

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 BŘÍŠNÍ AORTY

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. PAVEL RYŠAVÝ

BRNO 2009

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. V druhé části 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 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 páté kapitoly je volba vhodného konečného prvku pro výpočtové modelování deformačně-napěťového stavu AAA. Na základě testovacích úloh je vybrán vhodný konstitutivní model pro analýzu napjatosti v cévní stěně.

Šestá 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.

Sedmá 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 osmé kapitole jsou prezentovány výsledky ve formě polí napětí.

Cílem deváté 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 desáté kapitole je vypsán stručný návrh dalších prací v oblasti výpočtového modelování AAA.

Jedenáctá 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.

Obsah

Abstrakt	2
Klíčová slova	3
Obsah	4
Seznam proměnných	5
1. Úvod	6
2. Aneurysma abdominální aorty a motivace práce	7
2.1 Definice aneurysmatu abdominální aorty	7
2.2 Motivace pro výpočtové modelování AAA	8
3. Současný stav modelování AAA	8
3.1 Výpočtové modely AAA	8
3.2 Problematika zatěžování	9
3.3 Výstupy modelů a způsoby hodnocení výsledků	9
4. Vytvoření geometrického modelu z CT snímků	10
4.1 Možné metody převodu CT dat na 3D geometrii	10
4.2 Zdůvodnění volby CAD systému pro geometrické modelování	11
4.3 Postup segmentace geometrie AAA v CAD	12
4.4 Postup segmentace zjednodušené geometrie AAA v CAD	14
5. Možnosti výpočtového modelování AAA	17
5.1 Volba vhodného konečného prvku	17
5.2 Výběr vhodného modelu materiálového chování	18
6. Zjednodušená analýza proudění v AAA	18
6.1 Zjednodušení výpočtového modelu proudění v AAA	18
6.2 Realizace výpočtového modelu proudění v AAA	18
6.3 Výsledky výpočtového modelování proudění v AAA	19
7. Výpočtové modelování napjatosti v aneurysmatu	20
7.1 3D Výpočtový model fyziologické artérie	20
7.2 Diskretizace 3D modelů AAA	20
7.4 Způsob zatěžování výpočtových modelů AAA a hodnocení napjatosti cévní stěny	22
7.5 Použitý model materiálového chování	24
8. Výsledky výpočtového modelování	25
8.1 Výsledky výpočtového modelu fyziologické artérie	25
8.2 Forma prezentovaných výsledků 3D modelu AAA	25
9. Vyhodnocení výsledků výpočtového modelování napjatosti v AAA	27
9.1 Přehled výsledků 3D výpočtových modelů AAA	27
9.2 Postup vyhodnocení a způsob hodnocení výsledků	28
9.3 Diskuse výsledků	29
10. Návrh dalších prací v oblasti výpočtového modelování AAA	31
11. Závěr	31
12. Použitá literatura	32

Seznam proměnných

c_0	materiálová konstanta popisující deviátorovou složku chování materiálu v modelu Yeoh 3. řádu [Pa]
I_1	první invariant Cauchy-Greenova tenzoru deformace [-]
J	třetí invariant tenzoru deformačního gradientu [-]
p	tlak v definovaném místě [Pa]
R	střední průměr tenkostěnné trubice [m]
t	tloušťka stěny tenkostěnné trubice [m]
W	měrná energie napjatosti [J/m^3]
$\sigma_{1,2,3}$	hlavní napětí [Pa] za podmínky $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$
σ_M	obvodové napětí [Pa]
σ_{red}	redukované napětí dle podmínky HMH [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.

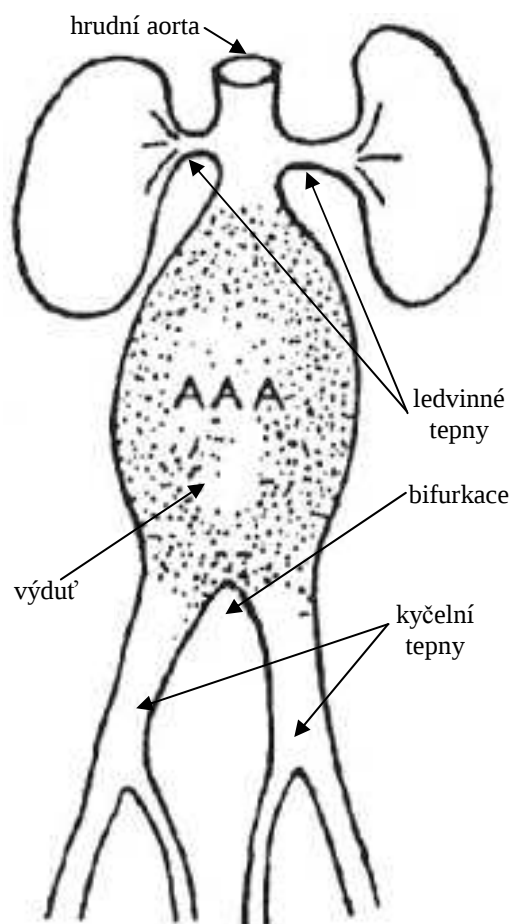
2. Aneurysma abdominální aorty a motivace práce

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 Motivace pro výpočtové modelování AAA

Motivací pro provedení deformačně-napět'ové 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 σ_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-napět'ové 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-napětové 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 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 beznapětovém 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, jakoby 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 Výstupy 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, kdyby 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.

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

4. Vytvoření geometrického modelu z CT snímků

4.1 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, jenž je označován jako PACS. V medicínské praxi se CT snímky prohlíží 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. Popisováním 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 kosti, 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.

4.2 Zdůvodnění volby CAD systému pro geometrické modelování

Pro tvorbu geometrie výpočtového modelu byl 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. Integruje intuitivní modelování volných ploch (freeform plochy řízené křivkami) s komplexním parametrickým plošným modelářem. Obsahuje nástroje pro analýzu křivek a 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.

4.3 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. 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.

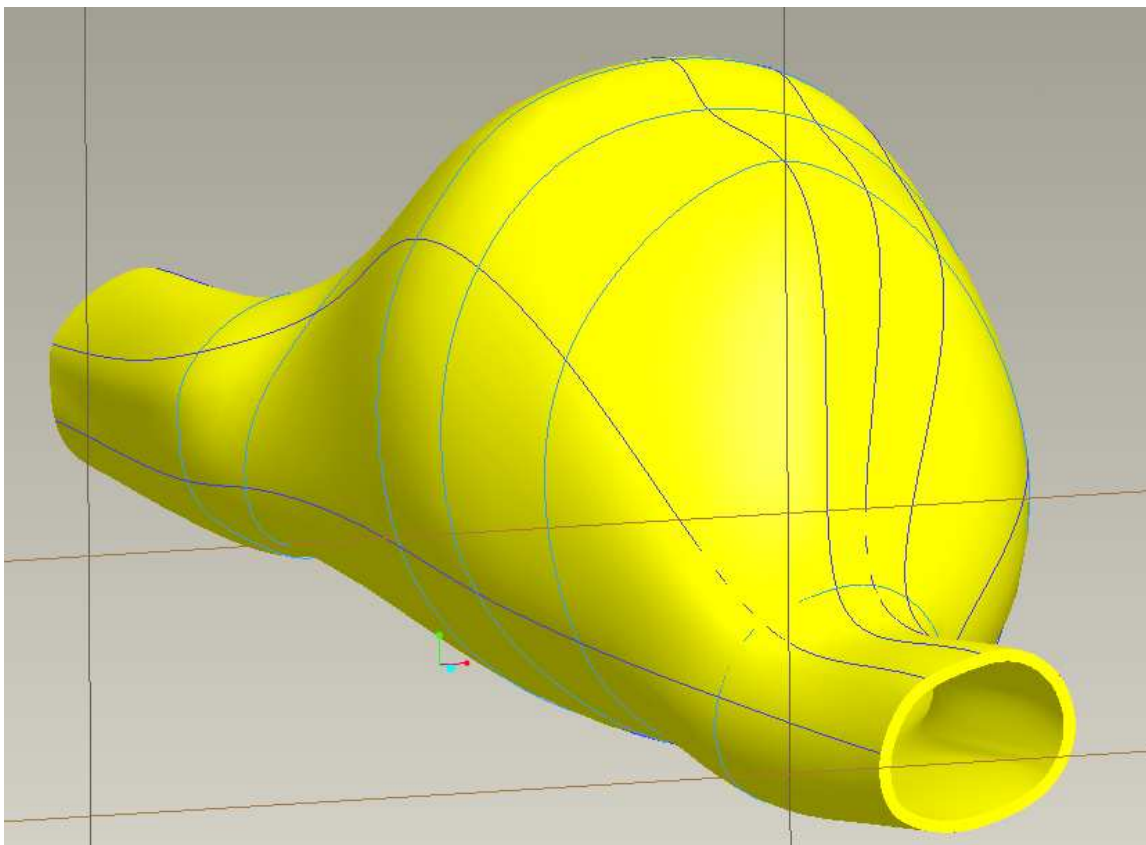
Popsaným postupem jsou segmentovány řezy, jež byly vybrány pro vytvoření CAD modelu geometrie AAA. Každý řez je skicován v rovině paralelní s předcházející, vzdálenost mezi rovinami je stejná jako vzdálenost mezi vybranými CT snímky. Výsledné paralelní skici (viz obr. 4.1), tvoří základ pro plochu, jež vymezí hranici stěny tepny. Na obrázku jsou pro přehlednost vyobrazeny pouze skici pro vytvoření hranice (plochy) mezi vnější stěnou AAA a okolní tkání.



Obr. 4.1 – 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. Vodící křivky jsou následně použity jako pomocné křivky při vytvoření hledané plochy vymezující hranici AAA. Je vyobrazen vnější povrch stěny tepny, stejný postup je použit pro vytvoření ISDX plochy definující vnitřní povrch tepny.

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. 4.2). Popsaným postupem jsou vytvořeny veškeré geometrie dále používané jako základ výpočtových modelů (u skořepinových prvků je obdobně vytvořena střednicová plocha).

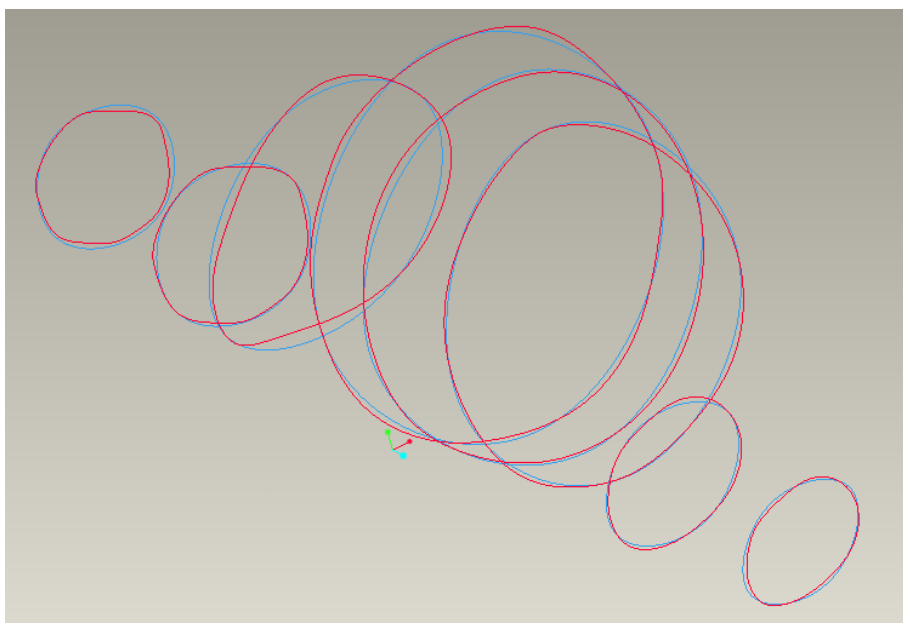


Obr. 4.2 – objemová 3D geometrie definující hranici stěny tepny v oblasti AAA

4.4 Postup segmentace zjednodušené geometrie AAA v CAD

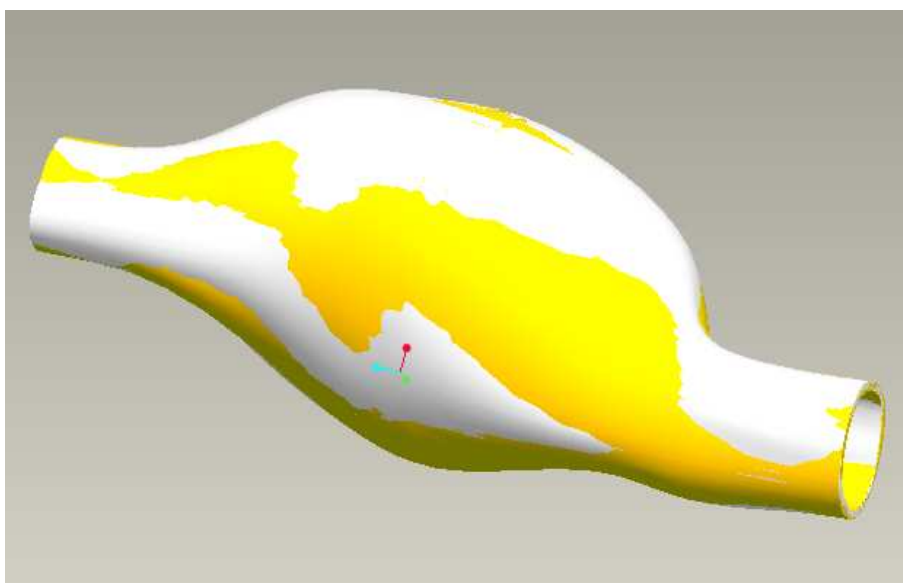
Ruční segmentaci je možné provést postupem popsaným v předcházející kapitole, jenž je však časově náročný a obtížně algoritimizovatelný. Je na místě uvážit, zda by nebylo možné nahradit složitou spline křivku, vymežující hranici stěny tepny, křivkou jednodušší, při zachování tvaru daného CT snímkem. 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.

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. 4.3. jsou červené křivky spline vytvořeny detailní segmentací CT snímku a modré křivky spline jsou vytvořeny pouze pomocí čtveřice bodů.



Obr. 4.3 – srovnání spline křivek vytvořených různou metodou segmentace

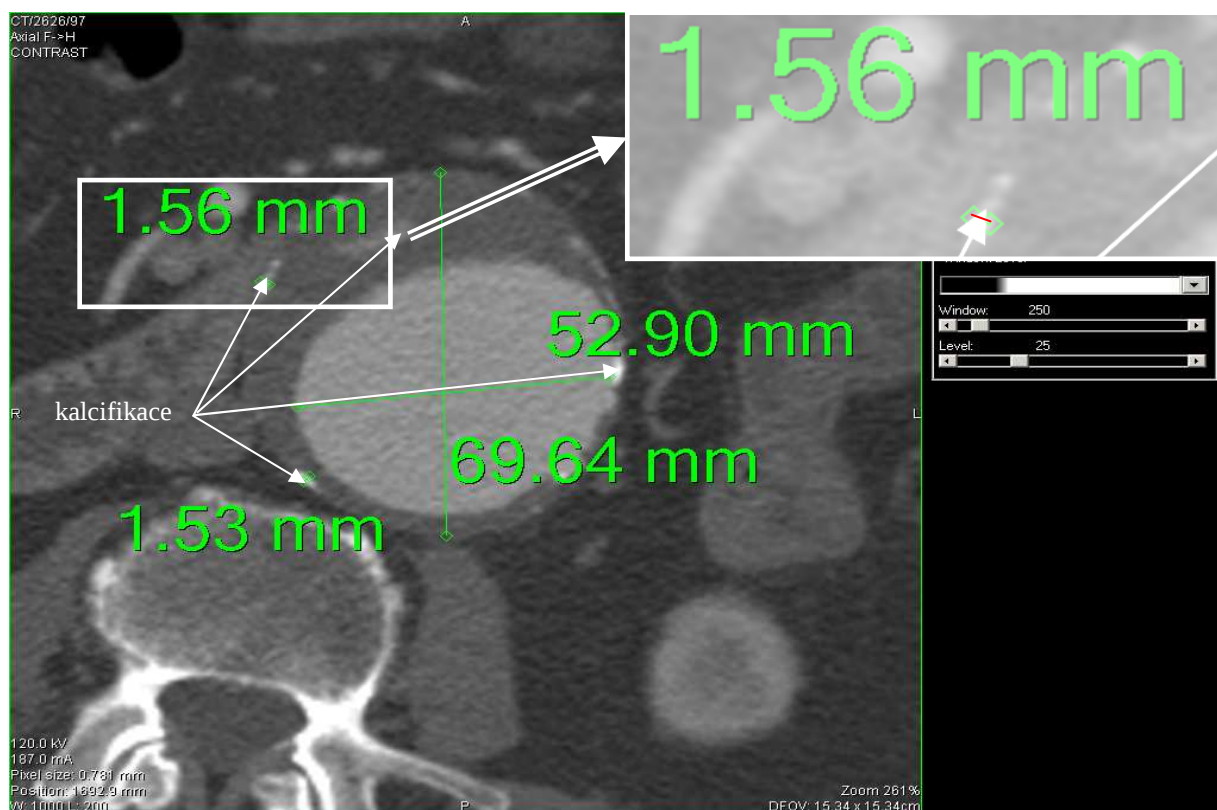
Stejně jako u podrobně segmentované geometrie jsou za použití nástrojů pro tvorbu ISDX ploch vytvořeny vodící křivky, jež spojují jednotlivé zjednodušeně segmentované spline křivky. Takto je definována geometrie, použitelná pro vytvoření ISDX plochy, jež odpovídá vnějšímu, případně vnitřnímu povrchu 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), viz obr. 4.4.



Obr. 4.4 – 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. 4.5. 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 nejtužší 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-napětový 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. 4.5. 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).

Z Obr. 4.5 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-napětové 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.



Obr. 4.5 – využití kalcifikace cévní stěny k určení její tloušťky a detail určení tloušťky stěny

5. Možnosti výpočtového modelování AAA

5.1 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 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. Oba prvky používají numerickou formulaci s ošetřením nežádoucích numerických efektů, jako je smykové či volumetrické zablokování.

5.2 Výběr vhodného modelu materiálového chování

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.

Po testech dostupných modelů materiálového chování byl vybrán konstitutivní model Yeoh 3. řádu, u něhož podle testů konstitutivních modelů je možné předpokládat nejlepší predikční schopnosti. Tento konstitutivní model lze popsat pro nestlačitelný materiál rovnicí energie napjatosti ve tvar (3).

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

$\bar{I}_1$ je první invariant deviátoru Cauchy-Greenova tenzoru deformace, elastické vlastnosti modelu jsou popsány materiálovými konstantami c_{i0} (materiálové konstanty popisující deviátorovou složku chování materiálu).

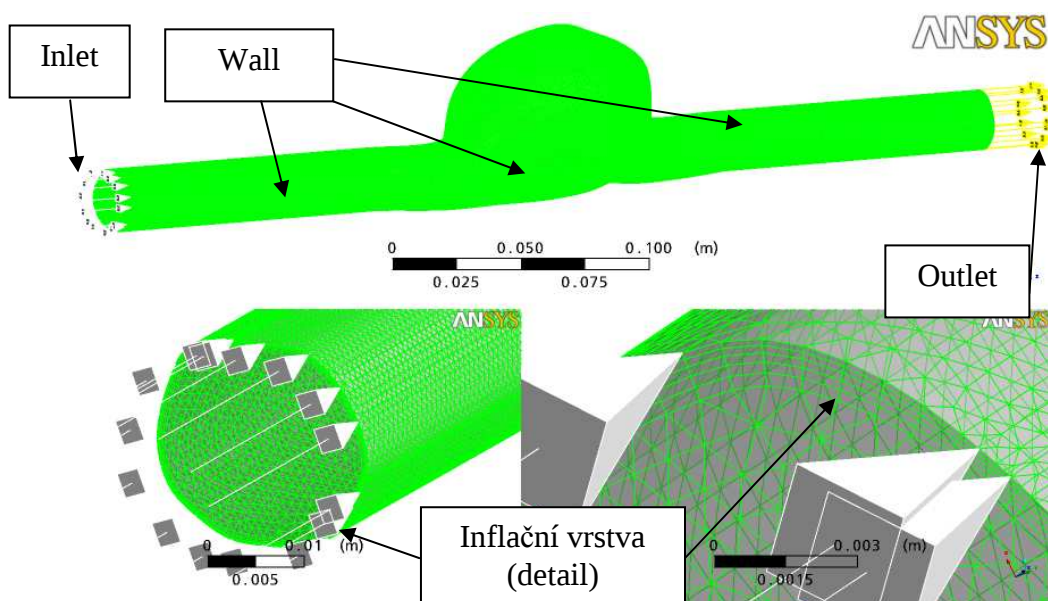
6. Zjednodušená analýza proudění v AAA

6.1 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 chápán jako totální tlak, tedy součet dynamické a statické složky tlaku působícího v pohybující se kapalině), jenž působí v oblasti AAA na stěnu cévy.

6.2 Realizace výpočtového modelu proudění v AAA

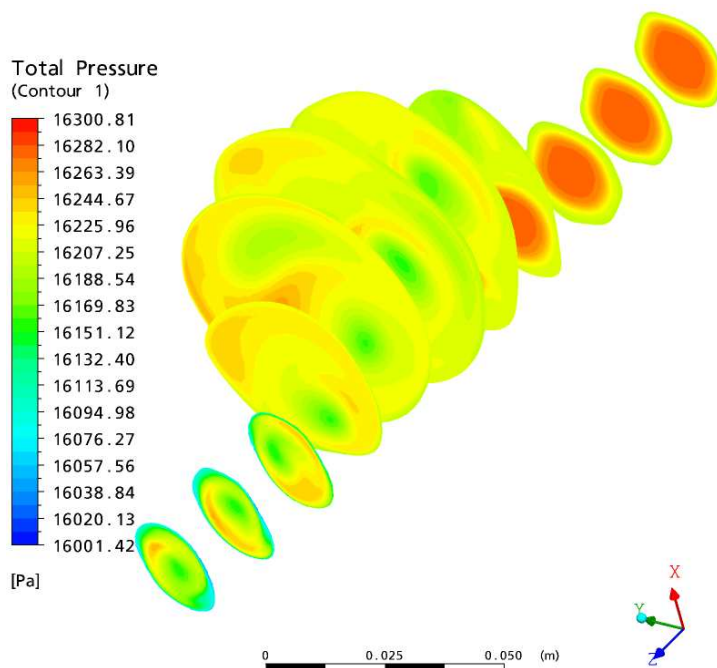
Výpočtový model pro numerickou simulaci proudění v AAA je proveden na geometrii odpovídající tvarově geometrii krevního řečiště bez uvažování nástěnného trombu. Na kontrolní ploše (Inlet), jíž kapalina (krev) vstupuje do diskretizované 3D oblasti AAA (rozdělené na konečné objemy), je definována střední rychlost o velikosti 0.3 m/s, viz obr. 6.1. Na kontrolní ploše, jíž kapalina z diskretizované oblasti vystupuje, je zadán průměrný statický tlak velikosti 16 kPa.



Obr. 6.1 – výpočtový model pro zjednodušenou simulaci proudění – okrajové podmínky

6.3 Výsledky výpočtového modelování proudění v AAA

Na obr. 6.2 je vyobrazen ve vybraných rovinách totální tlak (totální tlak je součet statického a dynamického tlaku, potenciální složka tlaku nebyla uvažována). Z obr. 6.2 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. Klinická praxe tento závěr potvrzuje, protože výduť AAA je typické místo pro tvorbu nástěnného trombu.



Obr. 6.2 – totální tlak ve vybraných paralelních rovinách [Pa]

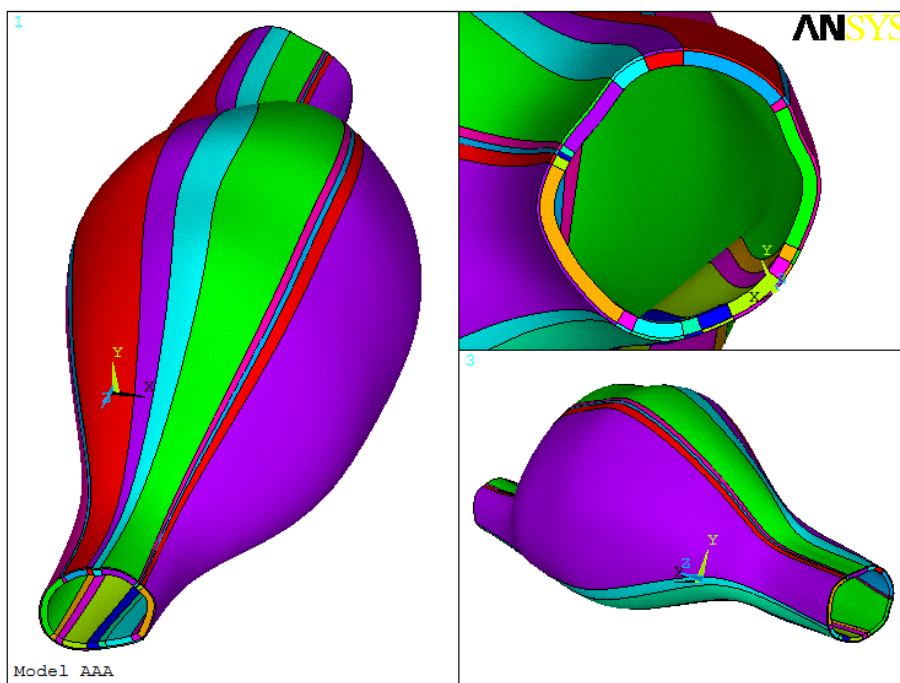
7. Výpočtové modelování napjatosti v aneurysmatu

7.1 3D Výpočtový model fyziologické artérie

Pro hodnocení pomocí srovnání poměrů maximálních hlavních napětí je třeba vytvořit výpočtový model, jímž určíme hodnotu maximálního hlavního napětí ve stěně zdravé tepny. K tomuto účelu postačí 2D model v rotační symetrii. 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, jenž má maximální hodnotu 10.666 kPa (tj. 80 mmHg).

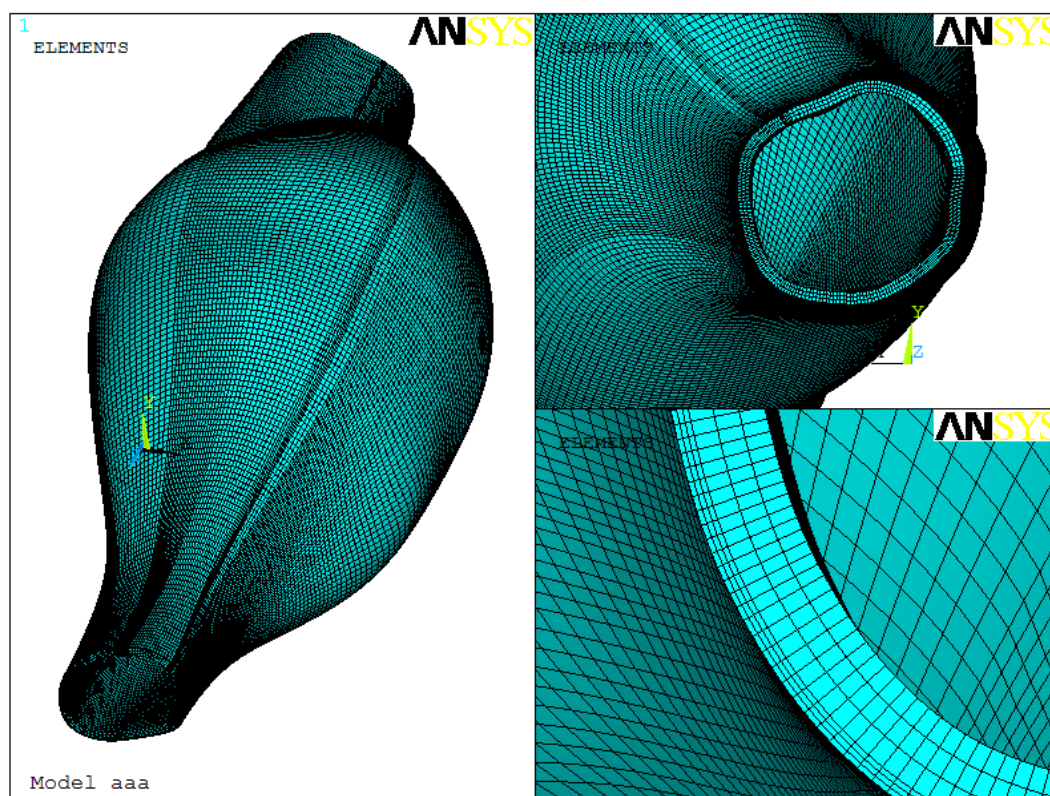
7.2 Diskretizace 3D modelů AAA

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 v podobě křivek a přímek definujících geometrii. Za použití podélných a radiálních křivek jsou vytvořeny další plochy, jež nebyly definovány v CAD.



Obr. 7.1 – plochy a objemy (podobjemy) definující geometrii AAA

Tyto plochy jsou použity k rozdělení dvou importovaných objemů (adventitia a media) na 34 podobjemů (viz obr. 7.1), 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 materiálu 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 bázeovou funkcí, konečné prvky SOLID185 s plnou integrací a aktivovanou U-P formulací. Byly vytvořeny konečnoprvkové sítě nahrazující 3D objemy s různou jemností diskretizace, např. viz obr. 7.2. 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.



Obr. 7.2 – příklad diskretizace geometrie AAA (šest prvků po tloušťce stěny tepny)

7.4 Způsob zatěžování výpočtových modelů AAA a hodnocení napjatosti cévní stěny

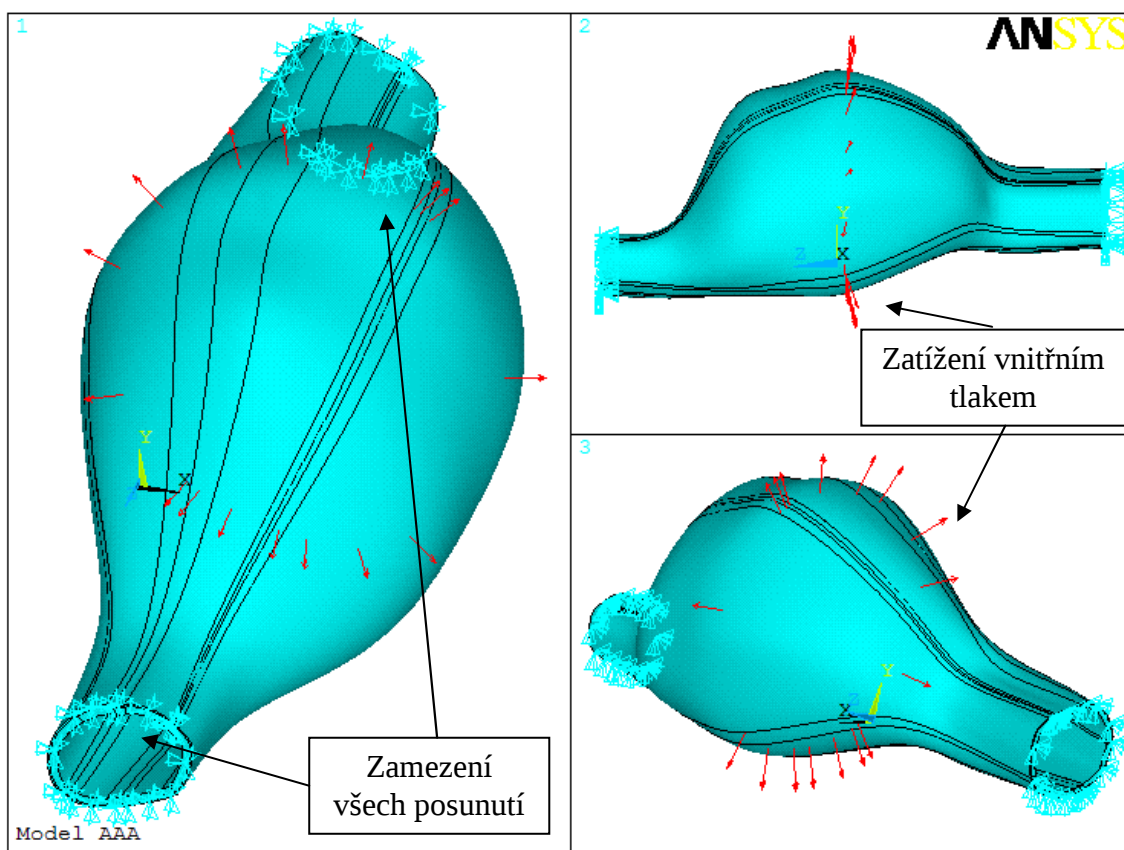
Při CT snímkování obvykle není zaznamenáváno, při jakém krevním tlaku byl CT snímek pořízen. I v případě tzv. triggerovaných snímků, tj. snímků pořizovaných v návaznosti na srdeční cyklus, např. v okamžiku systoly, dostáváme na snímku zatíženou a tedy deformovanou geometrii tepny; nedeformovanou geometrii 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.

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. 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 nasnímána při 80 mmHg (diastole) a předepsáním tlaku o velikosti 80 mmHg na vnitřní povrch docílíme nejvěrohodnějšího stavu, jenž 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 9.2.

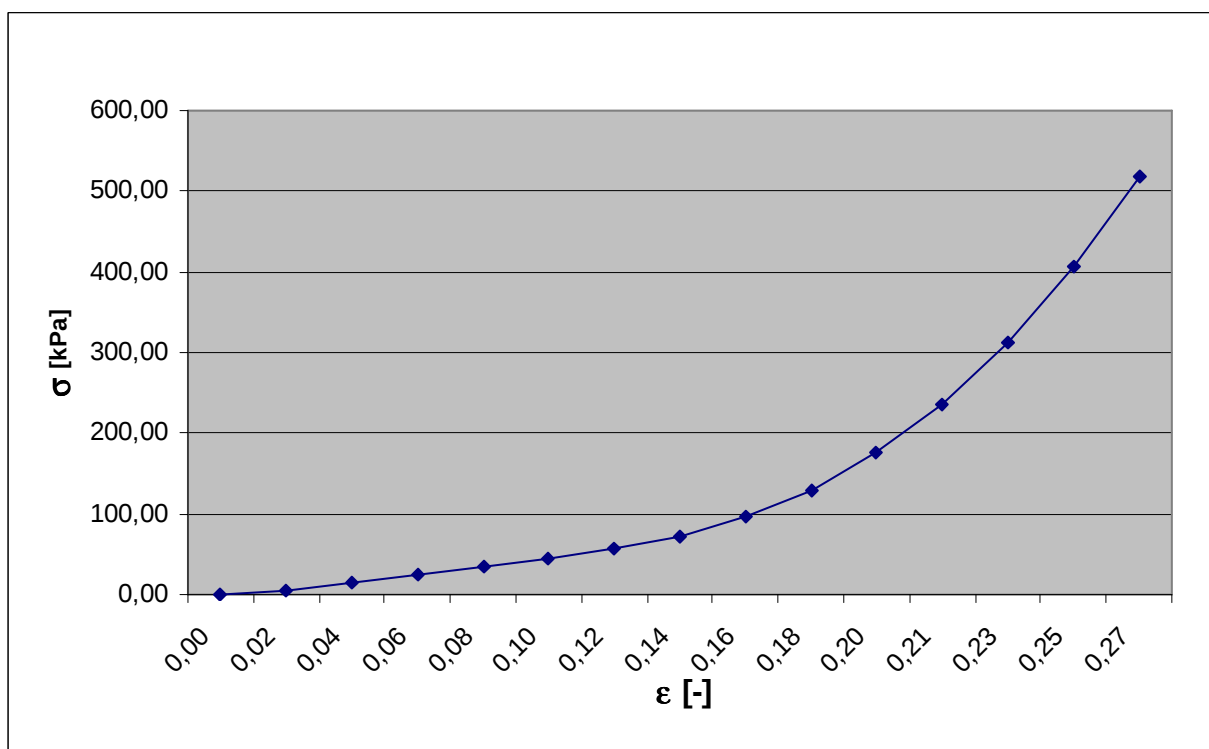
Působení okolních tkání na vnější stěnu AAA je obtížně parametrizovatelné, je však možné předpokládat, že by se dalo idealizovat jako tlak působící na vnější stěnu AAA. Pokud nebude uvažováno působení okolních tkání jako tlak s neznámou velikostí a rozložením, bude vypočtené napětí v cévní stěně vyšší. Takový postup je konzervativní a nevnaší 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. 7.3); 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. 7.3 – okrajové podmínky

7.5 Použitý model materiálového chování

Použité materiálové konstanty pro konstitutivní model vychází z měření provedeného na ÚMTMB FSI VUT Brno. Hodnoty uvedené v obr. 7.4 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-napětíové výpočty jsou použity shodné materiálové konstanty určené použitím funkce „Curve Fitting“.



Obr. 7.4 – naměřené smluvní hodnoty napětí a přetvoření z biaxiální tahové zkoušky

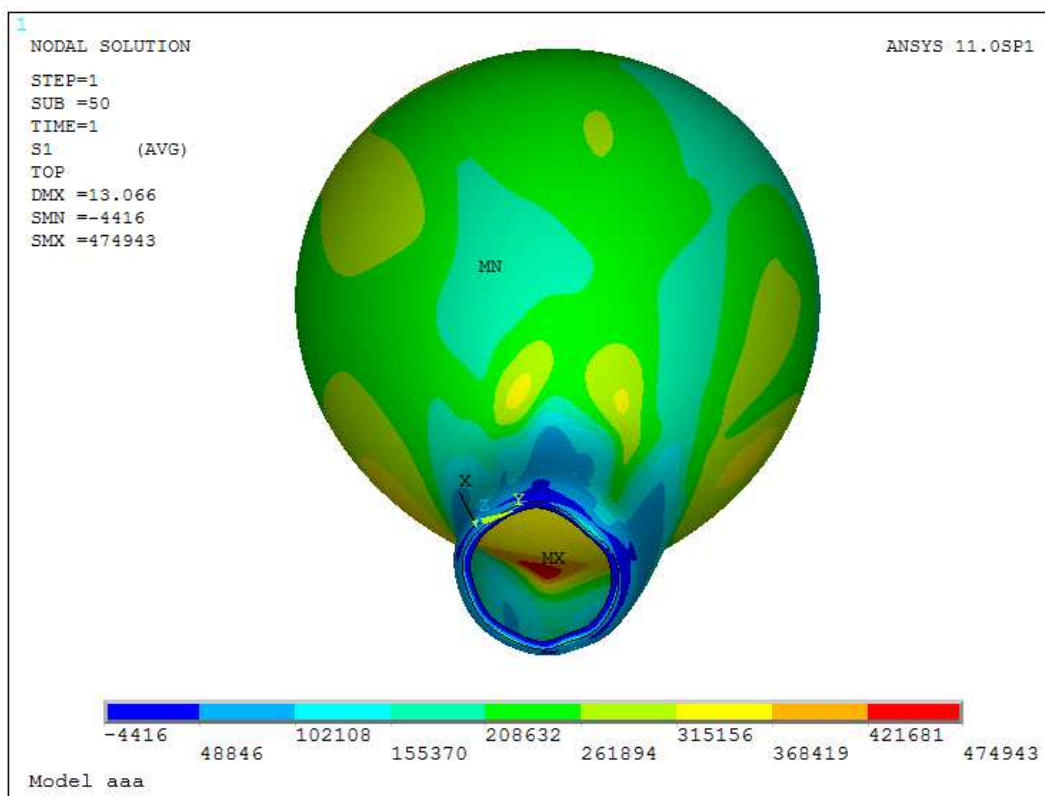
8. Výsledky výpočtového modelování

8.1 Výsledky výpočtového modelu fyziologické artérie

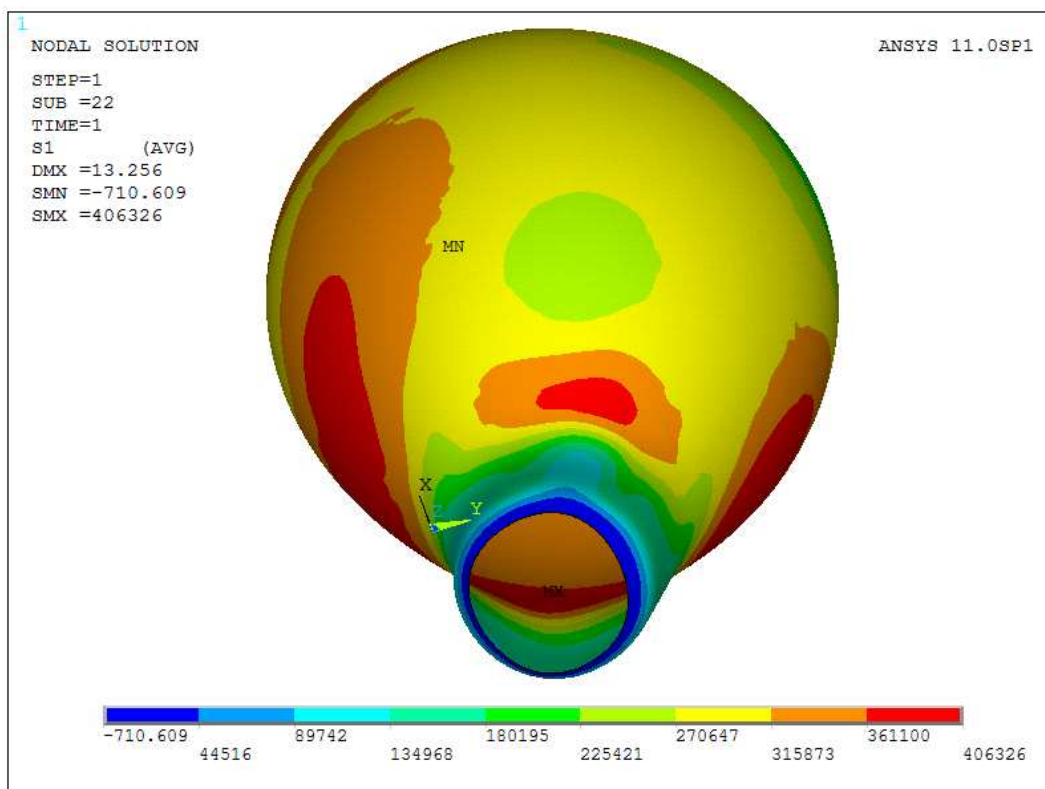
Maximální hlavní napětí dosahuje u modelu se třemi prvky po tloušťce hodnoty 94.9 kPa, při šesti prvcích po tloušťce artérie dosahuje hodnoty 98.7 kPa. Chyba vlivem diskretizace je tedy cca 4 % v případě, že je normována na hodnotu 98.7 kPa, jež je přesnější, protože je vypočtena na síti s menšími konečnými 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.

8.2 Forma prezentovaných výsledků 3D modelu AAA

Výsledky výpočtových modelů jsou prezentovány ve formě napěťových polí pro zatížení maximální hodnotou tlaku (80 mmHg = 10.666 kPa). Maximální hlavní napětí je ve všech krocích odečítáno v uzlu, v němž je na konci posledního zátěžného podkroku odečtena jeho nejvyšší hodnota.



Obr. 8.1 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]
(model z objemových prvků)

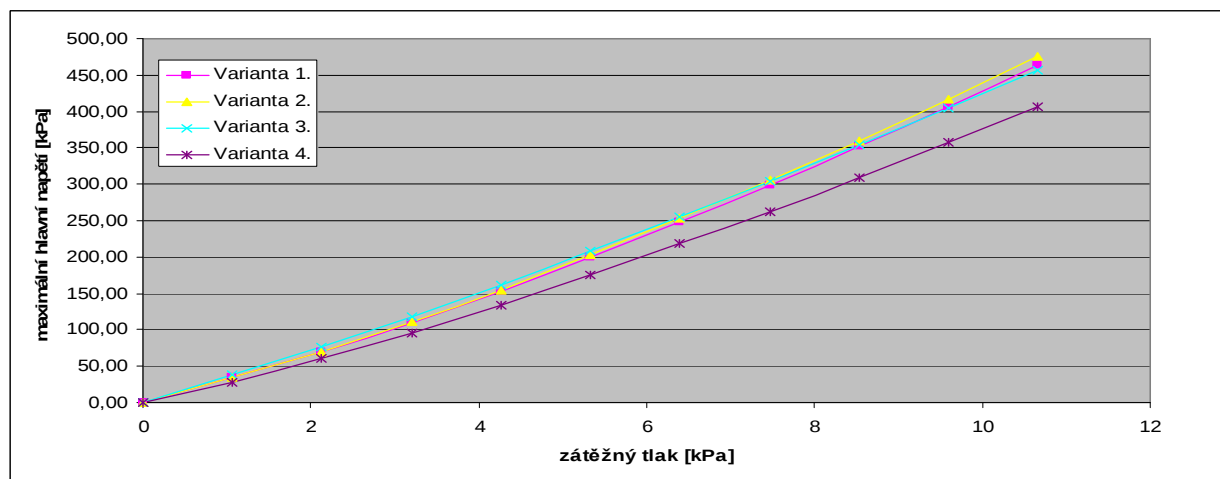


Obr. 8.2 – maximální hodnota hlavního napětí při max. zátěžném tlaku [Pa]
(model ze skořepinových prvků)

9. Vyhodnocení výsledků výpočtového modelování napjatosti v AAA

9.1 Přehled výsledků 3D výpočtových modelů AAA

Vypočtené hodnoty maximálního hlavního napětí jsou pro lepší přehlednost vyneseny do grafu v obr. 9.1, jenž představuje závislost maximálního hlavního napětí na zátěžném tlaku, jenž se rovnoměrně zvyšuje o 1.066 kPa (8 mmHg). Z obr. 9.1 je patrné, že vypočtené hodnoty maximálního hlavního napětí jsou pro varianty č. 1 až 3 téměř stejné. U modelu vytvořeného na základně 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. 9.1 – hodnoty maximálního hlavního napětí pro jednotlivé varianty segmentace

varianta č.	typ konečný prvků	segmentace 3D geometrie
1	objemové	podrobná
2	objemové	podrobná
3	skořepinové	podrobná
4	skořepinové	zjednodušená

Tab. 9.1 – přehled 3D výpočtových modelů

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 beznapěťovou, 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 HMM 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.

9.2 Postup vyhodnocení a způsob hodnocení výsledků

Pro vylepšení hodnocení napjatosti byl navržen postup zatěžování popsáný v podkapitole 7.4. 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. 8.1, 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. 9.2 plyne, že tato napětí v AAA jsou cca pětikrát větší pro podrobně segmentované modely (varianty č. 1 až 3) než napětí v odpovídající zdravé (intaktní) aortě. V tab. 9.2 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 9.1. 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. 9.2 – 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. 9.2., rozdíl nepřesahuje cca 12 %.

9.3 Diskuse výsledků

- Z velikosti posunutí je možné posoudit, zda je jeho hodnota reálná, tedy fyziologicky možná, nebo zda jde hodnotu příliš velkou. 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.

10. 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.
- Zahnutí vlivu kalcifikací na úrovni 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.

11. 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 9 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.

12. 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] Platzter, 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. Stergiopulos, 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.