtových modelech, kde je třeba uvažovat velké posunutí a pootočení.



Obr. 6.1 – konečný prvek SOLID185

V případě, kdy je idealizace 3D geometrie cévní stěny zjednodušena na skořepinu, je použit konečný prvek SHELL181, jenž předpokládá lineární rozložení napětí a přetvoření přes tloušťku stěny prvku. Konečný prvek SHELL181 umožňuje použít stejné konstitutivní modely jako konečný prvek SOLID185. Konečný prvek SHELL181 má v každém uzlu celkem šest

stupňů volnosti. Tři stupně volnosti jsou posunutí v každé z os souřadnicového systému, další tři stupně volnosti představují pootočení uzlu kolem každé z os souřadnicového systému.



Obr. 6.2 – konečný prvek SHELL181

Oba typy uvedených prvků umožňují použití nejrůznějších modelů materiálového chování a jsou určeny především pro úlohy, v nichž dochází k velkým deformacím. Umožňují simulaci chování hyperelastických, plastických, viskoplastických (ideálních i zpevňujících) materiálů, stejně jako popis creepu.

SOLID185 i SHELL181 používá numerickou formulaci s ošetřením nežádoucích numerických efektů, jako je smykové či volumetrické zablokování. Například volumetrické zablokování prvku SOLID185 vede ke zcela nereálným výsledkům výpočtu. Navenek se projevuje tím, že dva spolu sousedící konečné prvky vykazují výrazně rozdílná napětí, například jeden vykazuje výrazně tahové a druhý tlakové napětí; takový stav je ve skutečném materiálu nemožný.

## 6.2 Testy použitelných modelů materiálového chování

Další práce je vedena cílem najít nejvhodnější model materiálového chování. Konečnoprvkový programový systém ANSYS obsahuje celou řadu modelů materiálového chování, jež lze označit jako nelineárně elastické (hyperelastické), izotropní, homogenní a nestlačitelné. Ovšem jen některé jsou schopny popsat závislost mezi napětím a přetvořením s dostatečnou přesností pro konkrétní vrstvu cévní stěny a její tvar deformačně-napěťové křivky.

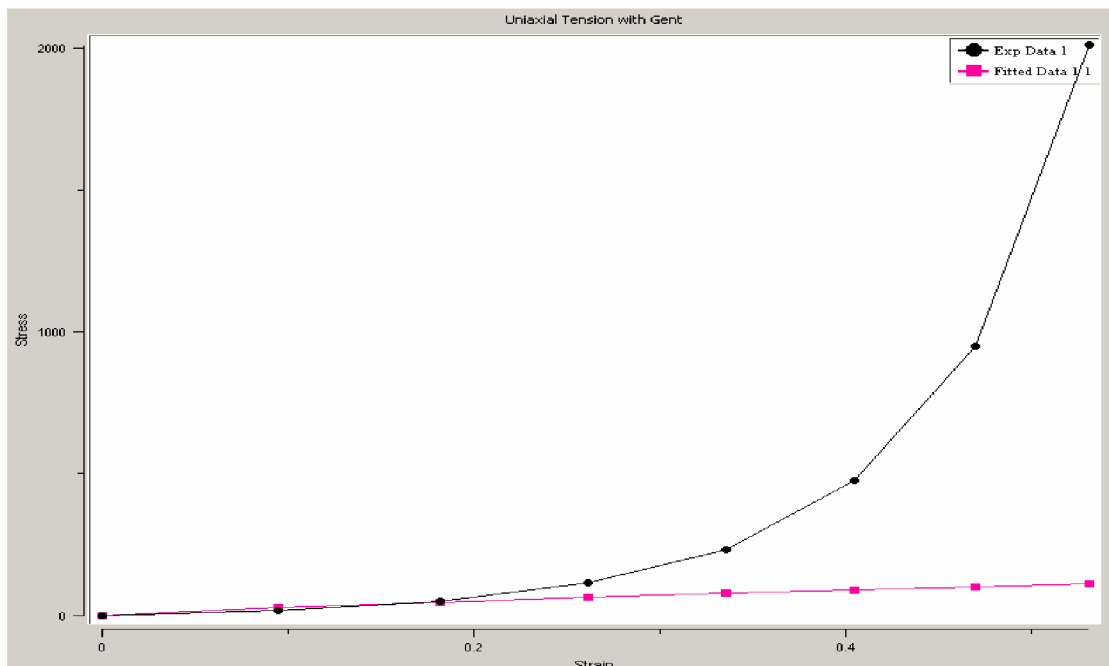
Velký problém konstitutivních modelů spočívá v tom, že použitelná vstupní data se omezují téměř výhradně na výsledky uniaxiální tahové zkoušky. Data z biaxiální zkoušky je

možné nalézt pouze v jednom případě ([33]), a to pouze mezní hodnoty pevnosti (ve formě intenzity napětí) a jim odpovídající hodnoty mezního přetvoření. Snažíme-li se popsat napjatost ve stěně zdravé artérie, je velmi pravděpodobné, že se jedná přibližně o membránovou, tedy dvouosou napjatost. Z tohoto důvodu by měl být zvolen takový model konstitutivního chování, jenž na odpovídající úrovni popíše jednoosou i dvouosou napjatost. ANSYS V11 SP1 obsahuje následující hyperelastické modely (modely pro pěny nejsou uváděny):

- Mooney-Rivlin – 2, 3, 5 a 9parametrový
- Ogden – 1, 2, 3, 4, 5 a víceparametrový
- Neo-Hookean
- Polynomiální – 1., 2., 3., 4., 5. a vyššího stupně
- Arruda-Boyce
- Gent
- Yeoh – 1., 2., 3., 4., 5. a vyššího řádu

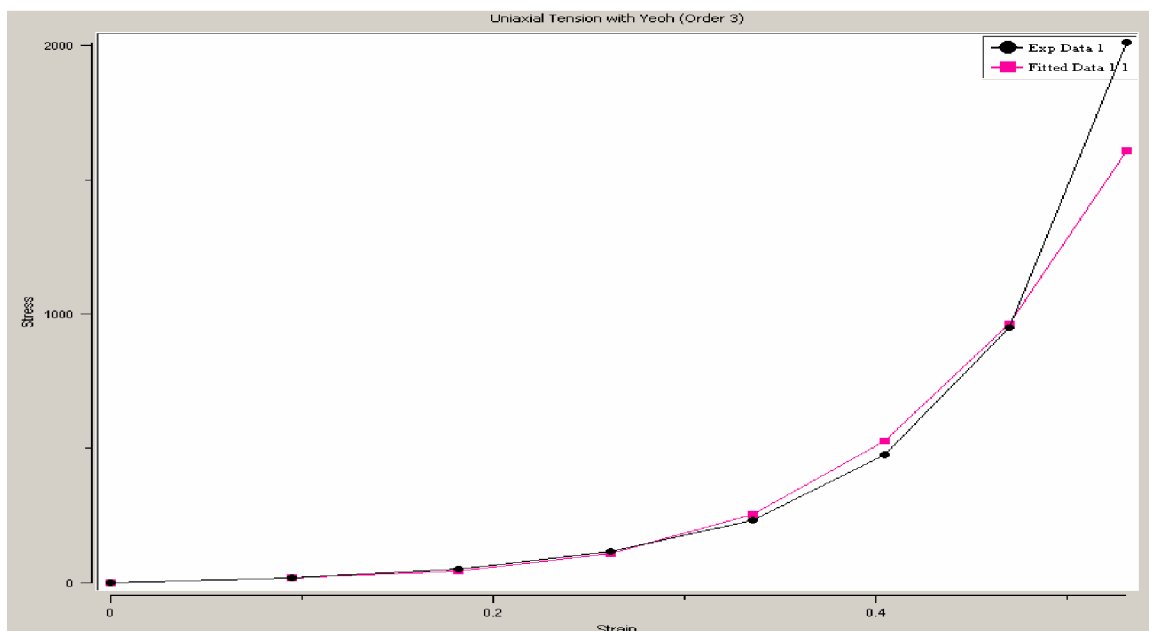
ANSYS obsahuje takzvaný „Curve Fitting“, což je prostředek pro určení materiálových konstant pro výše jmenované konstitutivní modely z údajů získaných mechanickými zkouškami. Vstupem jsou tabelizované hodnoty smluvního napětí a přetvoření, po přepočítání na skutečné napětí a přetvoření je za použití metody nejmenších čtverců zadanými body proložena křivka, jež nejlépe odpovídá vstupním hodnotám. Tato křivka skutečných napětí a přetvoření je definována rovnicí pro energii napjatosti a příslušnými materiálovými parametry. Jako zcela nepoužitelné pro popis závislosti mezi napětím a přetvořením v jednotlivých vrstvách cévní stěny se jeví tyto modely materiálového chování: Neo-Hookean, Gent, Yeoh 1. řádu a Polynomiální 1. stupně.

Tyto modely jsou navrženy pro materiály, u nichž sklon závislosti napětí na deformaci klesá s velikostí zatížení, takže neumožňují popsat zpevňující závislost mezi napětím a přetvořením. Výsledek pokusu o aproximaci chování adventitie pomocí modelu Gent ukazuje obr. 6.3.



Obr. 6.3 – aproximace křivky  $\sigma$ – $\epsilon$  odpovídající adventicii pomocí modelu Gent [kPa]

Podstatně lepší výsledky vykazovaly například následující modely: Mooney-Rivlin 2 a víceparametrový, Ogden 2. a vyššího řádu, Polynomiální 2. a vyššího stupně, stejně jako Arruda-Boyce a Yeoh 2. a vyššího řádu (příklad viz obr. 6.4).



Obr. 6.4 – aproximace křivky  $\sigma$ – $\epsilon$  odpovídající adventicii pomocí modelu Yeoh 3. řádu [kPa]

Pro užší výběr jsou provedeny testovací výpočty, jež simulují jednoosou a dvouosou tahovou zkoušku vybraných modelů materiálového chování; jako vstupní data jsou použita pouze data z uniaxiální tahové zkoušky (viz tab. 6.1, 6.2 a 6.3). Jednoosá napjatost je u všech modelů popsána uspokojivě, ale v případě napjatosti dvouosé je zejména devítiparametrový Mooney-Rivlin naprosto nevhodný, dává například zcela nereálné hodnoty napětí při simulaci dvouosé zkoušky. Při předepsání takové deformace ve dvou kolmých směrech, aby v modelu vznikla kladná délková přetvoření, jsou výsledkem výpočtu tlaková napětí v obou směrech.

Z tab. 6.1, 6.2 a 6.3 je patrné, jak přesně dokáží konstitutivní modely s nejlepším chováním v jednoosé napjatosti popsat chování materiálu při simulaci biaxiální tahové zkoušky. Když srovnáme relace mezi velikostí napětí při jednoosé napjatosti  $\sigma_{uniax}$  a při dvouosé napjatosti  $\sigma_{biax}$ , můžeme určit nejvěrohodnější model a to zejména při maximálním přetvoření 60 %. Arruda-Boyce model vykazuje poměr napětí  $p_\sigma = \sigma_{biax}/\sigma_{uniax}$  od 1.9 do 4.5, ale má značné odchylky mezi hodnotami z tahové zkoušky a simulace jednoosé tahové zkoušky. Pětiparametrový Mooney-Rivlin model velmi věrně popisuje materiálové chování v uniaxiální napjatosti, ale poměr  $p_\sigma$  je od 73.3 do 690.4; takový rozdíl je zcela nereálný, protože pro stejné uniaxiální a biaxiální přetvoření nemůže být rozdíl napětí o dva řády. Nejlepší výsledek simulace jednoosé i dvouosé tahové zkoušky je dosažen při použití konstitutivního modelu Yeoh 3. řádu, stejně jako v [26].

Model velmi dobře popisuje jednoosou napjatost, poměr napětí při simulaci jednoosé a dvouosé tahové zkoušky  $p_\sigma$  je od 2.2 do 7.3, což jsou hodnoty, jež se v porovnání s pětiparametrovým Mooney-Rivlin materiálovým modelem lépe blíží realitě.

přetvoření [%]	hodnoty z tahové zkoušky přepočítané na skutečné napětí [kPa]	simulace jednoosé tahové zkoušky - skutečné napětí [kPa]	simulace dvouosé tahové zkoušky - skutečné napětí [kPa]
10	17	79	153
20	47	177	382
30	113	313	806
40	232	513	1605
50	474	813	3075
60	948	1266	5702

Tab. 6.1 – simulace jednoosé a dvouosé tahové zkoušky – Arruda-Boyce

přetvoření [%]	hodnoty z tahové zkoušky přepočítané na skutečné napětí [kPa]	simulace jednoosé tahové zkoušky - skutečné napětí [kPa]	simulace dvouosé tahové zkoušky - skutečné napětí [kPa]
10	17	17	1246
20	47	47	10413
30	113	114	43235
40	232	230	128465
50	474	466	313379
60	948	972	671081

Tab. 6.2 – simulace jednoosé a dvouosé tahové zkoušky – pětiparametrový Mooney-Rivlin

přetvoření [%]	hodnoty z tahové zkoušky přepočítané na skutečné napětí [kPa]	simulace jednoosé tahové zkoušky - skutečné napětí [kPa]	simulace dvouosé tahové zkoušky - skutečné napětí [kPa]
10	17	18	40
20	47	46	169
30	113	107	586
40	232	237	1606
50	474	501	3066
60	948	991	7310

Tab. 6.3 – simulace jednoosé a dvouosé tahové zkoušky – Yeoh 3. řádu

### 6.3 Výběr vhodného modelu materiálového chování

Jsou testovány i další modely, víceparametrové i vyššího řádu, jejich použití však nevede ke zlepšení chování v biaxiální napjatosti, v některých případech je vypočítána i záporná hodnota napětí (tlak) pro kladnou hodnotu přetvoření a proto nemá smysl tyto modely používat.

Jako dílčí závěr je možné konstatovat, že popsat na dané rozlišovací úrovni materiálové chování v jednoosé napjatosti lze celou řadou konstitutivních vztahů na velmi dobré úrovni. Komplikace nastávají při popisu dvouosé napjatosti, hodnoty hlavních napětí se liší i o několik řádů od jednoosé, což je zcela nereálné. Příčinu tohoto stavu je nutné hledat v určování materiálových konstant pouze na základě dostupných vstupních dat, tedy výsledků uniaxiální tahové zkoušky. V cévní stěně je možné očekávat dvouosou napjatost, protože obvodová a axiální napětí budou výrazně vyšší než hodnota radiálního napětí, a proto je nutné soustředit pozornost na věrohodný popis dvouosé napjatosti.

V [1] byla provedena biaxiální tahová zkouška, jejímž výstupem je pouze mezní hodnota pevnosti ve formě intenzity napětí  $p_i$  (5). Ta odpovídá redukovanému napětí podle von Misesovy podmínky pro dvouosou napjatost (6), maximální hodnota intenzity napětí je 590 - 910 kPa při přetvoření cca 30 % až 50 %.

$$p_i = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \sigma_2} \quad (5)$$

$$\sigma_{red} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + \sigma_2 + \sigma_1]} \quad \text{pro } \sigma_1 \neq 0, \sigma_2 \neq 0, \sigma_3 = 0 \quad (6)$$

Pro dosažení co nejpřesnějšího popisu chování materiálu v dvouosé napjatosti, pro niž nejsou k dispozici experimentální data, lze použít následující postup:

- výběr modelu konstitutivního chování, jenž nejlépe popisuje jednoosou i dvojosou napjatost při použití konstant určených na základě jednoosé tahové zkoušky - Yeoh 3. řádu
- doplnění fiktivní křivky pro dvouosou napjatost, jež odpovídá jednoosé napjatosti s určitým odhadnutým poměrným zvýšením napětí
- určení materiálových konstant
- provedení simulace dvouosé napjatosti v MKP
- přímo v nápovědě programového systému ANSYS je doporučeno využití konstitutivního model Yeoh 3. řádu v případě, že nejsou dostupná data ze všech mechanických zkoušek materiálu, jako jsou objemová, smyková, biaxiální a uniaxiální zkouška.

Tímto postupem jsou pro výpočet materiálových konstant zadány výsledky jednoosé tahové zkoušky a místo výsledků dvouosé tahové zkoušky hodnoty odpovídající dvojnásobku napětí pro stejná přetvoření jako u uniaxiální zkoušky. Při výpočtové simulaci dvouosé tahové zkoušky vychází intenzita napětí v rozmezí 460 - 870 kPa při přetvoření cca 33 % až 57 %.

Při tomto postupu se materiál chová při uniaxiální simulaci jako poddajnější, avšak podstatně lépe popíše biaxiální napjatost, již lze v cévní stěně dominantně očekávat, a proto jde o významné vylepšení modelu materiálového chování.

Vybrán je konstitutivní model Yeoh 3. řádu, u něhož podle výše uvedených testů konstitutivních modelů je možné předpokládat nejlepší predikční schopnosti. Tento konstitutivní model lze popsat vztahem pro měrnou energii napjatosti (7).

$$W = \sum_{i=1}^N c_{i0} \cdot (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} \cdot (J - 1)^{2k} \quad (7)$$

$\bar{I}_1$  je první invariant deviátoru Cauchy-Greenova tenzoru deformace, elastické vlastnosti modelu jsou popsány materiálovými konstantami  $c_{i0}$  (materiálové konstanty popisující deviátorovou složku chování materiálu) a  $d_k$  (parametry materiálové stlačitelnosti); po  $k=1$  je  $d_1 = 2/K$ , kde  $K$  je objemový modul pružnosti a  $J$  je třetí invariant tenzoru deformačního gradientu. Cévní stěna je modelována jako nestlačitelná, což se nejlépe přibližuje tkáni s velkým obsahem vody. Pro nestlačitelný materiál je rovnice energie napjatosti upravena na tvar (8).

$$W = \sum_{i=1}^N c_{i0} \cdot (\bar{I}_1 - 3)^i \quad (8)$$

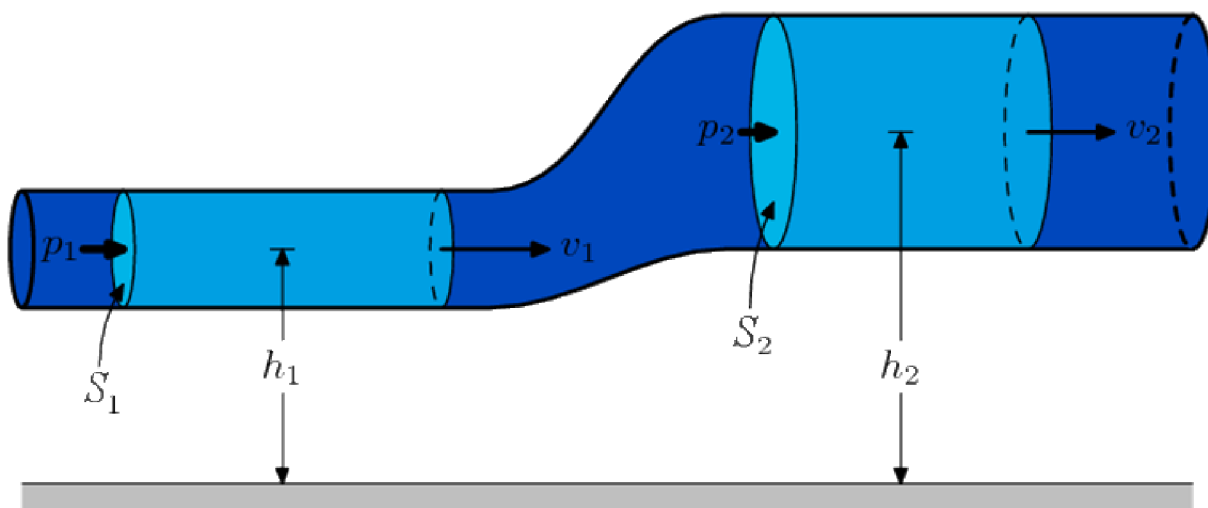


## 7. Zjednodušená analýza proudění v AAA

### 7.1 Motivace pro analýzu proudění

Cévní stěna je zatížena zejména mechanicky a to přetlakem krve a axiálním předpětím. Obvykle je možné považovat krev z makroskopického hlediska za Newtonovskou kapalinu; pokud neuvažujeme viskozitu krve, pak z Bernoulliho rovnice a rovnice kontinuity pro ideální kapalinu vyplývá, že tlak proudící kapaliny klesá s rostoucí rychlostí. Tento jev je označován jako hydrodynamický paradox. Lze jím například vysvětlit jevy, kdy si proud rychle proudící kapaliny „přitáhne“ proud o nižší rychlosti a dochází pak k míšení obou proudů. Fyzikálně vyjadřuje Bernoulliho rovnice (9) zákon zachování mechanické energie pro ustálené proudění ideální kapaliny. První člen představuje kinetickou energii (také dynamickou složku tlaku), druhý člen představuje tlakovou potenciální energii objemové jednotky kapaliny (je možné ji označit jako statickou složku tlaku) a třetí člen gravitační potenciál, v němž se kapalina nachází (viz obr. 7.1). Bernoulliho rovnice ve tvaru dle (9) platí pro ustálené proudění ideální kapaliny v uzavřené trubici.

$$\frac{1}{2}\rho c^2 + p + \rho gh = konst \quad (9)$$



Obr. 7.1 – vizualizace pro Bernoulliho rovnici a rovnici kontinuity

Rovnice kontinuity ve tvaru (10), jež rovněž platí pro ustálené proudění ideální kapaliny v uzavřené trubici, popisuje vztah mezi rychlostí proudění  $c$  a plochou průřezu  $S$  v různých místech uzavřené trubice. Rovnici kontinuity lze přepsat i do tvaru (11). Platnost rovnice kontinuity vychází ze zachování stejného objemového průtoku ve všech místech trubice (za podmínky ustáleného proudění ideální kapaliny v uzavřené trubici).

$$Q_V = Sc = konst \quad (10)$$

$$\frac{c_2}{c_1} = \frac{S_1}{S_2} \quad (11)$$

Za použití výše uvedených rovnic je možné provést zjednodušený analytický výpočet, pomocí něhož lze určit změnu totálního tlaku (v uvedeném případě je totální tlak součtem statického a dynamického tlaku), danou tvarem krevního řečiště v oblasti AAA, v němž kapalina (krev) proudí. Tento analytický výpočet předpokládá nepodstatné změny tvaru trubice (v konkrétním případě AAA).

Je však nutné zohlednit, že hydrodynamické chování krve je věrohodnější modelovat Newtonovskou kapalinou než ideální kapalinou. Newtonovská kapalina se vyznačuje zahrnutím viskozity do reologického modelu chování (viskozita je fyzikální veličina, udávající poměr mezi tečným napětím a gradientem rychlosti při proudění Newtonské kapaliny). Viskozita je veličina charakterizující vnitřní tření, závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi. Kapaliny s větší přitažlivou silou mají větší viskozitu, větší viskozita znamená větší brzdění pohybu kapaliny nebo těles v kapalině (pro ideální kapalinu má viskozita nulovou hodnotu).

Za předpokladu, že budeme uvažovat krev jako nestlačitelnou Newtonovskou kapalinu, je vhodné použít CFD simulační SW (Computational Fluid Dynamics - metodu konečných objemů). Změna tlaku a střední rychlosti proudění je pak popsána a numericky řešena pomocí rovnice kontinuity a Navierovy-Stokesovy rovnice (Navierova-Stokesova rovnice popisuje proudění nestlačitelné Newtonovské kapaliny) v definovaném konečném objemu s kontrolními plochami, jež takový objem ohraničují.

## 7.2 Zjednodušení výpočtového modelu proudění v AAA

Pro vytvoření výpočtového modelu proudění v AAA jsou uvažována následující zjednodušení, jež si kladou za cíl vytvořit výpočtový model, jenž věrohodně popisuje zejména změny tlaku krve (tlak je v dalším textu chápan jako totální tlak, tedy součet dynamické a statické složky tlaku působícího v pohybující se kapalině), jenž působí v oblasti AAA na stěnu cévy. Zvolená zjednodušení jsou tato:

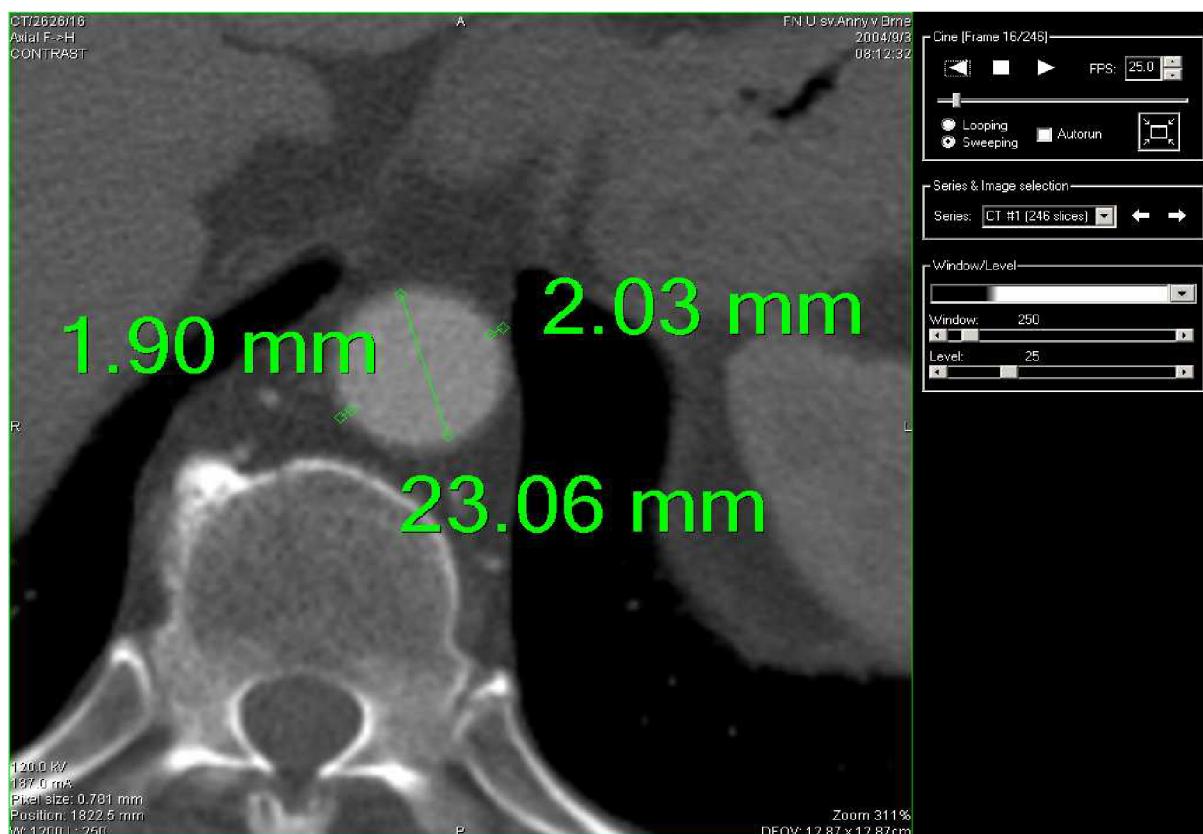
- dle kapitoly 7.1 je krev uvažována jako nestlačitelná Newtonovská kapalina s odpovídajícím reologickým modelem chování
- není uvažována potenciální (gravitační) složka energie kapaliny

- výpočtový model neuvažuje změnu tvaru krevního řečiště, jež vyplývá z deformace (zvětšení průsvitu AAA) vlivem změny tlaku v oblasti AAA
- výpočet je realizován jako statický při tlaku 120 mmHg (16 kPa) a střední rychlosti proudění krve odpovídající fyziologickým podmínkám v dané oblasti břišní aorty
- výpočtový model je platný pro proudění v AAA ve vodorovné trubici, protože výchozí geometrie výpočtového modelu je vytvořena ze CT snímků pacienta, jenž při snímkování leží.

### 7.3 Realizace výpočtového modelu proudění v AAA

Výpočtový model pro numerickou simulaci proudění v AAA je proveden na geometrii odpovídající tvarově geometrii krevního řečiště. Tato geometrie je vytvořena na základě podrobné segmentace popsané v kapitole 5. V AAA není uvažována přítomnost nástěnného trombu, jenž poněkud snižuje výsledné zatížení cévní stěny, protože není možné jednoznačně definovat materiálové charakteristiky trombu, jenž může být částečně tekutý, tuhý nebo porézní a tak přenášet tlak krve na vnitřní plochu různým způsobem. Pokud není modelován, je úloha řešena konzervativněji, protože není-li uvažován nástěnný trombus, narůstá plocha v myšleném příčném řezu AAA, jenž je kolmý k podélné ose cévy. Potom v uvažovaném místě vzroste tlak na stěnu oproti realitě, protože vypočtená rychlost proudění klesne na nižší hodnotu, než je hodnota reálná.

Střední rychlost proudění v břišní aortě je dle literatury [7] uváděna 0.3 m/s. Lze ji zjednodušeně ověřit, uvažujeme-li, že by břišní aortou proudilo množství krve transportované srdcem pro celé tělo, tedy cca 5.5 l ( $0.0055 \text{ m}^3$ ) za minutu. Tvar aneurysmatem nedotčené (zdravé) aorty budeme považovat za nepodstatně odlišný od kruhového, například jako na obr. 7.2, jenž představuje CT snímek z dokumentace pacienta sledovaného ve FN u Sv. Anny. V konkrétním případě má tedy aorta v břišní dutině dle snímku průměr cca 23 mm.



Obr. 7.2 – CT snímek břišní dutiny v příčné rovině s vyznačením rozměru zdravé aorty (vnitřní průměr aorty 23 mm)

Střední rychlost proudění krve je tedy možné určit dle (12) na základě znalosti objemového toku přes jednoznačně definovanou kontrolní plochu (v konkrétním případě jde o kruh o průměru 23 mm, jenž představuje příčný řez aortou).

$$c = \frac{Q_v}{S} = \frac{0,0055}{\frac{\pi \cdot 0,023^2}{4}} = 0,221 \text{ m/s} \quad (12)$$

Vypočtená hodnota odpovídá tedy zhruba hodnotě, která je uváděna v literatuře, a proto bude uvažováno 0.3 m/s.

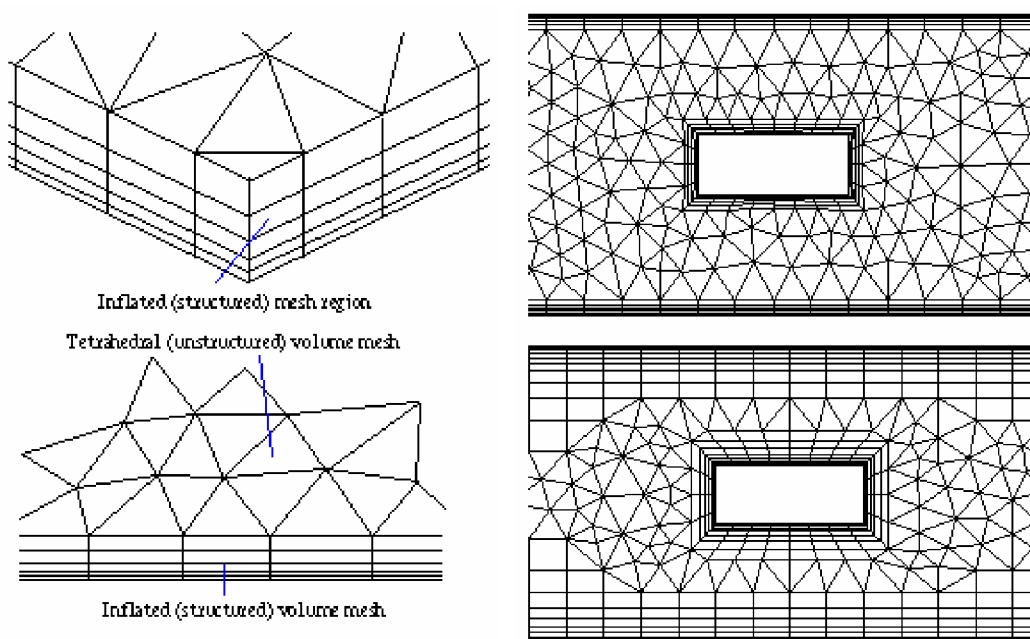
V lidském těle lze předpokládat energeticky méně náročné laminární proudění, což je ověřeno pomocí určení Reynoldsova podobnostního čísla ve vztahu (13). Do hodnoty Reynoldsova čísla 2320 je proudění uvažováno za plně laminární (částice jednotlivých vrstev se vzájemně nepromíchávají, proudění je tedy „vrstevnaté“; u turbulentního proudění dochází k míšení částic mezi vrstvami a to vede k jejich složitému víření). V intervalu, v němž Reynoldsovo číslo nabývá hodnot 2320 až 4000, jde o takzvané přechodové proudění

(kombinace laminárního a turbulentního proudění), od hodnoty Reynoldsova čísla 4000 je proudění považováno za plně rozvinuté turbulentní.

Dle hodnoty vypočtené v (13) je tedy pro výpočtový model proudění vhodné uvažovat laminární proudění.

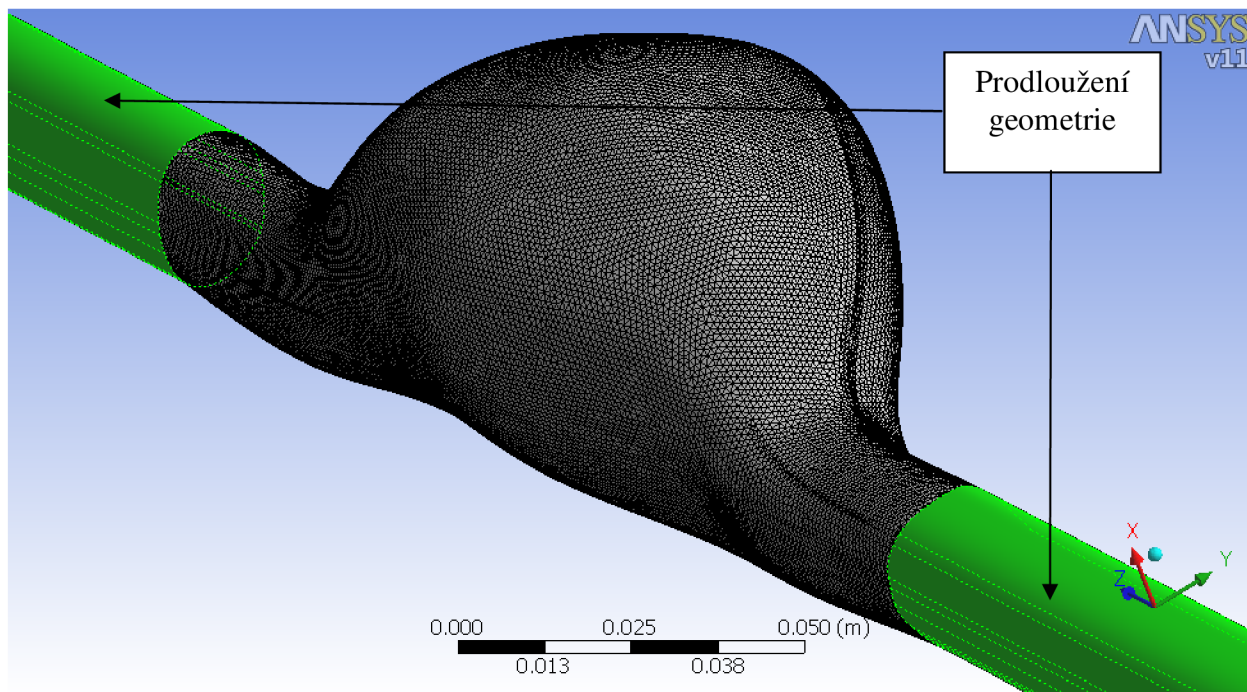
$$\text{Re} = \frac{c \cdot l}{\nu} = \frac{v \cdot l}{\frac{\eta}{\rho}} = \frac{0,3 \cdot 0,023}{\frac{0,0035}{1060}} = 2089 \quad (13)$$

Pro výpočtový model je zvolena následující kombinace okrajových podmínek. Na kontrolní ploše (Inlet), jíž kapalina (krev) vstupuje do diskretizované 3D oblasti AAA (rozdělené na konečné objemy), je definována střední rychlost o velikosti 0.3 m/s. Na kontrolní ploše, jíž kapalina z diskretizované oblasti vystupuje, je zadán průměrný statický tlak velikosti 16 kPa (120 mmHg), dle zjednodušujících předpokladů není uvažována gravitační potenciální energie kapaliny v homogenním tíhovém poli. Geometrie diskretizované oblasti je na Inletu i Outletu prodloužena (viz obr. 7.5) o víc než pětinašobek charakteristického rozměru (průměr cévy), aby se zamezilo vlivu okrajové podmínky na výsledek tlaku (totálního tlaku) a rychlosti v oblasti AAA. Současně je to doporučený postup, jak omezit zpětné „nasání“ (problém numerického řešení) části kapaliny přes Inlet. Na ostatních stěnách je realizována okrajová podmínka typu Wall (stěna) a použita tzv. Inflation Layer (inflační vrstva). Inflační vrstva (viz obr. 7.3) slouží ke korektní diskretizaci stěny (geometrická hranice tekutiny) a přilehlé vrstvy kapaliny pomocí konečnoobjemových prvků typu prisma. V prvním kroku je spojitá plocha stěny, vymežující tvar krevního řečiště, nahrazena trojúhelníky. Tyto jsou pak geometrickým základem pro vygenerování trojbokých hranolů s rovnoběžnými podstavami (anglické slovo Inflation zde má význam "nafouknutí" trojúhelníku do tříbokého hranolu), jimiž je diskretizována vrstva kapaliny přiléhající ke stěně. Dále od stěny je síť konečných objemů tvořena obecnými čtyřstěny, pětistěny a šestistěny. Inflační vrstva zaručuje numericky korektní popis okrajové podmínky na stěně objemu, jenž zaujímá modelovaná kapalina. Na stěně musí být v popisovaném případě realizována numerická simulace mezní vrstvy kapaliny poblíž stěny, kde je rychlost proudění na stěně rovna nule. Kdyby byl místo inflační vrstvy použit pouze jediný prvek (v případě hrubé sítě, viz obr. 7.3), byla by numerická simulace mezní vrstvy nekorektní a výrazně by ovlivnila průběh rychlosti a tlaku poblíž stěny a na ní.

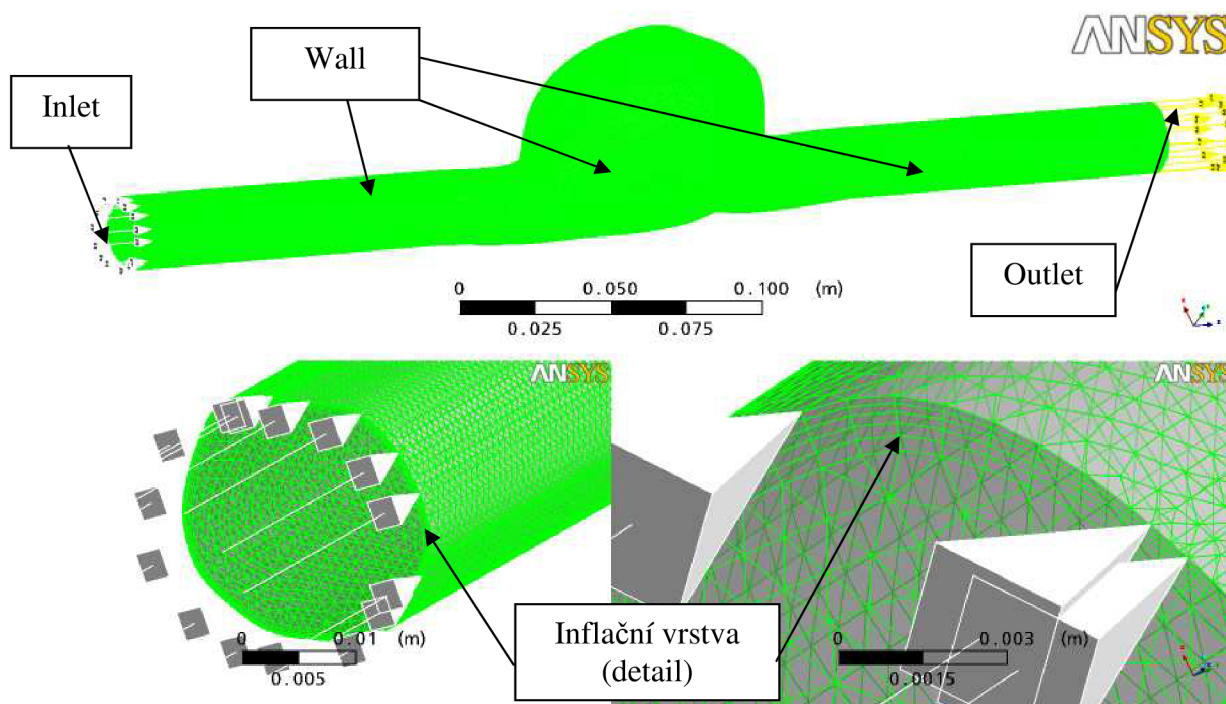


Obr. 7.3 – příklady Inflation Layer (inflační vrstvy)

Hustota sítě byla několikrát za sebou upravena, zjemněná tak, že jsou použity prvky poloviční velikosti oproti předchozí verzi diskretizace objemu. V případě, že se výsledky výpočtového modelu s dvěma po sobě následujícími hustotami liší o méně jak 5 %, je možné výsledky pokládat za nezávislé na jemnosti diskretizace spojitého objemu na konečné objemy (velikost konečných objemů neovlivní výsledek výpočtu). Maximální délka hrany konečného objemu byla na finální diskretizaci do 1 mm, tloušťka inflační vrstvy je maximálně 4 mm. Tímto postupem je objem odpovídající tvaru krevního řečiště v oblasti AAA bez uvažování přítomnosti trombu spolu s „pomocnými“ objemy (prodloužení v oblasti Inletu a Outletu) rozdělen na 3572866 konečných objemů (3052145 objemů tvaru čtyřstěnu, 520490 objemů tvaru prisma a 231 objemů tvaru pyramidy).

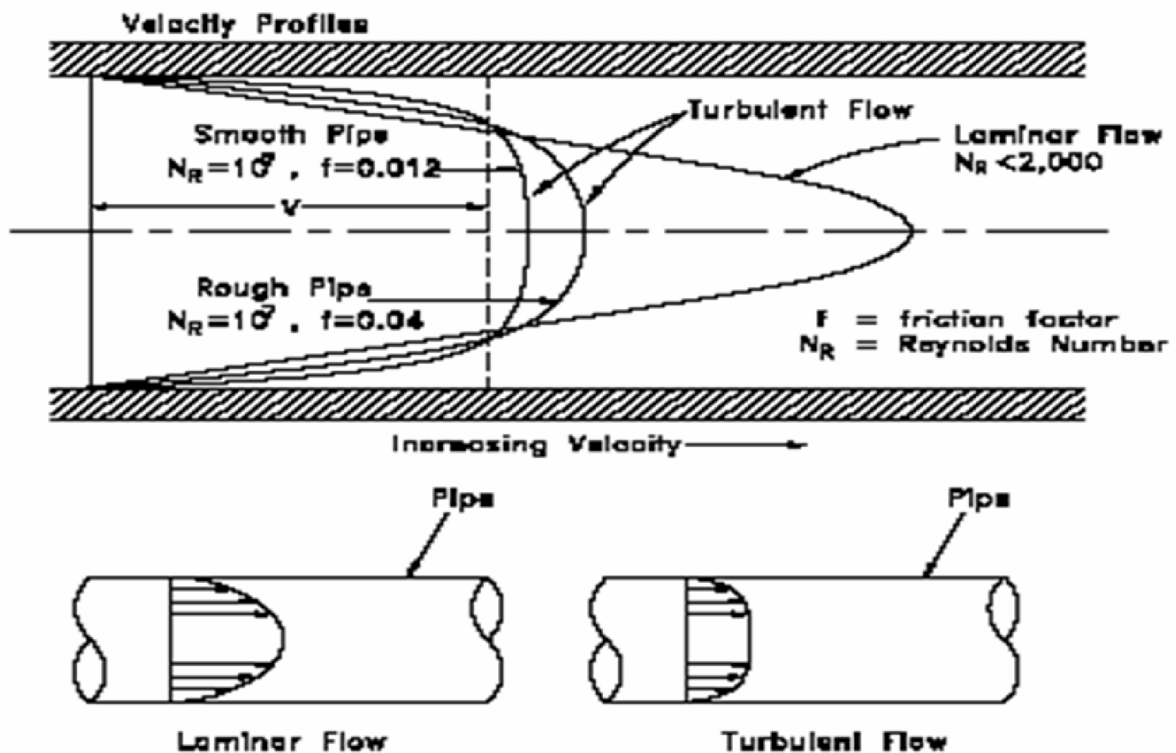


Obr. 7.4 – výpočtový model pro zjednodušenou simulaci proudění – diskretizace



Obr. 7.5 – výpočtový model pro zjednodušenou simulaci proudění – okrajové podmínky

Výpočtový model předpokládá parabolický tvar rychlostního profilu pro laminární proudění na Inletu, viz obr. 7.6, dle vypočtené hodnoty Reynoldsova čísla. Správnost hodnoty vypočtených rychlostí poblíž Inletu, jenž je realizován na „pomocném“ objemu přibližně válcového tvaru, bude možné ověřit. Maximální rychlost by měla dosáhnout cca dvojnásobné hodnoty.



Obr. 7.6 – rychlostní profily laminárního a turbulentního proudění

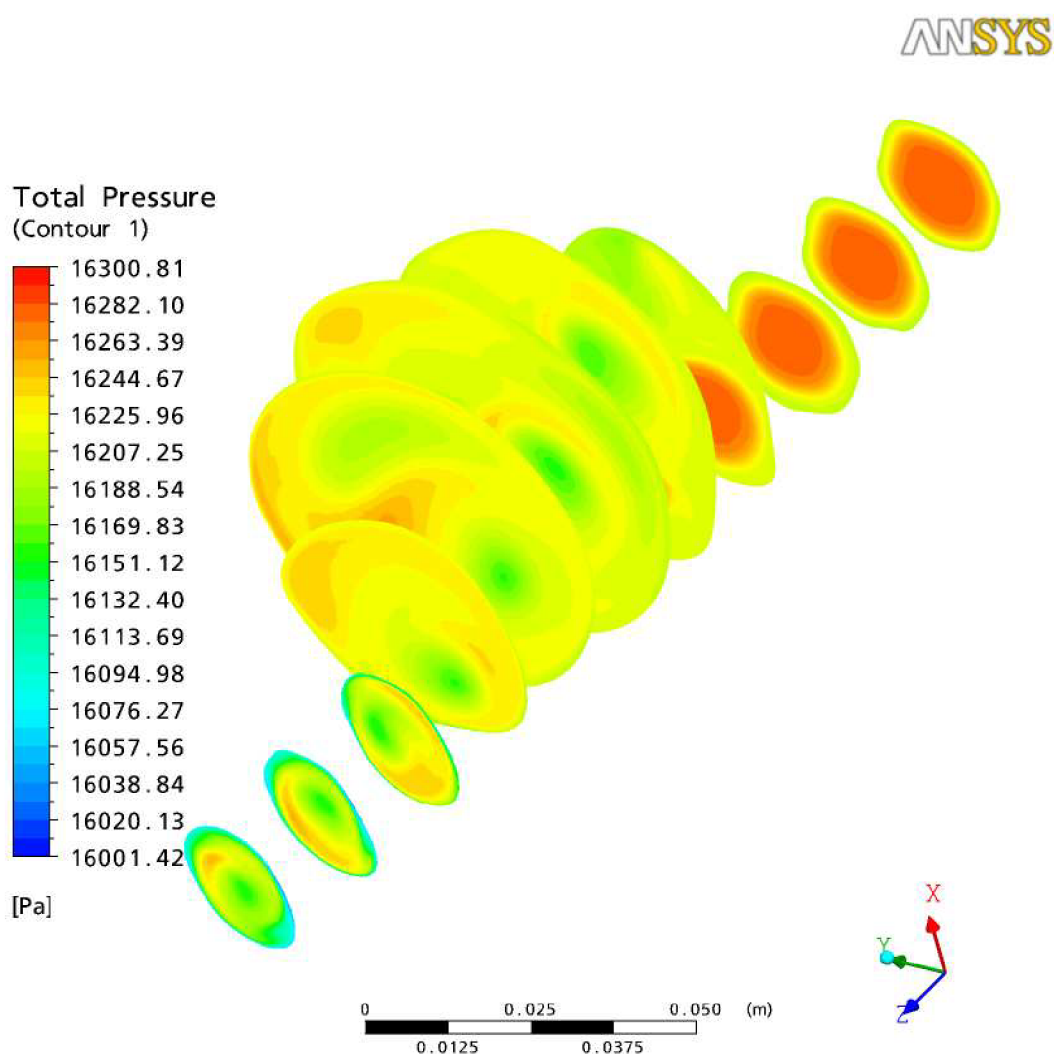
Pro diskretizaci spojitého objemu, jenž odpovídá objemu popsanému v předcházejícím odstavci, je použit ANSYS Workbench V11.0 SP 1, konkrétně metoda CFX Mesh. Pro vytvoření výpočtového modelu je použit ANSYS CFX Pre 11.0. V tomto SW jsou definovány okrajové podmínky, reologický model kapaliny (krve), zadání typu analýzy (v konkrétním případě šlo o Steady State – stav, v němž je proudění považováno za ustálené). Úplně definovaný výpočtový model je řešen pomocí ANSYS CFX Solver 11.0 za použití lokálního distribuovaného řešiče, založeného na technologii MPI (Message Passing Interface). Postprocessing je proveden v ANSYS CFX Post 11.0.

Pro opakované řešení včetně diskretizace je použit počítač se čtyřjádrovým procesorem Intel Q6700 2.67 GHz, s 8 GB RAM a vysokootáčkovým diskem o kapacitě 300 GB, stejně jako ve všech následujících výpočtech. Na počítači je instalován 64bitový operační systém Windows XP. CAD, FEM i CFD SW jsou rovněž instalovány v 64bitové verzi. Výpočtový model byl opakovaně řešen jako Steady State (statické proudění) se zvyšující se hustotou (počtem) konečných objemů. Finální varianta vyžadovala ke korektnímu vyřešení výpočtového modelu přibližně 4 hodiny strojového času.

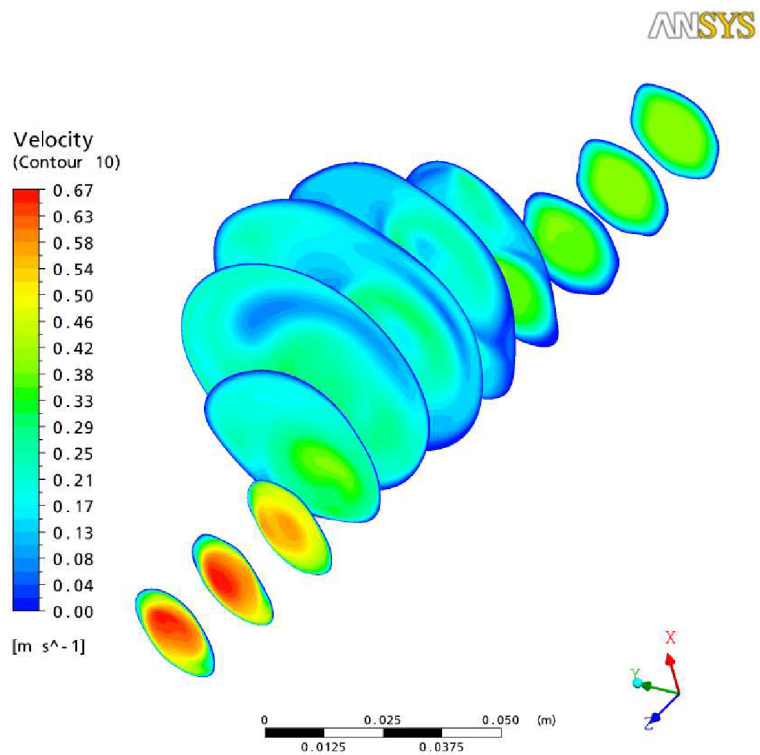


## 7.4 Výsledky výpočtového modelování proudění v AAA

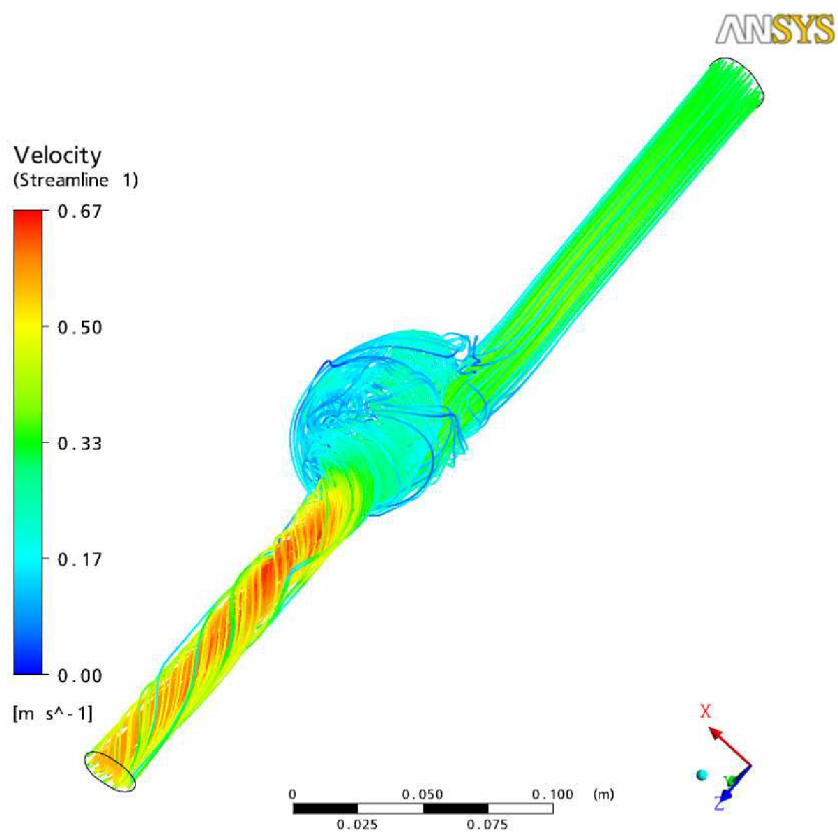
Výsledky jsou prezentovány ve formě tlakových polí a rychlostních polí ve vybraných rovnoběžných rovinách. Dále jsou prezentovány proudnice, jednotlivé hodnoty rychlosti a tlaku jsou odlišeny barvou, jež určuje hodnotu sledované fyzikální veličiny ve vyobrazené oblasti. Na obr. 7.7 je vyobrazen ve vybraných rovinách totální tlak (totální tlak je součet statického a dynamického tlaku, potenciální složka tlaku nebyla uvažována, protože je pro řešený problém nepodstatně malá). Obr. 7.8. představuje rychlost ve vybraných rovinách, rychlostní pole ve formě proudnic je vyobrazeno na obr. 7.9, 7.10 a 7.11.



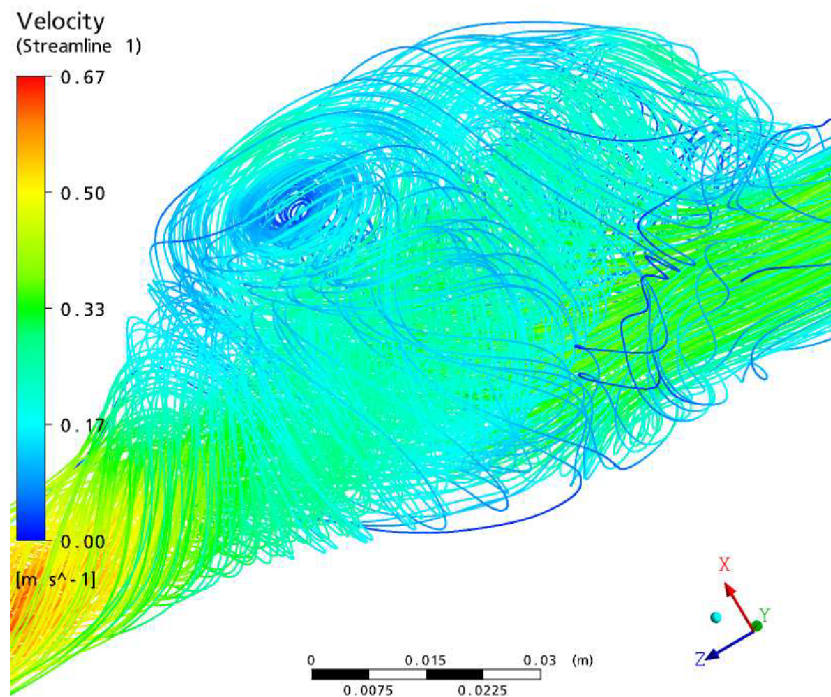
Obr. 7.7 – totální tlak ve vybraných paralelních rovinách [Pa]



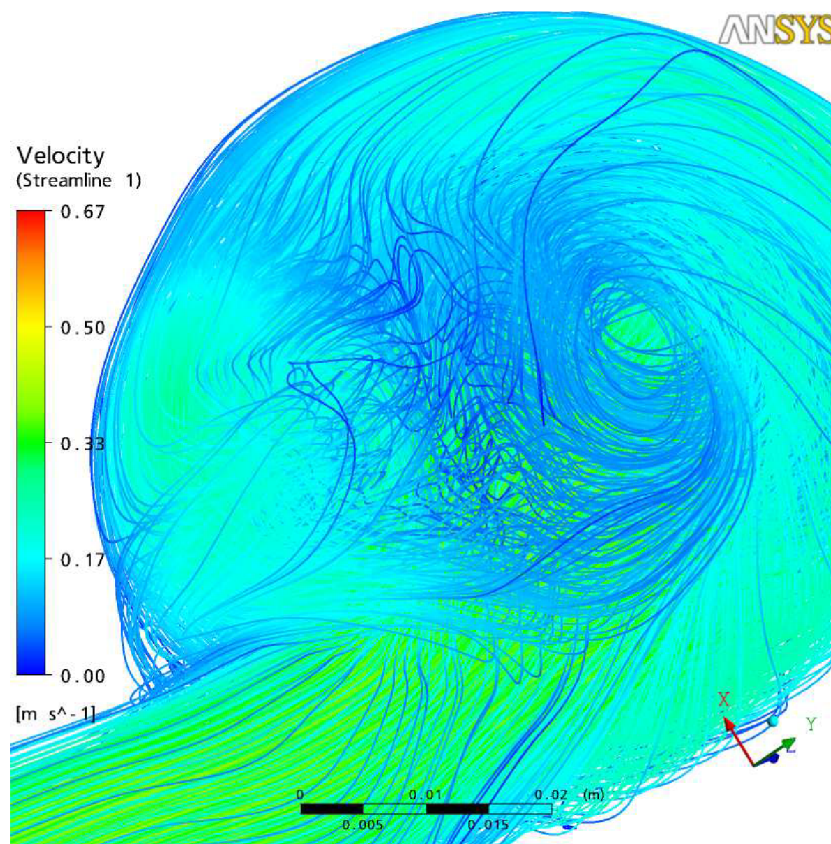
Obr. 7.8 – rychlost proudění ve vybraných paralelních rovinách [m/s]



Obr. 7.9 – rychlostní pole ve formě proudnic [m/s]



Obr. 7.10 – rychlostní pole ve formě proudnic [m/s]



Obr. 7.11 – rychlostní pole ve formě proudnic [m/s]

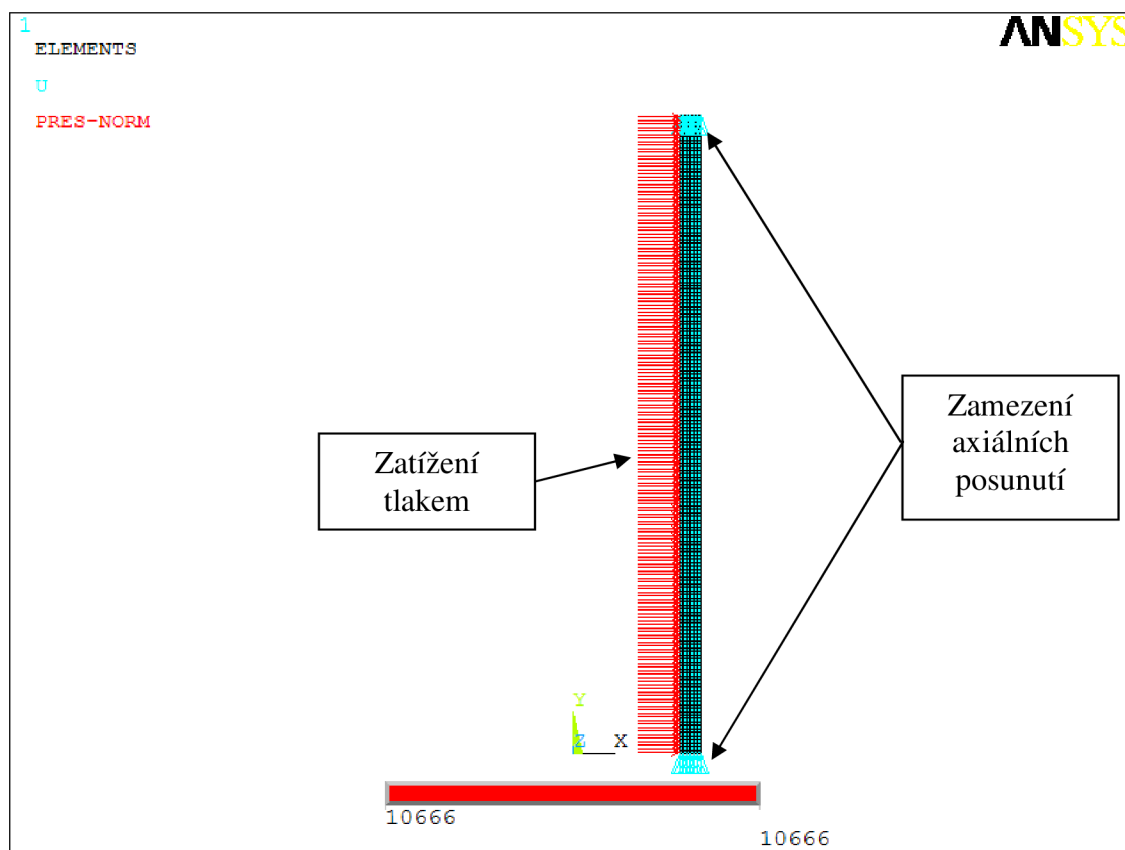
## 7.5 Diskuze výsledků zjednodušeného výpočtového modelování proudění v AAA

Z výsledků modelování proudění v 3D oblasti vyplývá, že změna tlaku na povrch cévy je maximálně 0.3 kPa, takže je nepodstatně malá z pohledu zatížení cévní stěny tlakem 16 kPa (120 mmHg). Vlivem AAA často dochází v místě patologie tvaru cévní stěny k usazování trombu v oblastech úplavů. Je pravděpodobné, že víření krve uvnitř oblasti s AAA má negativní vliv na endotel (tenká buněčná výstelka na vnitřním povrchu cévní stěny, respektive i intimy). Intima nemá z pohledu mechanických vlastností cévní stěny (deformačně-napěťových závislostí) podstatný význam, protože je velmi tenká a poddajná, ale při jejím narušení působí na vnitřní vrstvy tepny jiné fyzikálně chemické vlivy, jež mohou vyvolat remodelaci cévní stěny a tím mechanické vlastnosti cévní stěny jako celku svým dlouhodobým působením významně měnit. Na obrázcích proudnic je výrazný vír v centrální oblasti výdutě, z čehož může být usuzováno na turbulentní proudění. K porušení laminarity proudění však zřejmě nedochází, protože rychlosti v oblasti poblíž víru jsou blízké nule. Za takových podmínek bude výměna částic mezi jednotlivými vrstvami kapaliny nepatrná a z toho lze usuzovat na laminární proudění. Pokud uvažujeme krev jako Newtonovskou kapalinu, pak je tento výsledek z pohledu hydrodynamiky korektní. V AAA však proudí krev a u ní může v úplavu nebo obecněji v oblasti, kde je malá rychlost proudění a tudíž dlouhá doba prodlevy jednotlivých částic, docházet ke koagulaci a tvorbě trombu. Klinická praxe tento závěr potvrzuje, protože výduť AAA je typické místo pro tvorbu nástěnného trombu.

## 8. Výpočtové modelování napjatosti v aneurysmatu

### 8.1 3D Výpočtový model fyziologické artérie

Pro hodnocení pomocí srovnání poměrů maximálních hlavních napětí je třeba vytvořit výpočtový model, kterým určíme hodnotu maximálního hlavního napětí ve stěně zdravé tepny. K tomuto účelu postačí 2D model v rotační symetrii (viz obr. 8.1, osou symetrie je osa Y). K diskretizaci je použit konečný prvek PLANE182. Jde o lineární 2D prvek ekvivalentní prostorovému prvku SOLID185. Výpočtový model idealizuje fyziologickou artérii jako trubici konstantního vnitřního průměru a konstantní tloušťky stěny, rozměry jsou odměřené ze skutečného CT snímku v oblasti nedotčené AAA. Na volných koncích je zamezeno pomocí okrajové podmínky axiálnímu posunutí, zatížení od tlaku krve je realizováno pomocí tlaku na linii představující vnitřní stěnu (viz obr. 8.1), jenž má maximální hodnotu 10.666 kPa (tj. 80 mmHg).



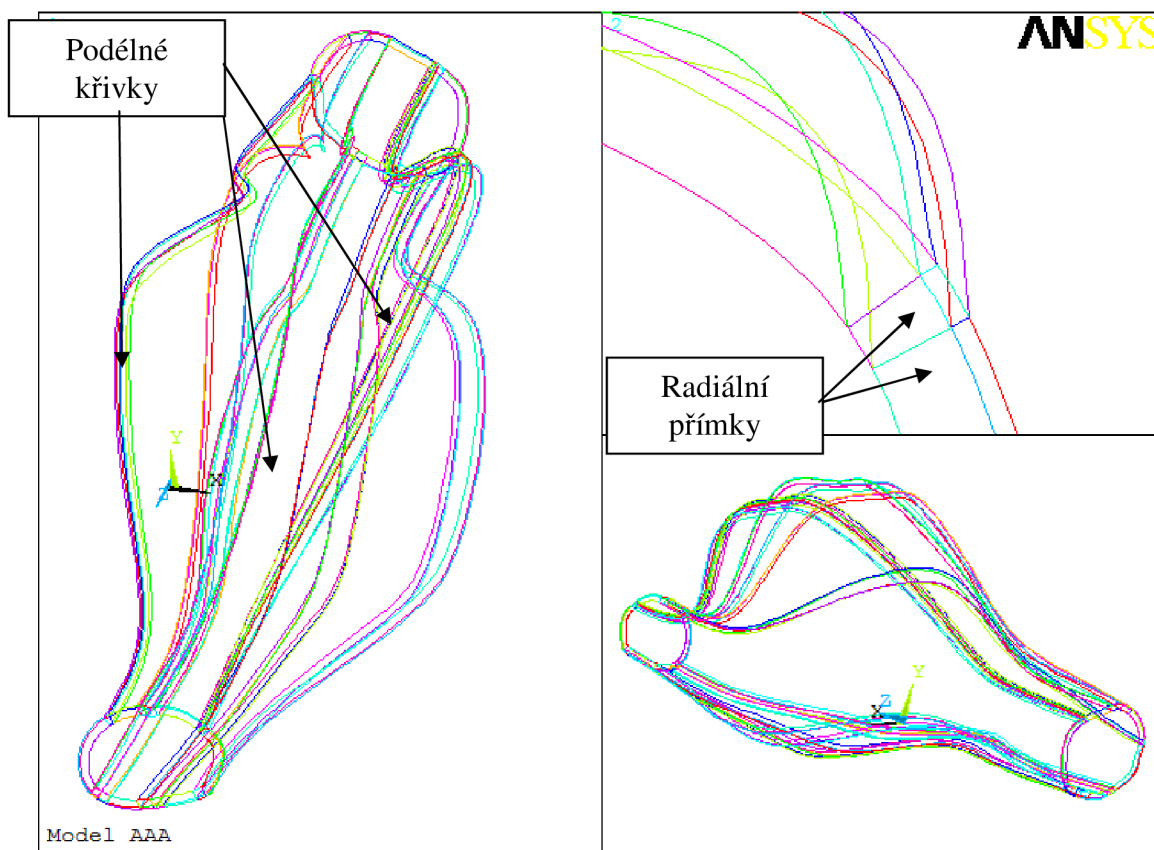
Obr. 8.1 – okrajové podmínky (maximální hodnota zátěžného tlaku 10666 Pa)

## 8.2 Přenos 3D geometrie z CAD do FEM SW

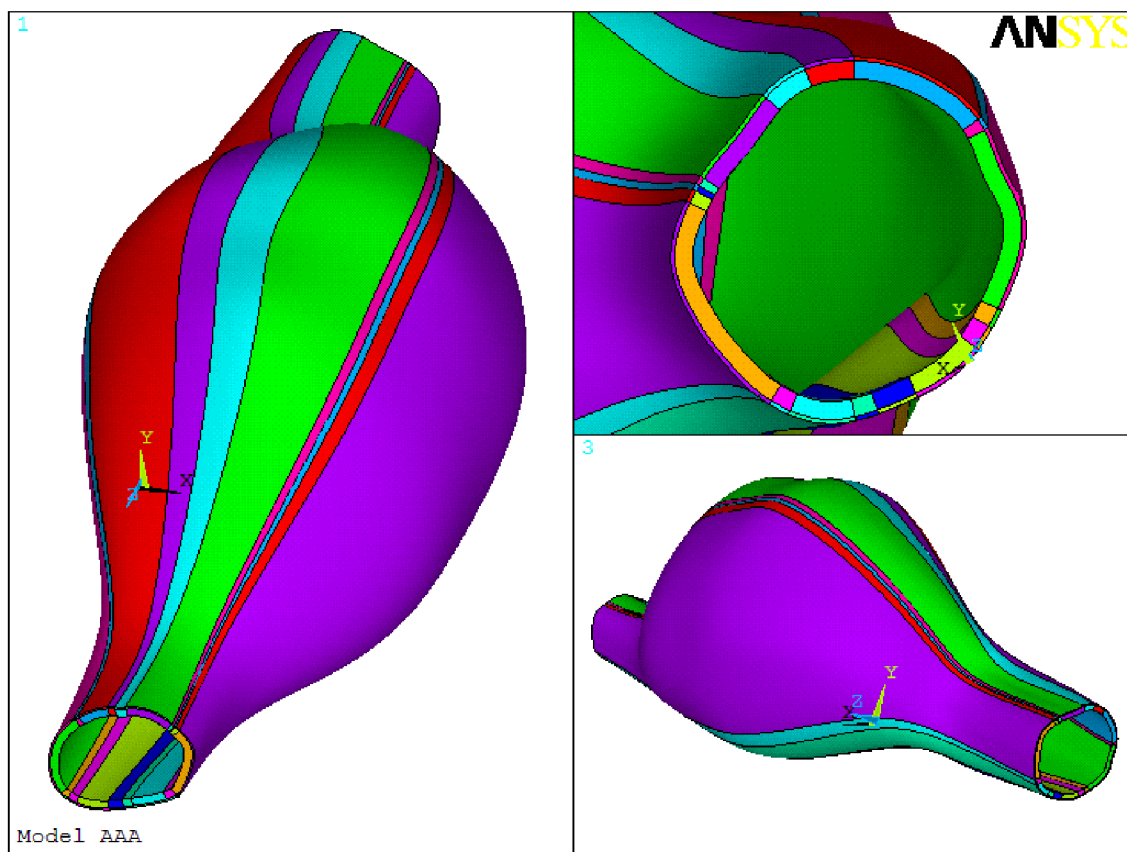
3D výpočtový model pro deformačně-napětovou analýzu za použití objemových prvků využívá jako vstupní geometrii 3D objemový model vytvořený CAD systémem Pro/ENGINEER. S výhodou je použit přímý interface mezi CAD Pro/ENGINEER a FEM ANSYS, jehož použitím je generován z grafického rozhraní CAD systému přímo vstup ve formátu označovaném jako ANF (Ansys Neutral File). Za nepřímý interface se označuje takový, jenž používá jeden z rodiny standardizovaných komunikačních formátů. Zřejmě nejstarším a nejznámějším je IGES (Initial Graphics Exchange Specification), dále se používá Parasolid, SAT, STEP, VDA a další. Přenos nepřímým interface probíhá ve dvou krocích. V prvním je popisovaná geometrie definovaná pomocí modelovacího jádra CAD systému přetransformována do standardizovaného komunikačního formátu, ve druhém je standardizovaný komunikační formát načten do FEM SW systému a přetransformován do formátu, jenž pro popis geometrie používá SW FEM. Zásadní nevýhoda takového postupu je dvojnásobné zaokrouhlování parametrů (souřadnice bodů, úhly definující tvar křivek, a další), jimiž je geometrie popsána, u přímého interface se tak děje pouze jednou. Dvojnásobné zaokrouhlování vede k chybám geometrie, kdy je například ostrá přímá hrana nahrazena dvojicí obecných i ve 3D nonkoincidentních hran. Poté jsou nekorektně definované rovinné i obecné 3D plochy použity k vymezení 3D oblasti, jež odpovídá 3D geometrii přenášené z CAD do FEM. Programový systém ANSYS používá parametrický popis geometrie označovaný jako B-rep (Boundary Representation). Ten se skládá z topologie (body, přímky, křivky) a na ni navazující geometrie (plochy a objemy). Křivky topologie jsou typu NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), přičemž jde o zobecnění B-Spline a Beziérových křivek. NURBS křivky jsou používány pro popis geometrie u CAD a FEM systémů vyšší třídy, jež se vyznačují tím, že dokáží na definované přesnosti popsat i velmi složité 3D geometrie ve srovnání s CGS (Constructive Solid Geometry), kde se geometrie tvoří pomocí Booleovských operací s elementárními 3D objekty.

### 8.3 Diskretizace 3D modelů AAA

Do ANSYSu je tedy importována sestava, kde jeden objem odpovídá adventitii a druhý medii, jež jsou pomocí příkazu GLUE slepeny. Lepením se rozumí Booleovská operace, při níž jsou odstraněny identické koincidenční plochy a nahrazeny jednou jedinou plochou. Při dělení objemu na konečné prvky pak vznikají na těchto plochách uzly společné oběma importovaným 3D geometriím. Současně je tím zajištěna kompatibilita konečných prvků z obou stran plochy vzniklé slepením (viz obr. 8.2) v podobě křivek a přímek definujících geometrii. Za použití podélných a radiálních křivek jsou vytvořeny další plochy, jež nebyly definovány v CAD.



Obr. 8.2 – křivky a přímky definující geometrii AAA

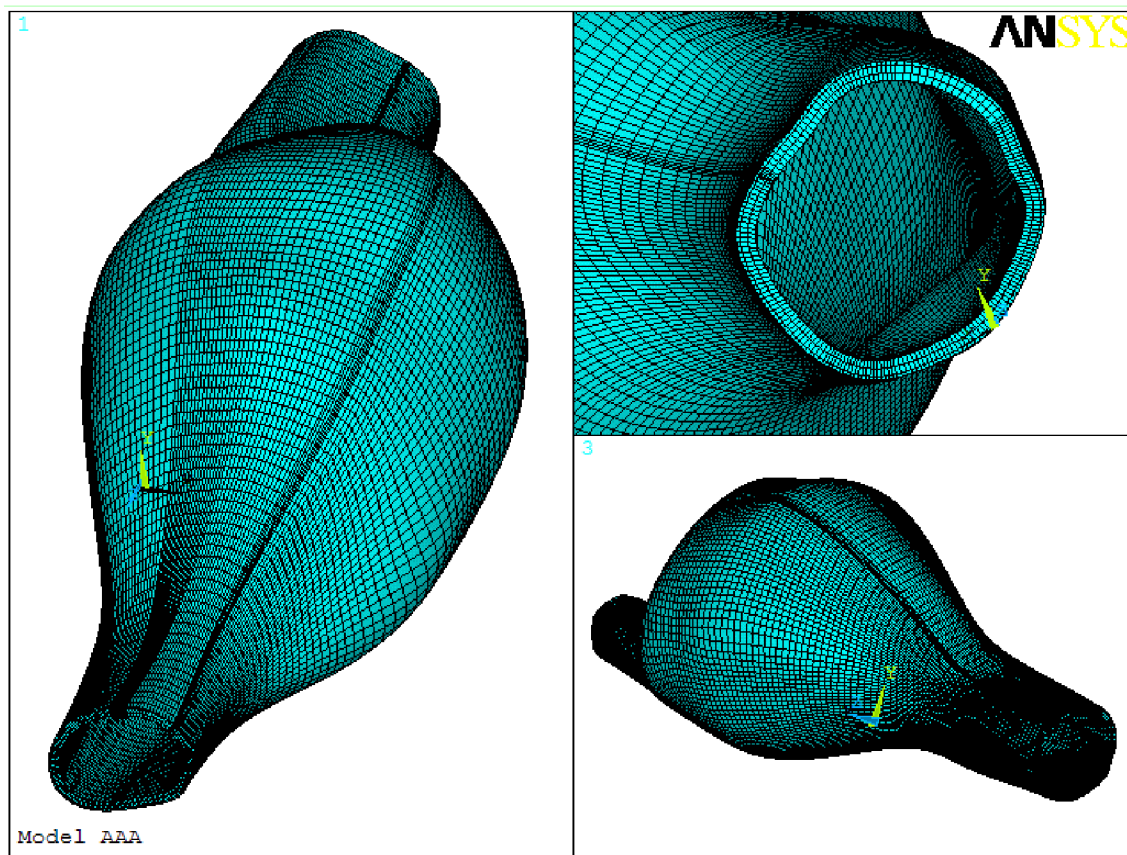


Obr. 8.3 – plochy a objemy (podobjemy) definující geometrii AAA

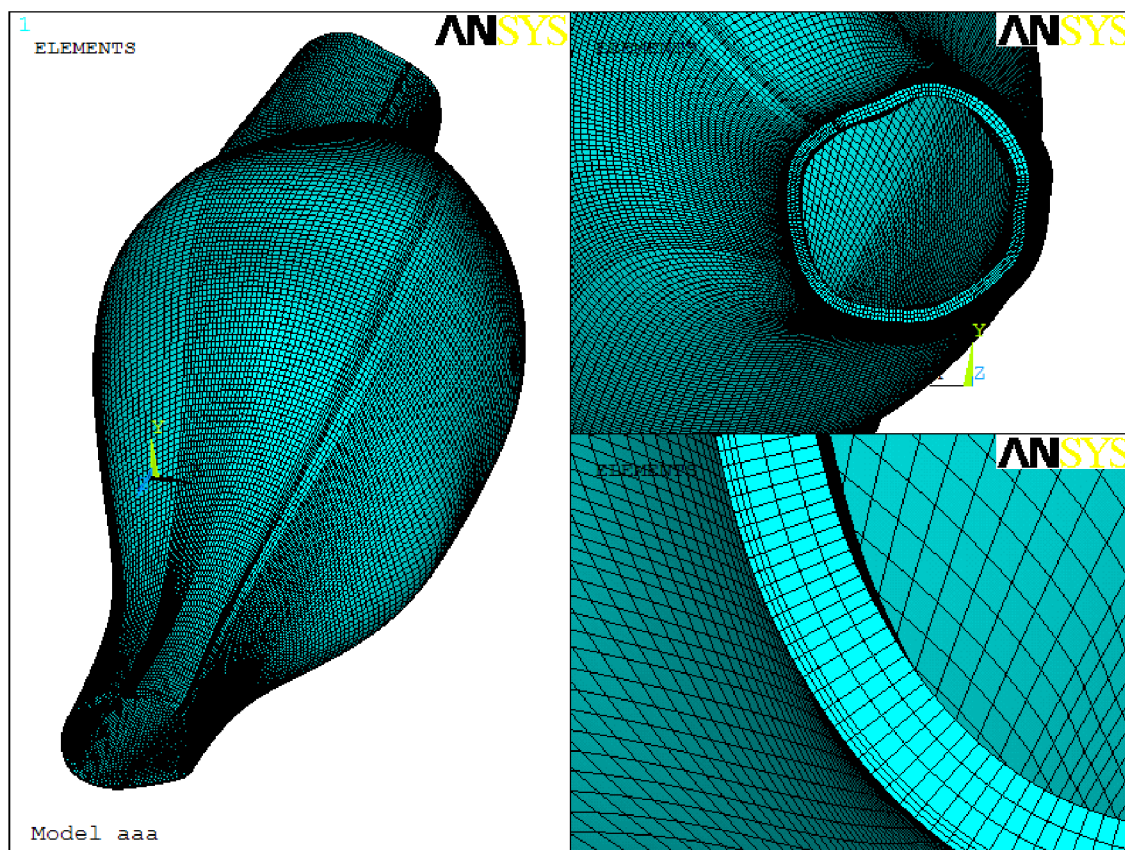
Tyto plochy jsou použity k rozdělení dvou importovaných objemů (adventitia a media) na 34 podobjemů (viz obr. 8.3), jež splňují podmínky preprocesoru, aby mohly být diskretizovány na pravidelné šestistěny pomocí funkce SWEEP. Dělení podélných křivek je voleno tak, aby žádný z konečných prvků nebyl označen jako Warning Element, což je prvek s příliš rozdílnou délkou jednotlivých stran (v základním nastavení ANSYSu je to poměr 20:1). Použití takových prvků je v zásadě možné, ale v místě jejich výskytu není korektní hodnotit napjatost nebo posunutí, protože takové konečné prvky „ořezávají“ hodnoty napětí extrapolovaných z Gaussových bodů a současně jsou výrazně tužší než konečné prvky blízké ideálnímu tvaru (tvar krychle). U výpočtových modelů s hyperelastickým chováním materiálů s velkými přetvořeními a deformačními posuvy vedou Warning Elements k numerické nestabilitě, jež se projevuje pomalou konvergencí, případně nekonvergencí výpočtu. Pro diskretizaci jsou použity isoparametrické prvky s lineární bázovou funkcí, konečné prvky SOLID185 s plnou integrací a aktivovanou U-P formulací. Ta eliminuje u nestlačitelných materiálů problém volumetrického zablokování, jež lze definovat jako skokové zcela nereálné vyztužení izolované skupiny konečných prvků. Takový jev by značně znehodnotil výsledky v místě volumetrického zablokování. Na volných koncích je u nejjednodušší varianty stěna cévy diskretizována prvky o hraně 0.3 až 0.6 mm (tři prvky po tloušťce), na podélných křivkách je



volena délka 1.5 mm. Vytvořená konečnoprvková síť nahrazující 3D objemy je definována v souřadnicovém systému cca 150000 uzly a 65000 konečnými prvky (obr. 8.4). Pro zhodnocení chyby dané diskretizací byl vytvořen výpočtový model s prvky poloviční velikosti, tedy s šesti prvky po tloušťce tepny (viz obr. 8.5). Tento model je v souřadnicovém systému definován cca 631 000 uzly a 290 000 konečnými prvky.

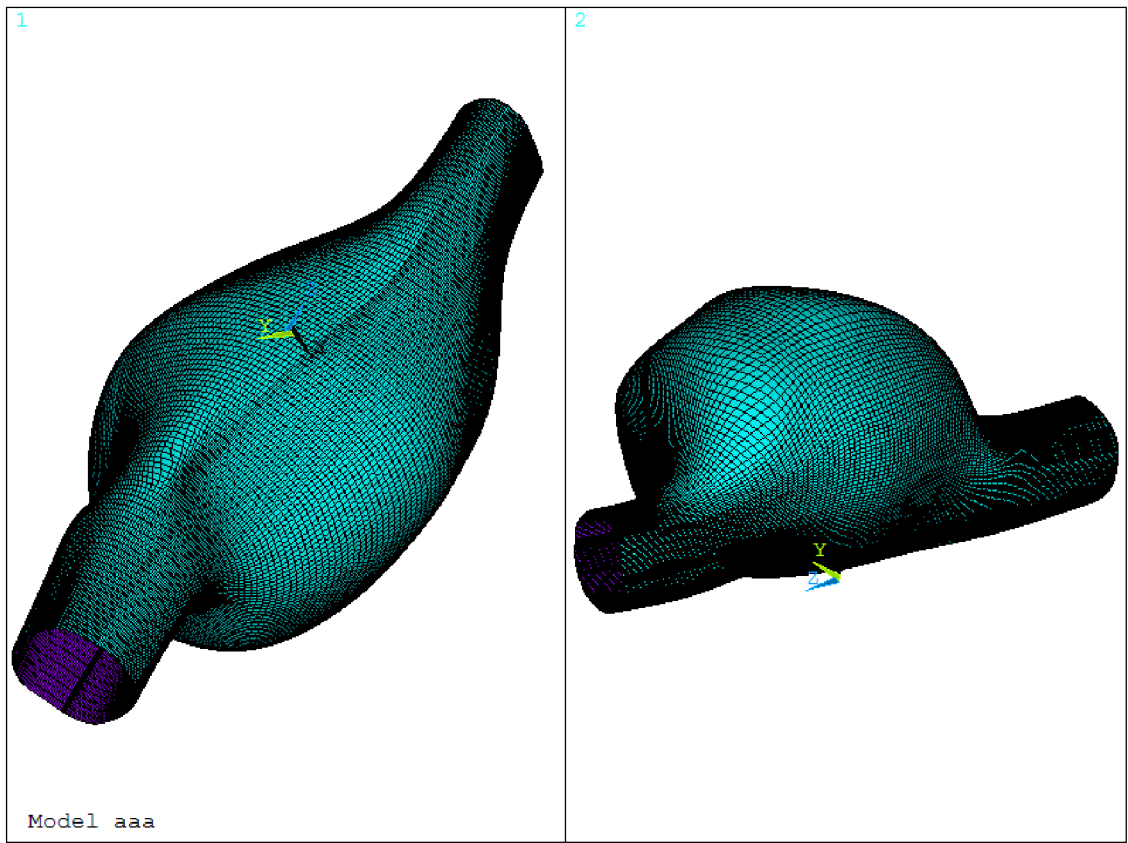


Obr. 8.4 – diskretizace geometrie AAA (tři prvky po tloušťce stěny tepny)

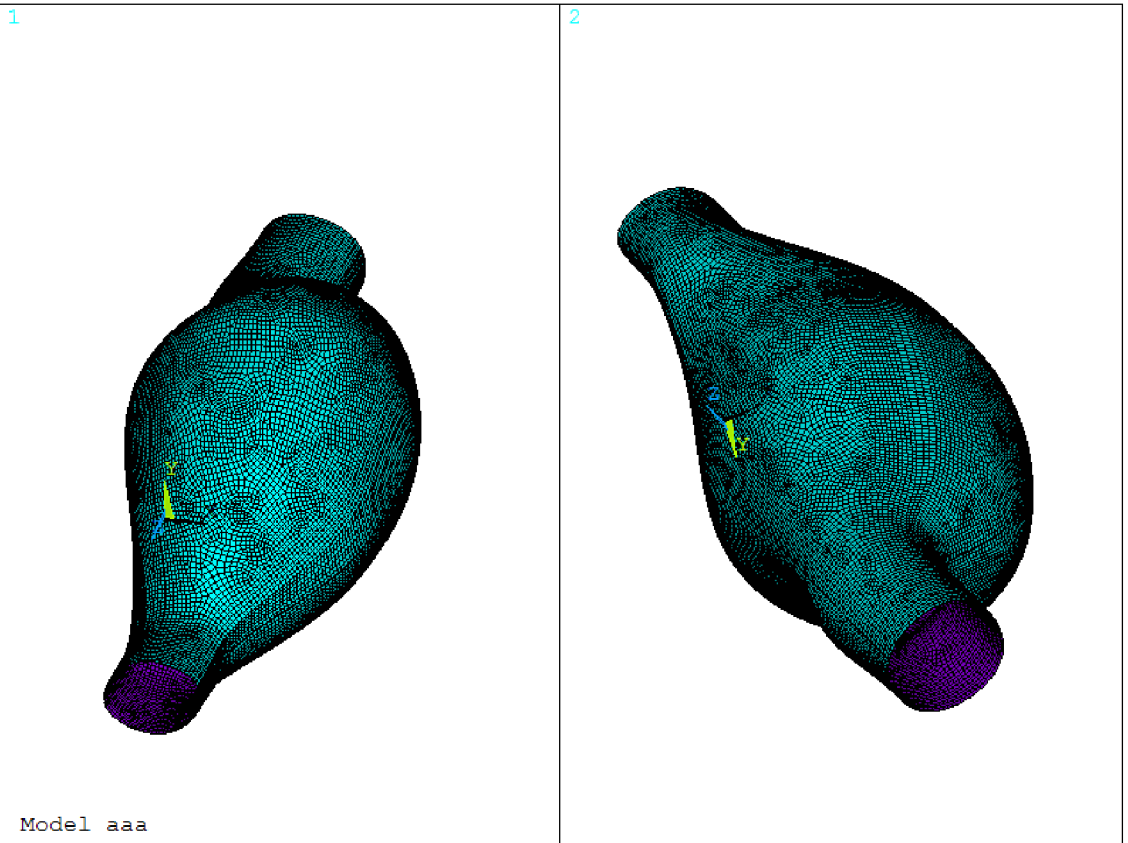


Obr. 8.5 – přesnější diskretizace geometrie AAA (šest prvků po tloušťce stěny tepny)

Pro srovnání jsou vytvořeny výpočtové modely, u nichž je nahrazena stěna tepny v oblasti AAA skořepinovými prvky SHELL181 ve střednicové rovině. Opět je připraveno několik sítí s různou velikostí konečných prvků, na obr. 8.6 a 8.7 jsou prezentovány pouze finální podoby konečnoprvkových sítí. Síť konečných prvků na obr. 8.6 vychází z podrobně segmentované geometrie a sestává z 21423 uzlů a 21230 mapovaných prvků. Další konečnoprvková síť je vytvořena na základě zjednodušené geometrie, popisované v kapitole 5.4, a je definována pomocí 23682 uzlů a 23605 konečných prvků. Pro vygenerování sítě byla užitá free mesh (volná síť), aby bylo možné ověřit použitelnost takové sítě. V případě, že by byla použitelná zjednodušená varianta vytvoření geometrie (na základě spline křivek definovaných pouze čtveřicí bodů), tedy přímo v ANSYSu bez použití CAD Pro/ENGINEER, bylo by zřejmě nutné použít free mesh.



Obr. 8.6 – diskretizace geometrie AAA skořepinami (geom. podrobné segmentace)



Obr. 8.7 – diskretizace geometrie AAA skořepinami (geom. zjednodušené segmentace)

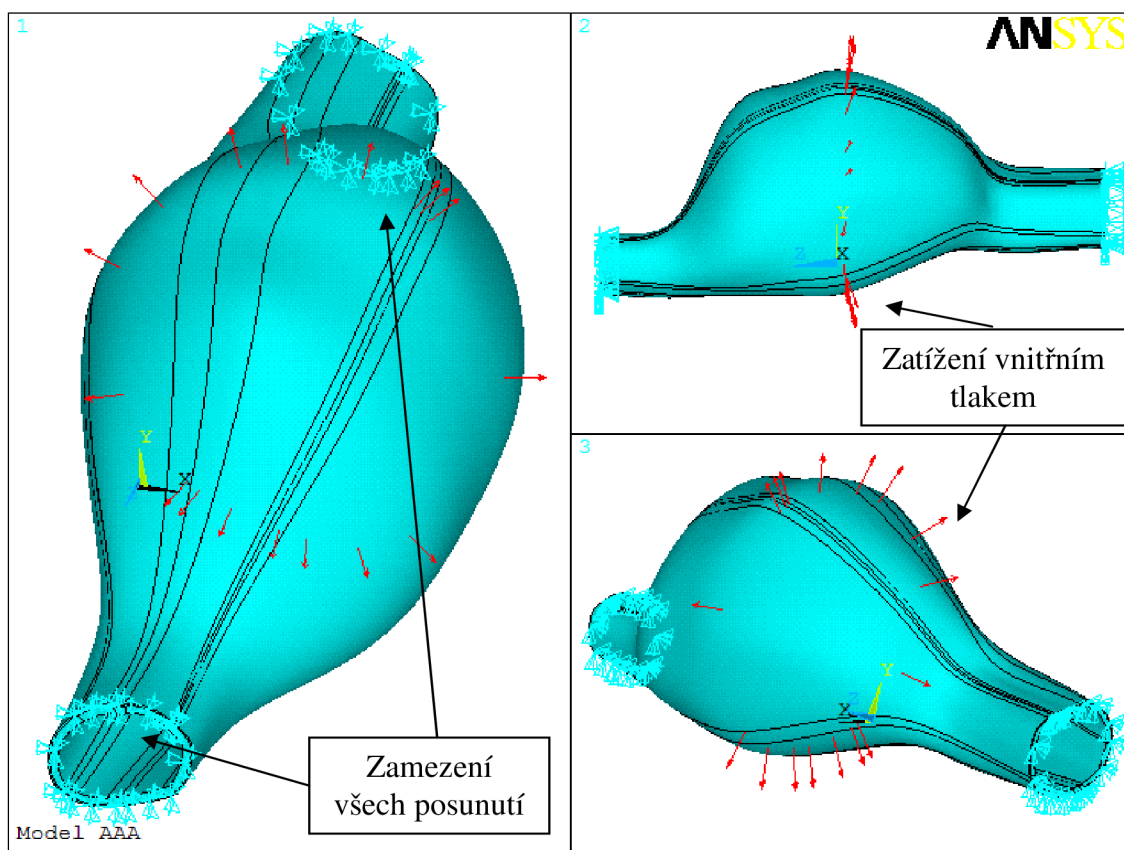
## 8.4 Způsob zatěžování výpočtových modelů AAA a hodnocení napjatosti cévní stěny

Při CT snímkování obvykle není zaznamenáváno, při jakém krevním tlaku byl CT snímek pořízen. I v případě tzv. triggerovaných snímků, tj. snímků pořizovaných v návaznosti na srdeční cyklus, např. v okamžiku systoly, dostáváme na snímku zatíženou a tedy deformovanou geometrii tepny; nedeformovanou geometrii nejsme schopni zjistit. Pomocí modelu, vycházejícího z deformované geometrie, nelze určit skutečné velikosti napětí ve stěně. Vzhledem k nevěrohodnosti výsledných hodnot napětí, vypočtených na základě deformované geometrie, použijeme pro hodnocení pouze poměrné zvýšení napětí vlivem aneurysmatu. V souladu s kapitolou č. 3 budeme předpokládat, že k porušení cévní stěny může dojít při určité mezní hodnotě napětí. Cévní stěna vykazuje mechanické vlastnosti, jež můžeme charakterizovat po zjednodušení jako anizotropní vláknový kompozit, v němž jsou vlákna (v tomto případě cévní kolagenní vlákna) směrově orientována v matici. Vstupní materiálové charakteristiky jsou zpravidla ve formě dat z jednoosé, případně i dvouosé tahové zkoušky. Současně je nutné brát v úvahu i to, že postihnout v geometrickém modelu přesnou morfologii cévní stěny je v současné době nemožné (vzhledem ke složitosti morfologie to pravděpodobně nebude možné nikdy). Podstatné je, o jak detailní model cévní stěny má smysl se snažit, aby bylo ještě možné zobecnit odezvu tkáně jen na mechanické namáhání. Z dostupných vstupních údajů a s přihlédnutím k možnostem programového konečnoprvkového systému ANSYS je nejvhodnější uvažovat cévní stěnu na úrovni řešeného problému jako homogenní, izotropní, nestlačitelnou s výrazně nelineární (hyperelastickou) závislostí mezi napětím a přetvořením. Vzhledem k izotropii, jež se předpokládá v prezentovaném výpočtovém modelu cévní stěny, nepoužijeme kritéria pevnosti anizotropních materiálů uváděná v kapitole 4.3. Za nejvhodnější kritérium pro hodnocení napjatosti považujeme podmínku maximálního hlavního napětí. To je pro cévní stěnu, jež má charakter vláknového kompozitu, vhodnější než redukované napětí dle podmínky plasticity HMMH používané ostatními autory. K porušení cévní stěny dochází kolmo na směr největších hlavních napětí, jimiž jsou u aneurysmatu obvykle napětí obvodová, podobně jako u válcové trubice.

Vzhledem k tomu, že neznáme nezatíženou geometrii a používáme místo ní geometrii vytvořenou na základě CT snímku, není vhodné porovnávání extrémních hodnot napětí s mezními hodnotami materiálu cévní stěny. Jako podstatně věrohodnější se jeví na testovacích úlohách ověřený postup určení poměru maximální hodnoty prvního hlavního napětí v aneurysmatu břišní aorty a odpovídajícího napětí v intaktní oblasti artérie. Pokud tento poměr, jenž určuje, jak velkým „koncentrátorem napětí“ je výduť cévní stěny, vychází málo závislý na

absolutní velikosti zatížení, lze jej považovat za přijatelné hodnotící kritérium. Míra závislosti tohoto poměru na velikosti zátěžného tlaku, jenž vzhledem k výše uvedenému není přesně definován, je ověřena porovnáním výsledků pro různé hodnoty zátěžného tlaku. Postupně předepisujeme zatížení vnitřním přetlakem, jež narůstá po pravidelných krocích, a sledujeme poměr mezi prvním napětím v místě aneurysmatu a napětím v místě zdravé artérie. Pokud uvažujeme, že snímek je při diastolickém tlaku 80 mmHg (pacient je v klidu a leží), je třeba uvažovat systolický tlak minimálně o 40 mmHg vyšší, tedy 120 mmHg. Také je možné, že pacient je hypertonik a jeho systolický tlak dosahuje i v klidu hodnot 140 až 160 mmHg, pak je třeba uvažovat, že geometrie, která byla vytvořena z CT snímku, může být v mezním případě nasnímana při 80 mmHg (diastole) a předepsáním tlaku o velikosti 80 mmHg na vnitřní povrch docílíme nejvěrohodnějšího stavu, který představuje hypertenzi 160 mmHg. Další možné uvažované případy jsou z pohledu napjatosti stěny příznivější, ale nejsou dostatečně konzervativní. Význam absolutní hodnoty zátěžného tlaku je snížen také způsobem vyhodnocování napětí v cévní stěně AAA. Tím, že nevyhodnocujeme přímo hodnotu napětí, ale jeho poměrné zvýšení oproti zdravé aortě se vliv velikosti tlaku na výsledek minimalizuje, jak bude doloženo v kapitole 10.2.

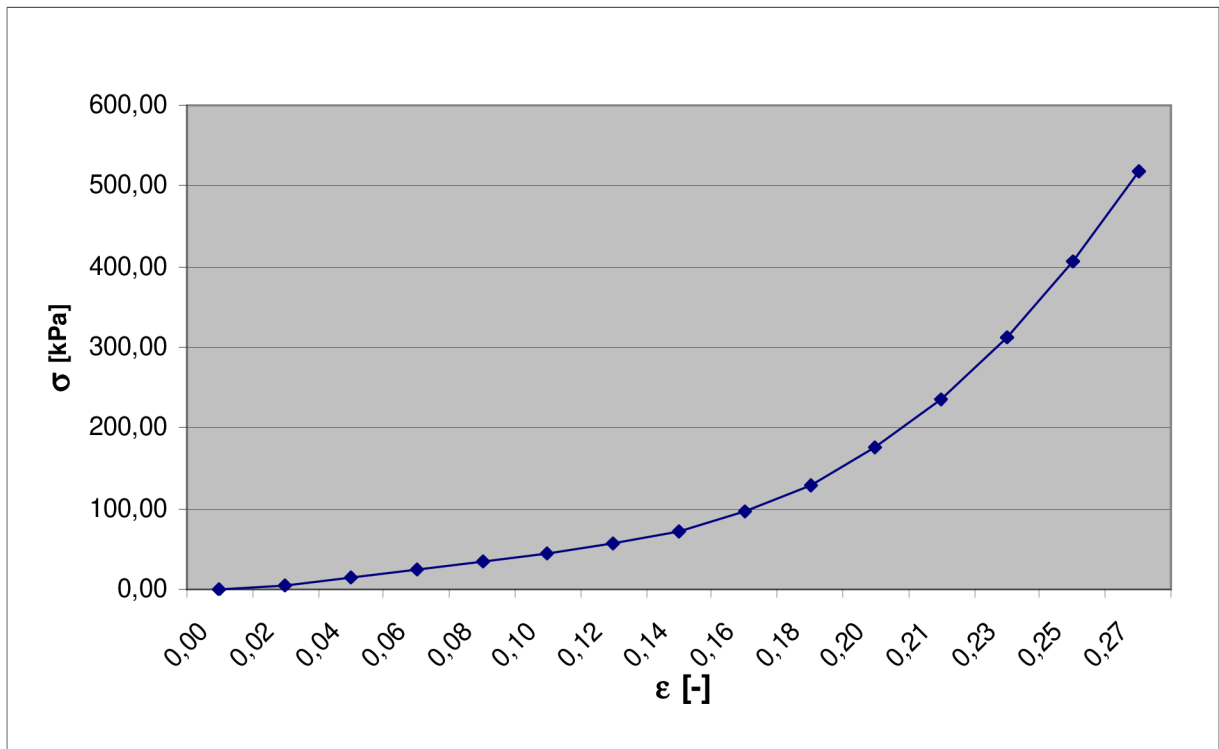
Působení okolních tkání na vnější stěnu AAA je obtížně parametrizovatelné, je však možné předpokládat, že by se dalo idealizovat jako tlak působící na vnější stěnu AAA. Pokud nebude uvažováno působení okolních tkání jako tlak s neznámou velikostí a rozložením, bude vypočtené napětí v cévní stěně vyšší. Takový postup je konzervativní a nevnáší do výsledku neznámou chybu, jež by pravděpodobně vznikla pokusy o odhad zatížení vnějšího povrchu AAA. Na volných koncích je realizováno omezení všech posunutí (viz obr. 8.8); je testován i výpočtový model se zamezením pouze axiálních posunutí na volných koncích a omezením dalších posunutí ve dvou dalších uzlech. Poloha konečnoprvkové sítě v prostoru tak je jednoznačně definována, ale na konci, kde jsou zamezeny pouze axiální posunutí, dochází k nerealisticky velkému posunutí a pootočení kolem axiální osy AAA. Axiální předpětí není uvažováno, protože výskyt AAA je téměř výhradně pozorován u starších jedinců. S rostoucím věkem výrazně klesá axiální předpětí všech cév, u AAA ohrožené věkové skupiny se bude pohybovat u hodnoty blízké nule. Okrajovými podmínkami pro výpočtové modely se sítí ze skořepinových prvků jsou zamezeny všechny posunutí na koncích AAA a zatížení vnitřním tlakem.



Obr. 8.8 – okrajové podmínky

## 8.5 Použitý model materiálového chování

Použité materiálové konstanty pro konstitutivní model vychází z měření provedeného na ÚMTMB FSI VUT Brno. Hodnoty uvedené v obr. 8.9 odpovídají biaxiální tahové zkoušce stěny aorty. Naměřené údaje platí pro cévní stěnu jako celek (intima, media i adventitia nebyly od sebe odděleny), naměřené hodnoty jsou uváděny ve smluvních přetvořeních a napětích. Materiálové konstanty jsou automaticky vypočítány pomocí nástroje ANSYSu zvaného „Curve Fitting“. Jedná se o nástroj, jenž přepočítá zadané hodnoty na skutečná napětí a přetvoření. V dalším kroku je pomocí metody nejmenších čtverců proložena danými body křivka, jež co nejlépe aproximuje vstupní hodnoty. Tvar této křivky skutečných napětí a přetvoření je daný materiálovými parametry, jež jsou použity v rovnici popisující energii napjatosti pro definovaný konstitutivní model (konkrétně jde o Yeoh 3. řádu). Pro všechny uváděné deformačně-napěťové výpočty jsou použity shodné materiálové konstanty určené použitím funkce „Curve Fitting“.



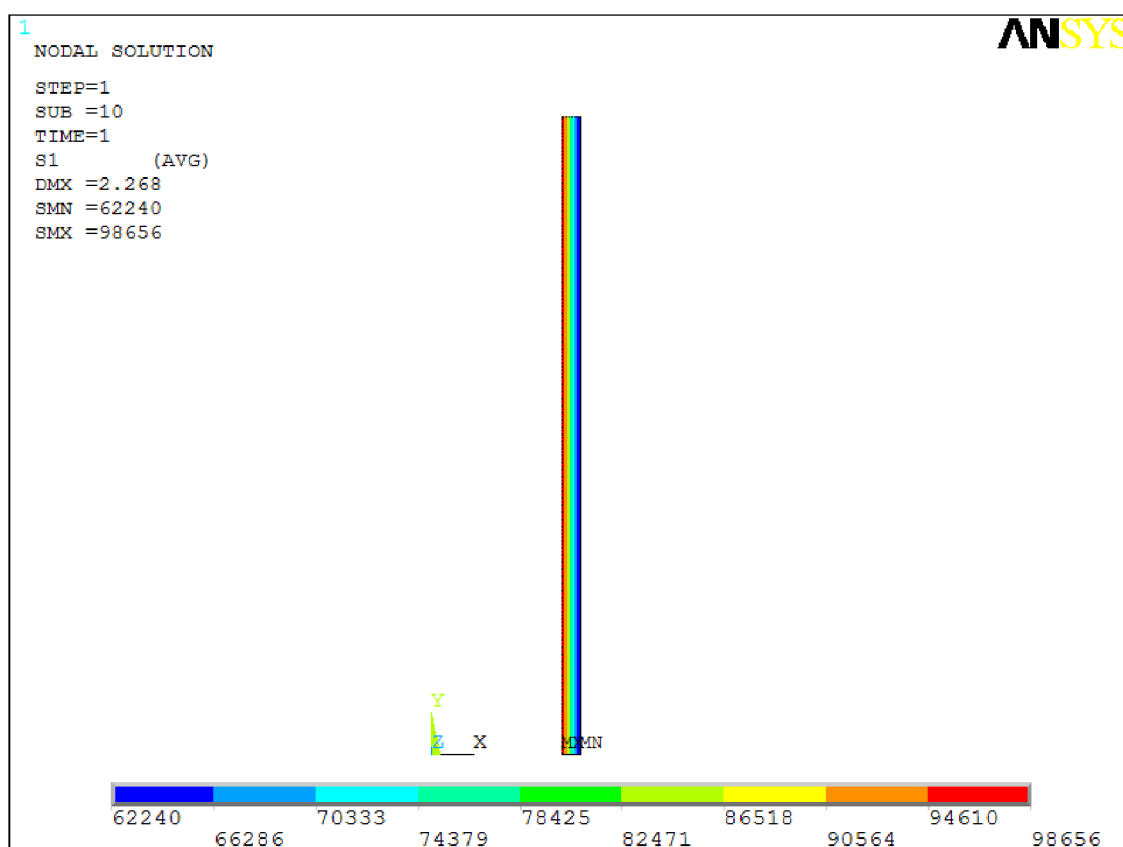
Obr. 8.9 – naměřené smluvní hodnoty napětí a přetvoření z biaxiální tahové zkoušky

## 9. Výsledky výpočtového modelování

### 9.1 Výsledky výpočtového modelu fyziologické artérie

Maximální hlavní napětí dosahuje u modelu se třemi prvky po tloušťce hodnoty 94.9 kPa, při šesti prvcích po tloušťce artérie dosahuje hodnoty 98.7 kPa. Chyba vlivem diskretizace je tedy cca 4 % v případě, že je normována na hodnotu 98.7 kPa, jež je přesnější, protože je vypočtena na síti s menšími konečnými prvky (menší konečné prvky lépe odpovídají kontinuu). Je tedy splněno, že chyba daná diskretizací je pod úrovní chyby metody konečných prvků, jež se uvádí hodnotou 5%. Současně musí platit, že byl dvojnásobně navýšen počet prvků ve směru gradientu maximálního hlavního napětí. I tato podmínka je splněna.

Výsledek je prezentován ve formě napěťového pole (viz obr. 9.1) a současně ve formě tabulky (tab. 9.1), kde je uvedena hodnota maximálního hlavního napětí současně se zátěžným tlakem na linii představující vnitřní povrch tepny. Hodnoty uvedené v tab. 9.1 budou dále použity pro hodnocení napjatosti ve stěně tepny v místě AAA.



Obr. 9.1 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]



Hodnota tlaku [kPa]	Hodnota maximálního hlavního napětí [kPa]
0	0
1,07	6,20
2,13	13,29
3,20	21,37
4,27	30,39
5,33	40,24
6,40	50,80
7,47	61,98
8,53	73,71
9,60	85,95
10,67	98,66

Tab. 9.1 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku

## 9.2 Forma prezentovaných výsledků 3D modelu AAA

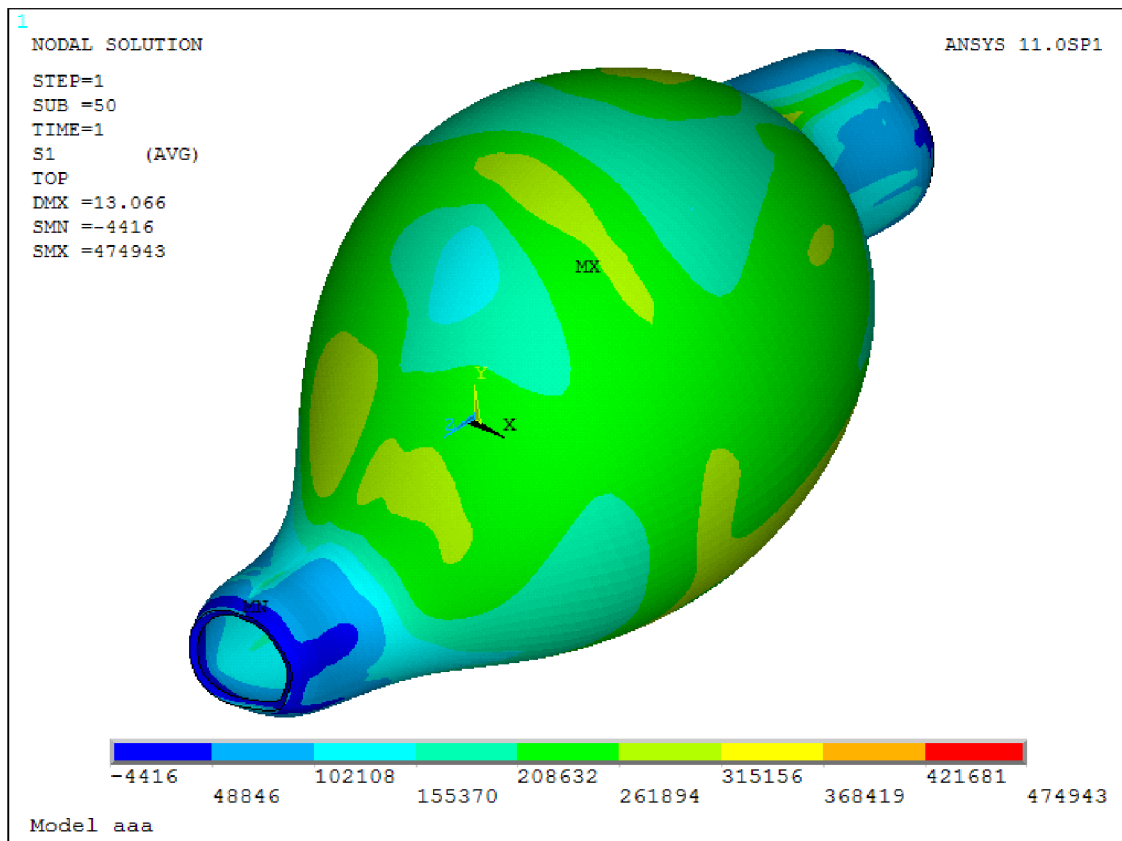
Výsledky výpočtových modelů jsou prezentovány ve formě napěťových polí pro zatížení maximální hodnotou tlaku ( $80 \text{ mmHg} = 10.666 \text{ kPa}$ ) a tabulky s hodnotou maximálního hlavního napětí v závislosti na tlaku. Maximální hlavní napětí je ve všech krocích odečítáno v uzlu, v němž je na konci posledního zátěžného podkroku odečtena jeho nejvyšší hodnota. Dále jsou prezentovány max. posunutí, výsledky max. posunutí, vyobrazených v bokorysu a nárysu na obr. 9.5 a 9.7, nejsou v dalších podkapitolách prezentovány, protože jsou velmi podobné. Obr. 9.5 a 9.7 mají tedy za cíl názorně ukázat posunutí, jež nemusí být z obr. izometrie zcela jasné. V kapitole 9.3 jsou prezentovány výsledky, jež vychází z podrobně segmentované geometrie s větší velikostí konečných prvků (65000 uzlů). V kapitole 9.4 jsou prezentovány výsledky výpočtového modelu totožné geometrie diskretizované pomocí objemových prvků o poloviční velikosti konečných prvků (290 000 uzlů). Srovnáním hodnot vypočteného maximálního hlavního napětí je potvrzena dostatečně jemná diskretizace u výpočtového modelu prezentovaného v kapitole 9.3.

### 9.3 Model detailně segmentovaného AAA z objemových prvků

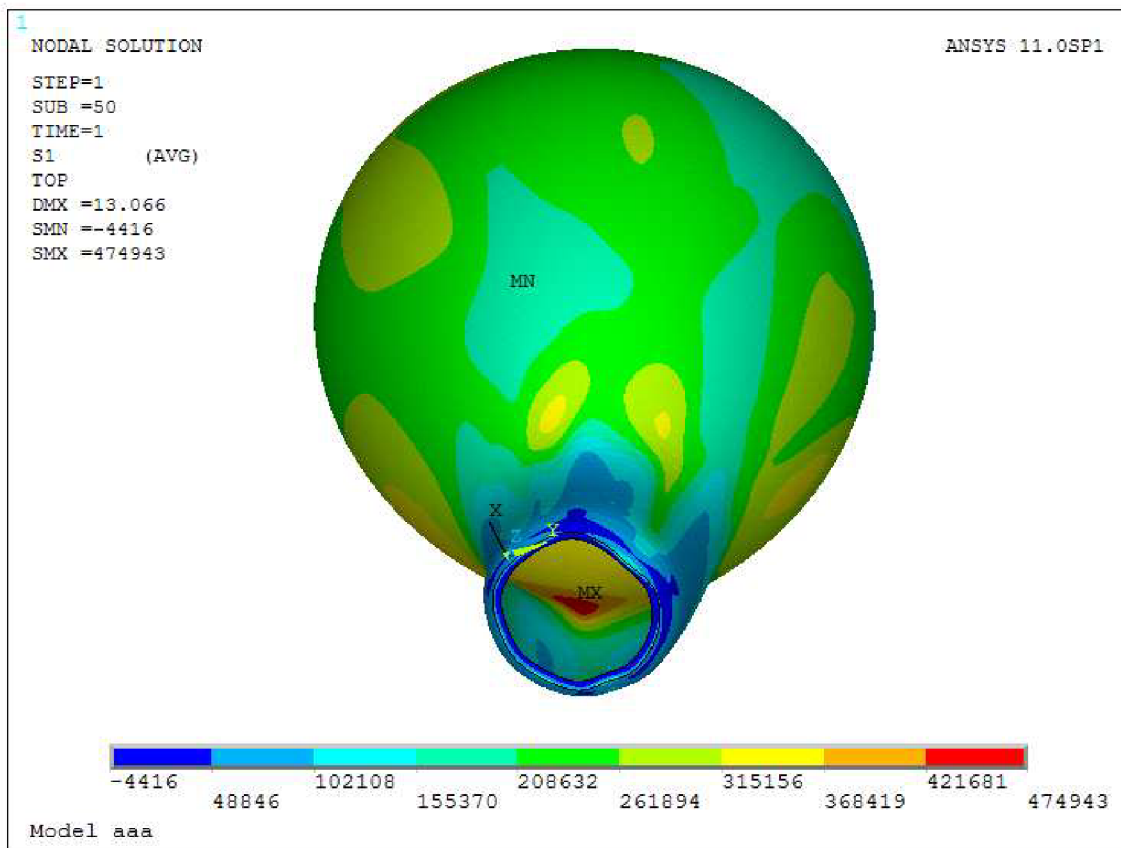
Hodnota tlaku [kPa]	Hodnota maximálního hlavního napětí [kPa]
0	0
1,07	33,95
2,13	69,56
3,20	110,58
4,27	155,32
5,33	203,01
6,40	253,20
7,47	305,65
8,53	360,16
9,60	416,61
10,67	474,87

Tab. 9.2 – maximální hodnota hlavního napětí při uvedeném zátěžném tlaku

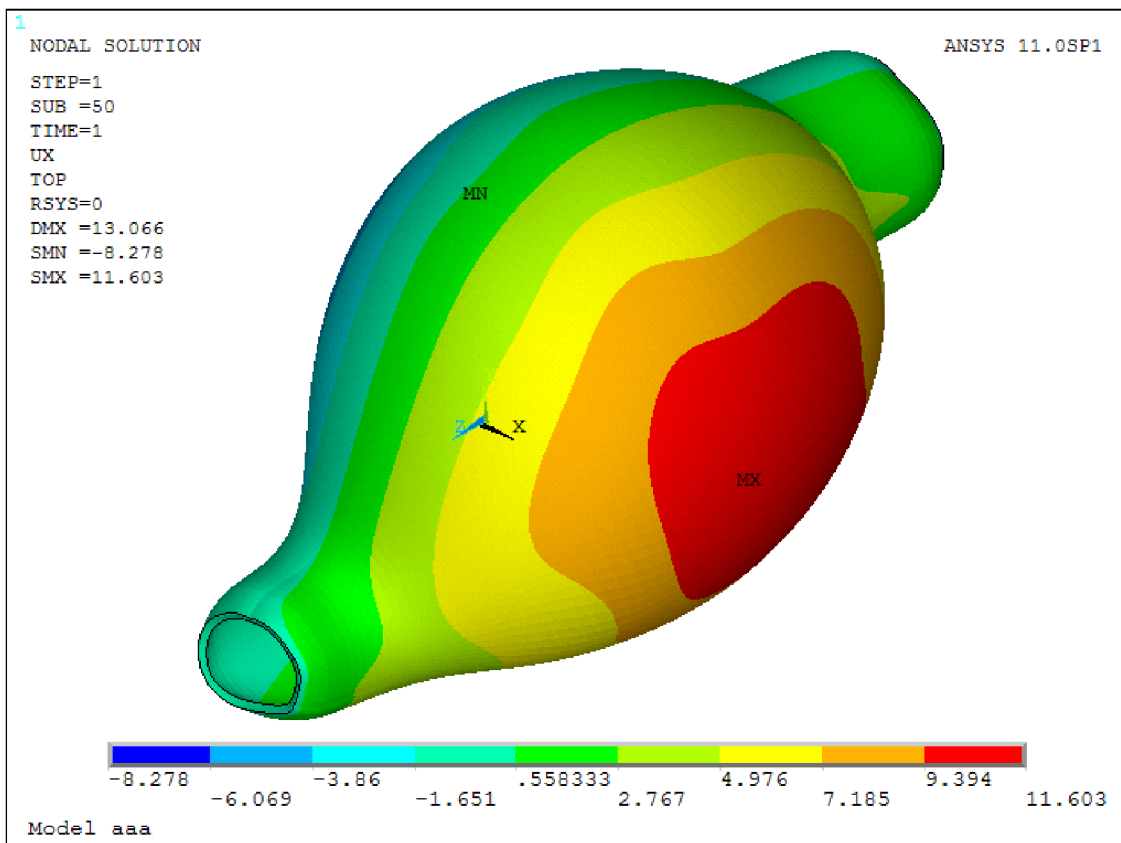
Maximální hodnota posunutí ve směru osy X je 11.6 mm, ve směru osy Y je to 12.3 mm, celkové posunutí je 13.1 mm.



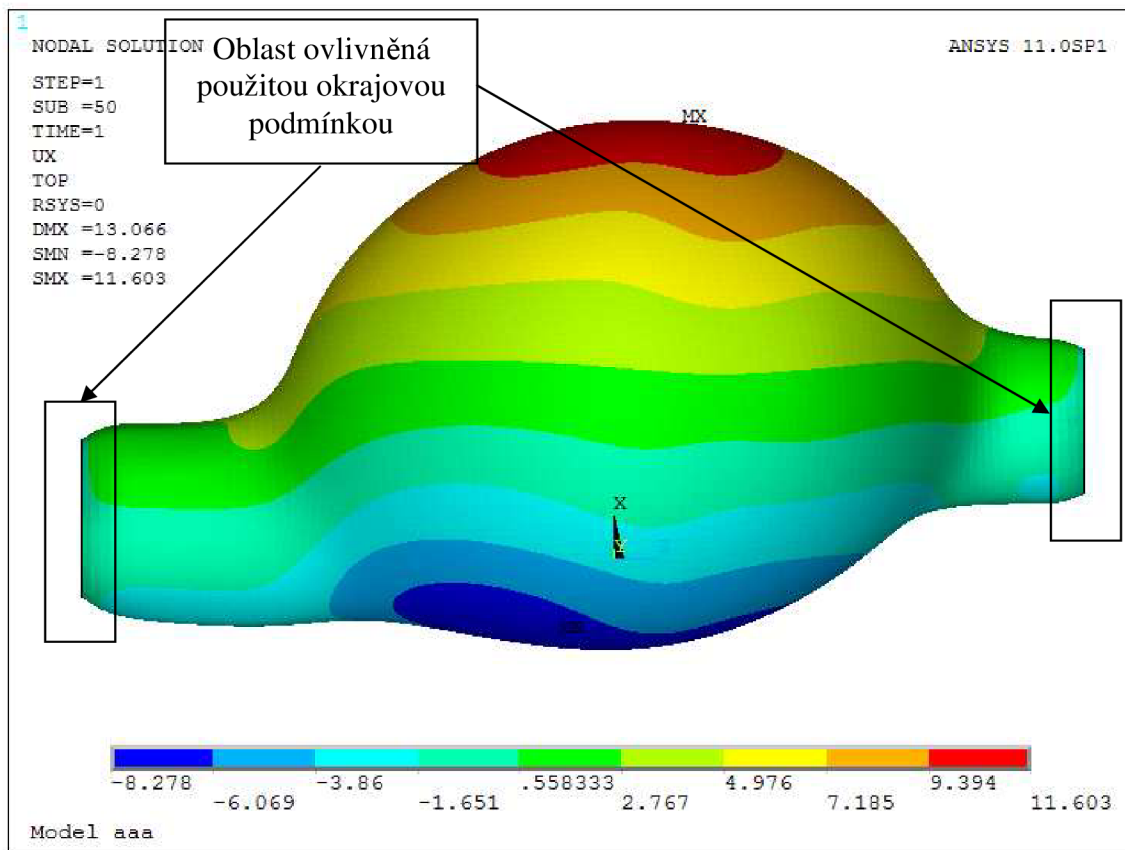
Obr. 9.2 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]



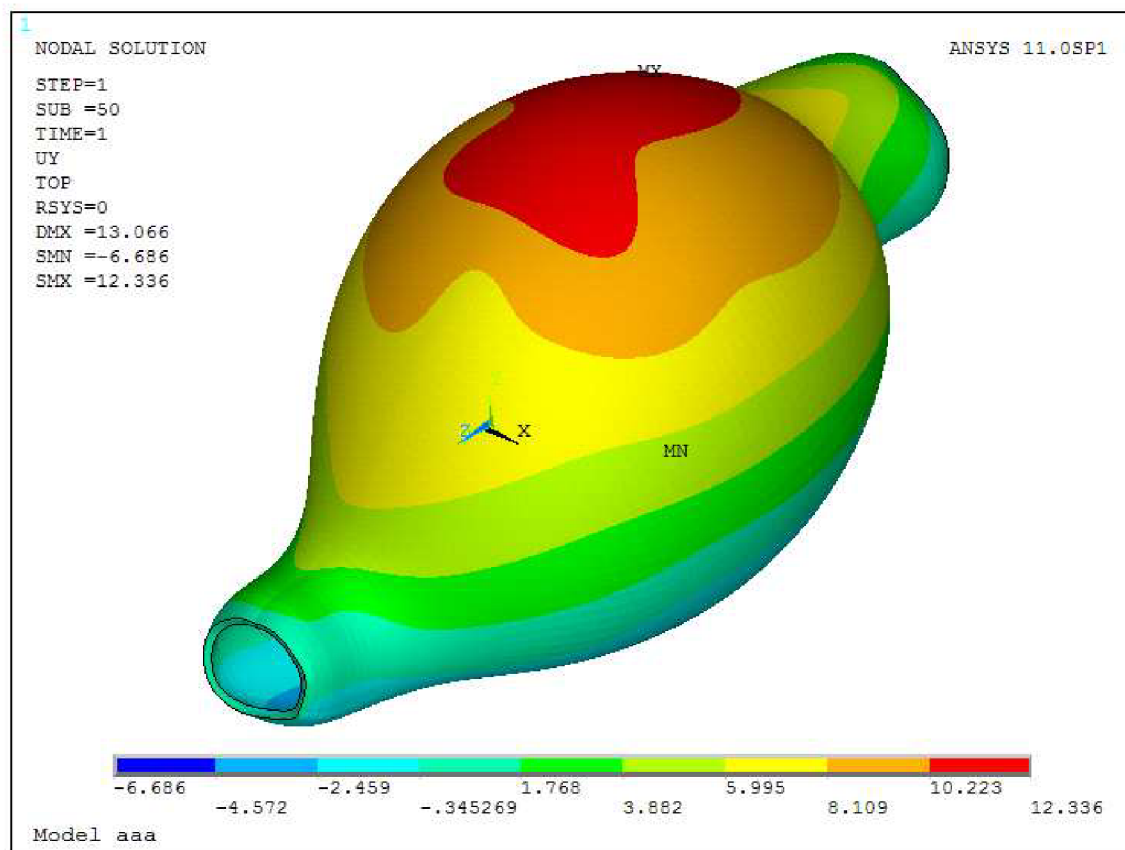
Obr. 9.3 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku (detail) [Pa]



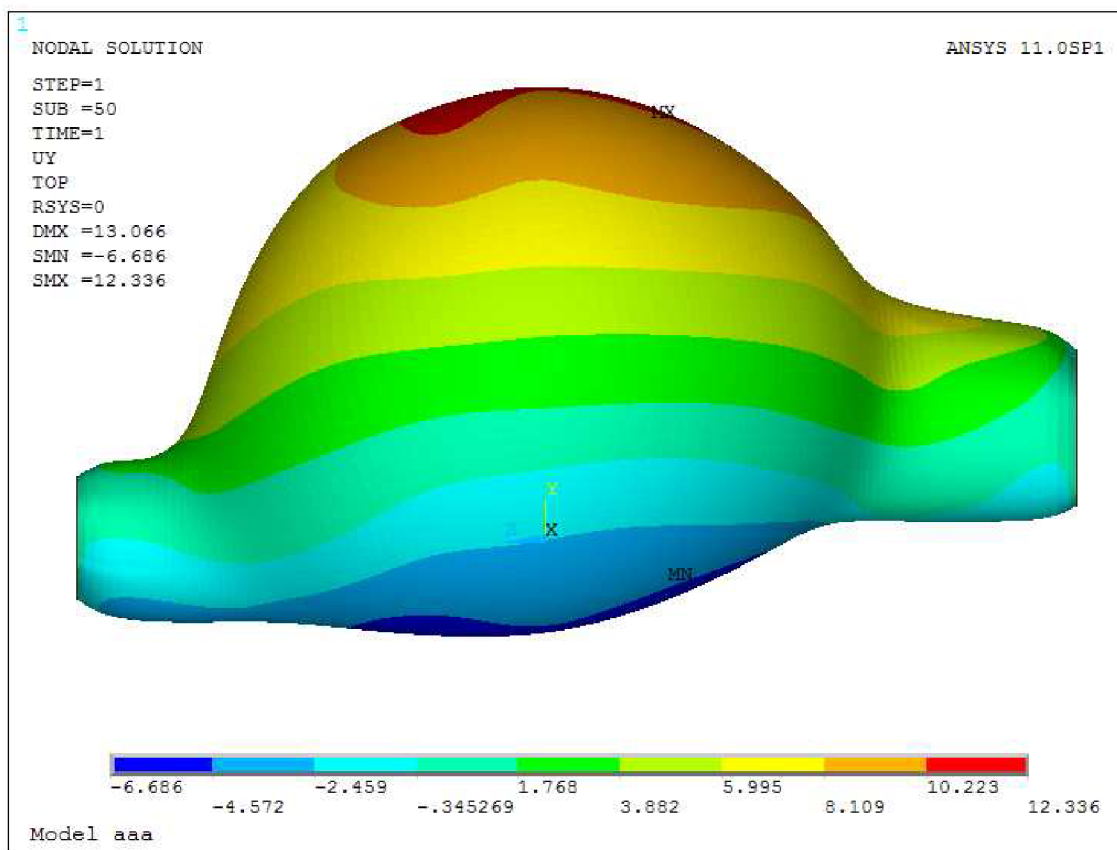
Obr. 9.4 – maximální hodnota posunutí ve směru osy X při max. zátěžném tlaku [mm]



Obr. 9.5 – maximální hodnota posunutí ve směru osy X při max. zátěžném tlaku [mm]



Obr. 9.6 – maximální hodnota posunutí ve směru osy Y při max. zátěžném tlaku [mm]



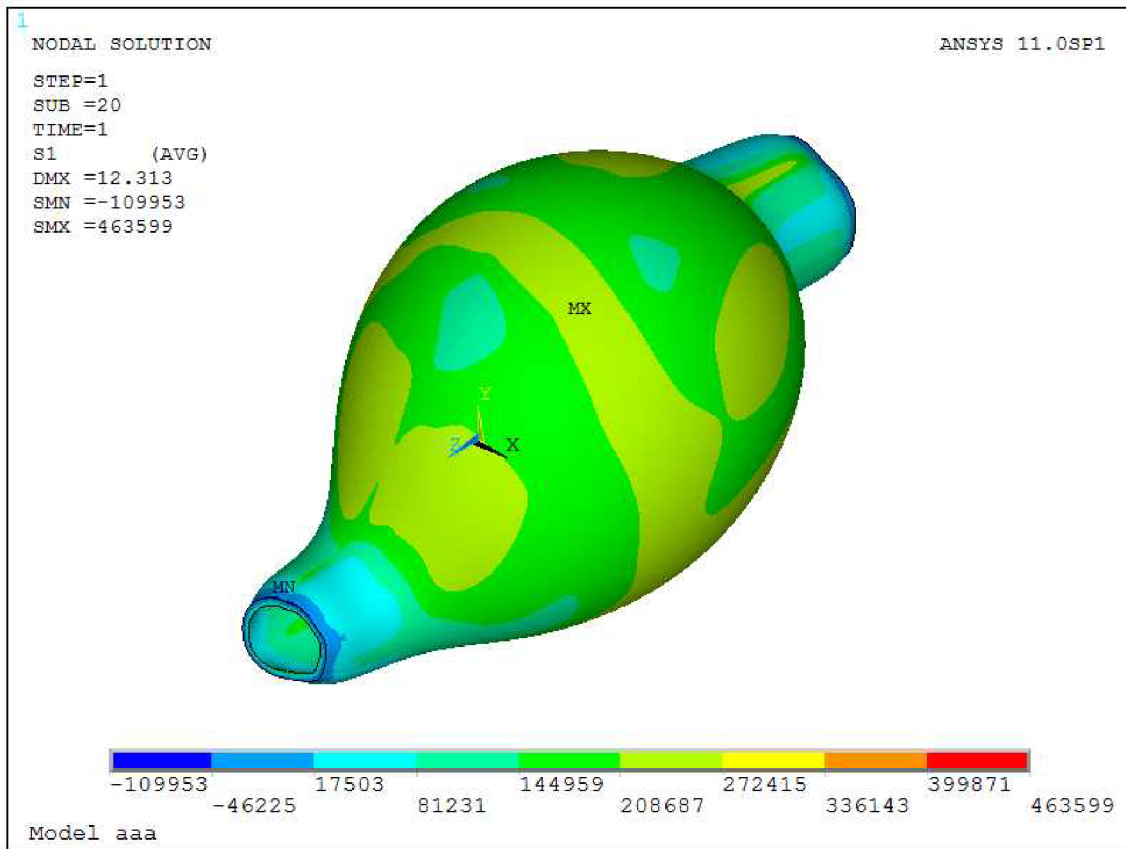
Obr. 9.7 – maximální hodnota posunutí ve směru osy Y při max. zátěžném tlaku [mm]

#### 9.4 Model detailně segmentovaného AAA z objemových prvků

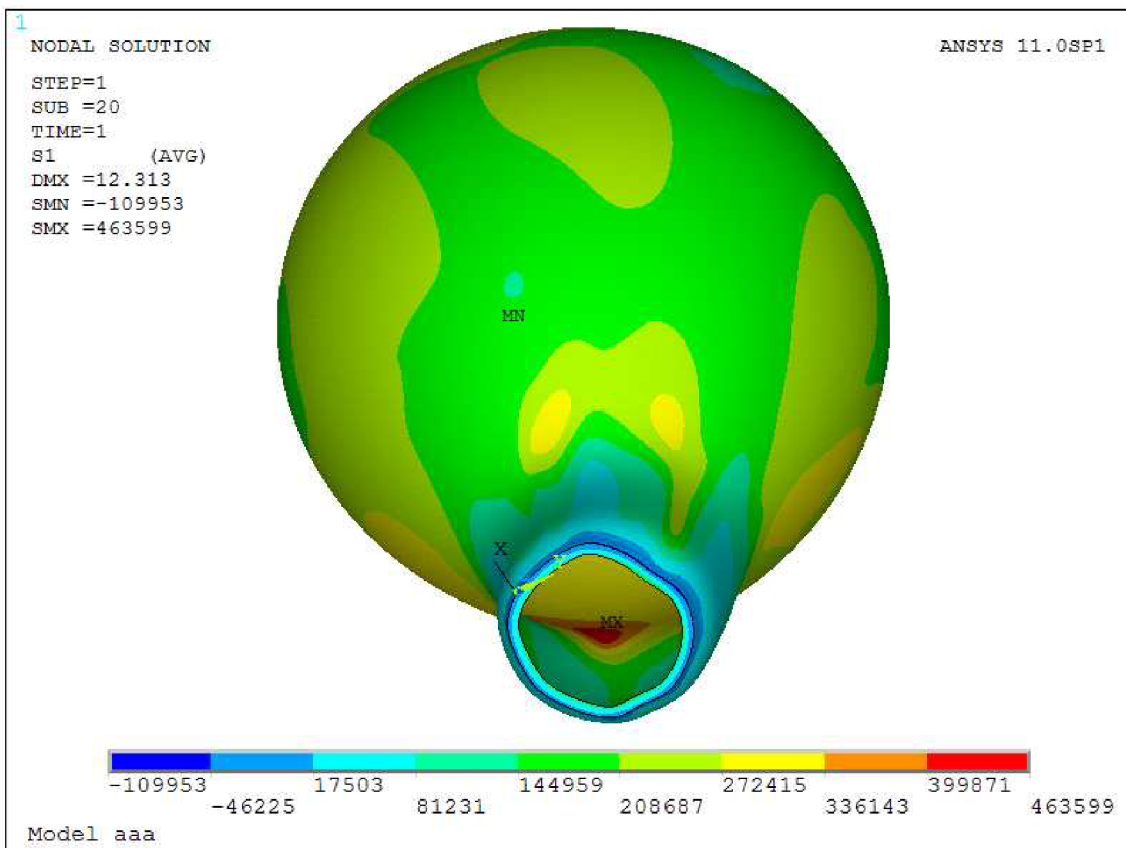
Hodnota tlaku [kPa]	Hodnota maximálního hlavního napětí [kPa]
0	0
1,07	34,74
2,13	69,38
3,20	109,30
4,27	152,92
5,33	199,40
6,40	248,29
7,47	299,31
8,53	352,29
9,60	407,07
10,67	463,56

Tab. 9.3 – maximální hodnota hlavního napětí při uvedeném zátěžném tlaku

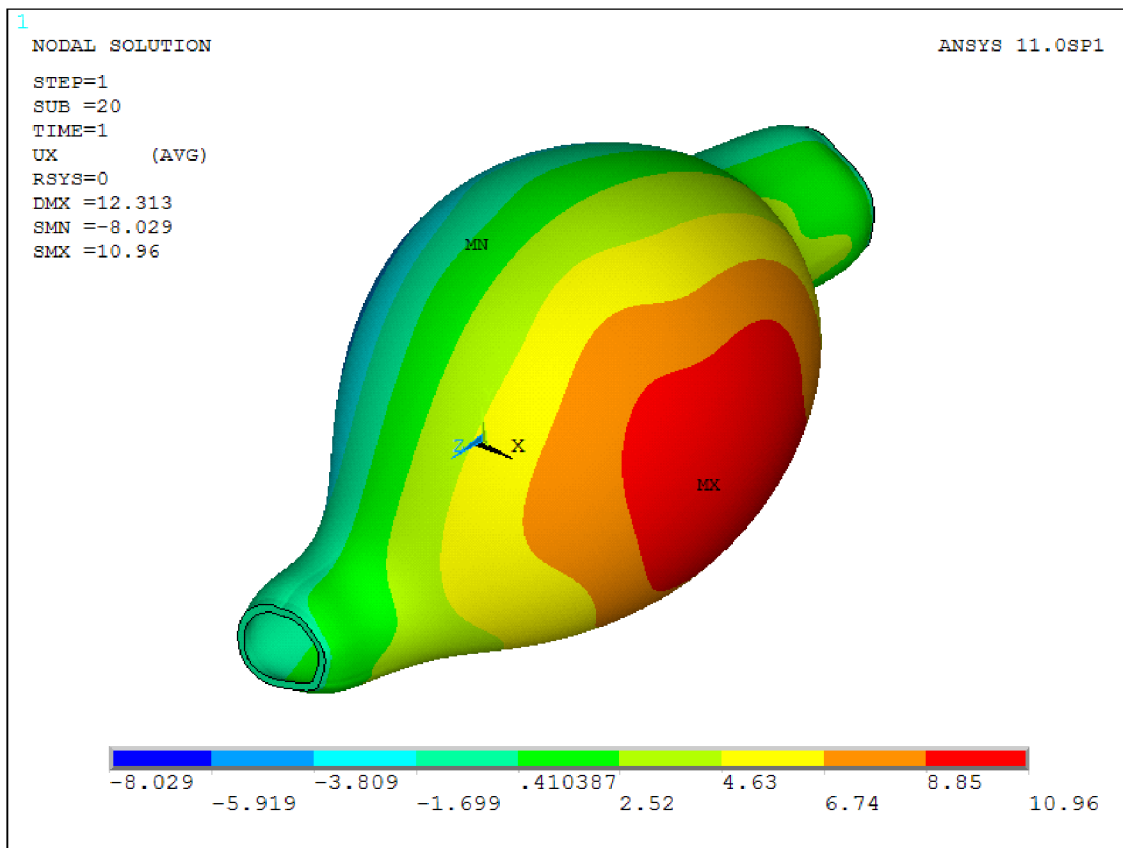
Maximální hodnota posunutí ve směru osy X je 10.6 mm, ve směru osy Y je to 11.6 mm, celkové posunutí je 12.3 mm.



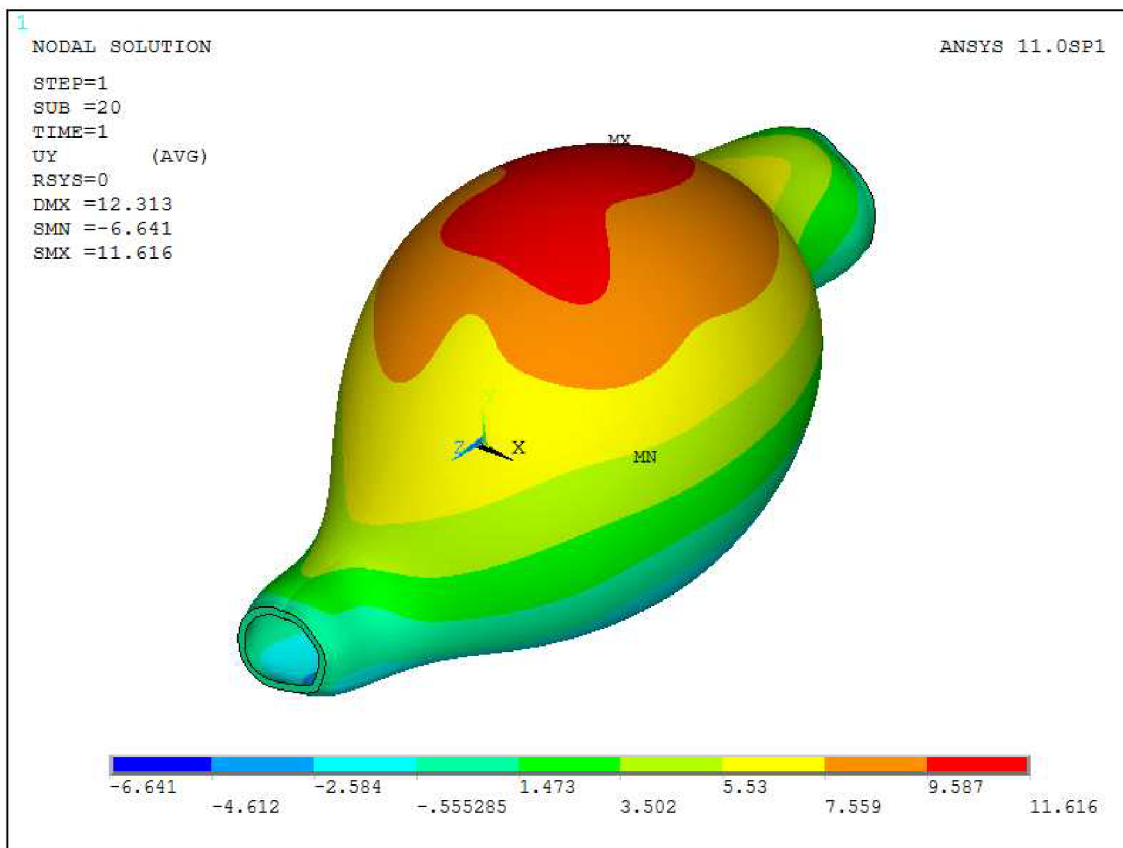
Obr. 9.8 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]



Obr. 9.9 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku (detail) [Pa]



Obr. 9.10 – maximální hodnota posunutí ve směru osy X při max. zátěžném tlaku [mm]



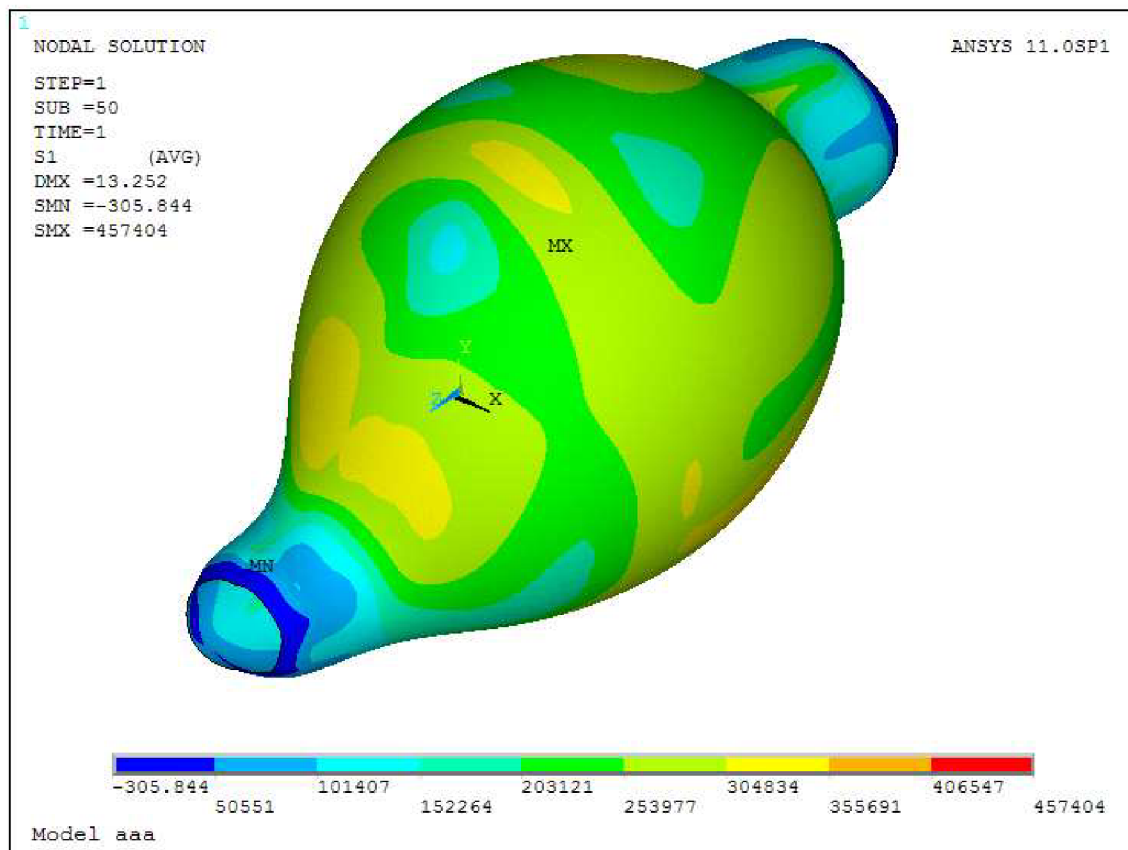
Obr. 9.11 – maximální hodnota posunutí ve směru osy Y při max. zátěžném tlaku [mm]

## 9.5 Model detailně segmentovaného AAA ze skořepinových prvků

Hodnota tlaku [kPa]	Hodnota maximálního hlavního napětí [kPa]
0	0
1,07	38,31
2,13	76,02
3,20	117,62
4,27	161,59
5,33	207,49
6,40	254,89
7,47	303,48
8,53	353,83
9,60	404,88
10,67	457,42

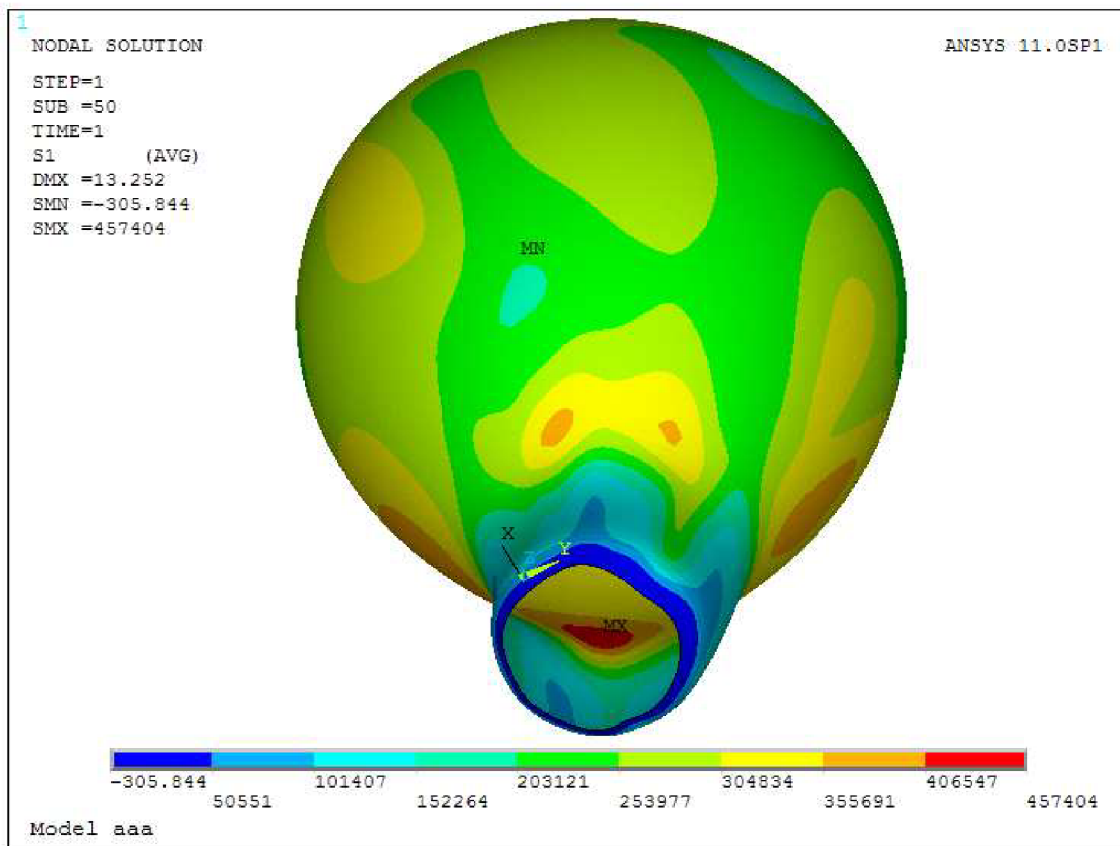
Tab. 9.4 – maximální hodnota hlavního napětí při uvedeném zátěžném tlaku

Maximální hodnota posunutí ve směru osy X je 11.6 mm, ve směru osy Y je to 12.5 mm, celkové posunutí je 13.3 mm.

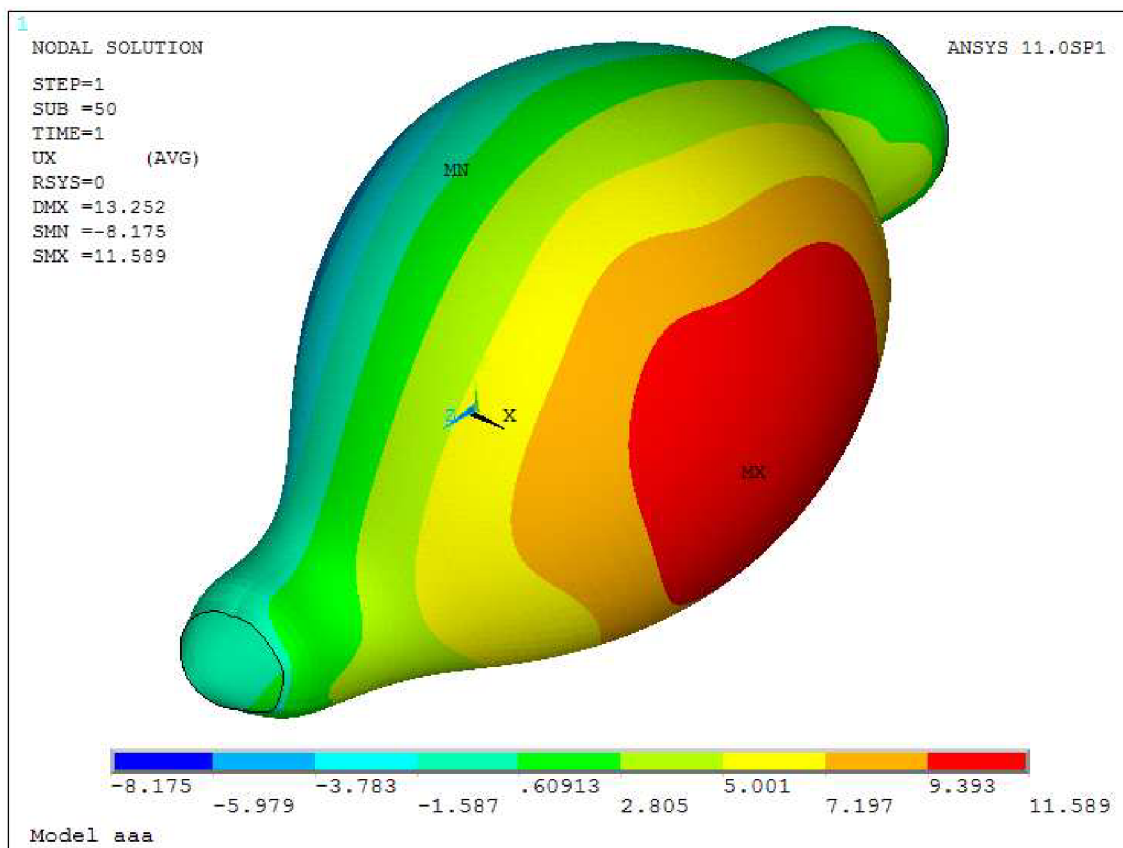


Obr. 9.12 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]

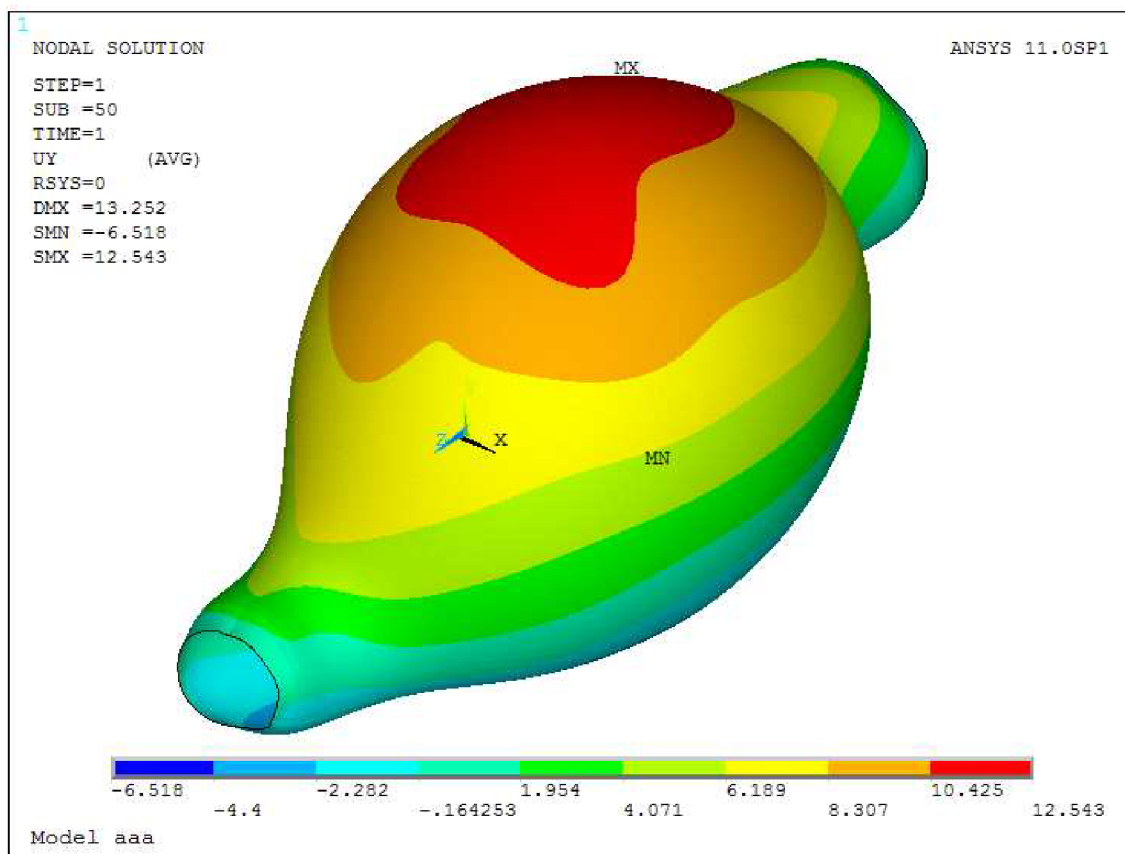




Obr. 9.13 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku (detail) [Pa]



Obr. 9.14 – maximální hodnota posunutí ve směru osy X při max. zátěžném tlaku [mm]



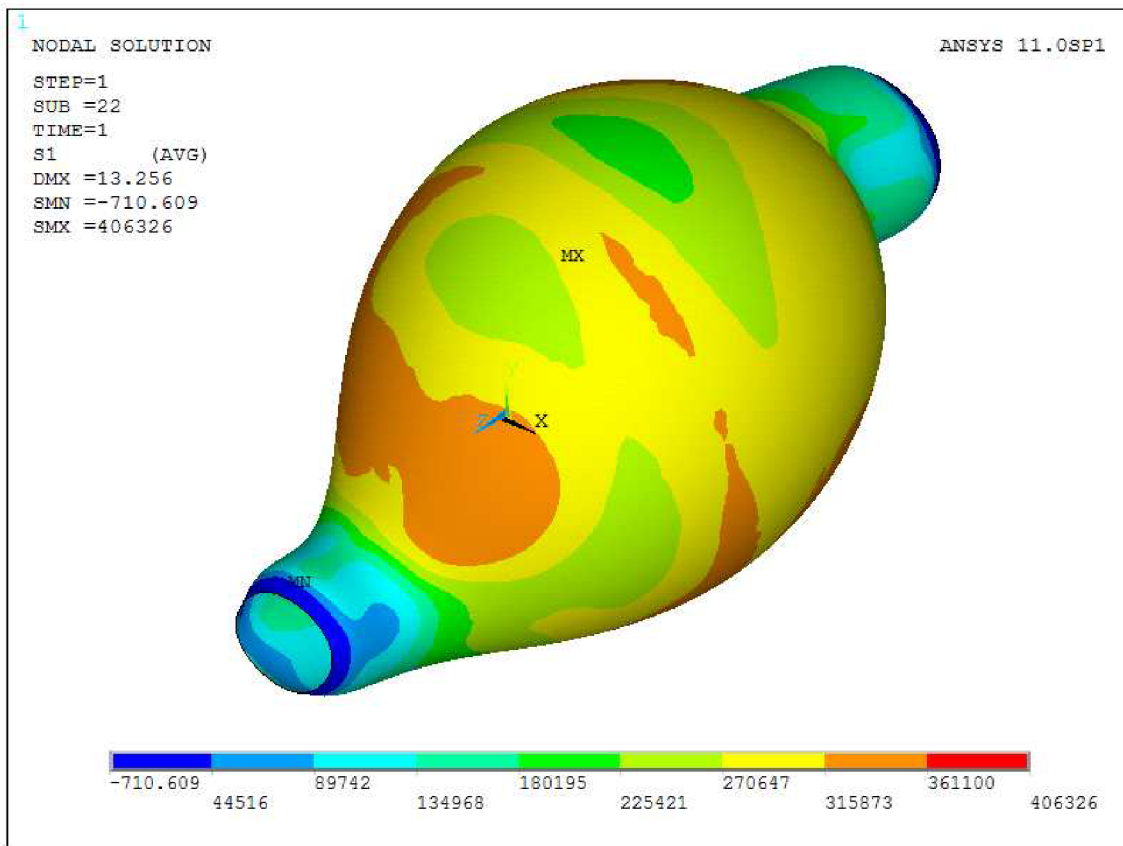
Obr. 9.15 – maximální hodnota posunutí ve směru osy Y při max. zátěžném tlaku [mm]

## 9.6 Model zjednodušeně segmentovaného AAA ze skořepinových prvků

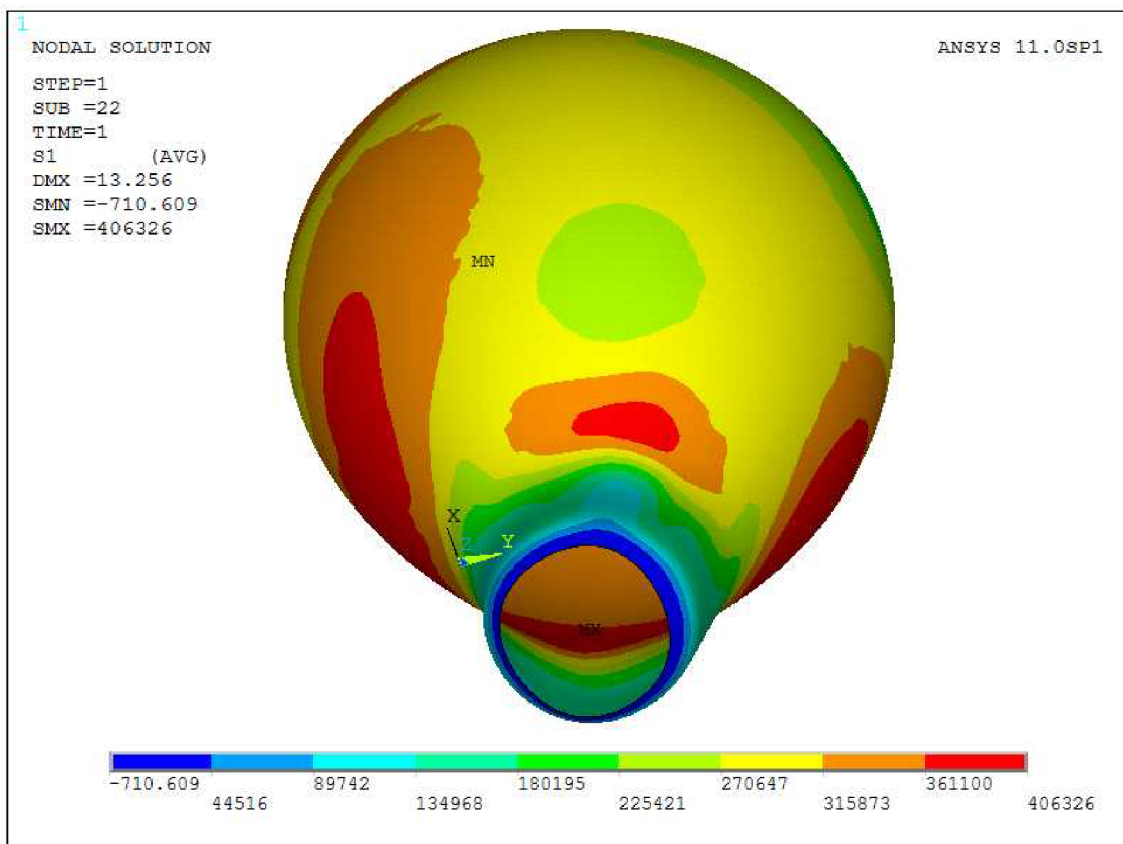
Hodnota tlaku [kPa]	Hodnota maximálního hlavního napětí [kPa]
0	0
1,07	28,08
2,13	60,07
3,20	95,89
4,27	134,39
5,33	175,12
6,40	218,75
7,47	262,54
8,53	308,95
9,60	356,85
10,67	406,52

Tab. 9.5 – maximální hodnota hlavního napětí při uvedeném zátěžném tlaku

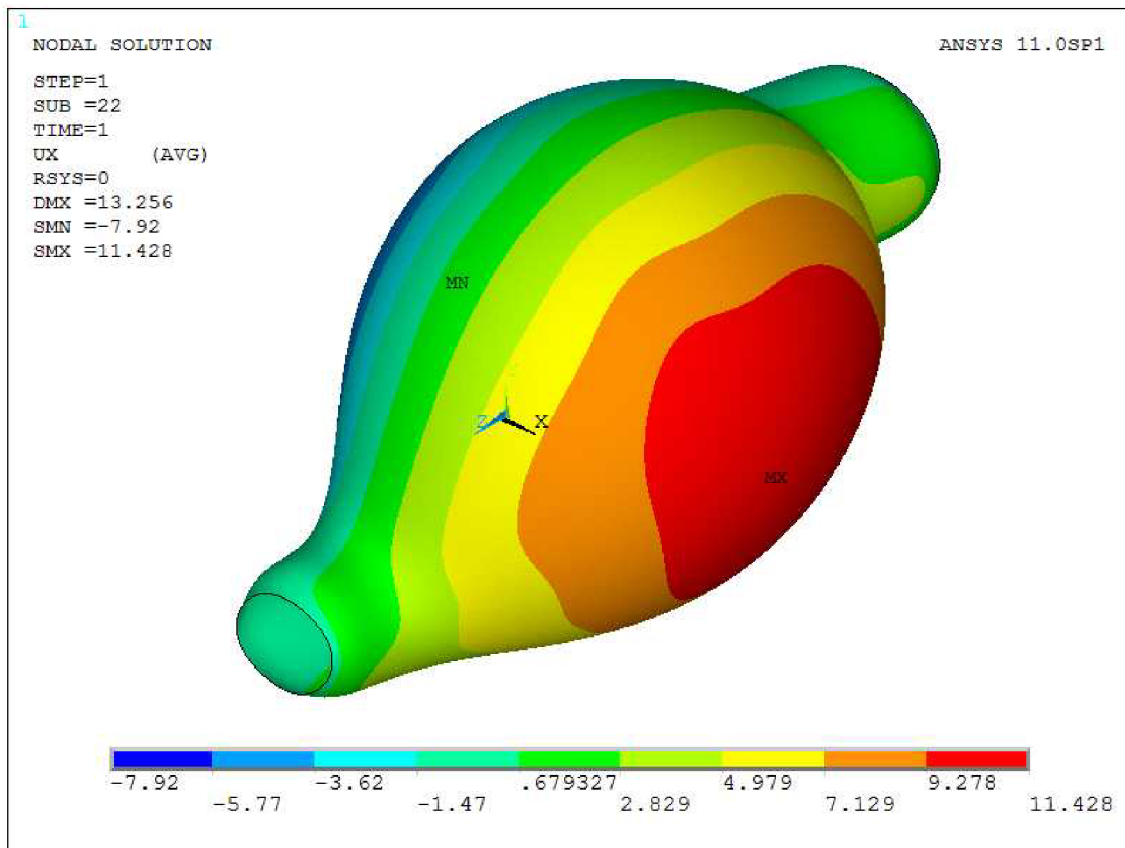
Maximální hodnota posunutí ve směru osy X je 11.4 mm, ve směru osy Y je to 12.7 mm, celkové posunutí je 13.3 mm.



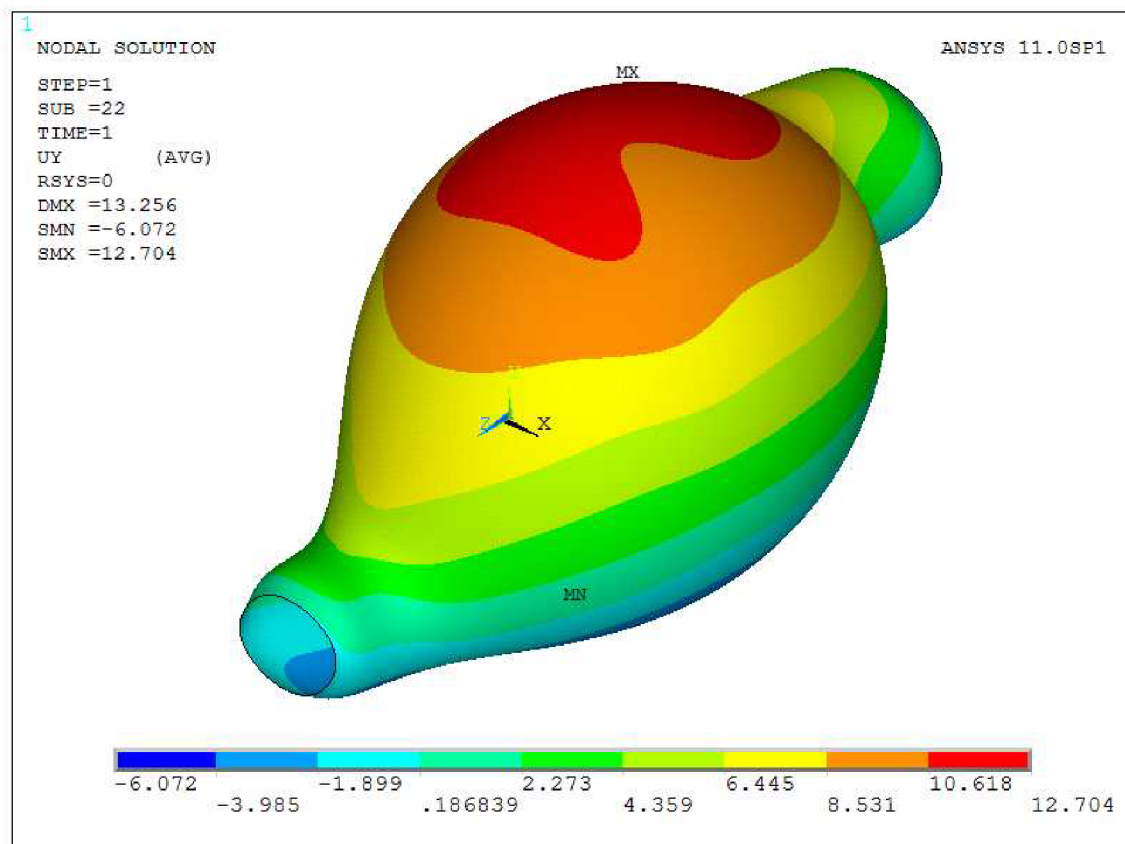
Obr. 9.16 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]



Obr. 9.17 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku (detail) [Pa]



Obr. 9.18 – maximální hodnota posunutí ve směru osy X při max. zátěžném tlaku [mm]



Obr. 9.19 – maximální hodnota posunutí ve směru osy Y při max. zátěžném tlaku [mm]

## 10. Vyhodnocení výsledků výpočtového modelování napjatosti v AAA

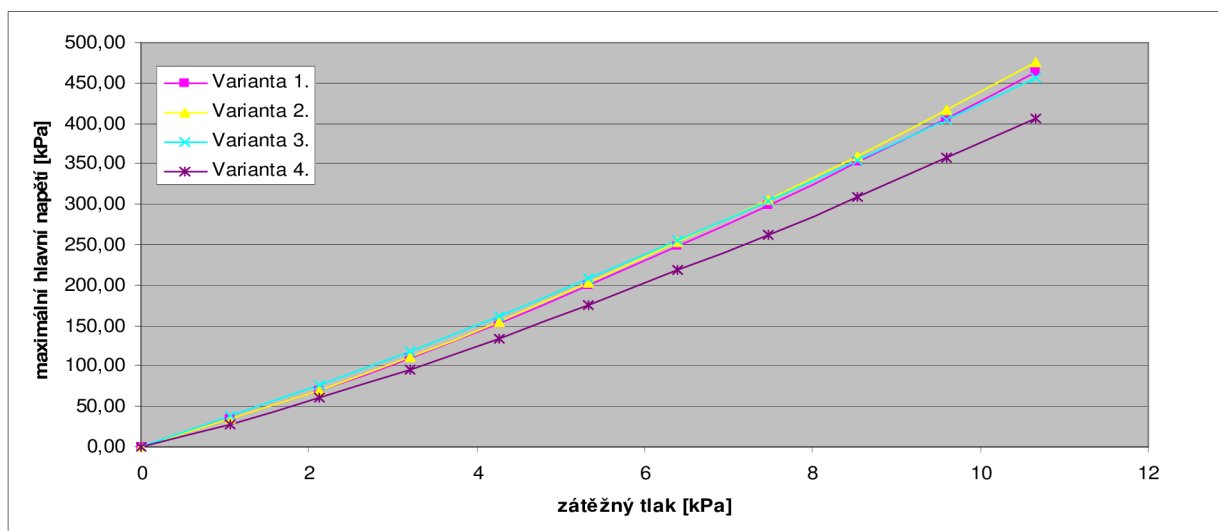
### 10.1 Přehled výsledků 3D výpočtových modelů AAA

V kapitole 9 jsou v tab. 9.3 až 9.6 vypsány hodnoty maximálního hlavního napětí při uvedeném zátěžném tlaku v AAA pro různé varianty diskretizace (pro přehlednost a lepší orientaci ve výsledcích jsou jednotlivé varianty označeny čísly uvedenými v tab. 10.1).

varianta č.	typ konečný prvků	segmentace 3D geometrie	výsledky v kap. č.
1	objemové	podrobná	9.3
2	objemové	podrobná	9.4
3	skořepinové	podrobná	9.5
4	skořepinové	zjednodušená	9.6

Tab. 10.1 – přehled 3D výpočtových modelů

Vypočtené hodnoty maximálního hlavního napětí jsou pro lepší přehlednost vyneseny do grafu v obr. 10.1, jenž představuje závislost maximálního hlavního napětí na zátěžném tlaku, jenž se rovnoměrně zvyšuje o 1.066 kPa (8 mmHg). Z obr. 10.1 je patrné, že vypočtené hodnoty maximálního hlavního napětí jsou pro varianty č. 1 až 3 téměř stejné. U modelu vytvořeného na základě zjednodušené segmentace (varianta č. 4) jsou hodnoty maximálního hlavního napětí nižší než u modelů vytvořených na základě podrobné segmentace (varianta č. 1 až 3). Je to způsobeno tím, že geometrie výpočtového modelu je tvořena pomocí hladkých spline křivek oproti podrobně segmentovaným spline křivkám ostatních 3D geometrií AAA. Podrobná segmentace ovšem může vést k tomu, že jsou na geometrii vytvořeny nereálné imperfekce, jež zvyšují hodnoty maximálního hlavního napětí a tedy i jejich poměr. Tvar imperfekcí a jejich velikost jsou dány průměrováním hodnot density jednotlivých pixelů (pixel CT snímku vyjadřuje průměrnou hodnotu ve 3D oblasti, jež je pak zobrazena pouze ve 2D snímku), proto je často velmi složité přesně odlišit hranici stěny tepny. Dá se tedy předpokládat, že imperfekce jsou výsledkem průměrování hodnot density a ve skutečnosti jsou podstatně menší. Je velmi pravděpodobné, že hodnota skutečného poměru bude ležet mezi poměry přesné a zjednodušené segmentace.



Obr. 10.1 – hodnoty maximálního hlavního napětí pro jednotlivé varianty segmentace

Hodnota napětí vypočtená na základě prezentovaných modelů není rovna hodnotě maximálního hlavního napětí ve stěně AAA. Toto je dáno tím, že výchozí geometrie vytvořená na základě CT snímku je považována za beznapět'ovou, stejně jako u autorů v literatuře ([9], [10], [14], [15], [23], [27]). Dále mají uvedené práce zatížení realizováno tlakem, jenž odpovídá systolickému (120 mmHg), popřípadě je předepsána i větší hodnota k zohlednění hypertenze (155 mmHg). Společný je i postup hodnocení u ostatních autorů, kdy je k hodnocení napjatosti použita podmínka plasticity HMH a pak je výsledná hodnota redukováného napětí (je blízká maximálnímu hlavnímu napětí, protože třetí hlavní napětí se blíží nule) srovnávána s hodnotou pevnosti cévní stěny, jež má ovšem značný rozptyl a bude se u každého pacienta lišit. Takový postup by byl použitelný jen v případě, že by byla známa nezatížená geometrie, pak je možné srovnávat reálnou napjatost v cévní stěně s mezní hodnotou její pevnosti a tím kvantifikovat riziko ruptury cévní stěny.

## 10.2 Postup vyhodnocení a způsob hodnocení výsledků

Pro vylepšení hodnocení napjatosti byl navržen postup zatěžování popsáný v podkapitole 8.2. Tento postup zatěžování umožňuje hodnocení, jež je výrazně odlišné od prací ostatních autorů uvedených v literatuře ([9], [10], [14], [15], [23], [27]). Konkrétní vylepšení hodnocení je založeno na myšlence sledovat poměr maximálních hlavních napětí ve výdutí postižené a intaktní cévní stěně. Proto byl použit postup zatěžování, v němž jsou výpočtové modely popsané v kapitole 8 postupně v deseti krocích zatěžovány tlakem od 1.066 (8 mmHg) do 10.666 kPa (80

mmHg) s rovnoměrným přírůstkem tlaku po 1.066 kPa (8 mmHg). To umožňuje hodnotit závislost tohoto poměru na velikosti zátěžného tlaku.

Hodnoty maximálního hlavního napětí v intaktní tepně, uvedené v kap. 9.2, byly vypočteny na základě rotačně symetrického výpočtového modelu. Slouží tedy k srovnávání s hodnotami maximálního hlavního napětí v stěně AAA pro stejný zátěžný tlak na vnitřním povrchu. Z porovnání poměru maximálních hlavních napětí v tab. 10.2 plyne, že tato napětí v AAA jsou cca pětkrát větší pro podrobně segmentované modely (varianty č. 1 až 3) než napětí v odpovídající zdravé (intaktní) aortě. V tab. 10.2 jsou uvedeny hodnoty poměru maximálních hlavních napětí včetně poměru pro výpočtový model založený na zjednodušené geometrii (varianty č. 4), nižší poměr maximálního hlavního napětí ve srovnání s ostatními 3D modely AAA je dán rozdílným způsobem tvorby geometrie, jak je popsáno v kapitole 10.1. Uvedené hodnoty prokazují malou závislost hodnoty poměru maximálních hlavních napětí již pro zátěžný tlak vyšší než 3.20 kPa.

Zátěžný tlak [kPa]	Varianta č. 1 poměr [-]	Varianta č. 2 poměr [-]	Varianta č. 2 rozdíl [%]	Varianta č. 3 poměr [-]	Varianta č. 3 rozdíl [%]	Varianta č. 4 poměr [-]	Varianta č. 4 rozdíl [%]
0	0	0	0	0	0	0	0
1,07	5,6	5,5	2,3	6,2	10,3	4,5	19,2
2,13	5,2	5,2	0,3	5,7	9,6	4,5	13,4
3,20	5,1	5,2	1,2	5,5	7,6	4,5	12,3
4,27	5,0	5,1	1,6	5,3	5,7	4,4	12,1
5,33	5,0	5,0	1,8	5,2	4,1	4,4	12,2
6,40	4,9	5,0	2,0	5,0	2,7	4,3	11,9
7,47	4,8	4,9	2,1	4,9	1,4	4,2	12,3
8,53	4,8	4,9	2,2	4,8	0,4	4,2	12,3
9,60	4,7	4,8	2,3	4,7	0,5	4,2	12,3
10,67	4,7	4,8	2,4	4,6	1,3	4,1	12,3

Tab. 10.2 – srovnání poměrů maximálních hlavních napětí

Rozdíl uváděný v procentech srovnává jednotlivé varianty, kdy je jako přesná hodnota brána ta, která je vypočtena ve variantě č.1. Z tohoto pohledu jsou varianty č. 2 a č. 3 s variantou č. 1 zcela srovnatelné, protože rozdíl je nižší o méně než 5 % (1.7 % u varianty č. 2 a 3.4 % u varianty č. 3). To prokazuje, že při uvažování jednovrstvého modelu AAA je možné věrohodně použít skořepinový model AAA.

Ve variantě č.4 je hodnota poměru maximálních hlavních napětí vůči zdravé aortě nižší, což opět souvisí s tím, jakým postupem je geometrie varianty č. 4 vytvořena, jak je popsáno výše. I tak je ovšem poměr stále blízký k hodnotám varianty č. 1 uvedené v tab. 10.2., rozdíl nepřesahuje cca 12 %.

### 10.3 Diskuse výsledků

Z předložených výsledků a způsobu hodnocení je možné vyvodit následující závěry:

- Na obr. 9.5 je velmi dobře patrná vzdálenost, do níž deformaci a tedy i napjatost ve stěně AAA ovlivňuje použitá okrajová podmínka. Tato vzdálenost je dostatečně malá, aby použitá okrajová podmínka významně neovlivnila napjatost ve stěně AAA a to zejména v oblasti, kde má napětí maximální hodnotu, což je splněno. Z tohoto důvodu lze považovat užitou okrajovou podmínku za vhodně zvolenou.

- Současně je z obrázku posunutí možné posoudit, zda je jeho hodnota reálná, tedy fyziologicky možná, nebo zda jde hodnotu příliš velikou. Celkové maximální posunutí je samozřejmě ovlivněno i hodnotou tlaku krve. V prezentovaných výsledcích dosahuje maximální celkové posunutí hodnotu 12 až 13 mm, což je možné považovat za akceptovatelnou hodnotu, přesná hodnota posunutí bude samozřejmě záviset na silové interakci s okolím, jež je dána tuhostí okolních tkání.

- Při testování okrajových podmínek bylo otestováno značné množství jejich kombinací, jako nejlepší byla zvolena ta, kde nedochází k pootočení AAA jako celku nebo nerealisticky velké hodnotě posunutí. Nejlépe tuto podmínku splňuje omezení posunutí ve všech směrech na volných koncích AAA. Tato okrajová podmínka je používána i v pracích ostatních autorů ([9], [10], [14], [15], [23], [27]).

- Dalším důležitým výsledkem je fakt, že maximální hodnota napjatosti v cévní stěně nemusí nutně být v maximálním průměru nebo v místě maximálních posunutí AAA. Z toho jasně vyplývá, že není možné hodnotit napjatost ve stěně AAA na úrovni 2D modelu.

- V případě jednovrstvého modelu, jenž pro cévní stěnu používá konstitutivní vztah zadaný jako nelineární (hyperelastický), izotropní, homogenní a nestlačitelný, je možné efektivně nahradit objemový model modelem skořepinovým, jenž je podstatně jednodušší a rychleji vytvořitelný.

- Zahrnutí vlivu kalcifikace na napjatost v cévní stěně je nad rámec této práce, protože jde o velmi rozsáhlý úkol. Je prvně nutné zpracovat metodiku pro hodnocení typu kalcifikací z pohledu tvaru i mechanických vlastností. Nejpodstatnější je fakt, že v místě kalcifikace se skokově mění tuhost cévní stěny a dá se očekávat, že to je doprovázeno i skokovou změnou napjatosti ve stěně. Jako nejvhodnější se jeví postup, kdy bude v případě, že se v oblasti maximálního hlavního napětí nachází kalcifikace cévní stěny, stanoven součinitel na zvýšení hodnoty napětí. Je to totožný postup, jímž se na základě znalosti geometrické konfigurace součásti určuje vrubový účinek.



- Poměr maximálních hlavních napětí je možné použít pro srovnávání rizika ruptury konkrétních tvarů AAA. Je naprosto jasné, že vyšší poměrné napětí znamená vyšší riziko ruptury cévní stěny v oblasti postižené AAA, takže toto kritérium umožňuje porovnávání různých aneurysmat. V budoucnu by poměr maximálních hlavních napětí mohl být použitelný přímo pro hodnocení rizika ruptury. V případě, že by se podařilo výpočtově vyhodnotit dostatečné množství AAA a současně by byly ke každému AAA dodány i informace o dlouhodobém vývoji, bude po statistickém zpracování hodnot poměru maximálního hlavního napětí možné stanovit např. hodnotu, do níž není AAA považováno za nebezpečné, a současně takovou hodnotu, při níž už je rizikovost velká a také hodnotu, jež je signálem pro nutnost neodkladného léčení pomocí invazivních metod.

## **11. Návrh dalších prací v oblasti výpočtového modelování AAA**

Další práce, vedoucí k vylepšení výpočtového modelování deformačně-napěťových stavů AAA, by se mohly soustředit na tyto problémy:

- Hledání, naprogramování a otestování lepších konstitutivních modelů.
- Nalezení nezatížené geometrie AAA.
- Zahrnutí vlivu kalcifikací na úrovní součinitele navyšujícího hodnotu poměru maximálních hlavních napětí ve fyziologické části tepny a části s AAA.
- Vytvoření uživatelského rozhraní v prostředí ANSYS pro zjednodušené zadání geometrie pomocí spline křivek. Na to by navazoval výpočet na úrovni skořepinového modelu v akceptovatelně krátkém čase. V dalším kroku provedení automatického stanovení poměru maximálních hlavních napětí. Použití takového uživatelského rozhraní ke zpracování většího množství AAA s následným statistickým zpracováním výsledků.

## 12. Závěr

Předkládaná disertační práce se zabývá možnostmi modelování deformačně-napěťových stavů aneurysmatu břišní aorty (AAA). Úspěšně je zvládnut opakovatelný postup vytvoření 3D CAD geometrie, jež na dané rozlišovací úrovni věrohodně popíše tvar AAA a současně bude použitelná pro vytvoření konečnoprvkového výpočtového modelu. Dále je ze všech konstitutivních modelů běžně dostupných v programovém systému ANSYS vybrán konstitutivní model použitelný v oblasti výpočtového modelování cévní stěny. Rovněž je vybrán i vhodný konečný prvek, jenž dokáže popsat velká posunutí a pootočení. Součástí práce je i zjednodušená analýza proudění krve v AAA na základě použití CFD SW. Ta prokazuje, že dynamická složka tlaku krve nemá podstatný vliv na hodnotu tlaku na stěnu cévy v místě AAA. Je navržen a otestován postup zatěžování výpočtového modelu AAA a je provedena vhodná volba okrajových podmínek. V kapitole 10 je navržen postup umožňující hodnocení nebezpečnosti AAA na základě poměru hodnoty maximálního hlavního napětí v části břišní aorty postižené AAA s hodnotou maximálního hlavního napětí v intaktní části břišní aorty. Součástí předkládané práce je návrh dalších prací, jež by mohly zvýšit věrohodnost a přesnost výpočtového modelu.

### 13. Použitá literatura

- [1] Purinja B.A., Kasjanov V.A.: *Mechaničeskije svojstva stenki brjušnoj aorty čeloveka posle endarterektomii*. Mechanika polimerov, 1975, č.4, pp. 696-700.
- [2] Loščilov V.I., Savrasov G.V.: *Technologičeskije aspekty izučeniya mehaničeskich svojstv brjušnoj aorty čeloveka*. Mechanika polimerov, 1977, č.4, pp.693-698.
- [3] Valenta J.: *Biomechanika srdečně-cévního systému - Skriptum*, Praha, ČSSB, ÚH ČSAV, ČVUT FS, 1992.
- [4] Fung Y.C.: *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer, 1993.
- [5] Platzer, W.: *Atlas topografické anatomie Centa*, 1996
- [6] Smith T.: *Lidské tělo*. Fortuna print, Praha, 1996.
- [7] Trojan S.: *Lékařská fyziologie*. Grada Avicenum, Praha, 1996.
- [8] Hayashi K., Imai Y.: *Tensile Property of Atheromatous Plaque and an Analysis of Stress in Atherosclerotic Wall*. *J. Biomechanics*, Vol. 30, No. 6, 1997, pp. 573-579.
- [9] Vorp, D., A., Raghavan, M., L., Webster, M.,W., *Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: Influence of diameter and asymmetry*, *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 27(4), 1998, pp. 632-639.
- [10] Sacks MS, Vorp DA, Raghavan ML, Federle MP, Webster MW. *In vivo three-dimensional surface geometry of abdominal aortic aneurysms*. *Annals of Biomedical Engineering*. 27(4): 469-79, 1999
- [11] Burša, J.: *Analýza napjatosti a deformace ve stěně tepny – disertační práce pro obor Inženýrská mechanika*, FSI VUT Brno, 1999.
- [12] Třeška, V., : *Aneurysma břišní aorty*, Grada Publishing, 1999.

- [13] Burša J.: *Analýza napjatosti a deformace ve stěně tepny* - Disertační práce, ÚMT, FS, VUT Brno, 1999.
- [14] Raghavan, M.,L., Vorp, D.,A., Federle, M.,P., Makaroun, M.,S., Webster, M.,W.: *Wall Stress Distribution on Three-Dimensionally Reconstructed Models of Human Abdominal Aortic Aneurysm*, J. Vasc. Surg., 31:760-769, 2000.
- [15] Wang D.,H.,J., Makaroun M.,S., Vorp D.,A.: *Effect of Interaluminal Thrombus on Stress Distribution in Patient Specific Models of Abdominal Aortic Aneurysm* Bioengineering Conference 2001, pp. 685.
- [16] Čihák R.: *Anatomie. Grada Publishing, Praha, 2001.*
- [17] Humphrey J.D.: *Cardiovascular Solid Mechanics. Cells, Tissues, and Organs*. Springer, 2002.
- [18] Burša, J.: *Výpočtové modelování deformačně-napjatostních stavů tepen*, p.140, Acta Mechanica Slovaca, 2002.
- [19] Burša J., Knobloch T.: *Stress-strain analysis in a connection of artery and vascular graft*. Proceedings of the Conference Biomechanics of Man 2002, Čejkovice, pp.173.
- [20] Rohan E., Cimrman R., Tonar Z.: *On modelling arteries using composite model of soft tissue*. Proceedings of Conference on Biomechanics of Man, Čejkovice 2002, ČR, pp. 275-278.
- [21] Schulze-Bauer C. A. J., Regitnig P., Holzapfel G.A.: *Mechanics of the human adventitia*. 13th Conference of the European Society of Biomechanics, September 2002, Wroclaw, Poland.
- [22] Burša, J., Ryšavý, P., Lebiš R.: *Stress-Strain Analysis in Anastomoses of Arteries with Vascular Graft*, World Congress on Medical Physics and Biomechanical Engineering, Sydney, Australia, 2003
- [23] Outten, J. T.: *Computational Model of Mechanical Wall Stress in Abdominal Aortic Aneurysm One Hour Prior to Rupture*, p. 77, Summer Bioengineering Conference, 2003

[24] Holzapfel G.A., Sommer G., Regitnig P.: *Anisotropic Mechanical Properties of Soft Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques*. J. Biomechanical Engineering, Vol.126, No.5, November 2004, pp.657-665.

[25] Fagan MJ, Mehta T, Mylankal KJ, Ray B, Kuhan G, Chetter IC, McCollum PT. *A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysms.*, Eur J Vasc Endovasc Surg. 2004 Aug;28(2):168-76.

[26] Burša, J.: *Výpočtové modelování problémů živých a neživých těles z kompozitních materiálů* – Habilitační práce , FSI VUT Brno, 2005.

[27] <http://www.surgery.upmc.edu/vorplab/>

[28] *Ansys Online Documentation*

[29] A. Delfino, N. Stergiopoulos, J.E. Moore & J.-J. Meister, *Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation*. Journal of Biomechanics, 18, 1997, 777-786.

[30] Y.C. Fung, K. Fronek & P. Patitucci, *Pseudoelasticity of Arteries and the Choice of its Mathematical Expression*. Amer. Journal of Physiology, 237, 1979, 620-631.

[31] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser & R.W. Ogden, *A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models*. Journal of Elasticity, 61, 2000, 1-48.