



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

VLIV PŘÍTOMNOSTI PÁTEŘE NA NAPJATOST ANEURYSMATU BŘIŠNÍ AORTY

EFFECT OF SPINE ON STRESSES IN ABDOMINAL AORTIC ANEURYSM

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Lisický

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.

BRNO 2018

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Bc. Ondřej Lisický
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.
Akademický rok:	2017/18

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

Vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu břišní aorty

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Aneurysma neboli výduť břišní aorty je nebezpečné onemocnění, protože hrozí rupturou této největší lidské tepny a vykrvácením pacienta. O tom zda aneurysma praskne rozhoduje zda napětí v něm dosáhne meze pevnosti stěny. Napjatost se určuje pomocí MKP. Cílem práce je vyšetřit vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu břišní aorty, protože obratle jsou mnohem tužší než tepna a omezují tak deformaci aneurysmatu a tím i ovlivňují napjatost v něm.

Cíle diplomové práce:

- 1) Provést rešerši současných postupů při výpočtovém modelování napjatosti v aneurysmatech břišní aorty
- 2) Vyšetřit vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu na idealizovaných modelech
- 3) Vyšetřit vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu na reálných modelech geometrie

Seznam doporučené literatury:

McGLOUGHLIN T.M. and DOYLE B.J. 2010. New approaches to abdominal aortic aneurysm rupture risk assessment: Engineering insights with clinical Gain. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.*, 30,1687-1694

SPEELMAN L., BOSBOOM E.M.H., SCHURINK G.W.H., BUTH J., BREEUWER M., JACOBS M.J. and van de VOSSE F.N. 2009. Initial stress and nonlinear material behavior in patient-specific AAA wall stress analysis. *J Biomech.* 42,1713-1719.

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

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá deformačně napětovou analýzou aneurysmatu břišní aorty (AAA) a možností ovlivnění napjatosti při uvažování páteře do výpočtového modelu. Využívá se jednak idealizované geometrie, jednak specifické geometrie deseti pacientů získané ze snímků počítačové tomografie (CT-A). Pro popis chování tkáně stěny AAA a intraluminálního trombu (ILT) bylo využito modelů hyperelastických konstitutivních vztahů. Lepší věrohodnost výsledků byla zajištěna výpočtovou rekonstrukcí nezatíženého stavu geometrie, která se oproti nasnímané konfiguraci mnohdy významně liší kvůli zatížení krevním tlakem při CT snímkování. Statistická analýza byla využita pro zhodnocení dosažených výsledků. Nejvýraznější navýšení maxima napětí na stěně (PWS) bylo 81 %.

Abstract

This thesis deals with stress strain analysis of an aortic abdominal aneurysm (AAA) and the influence of its contact with the spine on the extreme wall stress. The influence was tested on the idealized geometry, as well as on ten patient specific geometries obtained from computer tomography (CT-A) scans. Hyperelastic constitutive models were used for the AAA wall and intraluminal thrombus (ILT) tissue description. The prestress algorithm was used for reconstruction of the unloaded geometry to get more trustworthy results against the geometry from CT which was obtained under the blood pressure. Statistical analysis was used for the results evaluation. The maximal increase of peak wall stress was as high as 81 %.

Klíčová slova:

Aneurysma břišní aorty, intraluminální trombus, páteř, obratel, meziobratlová ploténka, metoda konečných prvků

Keywords:

Abdominal aortic aneurysm, intraluminal thrombus, spine, backbone, vertebra, intervertebral disc, finite element method

LISICKÝ, O. *Vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu břišní aorty*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 73 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a že všechny literární zdroje jsem správně a úplně citoval. Diplomová práce je z hlediska obsahu majetkem Fakulty strojní VUT v Brně a může být využita ke komerčním účelům jen se souhlasem vedoucího práce a děkana FSI VUT.

.....

Podpis studenta

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu práce panu Ing. Stanislavu Polzerovi, Ph.D. a také konzultantovi prof. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za jejich vstřícný přístup a ochotu. Dále děkuji Ing. Václavovi Hružovi, Ph.D. za jeho cenné rady v oboru. V neposlední řadě děkuji i své rodině a přítelkyni za jejich podporu.

Obsah

1	Úvod	13
2	Popis problémové situace	15
2.1	Formulace problému	15
2.2	Cíle práce	15
2.3	Systém podstatných veličin.....	15
3	Lékařské minimum	18
3.1	Soustava srdečně-cévní	18
3.1.1	Srdce.....	18
3.1.2	Krevní tlak.....	19
3.1.3	Krev	21
3.1.4	Cévy	21
3.1.4.1	Tunica intima	21
3.1.4.2	Tunica media	21
3.1.4.3	Tunica adventitia	22
3.1.5	Popis strukturních komponent stěny	22
3.1.5.1	Kolagen.....	22
3.1.5.2	Elastin	24
3.1.5.3	Buňky hladkého svalstva	24
3.1.6	Aorta.....	24
3.1.7	Výduť břišní aorty	25
3.2	Výduť (aneurysma).....	26
3.2.1	Intraluminální trombus (ILT)	28
3.2.1.1	Vrstvené ILT.....	28
3.3	Páteř	30
3.3.1	Obratel.....	30
3.3.2	Spojení obratlů	31
3.3.2.1	Meziobratlová ploténka	31
3.3.2.2	Vazy.....	31
3.3.3	Mechanické vlastnosti tkání páteře	32
3.4	Vliv okolních tkání na AAA.....	32
4	Základy teorie konečných deformací	35
4.1	Tenzory deformace	35
4.1.1	Tenzor deformačního gradientu	35
4.1.2	Pravý Cauchy-Greenův tenzor deformace	36
4.1.3	Green-Lagrangeův tenzor přetvoření	36

4.1.4	Almansi-Hamelův tenzor přetvoření	37
4.1.5	Cauchyho (logaritmický) tenzor přetvoření	37
4.2	Tenzory napětí	38
4.2.1	Cauchyho tenzor skutečných napětí	38
4.2.2	První Piola-Kirchhoffův tenzor napětí	38
4.2.3	Druhý Piola-Kirchhoffův tenzor napětí.....	38
4.3	Hyperelasticita	38
4.3.1	Izotropní modely	39
4.3.1.1	Polynomy Mooney-Rivlin	39
4.3.1.2	Redukovaný polynom-model Yeoh.....	39
4.3.1.3	Redukovaný polynom-model Ogden.....	40
4.3.1.4	Arruda-Boyce	40
4.3.2	Ortotropní modely	40
4.3.2.1	Exponenciální model-Fung.....	40
5	Výpočtový model	41
5.1	Idealizovaný model geometrie.....	41
5.2	Specifický model geometrie AAA pacientů	41
5.3	Nezatížená geometrie AAA	42
5.4	Geometrie páteře	44
5.5	Model materiálu	45
5.5.1	Stěna AAA	45
5.5.2	ILT.....	46
5.5.3	Obratel a ploténka	47
5.6	Okrajové podmínky	47
5.7	Diskretizace	48
5.7.1	Konvergence sítě.....	50
6	Výsledky	51
6.1	Idealizovaný model	51
6.2	Specifický model pacienta	52
7	Diskuse	58
7.1	Idealizovaný model.....	58
7.2	Specifický model pacienta	58
7.3	Omezení práce	59
8	Závěr.....	60
	Použitá literatura.....	61
	Seznam použitých zkratk	71

Seznam obrázků.....	72
---------------------	----

1 Úvod

Onemocnění cévní soustavy se v posledních letech stává důvodem závažných problémů a nejčastější příčinou úmrtí. Lze jej nazvat civilizační chorobou. Postižení jsou muži i ženy vyššího věku, ale stále dochází ke snižování této hranice. Za nejčastější a nejnámější příčinu lze považovat srdeční infarkt, avšak dochází také k velmi častému úmrtí u pacientů, kteří jsou postiženi výdutí břišní aorty (AAA). Aortální výduť, definovaná jako zvětšení průměru aorty o více než 50 %, se vyskytuje i na hrudní části aorty, ale nejčastěji na její břišní části. Výskyt tepenných výdutí je ovšem zaznamenán i na ilických odbočkách nebo tepnách zásobujících mozek. Při ruptuře AAA dochází k velké ztrátě krve pacienta a jen urgentní chirurgický zákrok mu dává šanci na přežití.

U mužů okolo 60 let narůstá počet případů, kde je ruptura AAA příčinou smrti. Diagnostikované AAA lze ošetřit endovaskulárně nebo chirurgicky a tím předejít možnosti ruptury. Nicméně riziko úmrtí při narkóze u těchto pacientů je nezanedbatelné a chirurgové jej musí brát v úvahu. V dnešní době jsou sestavena kritéria pro předejití nutnosti chirurgického zákroku. Hodnotí se průměr aneurysmatu, který nesmí překročit 5 cm u žen a 5.5 cm u mužů, nebo nesmí překročit nárůst 0.5-1 cm za rok. Dochází ovšem poměrně často k ruptuře u aneurysmat, která nespadała do onoho kritéria, a také k opačnému jevu, kdy AAA u pacienta překročilo významně danou hodnotu, ovšem bez ruptury.

Výpočtové modelování AAA se v poslední době stalo důležitým nástrojem pro hodnocení rizika ruptury. Využití biomechanických modelů získaných ze zobrazovacích metod a zkoušek tkání vede ve spolupráci s klinickými výzkumy ke zpřesňování dosažených výsledků. Střední hodnoty naměřených materiálových charakteristik jednotlivých pacientů se používají pro definici modelů konstitutivních vztahů. Modely geometrie jsou založeny nejčastěji na snímcích počítačové tomografie – angiografie (CT-A) konkrétních pacientů, které jsou zaznamenány při zatížení krevním tlakem. Nezatížený stav modelu je hledán na základě znalosti středního arteriálního tlaku (mean arterial pressure-MAP). Vlivem materiálové nelinearity dochází ke značnému zvýšení gradientu napětí na stěně AAA, který bývá redukován využitím zbytkové napjatosti. Extrémní hodnoty napětí jsou určovány pod zatížením MAP nebo při uvažování vysoké hodnoty systolického tlaku. Intraluminální trombus (ILT), jehož přítomnost byla zjištěna u většiny AAA, se vytváří na stěně AAA a jeho různé dopady na napjatost stěny bývají uvažovány do výpočtových modelů.

Velmi malá pozornost je ale věnována ve výpočtových modelech vlivu okolních tkání. V lidském těle je AAA téměř ze všech stran v kontaktu s okolní tkání, což může ovlivňovat deformaci. Nejdůležitějším orgánem, který kopíruje téměř po celé délce aortu, je páteř. Tuhostí tkáně páteř výrazně přesahuje tuhost tkáně AAA a bylo ukázáno, že významně ovlivňuje tvar AAA. Přestože světová vědecká literatury se modelování napjatosti v AAA věnuje již desítky let, vliv páteře nebyl

dosud vyšetřen u specifického modelu pacienta AAA[31], což vede k vytvoření této práce.

2 Popis problémové situace

Výduť břišní aorty je závažné onemocnění. Vyskytuje se u pacientů ve vyšším věku a je způsobeno mnoha faktory. Rupturou výdutě může dojít bez rychlého ošetření pacienta k jeho vykrvácení. Současným kritériem pro chirurgický zásah je průměr výdutě přesahující 5.5 cm (5 cm u žen). Výpočtové modelování výdutě břišního aneurysmatu (AAA) probíhá ve světě již dlouho a má potenciál se stát součástí hodnocení rizika ruptury. Aorta kopíruje v celé své délce páteř, proto je důležité vyšetřit její příspěvek k napjatosti AAA.

2.1 Formulace problému

Pro zjištění napjatosti v AAA se dominantně využívá metoda konečných prvků (MKP). Do výpočtových modelů již bylo zahrnuto mnoho faktorů, ovlivňujících napjatost. Ve většině případů se jedná o analýzu napjatosti modelů, získaných od konkrétních pacientů z CT-A snímků. Vliv okolních tkání, které mohou být v kontaktu s AAA, nebyl s ohledem na konkrétní model geometrie pacientů stále vyšetřen.

2.2 Cíle práce

- provést rešerši současných postupů při výpočtovém modelování napjatosti v aneurysmatech břišních
- vyšetřit vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu na idealizovaných modelech
- vyšetřit vliv přítomnosti páteře na napjatost aneurysmatu na reálných modelech geometrie pacientů

2.3 Systém podstatných veličin

Objektem zájmu diplomové práce je břišní aorta s výdutí.

Okolí objektu

- Okolí objektu tvoří orgány, které obklopují AAA v mnoha pozicích. Významným orgánem pro tuto práci je uvažována páteř.

Topologie a geometrie objektu

- Topologií uvažujeme celkové uspořádání výdutě v břišní dutině, kde je obklopena ostatními orgány břišní dutiny a připojena na proximálním konci ke zdravé břišní aortě a na distálním konci obvykle ke dvojici kyčelních tepen za aortální bifurkací.
- Výduť je nepravidelný geometrický útvar, jehož tvar je pro napjatost podstatný. Bude v práci použit jednak jako silně zjednodušený (idealizovaný), jednak jako reálný, zjištěný pomocí CT-A s výjimkou tloušťky stěny, pro jejíž určení rozlišovací schopnost metody nestačí.

Podstatné vazby objektu s okolím

- AAA je spojeno se suprarenální částí zdravé aorty, s ilickými tepnami a prostřednictvím poddajného vaziva je adventitia také vázána k dalším okolním orgánům. U páteře dochází k přímému kontaktu, navíc je podstatně tužší než ostatní okolní orgány, které jsou právě z důvodu tuhosti tkáně pro práci zanedbány.

Aktivace objektu z okolí

- Objekt je aktivován prouděním krve, jež kromě deformace aktivuje fyziologické a remodelační procesy ve stěně. Proudění není ovšem v práci uvažováno a dynamické účinky jsou nahrazeny statickou hodnotou krevního tlaku, konstantní na celém vnitřním povrchu.

Ovlivňování objektu z okolí

- Objekt je ovlivňován teplotou okolí, ve kterém se nachází. V práci je uvažována konstantní teplota, jež může vnést do výsledků chyby, ovšem mechanické vlastnosti získávané z tkání bývají měřeny při odpovídající teplotě lidského těla.
- Špatné prokrvení výdutě vede ke zhoršení mechanických vlastností její stěny.
- Objekt je dále aktivován biochemickými procesy (aterosklerotický plát, cholesterol, ...), ale i mnoha dalšími procesy lidského těla.

Vlastnosti prvků struktury objektu

- Je nutno zavést velké deformace, pomocí kterých můžeme definovat modely hyperelastických vztahů, využitých pro popis mechanických vlastností objektu.

Procesy na objektu a jeho stavu

- Deformace výdutě v různých zatěžovacích stavech daných hlavně kolísáním tlaku krve. V práci je uvažována pouze deterministická hodnota MAP.
- Remodelace tkáně stěny AAA, vyvolávající strukturální změny na objektu, např. nárůst kolagenních vláken (vyztužení stěny).
- Remodelace ILT, způsobující, že se jeho vlastnosti mění v čase.
- Rozpad elastinu, tvorba kolagenu a další fyziologické procesy, oba tyto procesy mění složení a strukturu (stav) tkáně.
- Odumírání buněk stěny v důsledku hypoxie.

Projevy objektu

- Pulzující deformace podle měnícího se tlaku krve.
- Postupné natahování původně zvlněných kolagenních vláken při deformaci, zjistitelné histologicky, které způsobuje deformační zpevnění tkáně.

Důsledky projevů objektu

- V důsledku deformace vzniká napjatost ve stěně, při přesáhnutí mezních hodnot napětí (pevnosti stěny), dochází k ruptuře stěny s důsledkem tepenného krvácení do břišní dutiny.

Jedinou metodou pro řešení deformačně-napětových stavů obecných těles, kterou jsme se ve specializaci naučili, je metoda konečných prvků. Ani v literatuře jsem se s jinou nesešel. Vybíral jsem tedy z jednoprvkové množiny použitelných metod.

3 Lékařské minimum

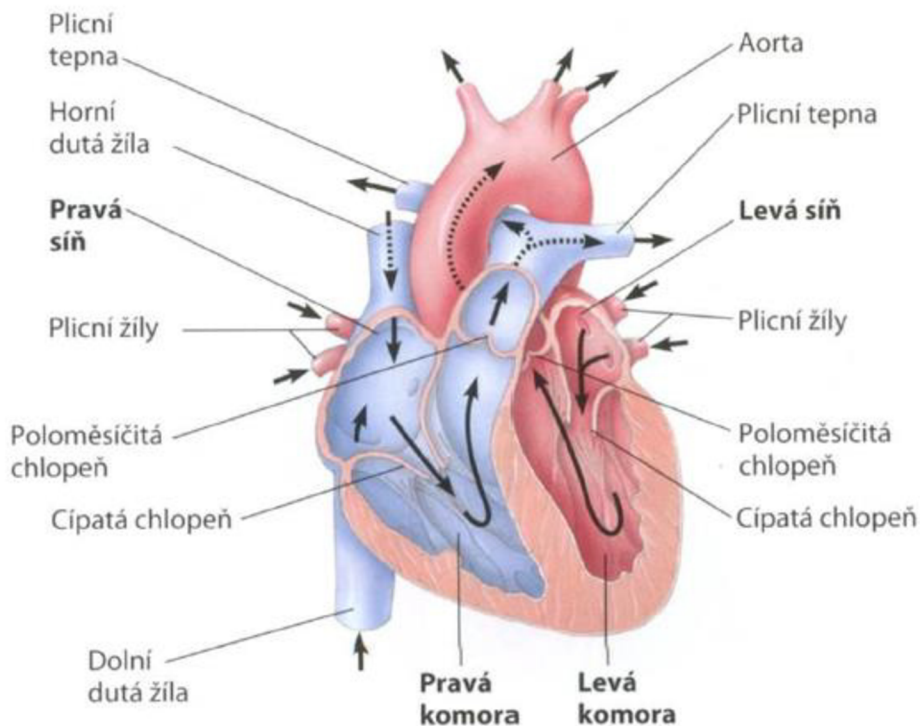
Bez základních znalostí anatomie člověka by nebylo možné vyšetřit vliv okolních tkání na napjatost výdutě břišní aorty (AAA). Proto byla provedena rešerše lékařské literatury, jejímž cílem bylo získat přehled o termínech a funkcích jednotlivých částí srdeční cévní soustavy a vybraných okolních tkání.

3.1 Soustava srdečně-cévní

Soustava srdečně-cévní je tvořena dvěma díly. Hlavním dílem cor – srdce, které je ústředním orgánem, a periferní oddíl – cirkulační systém, jenž tvoří tepny, žíly a mízní cévy. [1][2]

3.1.1 Srdce

Srdce je příčně pruhovaný dutý sval, uložený ve vazivovém vaku tzv. osrdečník. Srdce je rozděleno na pravou a levou polovinu. Každá polovina je ještě rozdělena na předsíň a komoru (viz Obrázek 1), které jsou vybaveny chlopněmi zabraňující zpětnému proudění krve. Z hlediska funkce na něj lze pohlížet jako na dvojité čerpadlo. [1][2]



Obrázek 1: Schéma řezu srdcem. Převzato z [3]

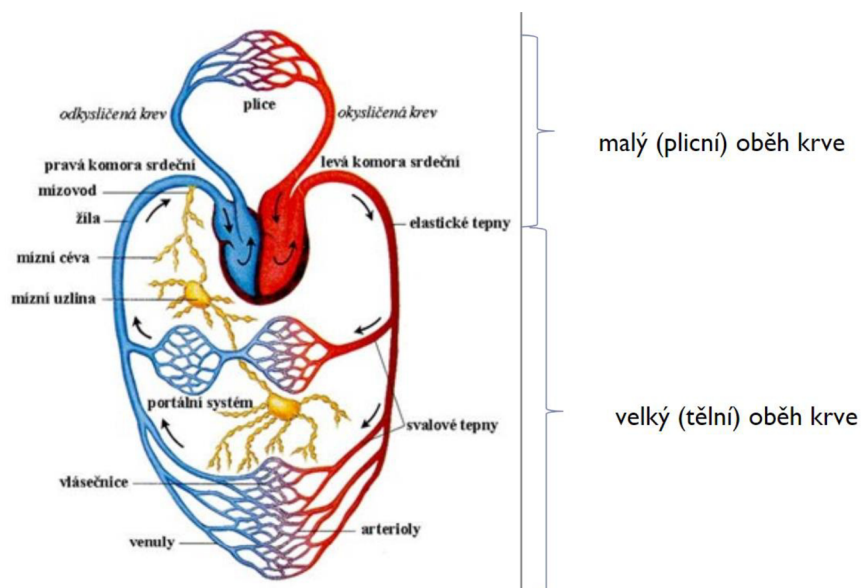
Srdce, jež svými rytmickými stahy způsobuje pohyb krve, je propojeno do uzavřené cévní soustavy. Rozlišujeme dva oběhové okruhy:

a). Malý oběh (plicní)

Oběh začíná z pravé komory srdce, která vypuzuje krev do plicního kmene. Tento kmen je rozdělen na tepnu pro pravou a levou plíci. V plicích dochází k okysličování krve, která je následně přiváděna do levé plicní síně. [1][2]

b). Velký tělní oběh (systémový oběh)

Okysličená krev je vypuzována z levé komory do aorty, která ji dále rozvádí do tělních tepen. Žilním systémem se odkysličená krev vrací do pravé plicní síně. Tato funkce je nazývána tzv. Vnitřním dýcháním a dochází k výměně plynů, živin, aj. [1][2]



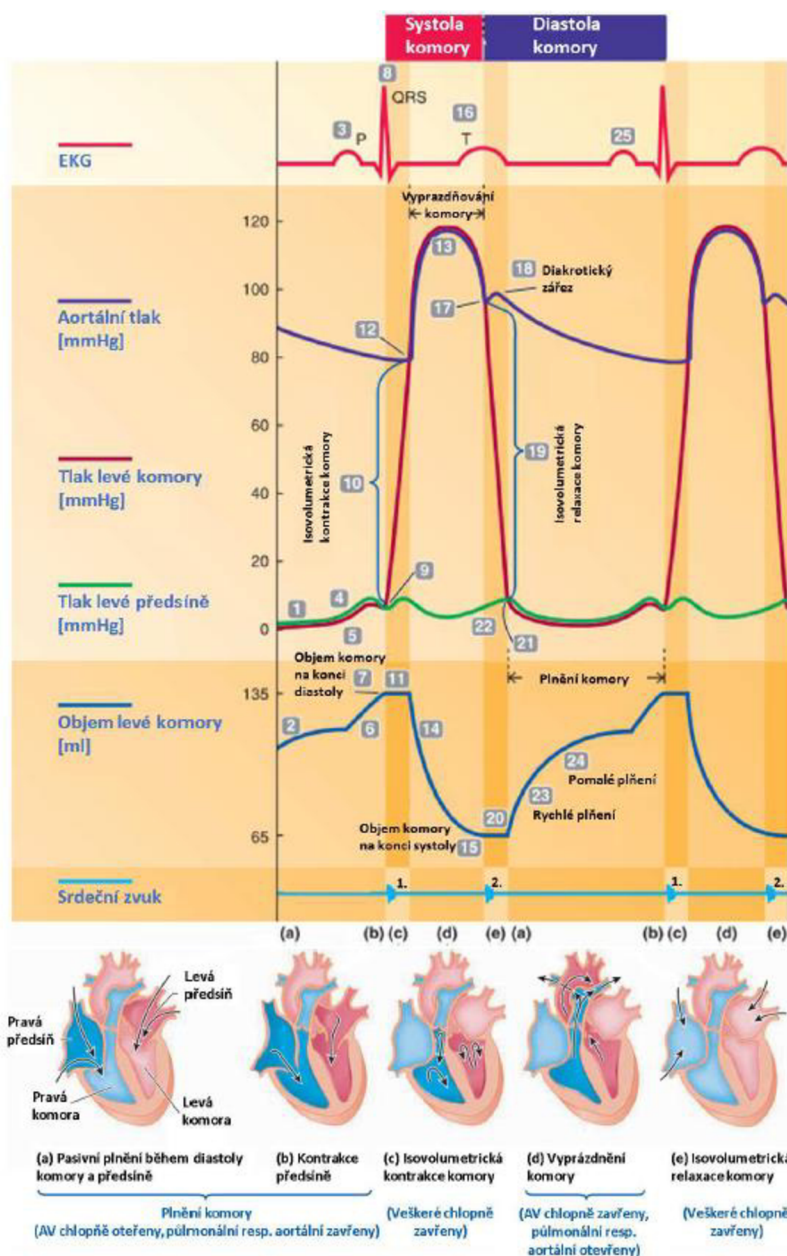
Obrázek 2: Schéma malého (plicního) a velkého (tělního) oběhu lidského těla. Převzato z [1]

3.1.2 Krevní tlak

Srdeční cyklus lze rozdělit podle jeho periodického střídání na systoly srdce (kontrakce a vyprazdňování) a diastoly srdce (ochabnutí a plnění). Tento cyklus se liší podle zdravotního stavu, věku, trénovanosti a fyzické zátěže jedince, ale v klidu se průměrně jedná přibližně o 70 cyklů za minutu. [1][2]

Z hlediska mechanické energie dochází při opouštění krve ze srdce k největším změnám. Velikost této energie je úměrná krevnímu tlaku. Tím je označena tlaková síla působící na plošnou jednotku cévní stěny.

Hodnota krevního tlaku při systole a diastole bývá označována jejich poměrem. K měření krevního tlaku bývá využito například EKG (elektrokardiogram) [2][5]. Průběh měření a hodnoty naměřeného tlaku jsou k vidění (viz Obrázek 3).



Obrázek 3: Hodnoty krevního tlaku v jednotlivých fázích srdce. Převzato z [4]

Jednotka udávaná u hodnot krevního tlaku v lékařské praxi odpovídá jednotce jednoho Torr¹, přičemž platí: [1]

$$1\text{mmHg} = 1\text{Torr} \doteq 133,322\text{Pa}$$

Jak bylo již zmíněno, krevní tlak závisí na mnoha faktorech. Vysoký tlak odpovídá hodnotám $\geq 140/90$ mmHg, normální tlak přibližně 120/80 mmHg a nízký

¹ Jedná se o starou jednotku hydrostatického tlaku nazvaná podle italského přírodovědce J.E. Torricelliho. 1 Torr je roven hydrostatickému tlaku vyvolanému 1 mm sloupcem rtuti. V roce 1980 zrušena a nahrazena jednotou SI-Pascal

tlak $\leq 90/60$ mmHg. [5] Jedná se o hodnoty klidového krevního tlaku. Okamžitý krevní tlak může být znatelně nad uvedenou hodnotou vysokého tlaku.

$$SAT = \frac{1}{3}ST + \frac{2}{3}DT \quad (1)$$

Rovnice (1) vyjadřuje hodnotu středního arteriálního tlaku (MAP).

3.1.3 Krev

Jedná se o medium, kterým jsou dopravovány různé látky napříč lidským tělem. Krví je přenášen tlak na stěnu cév. Nejedná se čistě o kapalinu, ale o suspenzi² krevní plasmy a rozptýlených krevních tělísek³. Krev je složena ze 4 hlavních částí, a to červené krvinky, bílé krvinky, krevní destičky a krevní plazma. Z pohledu mechaniky se jedná o ne-newtonovskou kapalinu, která za fyziologických podmínek proudí ve většině cév laminárně. [2] Výjimkou může být například vzestupná část aorty, kde je proudění turbulentní.

3.1.4 Cévy

Strukturální vlastnosti u jednotlivých typů cév (tepny, žíly, ...) jsou určovány typem a obsahem složek, kterými jsou tvořeny. U kapilár a venul, jakožto zástupce nejmenších cév jsou tři základní vrstvy, jež budou dále popsány značně zjednodušeně. Krevní cévy jsou velmi dobře přizpůsobeny fyziologickým nárokům. Plicní arterie, tvořící nízkotlaký systém mají tenčí stěnu, než je tomu u tepen systémových (vysokotlaký systém). K rozdělení mezi velkými (elastické) a středními (svalové) arteriemi a arterioly neexistuje kritérium.[1][2][6] Jedná se o spojitý systém s řadou plynulých přechodů. [6]

Krevní cévy se obvykle skládají z následujících vrstev neboli tunik:

3.1.4.1 Tunica intima

Vnitřní povrch cév bývá obecně vystlán vrstvou endotelových buněk. Pod endotelem se nachází subendotelová⁴ vrstva řídkého vaziva, jež může obsahovat elementy hladkého svalstva. Tyto složky jeví tendenci k podélnému uspořádání.[6] Tunica intima je oddělena od tunica media pomocí tenké elastické membrány (elastica interna). Tato membrána je tvořena elastinovými vlákny. [6][8][9]

3.1.4.2 Tunica media

Od ostatních vrstev je oddělena elastickou membránou (elastica interna a elastica externa). Media se skládá převážně ze šroubovitě vinutých koncentrických vrstev hladkých svalových buněk. Mezi elementy hladkých svalových buněk se nachází proměnlivé množství elastinových a kolagenních

² Je to heterogenní směs, například jemně rozptýlené pevné látky v kapalině.

³ Bezjaderné tělíčko (krevní destička) se schopností přilnavosti a shlukování se. Podílí se na procesu zástavy krvácení a srážení krve.

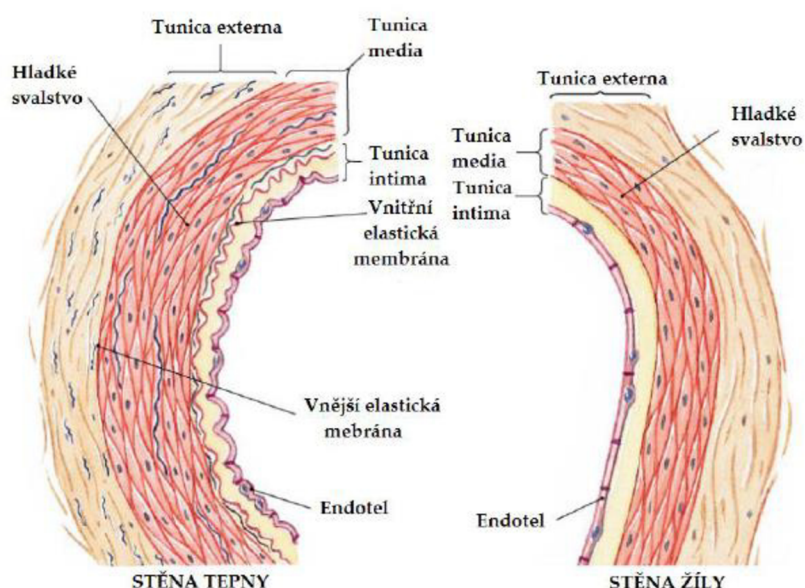
⁴ Endotel-jednovrstevný epitel (vrstva buněk) vystylající vnitřní povrch krevních i lymfatických cév a srdce.

vláken (v tepnách je dominantní kolagen typu I) spolu s proteoglykany⁵. Medium vykazuje vysokou pevnost (ovšem nižší pevnost oproti adventicii), pružnost a schopnost odolávat zatížení v podélném i obvodovém směru. Přenáší větší část fyziologického zatížení od pulzujícího krevního toku. Tyto vlastnosti jsou způsobené velkým obsahem elastinu. [6][7][8][9][10]

3.1.4.3 Tunica adventitia

Vnější vrstva stěny cév, která je v principu převážně obvodově orientovanými kolagenními (kolagen typu I). [6] Vrstva adventicie postupně přechází do vaziva orgánu, kterým céva prochází, tudíž je v přímém kontaktu s okolní tkání. [6]

U velkých cév se ve vrstvě adventicii a v zevní vrstvě medie, bohatě větví cévy cév (vasa vasorum). Jelikož jsou u těchto cév vrstvy příliš silné, nedokáží se uživit difuzí z lumen. Proto jsou vnější vrstvy zásobovány právě pomocí vasa vasorum. Nachází se hlavně v hrudní části aorty. V břišní části jejich počet výrazně klesá. [6][8][9]



Obrázek 4: Schéma vrstev stěny tepny a žíly v axiálním řezu. Převzato z [11]

3.1.5 Popis strukturních komponent stěny

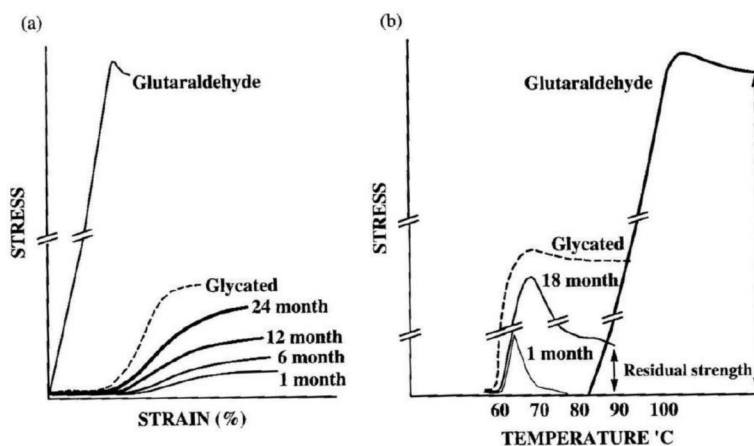
Strukturní komponenty, jež jsou obsaženy ve výše popsaných vrstvách (viz kapitola 3.1.4), je vhodné popsat z hlediska jejich mechanických vlastností. Jejich obsazení a množství výrazně určuje chování stěny cévy.

3.1.5.1 Kolagen

Objemové množství kolagenu bývá vyšetřováno pomocí histologických zkoušek. U střední vrstvy tunica media tvoří přibližně 47 % celkového objemu

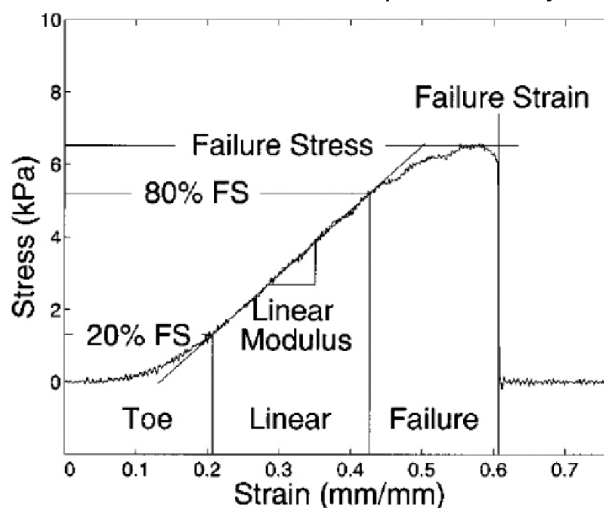
⁵ Molekuly s proteinovým jádrem. Z větší části jsou tvořeny sacharidovou vložkou.

vzorku. Bývá seskupen do vrstevnatých svazků nebo ve formě jednotlivých vláken. [7] Histologické zkoušky⁶ nejsou zatím schopny vyšetřit směrnost a zvlnění jednotlivých vláken kolagenu. Z mechanického hlediska vykazuje kolagen úzkou hysterezní smyčku, tažnost 4-10 % pevnost 90-130 MPa, modul pružnosti v tahu $E=100-2000$ MPa. Velký interval hodnot tuhosti je dán počátečním zvlněním vláken. [2]



Obrázek 5: Deformačně napěťová odezva kolagenního vlákna jako funkce času (a) a jako funkce teploty (b). Převzato z [69]

Obrázek 5 zobrazuje deformačně napěťovou odezvu kolagenního vlákna. Je zde ukázáno, že kolagenní vlákno nabude maximální tuhosti a pevnosti po více než dvou letech. Ve stěně tvoří kolagen prostorovou síť zvlněných a pokroucených vláken. Tato síť vykazuje rozdílné chování než jednotlivé vlákno (viz Obrázek 6). Lineární část (střední) popisuje chování kolagenní sítě při přenášení zatížení. V této fázi jsou vlákna napnutá. Při dosažení maxima pevnosti dojde k jejich porušení.

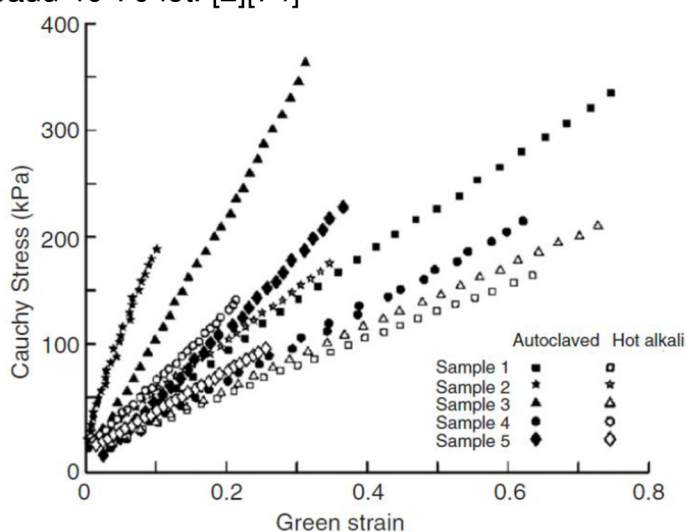


Obrázek 6: Deformačně napěťová odezva kolagenní sítě. Převzato z [73]

⁶ Histologická zkouška spadá pod vědní disciplínu, nazývanou histologie. Tato disciplína se zabývá studiem mikroskopické struktury živočišných tkání a orgánů mnohobuněčných organismů.

3.1.5.2 Elastin

Vyskytuje se ve třech základních formách. Elastinové lamely, interlaminální elastická vlákna a radiální vzpěry. Jedná se o nerozpustný skleroprotein⁷. [12] Z mechanického hlediska vykazuje velmi úzkou hysterezní smyčku, tažnost až 130 %, zanedbatelnou relaxaci a modul pružnosti $E=200-400$ kPa. Jméno je odvozeno z jeho elastických vlastností. Vykazuje lineární chování (viz Obrázek 7). Prostorové uspořádání elastinu pomáhá přenášení napětí v obvodovém i podélném směru. Produkce elastinu během vývoje v dospělosti ustává. Začíná postupně degradovat s polčasem rozpadu 40-70 let. [2][74]



Obrázek 7: Deformačně napěťová odezva elastinu. Převzato z [74]

3.1.5.3 Buňky hladkého svalstva

Složeny z jádra a cytoplazmy, přibližně eliptického tvaru. Z mechanického hlediska vykazují buňky hladkého svalstva širokou hysterezní smyčku a velmi výraznou relaxaci. Při kontrakci svalstva jsou schopny navýšit tuhost stěny až o 30 % při přetvoření do 10 % a o 10 % při přetvoření až 25 %. Jejich kontrakce a relaxace působí vzhledem k zatížení a potřebám stěny, aby byly udrženy homeostatické⁸ podmínky. [75] Modul pružnosti $E= 15-25$ kPa. [2][10]

Výše popsané vrstvy a strukturní komponenty jsou platné obecně pro tepny a žíly (podle druhu se liší strukturní obsazení). Dále bude pojednáváno konkrétně o aortě, jelikož je v primární oblasti zájmu této práce.

3.1.6 Aorta

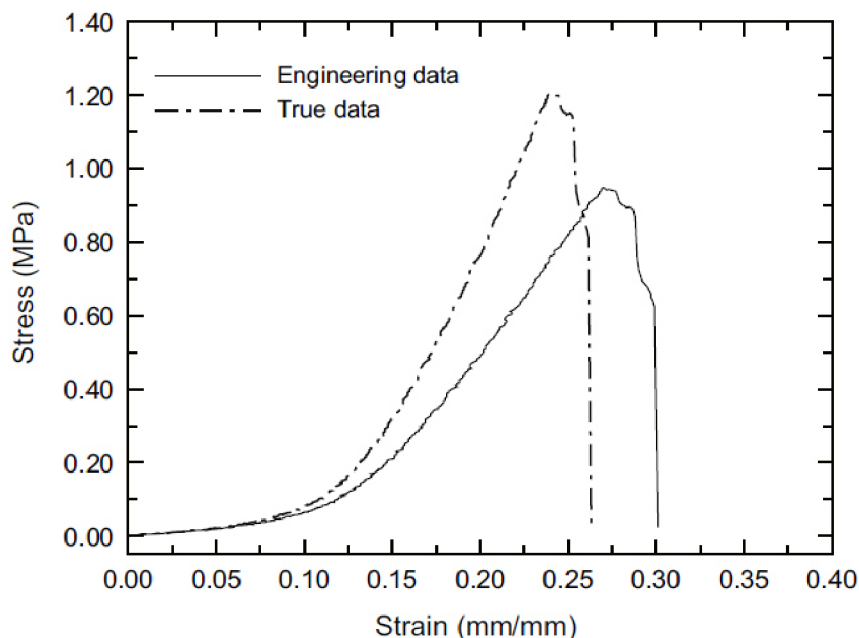
Aorta je největší cévou lidského těla a řadíme ji do elastického typu (viz kapitola 3.1.4). Jedná se o hlavní dopravní část soustavy cévní, která dopravuje krev ze srdce do všech částí těla. Z technického pohledu se jedná o kompozitní

⁷ Toto označení se používá pro jakýkoliv protein přibližně vlnitého tvaru. Opakem je globulární protein (sferoprotein). Nerozpustnost ve vodním prostředí. Často se podílí na stavbě cytoskeletu.

⁸ Homeostáze-samočinně udržování hodnoty nějaké veličiny na přibližně stejné hodnotě.

materiál. Díky vysokému podílu vody ve stěně cévy se dá považovat stěna za téměř nestlačitelný materiál.

Proces zatěžování je možno rozdělit na tři fáze, kde v první fázi dochází k zatížení elastinových vláken, jejichž chování je téměř lineární (viz kapitola 3.1.5.2). V druhé fázi se začínají zatěžovat kolagenní vlákna. Jejich struktura je v nezatíženém stavu zvlněná a postupně se jednotlivá vlákna narovnávají ve směru zatěžování (viz kapitola 3.1.5.1). [2] Deformační odezva je v druhé fázi značně nelineární. Dochází totiž k prudkému zvýšení tuhosti stěny (viz Obrázek 8), kdy se do přenášení deformace zapojují postupně narovnávající se kolagenní vlákna. Třetí fázi odpovídají téměř narovnaná kolagenní vlákna, u kterých dochází ke zpevnění s narůstajícím tahem. Stěna cévy vykazuje anizotropní a viscoelastické chování. [2][13] Deformačně-napětová charakteristika odpovídá (viz Obrázek 8), kde autor práce [14] provedl uniaxiální zkoušku vzorku tkáně. Dále je modelování aorty popsáno (viz kapitola 5).



Obrázek 8: Deformačně-napětová odezva experimentálně naměřené tkáně s porovnáním s inženýrskými daty. Autor zde vynesl naměřená data ve smluvních hodnotách a inženýrská pomocí Cauchyho napětí a logaritmického přetvoření. Převzato z [14]

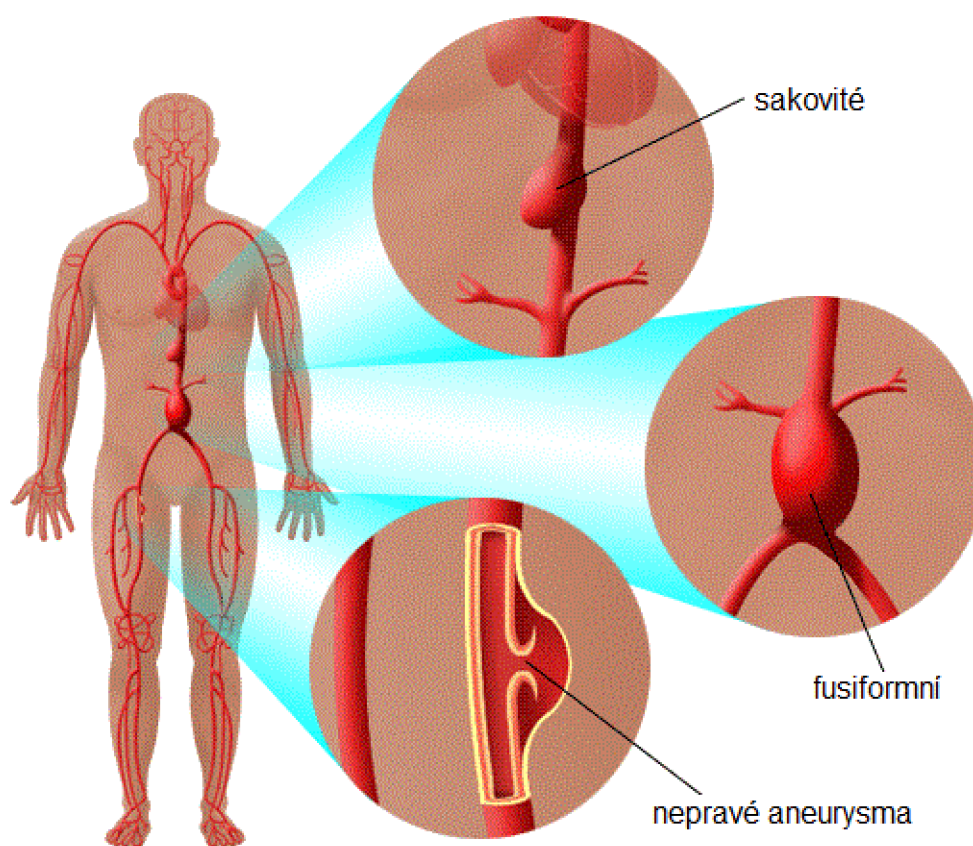
3.1.7 Výduť břišní aorty

V cévním systému dochází ke změnám v geometrii a materiálové struktuře stěny tepny, což bývá zapříčiněno vrozenými poruchami nebo stárnutím spojeným s aterosklerózou a degradací elastinu, který je nahrazován kolagenem (proces remodelace) (viz kapitola 3.1.5). Nejčastěji se postižení cévního systému projevuje zúžením až uzavřením (ateroskleróza-onemocnění intimy), výduť (onemocnění medie), porušením cévní stěny úrazem nebo porušením stěny vlivem setrvačných

sil. [13] Výduť může postihnout všechny arterie. Tato práce se zabývá výhradně výduť břišní aorty (AAA).

3.2 Výduť (aneurysma)

Jedná se o výduť tepny, jejíž průměr je oproti očekávanému stavu minimálně o 50 % větší. [17][18] Tento jev je doprovázen strukturními a funkčními změnami. Primární výskyt je zaznamenáván především u starší populace nad 55 let. Nejzávažnější faktory, které jsou připisovány na základě klinických studií jako důvod vzniku výduť, jsou pohlaví (mužská populace je náchylnější na vznik výduť), věk, kouření, vysoký krevní tlak, chronické onemocnění tepen, nadváha, zvýšený cholesterol, ale také genetické předpoklady. [17][18]



Obrázek 9: Ukázka možných typů aneurysmat. Převzato z [18]

Při vyklenutí pouze některé vrstvy se jedná o nepravou výduť, naopak při vyklenutí všech vrstev, o pravou výduť (viz Obrázek 9). Rozdělení podle různých kritérií je uvedeno (viz Tabulka 1). [17]

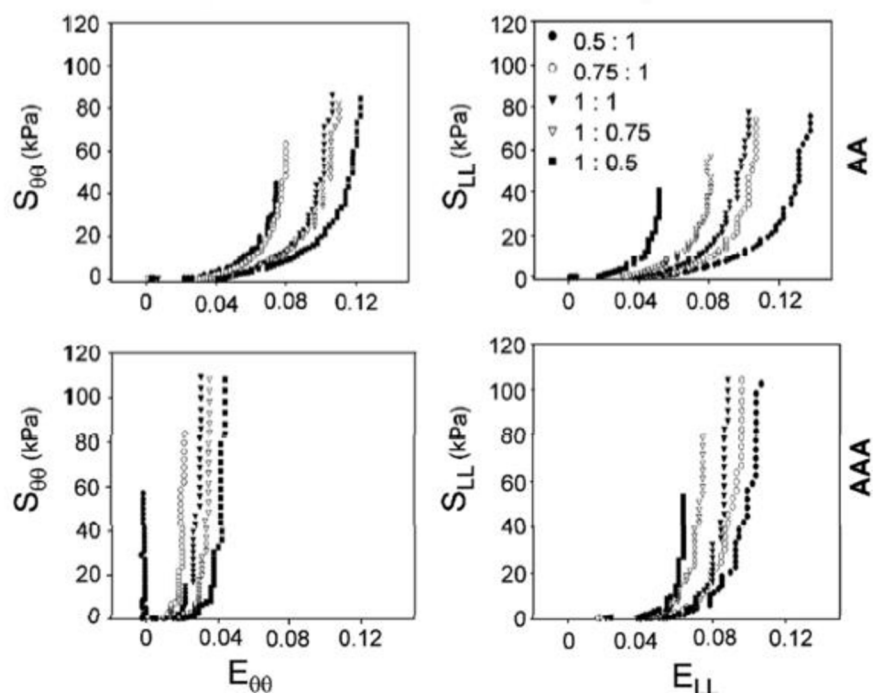
Jedinec, který je postižen tzv. asymptomatickým aneurysmatem zpočátku nepocítuje žádné problémy. AAA, které se bolestivě projevují, bývají označovány jako symptomatické. Problém nastane ve chvíli, kdy dojde k protržení stěny. Dochází k rozsáhlému vnitřnímu krvácení a rozvoji hemoragického šoku.

Tabulka 1 rozdělení aneurysmat dle [16][17]

Klasifikace aneurysmat	podle velikosti	malá (aktázie)
		velká (arteriomegalie)
	podle tvaru	fusiformní
		cylindrická
		sakovitá
		navikulární
		serpentinová
		pravá
	podle mechanismu vzniku	nepravá
		disekce (typ A, typ B)
		chronická
	podle rychlosti vzniku	akutní
		arteriosklerotická
	podle příčin vzniku	nekrotická
		infekční
		zánětlivá
		torakální (TAA)
	podle místa výskytu	abdominální(AAA)
		torakoabdominální(TAAA)
		viscerální(AVT)
cerebrální		
indraingvinální		
na horních končetinách		

Je obecně uznáváno, že AAA je degenerativní onemocnění stěny aorty. Degradace je způsobena ztrátou elastinu ve vrstvách stěny. Jak bylo již zmíněno, většinu zatěžování snáší převážně media, která přestává mít tuto vlastnost s úbytkem elastinu. Tělo není schopno elastin dotvářet. Místo něj se tvoří kolagen (princip remodelace⁹). Zatížení od krevního tlaku je přenášeno na kolagenní vlákna, která nejsou schopné přenášet velké deformace, a může dojít k ruptuře stěny. Z biaxiálních zkoušek (viz Obrázek 10) je patrné, že u postižené aorty dochází k výraznému zpevnění. [22][23][24] Tloušťka stěny se pohybuje v rozmezí 1.17-2.75 mm. Záleží na velikosti průměru a konkrétním místě. [2][52]

⁹ Remodelace tkáně, případně apoptóza buněk nastává v reakci na změny mechanického zatížení-například přetěžování, vznik a růst ateromického plátu, terapeutické zákroky. Tyto procesy začínají na úrovni jednotlivých buněk cévní stěny a jsou významně ovlivňovány mechanickými faktory.



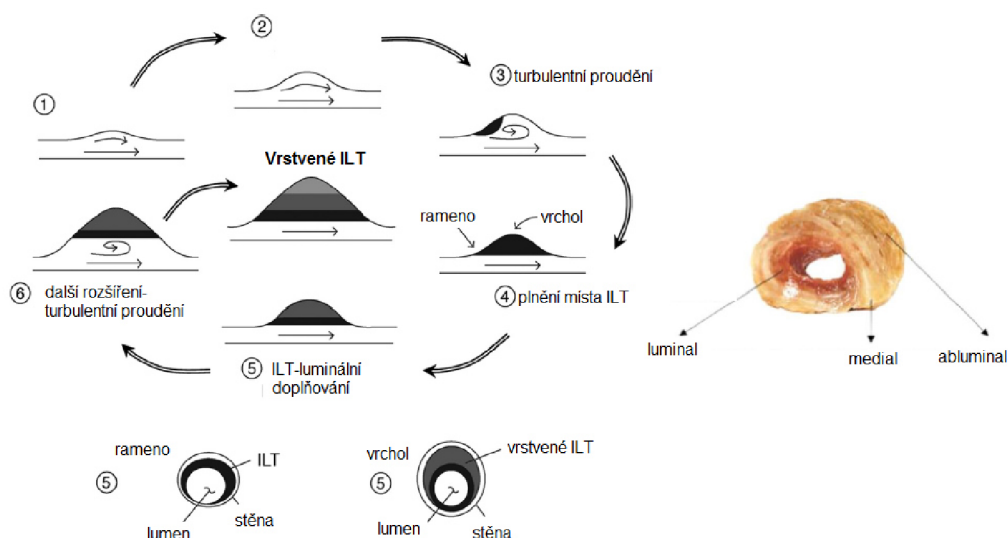
Obrázek 10: Deformačně-napěťová odezva stěny AAA při biaxiální zkoušce. $E_{\theta\theta}$ označuje obvodový směr a E_{LL} směr axiální. Převzato z [24]

3.2.1 Intraluminální trombus (ILT)

Výskyt intraluminálního trombu je zaznamenán v 75 % z celkového počtu diagnostikovaných AAA. [19] Jedná se o nepravidelnou, vysoce poddajnou masu, sestávající převážně z bílkovin a tuků. Přiléhá k vnitřní stěně intimy. Jeho vznik je připisován turbulentnímu proudění krve, které vzniká v místě výdutě. Jedná se o lokální projev, jež může mít různou tloušťku.[20] Poroelastické vlastnosti ILT částečně redukuje tlak působící přímo na stěnu.

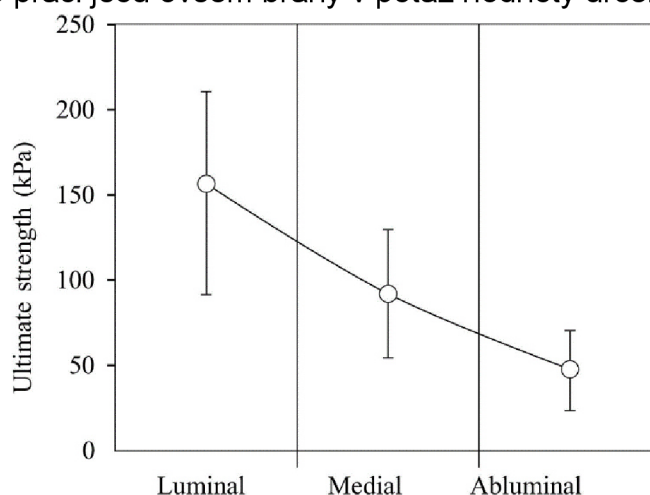
3.2.1.1 Vrstvené ILT

ILT vyskytující se v AAA se dá rozdělit do dvou základních typů. Prvním z nich je s tzv. diskretním přechodem, které se vyznačuje ostrými přechody mezi jednotlivými vrstvami, se slabou vzájemnou vazbou. Mechanické vlastnosti jsou odlišné pro každou vrstvu. Pro druhý typ je typický nepřetržitý přechod po tloušťce ILT. Vyznačuje se také silnou vazbou v radiálním směru. [20][21]



Obrázek 11: Princip vzniku ILT v AAA spolu s řezem tkání, kde lze rozlišit jednotlivé vrstvy. Upraveno z [20]

Mechanické vlastnosti ILT se mění v radiálním směru od lumenu ke stěně aorty. Tyto vlastnosti jsou děleny na tři základní vrstvy (luminal, medial, abluminal), kde každá vrstva má v zjednodušeném případě homogenní strukturu popsanou pomocí jedné hodnoty tuhosti nebo pevnosti. Podle několika mechanických zkoušek provedených na zkušebních vzorcích, vytvořených z dané vrstvy, byly určeny hodnoty tuhosti (viz Obrázek 12). [21] Zkoušky byly prováděny ve fyziologickém roztoku, při teplotě 37 °C. V mnoha případech bylo vypořazováno, že abluminální vrstva jeví nulovou tuhost. Tento jev byl vyšetřen v diplomové práci na našem ústavu. [28] V této práci jsou ovšem brány v potaz hodnoty určené ve studii. [21]



Obrázek 12: Experimentálně naměřená pevnost vzorků ILT v jednotlivých vrstvách. Převzato z [21]

Přítomnost ILT je v mnoha případech považována jako kladný jev, který chrání postiženou stěnu aorty před zatěžováním. Tento vliv je však závislý na mnoha faktorech, jako třeba stav vrstev, tloušťka, nebo porozita ILT. V některých případech

je považována hranice mezi ILT a stěnou jako možný koncentrátor napětí. [76] V každém případě je nutné brát vliv ILT v úvahu pro analýzu napjatosti AAA. [20][25][26][27]

3.3 Páteř

Páteř patří mezi nejsložitější a nejdůležitější část lidského těla. Úlohou je zajišťovat vzpřímenou pozici těla, umožňovat pohyb, přenášet zatížení a chránit míchu. Skládá se z 34 obratlů, přičemž 24 pohyblivých se dělí dále na tři oblasti: 7 krčních obratlů-cervical (C1-C7), 12 hrudních obratlů-thoracis (Th1-Th12), 5 bederních obratlů-lumbar (L1-L5). V dolní části pod L5 se nachází 5 obratlů, které jsou srostlé v křížovou kost-os sacrum (S1-S5). Páteř zakončuje kostrč-os coccygis, které je tvořena čtyřmi až pěti srostlými obratli. [35] Zásobení míchy je zajištěno pomocí arterií vedených od aorty, která kopíruje páteř přibližně od T1-L5, kde je bifurkace (viz Obrázek 13), které zásobuje dále spodní končetiny. [34] [35]

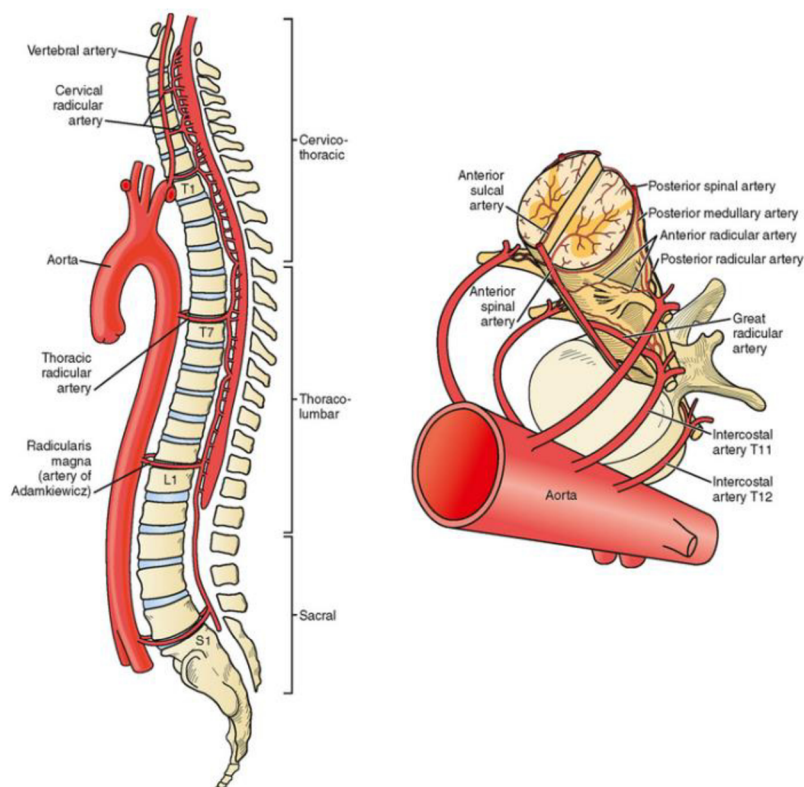
3.3.1 Obratel

Obratel (vertebra) je základním stavebním prvkem páteře. Můžeme ho rozdělit na 3 části: [34][35]

a). tělo obratle-Jedná se o cylindrickou, krátkou kost, jejíž velikost roste od krčních obratlů po bederní, jelikož zatížení páteře roste kaudálně. Tvoří nejmasivnější část a jedná se o nosnou část páteře.

b). Obratlový oblouk-Je zezadu napojený k tělu obratle. Ohraničuje páteřní kanál, kterým prochází mícha, čímž dochází k její ochraně.

c). Obratlové výběžky-Tyto výběžky jsou připojeny k oblouku a slouží k pohyblivosti páteře. Tvar jednotlivých výběžků se liší podle lokality, v níž se nacházejí. Jedná se místo svalových úpon.



Obrázek 13: Základní rozdělení páteře. Aorta přiléhá téměř celou délkou k páteři. Odbočující tepny zásobující přímo páteř. Převzato z [32]

3.3.2 Spojení obratlů

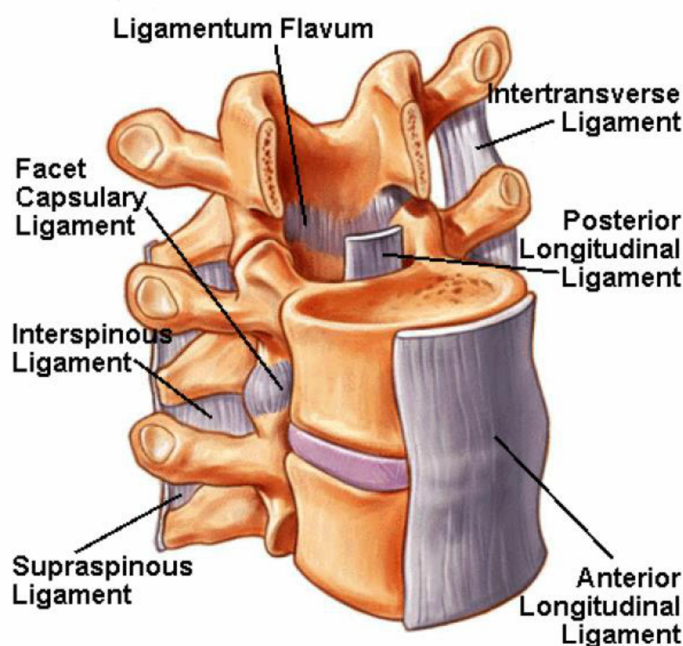
Aby byla zajištěna správná funkčnost páteře jako celku, jsou obratle spojeny pomocí meziobratlové ploténky (disci intervertebrales), meziobratlového kloubu (articulation intervertebrales) a vazů (ligamenta columnae vertebralis). [34][35]

3.3.2.1 Meziobratlová ploténka

Nachází se mezi plochami těla obratle, se kterými je ve tvarové shodě. Úkolem je tlumení rázů působících na páteř, přenášení zatížení a omezuje vzájemný pohyb mezi obratli. Ploténka se skládá z prstence, jádra a chrupavčité desky, které dosedá na horní a dolní plochu (hloubka přibližně 1 mm). Prstenec je tvořen vazivovou chrupavkou složenou ze sousedních lamel. Jádro představuje vodnatou, diskovou část, která se nachází uprostřed ploténky. [34][35]

3.3.2.2 Vazy

Funkce vazů je především mechanická. Omezují pohyb, čímž chrání míchu v oblasti kanálu a zajišťují stabilitu sousedních obratlů. Základním rozdělení je na krátké a dlouhé vazy, přičemž právě přední dlouhý vaz (Ligamentum longitudinale anterius) spojuje těla obratlů v přední části páteře (viz Obrázek 14). Může tedy dojít ke kontaktu s aortou. [34][35]



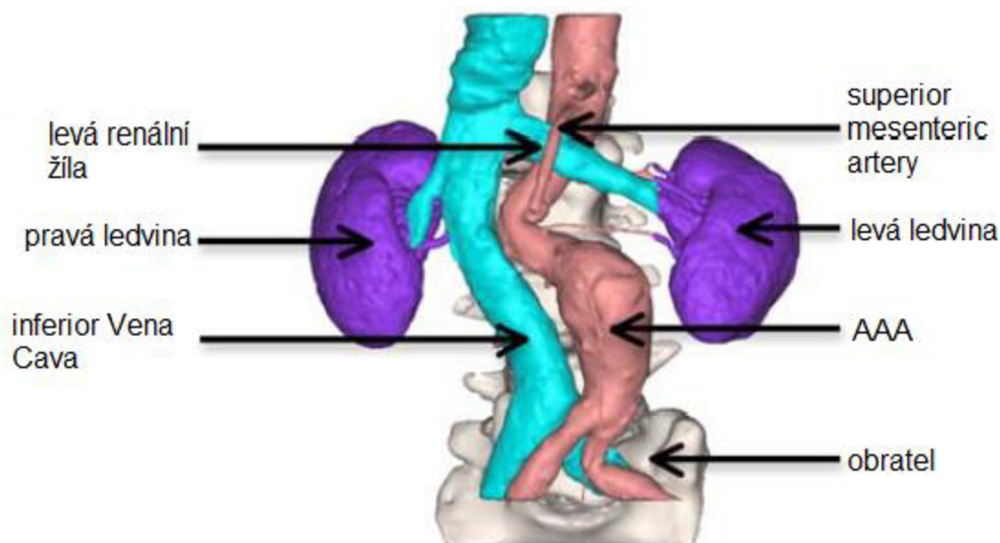
Obrázek 14: Rozložení vazů na části páteře. Převzato z [34]

3.3.3 Mechanické vlastnosti tkání páteře

Určování mechanických vlastností kostí je závislé na mnoha faktorech, které mohou ovlivnit (stav vzorku, stáří jedince, ...). V jednotlivých studiích [36]-[39][50], lze vidět velký rozptyl hodnot určujících mechanické vlastnosti ($E=100-300$ MPa pro spongiózní část kosti). Stejný problém nastává i u plotének ($E=4.2-8.4$ MPa pro prsteneček) [36]-[39][50] a vazů [36][50], kde nebyly naměřeny hodnoty Poissonova poměru μ . Pro tuto práci byl brán v potaz primárně obratel, konkrétně kortikální část kosti, která se vyznačuje vyšší pevností, a prsteneček ploténky, který může přijít do kontaktu s AAA. Vliv vazů byl zanedbán.

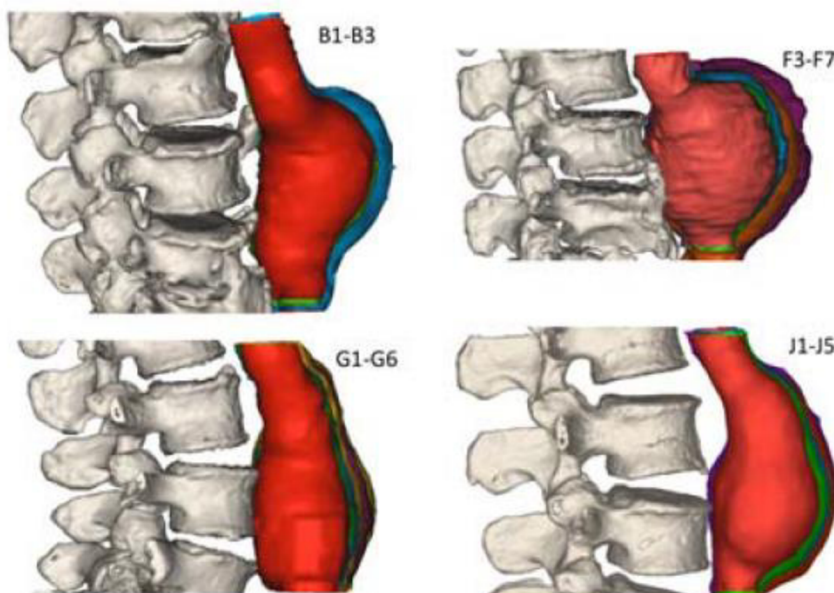
3.4 Vliv okolních tkání na AAA

Porušení břišní aorty nastane, jakmile lokální napětí překročí pevnost stěny. Jelikož se aorta nachází v okolí mnoha dalších tkání (viz Obrázek 15), může dojít k ovlivnění napětí přímou nebo zprostředkovanou (např. přes vazivovou tkáň navazující na adventicii aorty) vazbou s danou tkání. Samotná přítomnost páteře a dalších faktorů, ovlivňuje růst výdutě již od počátku. Směr růstu je anteriorní (přední), což potvrdilo několik studií. [29][31] Vliv páteře, jakožto zástupce okolních tkání, který má jednu z největších tuhostí, nebyl prozatím ve výpočtech zahrnut ani na úrovni zjednodušených modelů, ani u modelů konkrétního pacienta. Při růstu AAA dochází k omezení deformace od kontaktu páteře se stěnou. Tento vliv ovlivňuje směr růstu AAA a tím konečný stav před prasknutím. Právě omezení deformace spolu s vlivem možné koncentrace napětí v místě dotyku může způsobit výraznou změnu napjatosti. [29]



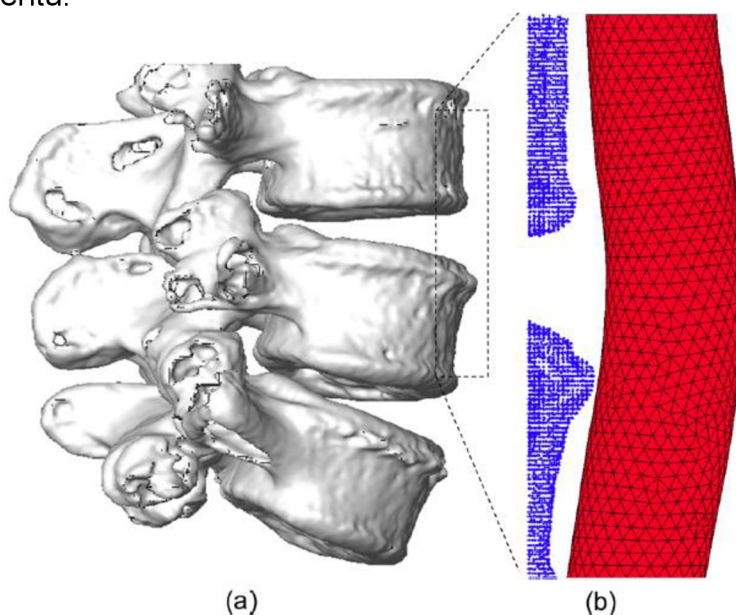
Obrázek 15: 3D model okolních tkání obklopujících AAA. Převzato z [29]

Během růstu dochází k neustálým změnám v doteku s okolím. Pro určení polohy AAA a obratle bývá využito CT snímku, které zobrazují interakci pouze v okamžiku snímání. Studie [29][31][40] potvrzují změnu zakřivení stěny AAA okolo obratle. Snímky byly vyhodnocovány u pacientů v určitém časovém intervalu. Změna tvaru páteře byla zanedbatelná. Ke kontaktu dochází bodově až plošně. Postupný růst vybraných modelů AAA je možno vidět v kontaktu s páteří (viz Obrázek 16). Růst AAA vede ke zplošťování kontaktu, což ovlivňuje obvodový tvar stěny. Přítomnost lokálního zkostnatění (kosterní výrůstek na obratli), vykazovala výraznou změnu tvaru zakřivení v posteriorním směru. [29][31]



Obrázek 16: Postupný růst AAA v předozadním směru, poukazující na tvarovou změnu, kterou způsobí vliv páteře. Na obrázku jsou zobrazeny rozdíly ve tvaru AAA u 4 pacientů (B, F, G a J). Převzato z [29]

Vliv páteře na růst AAA byl zahrnut v práci [31], kde autor využívá metodu G&R¹⁰. AAA byla v kontaktu s částí plochy obratle, kterou v modelu zahrnuli pomocí mraku bodů (viz Obrázek 17). V porovnání s modelem bez páteře bylo dokázáno, že dochází k asymetrickému růstu AAA, avšak nedochází k výraznému rozdílu u maximálního průměru AAA, ani k výraznému nárůstu maximálního lokálního napětí. Avšak, práce [40] ukázala, že při využití metody G&R [31], pro vyšetření růstu AAA s plošným kontaktem s páteří dochází k výraznému poklesu napětí. Asymetričnost růstu byla potvrzena stejně jako v práci. [32] Vliv páteře byl vyšetřen pro idealizovaný model, proto bude v této práci provedena simulace na specifické geometrii pacientů.

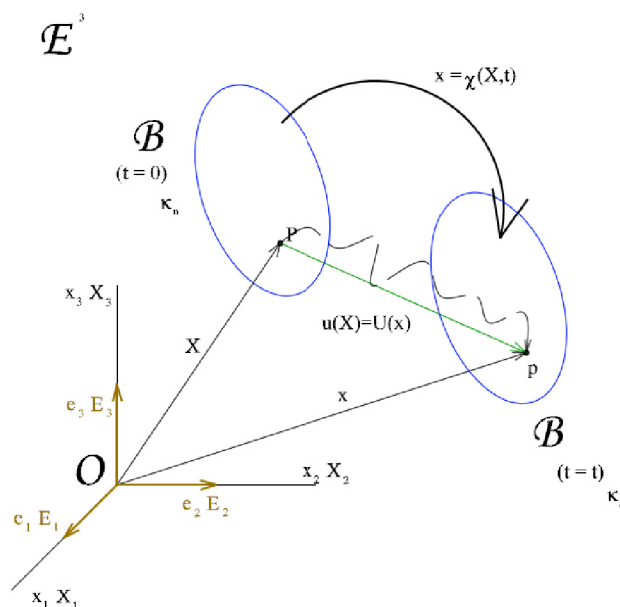


Obrázek 17: a) model páteře získaný z CT snímků, b) výpočtový model zdravé aorty v kontaktu s obratlem, který je reprezentován mrakem bodů. Převzato z [31]

¹⁰ Tato metoda je založena na lokální změně struktury modelu aorty, tak jak to odpovídá po remodelaci strukturálních komponent. Vlivem rozdílných vlastností dochází ke vzniku výdutě. Konečný stav odpovídá růstu AAA po několik let.

4 Základy teorie konečných deformací

Chování cévy neodpovídá běžně používanému předpokladu malých deformací, jako tomu je u většiny konstrukčních zařízení. V tomto případě se jedná o deformace velké, u kterých přesahuje přetvoření 1 % a může nabýt hodnot v řádu stovek procent (u cévy desítky procent). [41][42] Pro jejich popis je nutné vymezit obecnější tenzory přetvoření. Popis kinematiky velkých deformací v mechanice kontinua dělíme na dva základní přístupy – Lagrangeův a Eulerův. Tyto přístupy se liší v nezávislé proměnné, ke které jsou deformace vztahovány. Eulerův přístup uvažuje jako nezávisle proměnnou deformovanou geometrii x a jeho využití je zejména v mechanice tekutin. V mechanice těles nalézá uplatnění Lagrangeova koncepce, která uvažuje jako nezávisle proměnnou nedeformovanou geometrii X . [41][42]



Obrázek 18: Definice velkých deformací. Převzato z [46]

4.1 Tenzory deformace

4.1.1 Tensor deformačního gradientu

Tento tenzor s označením F vyjadřuje transformaci mezi zatíženou (aktuální) a nezatíženou (výchozí) geometrií a je definován vztahem: [41][42]

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \quad (2)$$

Jednotlivé složky mají význam poměrného protažení λ_{ij} . Potom je možno zapsat tenzor deformačního gradientu v obecných souřadnicích pomocí vztahu: [41][42]

$$F_{ij} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (3)$$

Tenzor deformačního gradientu obsahuje současně informaci o deformaci a posuvech tělesa. Kvůli tomuto faktu nemůže být použit pro posouzení míry přetvoření. Určením determinantu matice F_{ij} dostáváme třetí invariant J , který udává poměrnou objemovou změnu a pro hlavní směry protažení je dán vztahem: [41][42]

$$J = \lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3 \quad (4)$$

4.1.2 Právý Cauchy-Greenův tenzor deformace

Poměrné protažení λ jsou podobně jako u tenzoru deformačního gradientu F (2) využívány pro formulaci Cauchy-Greenova tenzoru deformace C_{ij} , který je dán vztahem: [41][42]

$$C_R = F^T \cdot F \quad (5)$$

Pro hlavní souřadnice tenzoru jsou na hlavní diagonále kvadráty poměrného prodloužení viz:

$$C_{ij} = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Tvarová složka měrné energie napjatosti u hyperelastických konstitutivních modelů bývá popisována prvním a druhým modifikovaným invariantem nejčastěji pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace (5). [41][42]

$$\bar{I}_1 = I_1 \cdot J^{-1/3} \quad (7) \quad \bar{I}_2 = I_2 \cdot J^{-2/3} \quad (8)$$

4.1.3 Green-Lagrangeův tenzor přetvoření

Mnoho konstitutivních vztahů vychází z Green-Lagrangeova tenzoru přetvoření E_{ij}^L , který vychází z Lagrangeova přístupu, tedy vztahuje přetvoření k nedeformované (výchozí) geometrii X s ohledem na natáčení elementu. [41][42]

$$E_{ij}^L = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \cdot \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \right] = \frac{1}{2} (\lambda_i^2 - 2) \quad (9)$$

4.1.4 Almansi-Hamelův tenzor přetvoření

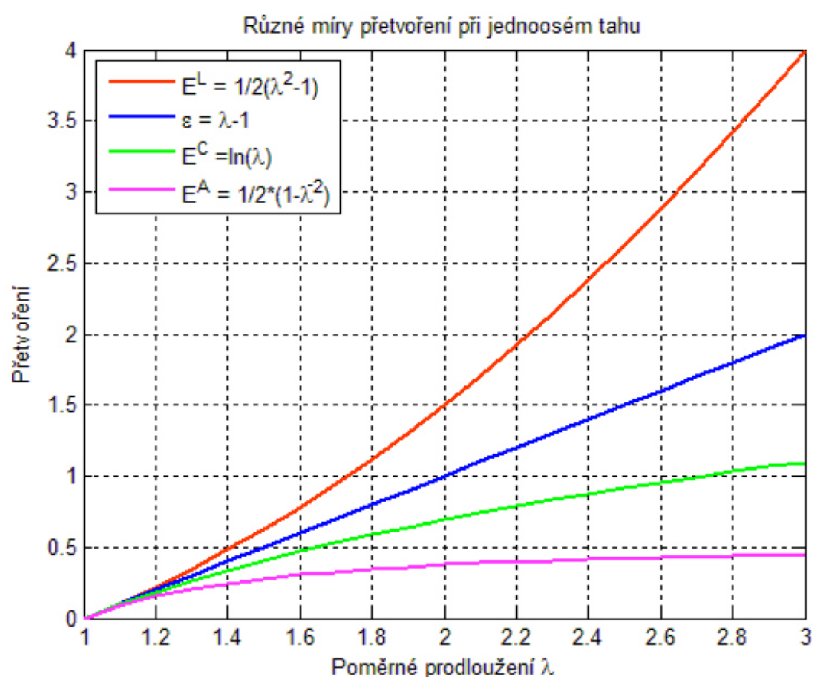
Tento tenzor vychází z Eulerova přístupu, tedy vztahuje přetvoření k deformované geometrii x . Využití zejména pro popis pohybu plynů a kapalin. [41][42]

$$E_{ij}^A = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \cdot \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right] = \frac{1}{2} (1 - \lambda_i^2) \quad (10)$$

4.1.5 Cauchyho (logaritmický) tenzor přetvoření

Nedostatky v popisu přetvoření u předchozích tenzorů způsobené vztahováním k počátečním, respektive ke konečným hodnotám geometrie, zohledňuje Cauchyho tenzor přetvoření E_i^C . Infinitezimální změna geometrie je vztahována ke geometrii aktuální. [41][42]

$$E_i^C = \ln \lambda_i \quad (11)$$



Obrázek 19: Vzájemné porovnání výše definovaných tenzorů přetvoření pro velké deformace. Převzato z [46]

U velkých deformací je zásadní, aby byl podle zvoleného způsobu popisu míry deformace (přetvoření), zvolen správný tenzor napětí. Tomuto odpovídají tenzor přetvoření a tenzor napětí, které jsou vzájemně energeticky konjugované. Aby byly tenzory energeticky konjugované, musí platit, že jejich skalární součin, přes odpovídající vztahnou geometrickou konfiguraci dává práci vnitřních sil. [41][42]

$$\partial W = \int_{V_0} S_{ij} \partial E_{ij}^L dV_0 = \int_{V_0} \sigma_{ij} \partial E_{ij}^A dV \quad (12)$$

4.2 Tenzory napětí

4.2.1 Cauchyho tenzor skutečných napětí

Tento tenzor vztahuje sílu ke skutečné (deformované) ploše. Tento tenzor je energeticky konjugovaný s Almansiho tenzorem přetvoření (10) a je dán vztahem: [41][42]

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial F_i}{\partial s_j} \quad (13)$$

4.2.2 První Piola-Kirchhoffův tenzor napětí

Tenzor odpovídá hodnotám smluvního napětí, které bývají výsledkem běžných tahových zkoušek, pokud není dáno jinak. Síla je vztažena k počáteční geometrii. Energeticky konjugovaný s Green-Lagrangovým tenzorem přetvoření (9). Je dán vztahem: [41][42]

$$\tau_{ij} = \frac{\partial F_i}{\partial S_j} \quad (14)$$

4.2.3 Druhý Piola-Kirchhoffův tenzor napětí

Jelikož je první Piola-Kirchhoffův tenzor napětí nesymetrický a je tak jeho využití v praxi značně komplikované, byl zaveden druhý Piola-Kirchhoffův tenzor napětí S_i . Byla zde zavedena virtuální síla, přepočtena ze skutečné síly pomocí deformačního gradientu, vztažená k nedeformovanému stavu. Nemá konkrétní fyzikální význam. Energeticky konjugovaný s Green-Lagrangovým tenzorem přetvoření (9). [41][42]

$$S_i = \frac{\partial F_{0i}}{\partial X_j \cdot \partial X_k} \quad (15)$$

U měkkých tkání se využívá jejich nestlačitelnosti, což z hlediska tenzoru deformace (přetvoření) znamená, že na objemových složkách není vykonávána práce vnitřních sil. Tomu odpovídá hodnota třetího invariantu tenzoru deformačního gradientu (4) $J=1$. [41][42]

4.3 Hyperelasticita

Materiály, pro něž jsou typická velká (konečná) přetvoření, a která se po odlehčení vrací do své výchozí geometrické konfigurace, se chovají tzv.

hyperlasticky. Příkladem hyperelastického materiálu mohou být guma, pěny, ale také měkké tkáně, kam patří v zjednodušeném tvaru i cévní stěna a ILT. [2][41] Celý proces zatěžování probíhá po nelineární trajektorii (viz kapitola 3.2). Pro popis matematicky experimentální deformačně-napětové charakteristiky u těchto materiálů se ve velké míře používají hyperelastické konstitutivní modely. Princip je založen na předpokladu existence elastické potencionální energie W (měrná deformační energie), které je skalární funkcí daného tenzoru deformace (viz kapitola 4.1). Derivací této funkce podle některé složky přetvoření dostaneme odpovídající složku napětí. Tyto modely lze dělit (viz Tabulka 2). [13][41][42]

Tabulka 2: Klasifikace hyperelastických materiálů [2][41]

Klasifikace hyperelastických materiálů	podle směrových vlastností	izotropní
		ortotropní
		anizotropní
	podle zohlednění vnitřní struktury	ryze fenomenologické
		částečně respektující
	podle vlastní matematické formulace	polynomické
		exponenciální
		logaritmické
	podle uplatňovaného tenzoru	Cauchy-Greenův
		Green-Lagrangeův

Počet modelů, které se v dnešní době využívají pro popis experimentálně deformačně-napětové závislosti technických elastomerů a biologických měkkých tkání stále mění. Pro popis bylo vybráno několik nejběžnějších modelů.

4.3.1 Izotropní modely

4.3.1.1 Polynomy Mooney-Rivlin

Jednoduché, ryze fenomenologické konstitutivní modely, které se vzájemně liší v kulové složce měrné energie napjatosti. Tvarovou složku charakterizuje první a druhý modifikovaný invariant Cauchy-Greenova tenzoru přetvoření (5). Má mnoho podob (dvou, tří, pěti nebo devíti parametrický). Vyšší polynomy jsou využívány pro popis komplikovanějšího tvaru deformačně-napětových křivek. [2][41][45]

$$W = \sum_{i,j=1}^3 c_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j \quad (16)$$

4.3.1.2 Redukovaný polynom-model Yeoh

Deviátorová složka měrné energie napjatosti zahrnuje pouze členy s prvním modifikovaným invariantem (7). Tento model je v práci využíván jako 5-ti parametrický model popisující chování stěny aneurysmatu. [2][41][45]

$$W = \sum_{i=1}^3 c_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i \quad (17)$$

4.3.1.3 Redukovaný polynom-model Ogden

Model materiálu, který je vhodný pro přetvoření až 700 %. V definici energie napjatosti jsou zastoupeny hlavní protažení λ . [2][41][45]

$$W = \sum_{i=1}^6 \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)^i \quad (18)$$

4.3.1.4 Arruda-Boyce

Strukturální osmi řetězcový izotropní model, který je tvořen rozvojem nekonečné řady. Stanoven na základě energetické bilance elementární buňky. Ve vztahu vystupují limitní protažení strukturálních řetězců λ_L . [2][41][45]

$$W = \mu \left[\frac{1}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2} (\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{11}{1050\lambda_L^4} (\bar{I}_1 - 3)^3 + \frac{19}{7000\lambda_L^6} (\bar{I}_1 - 3)^4 + \frac{519}{673750\lambda_L^8} (\bar{I}_1 - 3)^5 \right] \quad (19)$$

4.3.2 Ortotropní modely

4.3.2.1 Exponenciální model-Fung

Vzhledem k velkému množství materiálových parametrů je jeho využití velmi komplikované. [2][41]

$$W = \frac{1}{2} c (e^Q - 1) \quad (20)$$

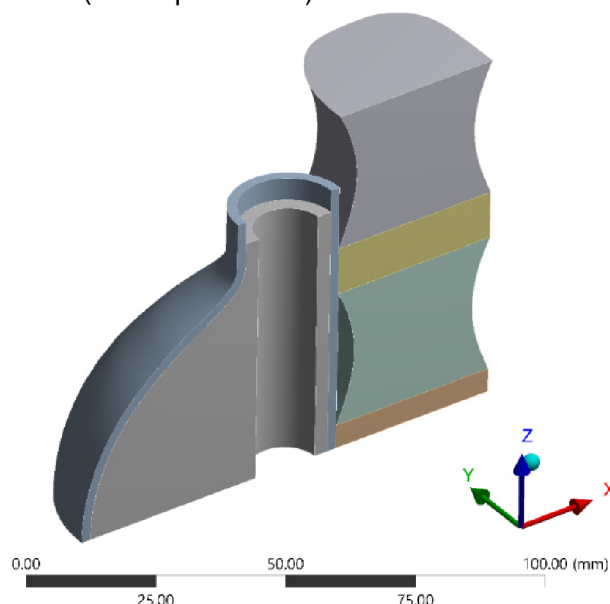
Formulace modelu se dá zapsat v jednodušší formě, která zanedbává vliv radiálního přetvoření ($E_r=0$), kde:

$$Q = c_1 E_0^2 + c_2 E_z^2 + 2c_3 E_0 E_z \quad (21)$$

5 Výpočtový model

5.1 Idealizovaný model geometrie

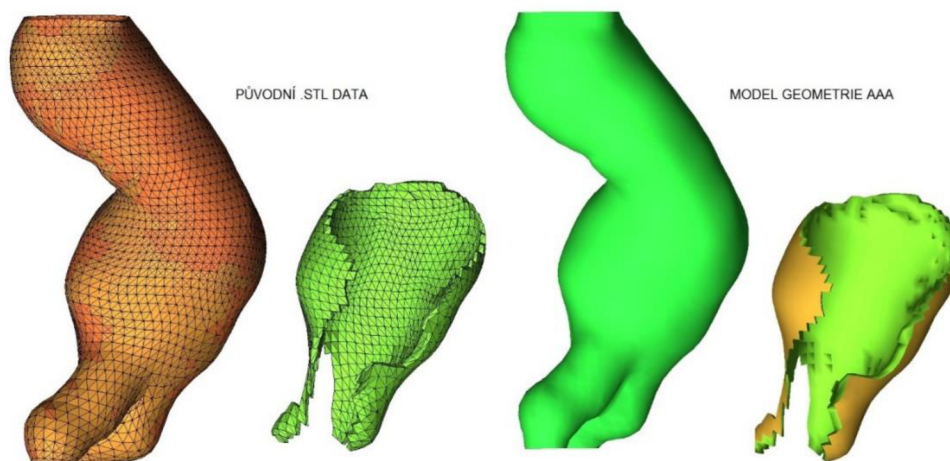
Vlastnosti struktury objektu mohou být popsány z hlediska její geometrie pomocí měnícího se průměru lumenu, tloušťky stěny nebo jejího zakřivení. Pro zjištění vhodného nastavení výpočtového modelu byly vytvořeny idealizované modely. Lze u nich simulovat očekávané stavy, ve kterých se může nacházet reálný model. Čas potřebný pro výpočet je několikanásobně nižší než u specifických modelů pacientů. Podle předběžných poznatků byl vytvořen tvarově odpovídající model AAA (viz Obrázek 20), jež teoreticky odpovídá stavu, při zabráněném růstu AAA v místě doteku s okolní tkání (viz kapitola 3.4). Průměr aneurysmatu byl uvažován 60 mm. Počáteční průměr aorty byl 20 mm. Páteř byla modelována několika tvary (válec, obratle s ploténkou), pro predikci možného ovlivnění v místě doteku. ILT bylo v modelu zahrnuto. Tloušťka stěny byla v celém objemu konstantní 2 mm (viz kapitola 3.2).



Obrázek 20: Idealizovaný model AAA a páteře. Páteř je zastoupena obratlem a ploténkou.

5.2 Specifický model geometrie AAA pacientů

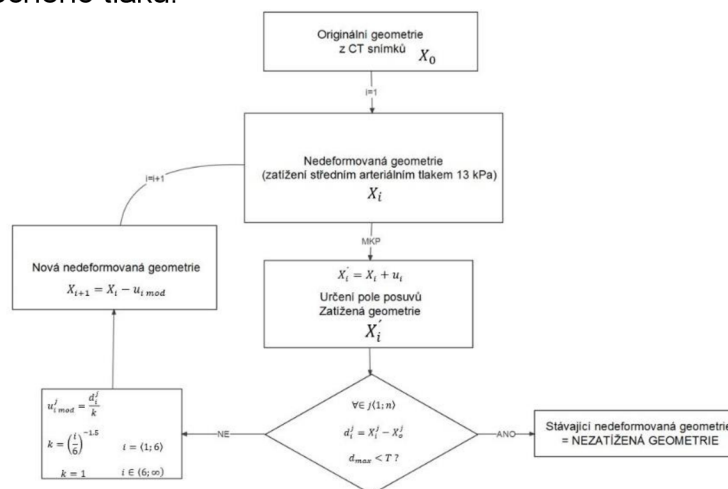
Získání 3D geometrie AAA pro posouzení napjatosti je nedílnou součástí pojednávané problematiky. Idealizovaná geometrie neodpovídá realitě, proto byly připraveny modely geometrie získané z CT snímků 10 ti pacientů. Snímky jsou složeny ve vrstvách na sebe. Vzhledem k hustotě materiálu, která se na CT snímcích jeví různou jasností, jsou vytvořeny jednotlivé části AAA. Modely byly vytvořeny v softwaru A4clinics a byly poskytnuty pro tuto práci vedoucím ve formátu .stl, pro další zpracování. Model geometrie obsahuje konstantní tloušťku stěny 2 mm kromě bifurkací, kde je tloušťka proměnná s ohledem na model.



Obrázek 21: STL data získaná z programu A4clinics a upravený model geometrie

5.3 Nezatížená geometrie AAA

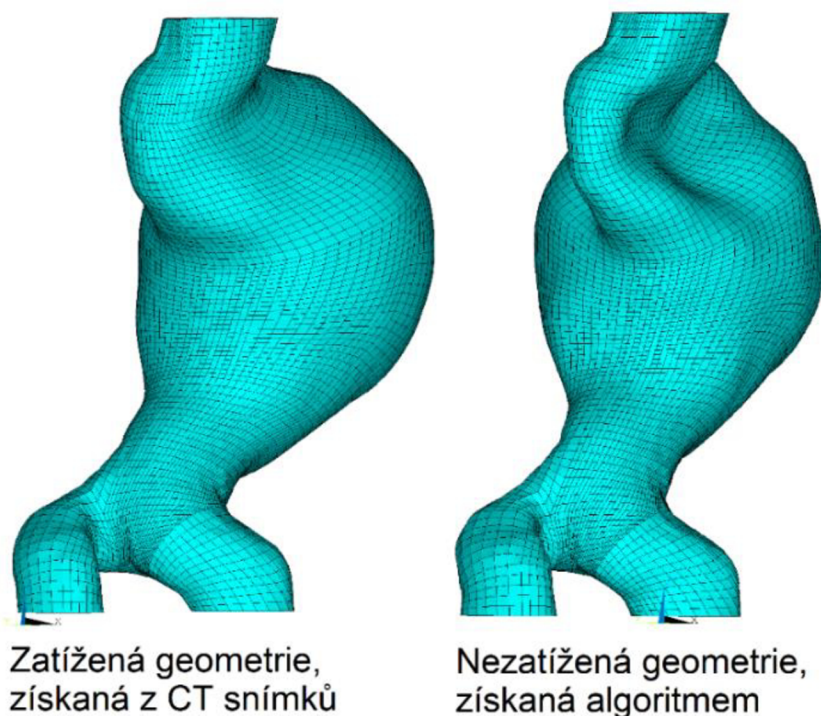
Model geometrie AAA u jednotlivých pacientů je získán pomocí snímků z CT. Snímky získané z CT poskytují dostačující informace pro vytvoření odpovídajících modelů. Rozdíl mezi jednotlivými snímky bývá v řádech milimetru, což může zapříčinit ukrytí důležitých informací. Takto získaný model je zatížený krevním tlakem z důvodu neustálé srdeční činnosti. Pro řešení pomocí MKP je však potřeba zjistit nezatížený stav tohoto modelu. Výsledky získané z nezatíženého modelu jsou přesnější a více odpovídají reálnému stavu, než u modelu z CT snímků. Bylo publikováno několik možností, jak získat hledaný stav. Některé případy vyžadují speciální software nebo vytváření nových elementů. [51][52][53][54] V této práci byl využit algoritmus, který lze aplikovat v komerčně dostupných softwarech. Algoritmus je založen na zpětné přírůstkové metodě. [51] Jedná se o inverzní metodu v MKP. Schéma algoritmu (viz Obrázek 22). Metoda předpokládá, že posuvy při aplikovaném MAP 13kPa (viz kapitola 3.1.2) odpovídají posuvu, při působení jakéhokoliv obecného tlaku.



Obrázek 22: Schéma algoritmu pro získání nezatížené geometrie [52]

$$k = \left(\frac{i}{6}\right)^{-1,5} \quad (22)$$

Počáteční geometrie získaná z CT snímků X_0 je z počátku brána jako nezátížená geometrie. Následným zatížením MAP (viz kapitola 3.1.2) 13kPa je získána nová geometrie X_j a je odečteno pole posuvů od všech uzlů diskretizovaného modelu. Určí se maximální odchylka mezi původní a zatíženou geometrií. Tato hodnota je porovnána s nastavenou tolerancí pro ověření nezátížené geometrie **T=0,5mm**. Algoritmus se zastaví v případě splnění podmínky. V případě nesplnění podmínky, je vytvořena nová geometrie odečtením hodnot posuvů, poupravených pomocí parametru k (22) (viz Obrázek 22). Proces kontroly podmínky se opakuje do splnění podmínky. [52]

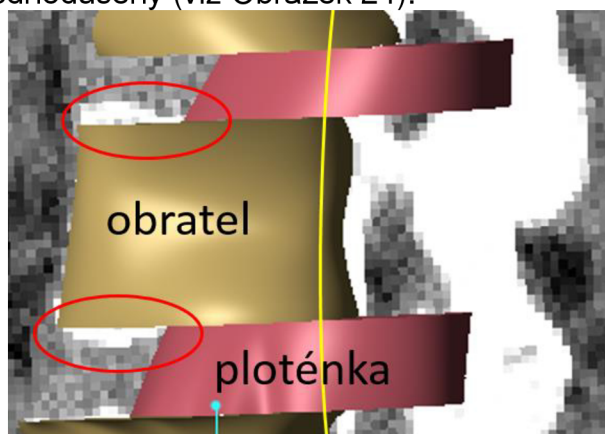


Obrázek 23: Porovnání originální geometrie z CT snímků (vlevo) a nové nezátížené geometrie

Algoritmus byl optimalizován na idealizovaných modelech a poté využit u složitějších tvarů od pacientů. Vzhledem ke komplexnosti tvaru bylo v některých případech nutné upravit hodnotu tolerance. Stejně tak byl upravován vstupní parametr k (22), který je definován mocninnou funkcí. Pro některé geometrie bylo nutné zvolit funkci lineární, případně skokovou změnu, která zajistila dosáhnutí zvolené tolerance. Vzhledem k tomu, že pro ukončení algoritmu je kontrolována jedna hodnota, bylo nutné zjistit průměrnou hodnotu odchylky u celého modelu. Ta byla vždy nižší než zvolená tolerance, z čehož lze soudit, že nově získaná nezátížená geometrie odpovídá hledanému stavu.

5.4 Geometrie páteře

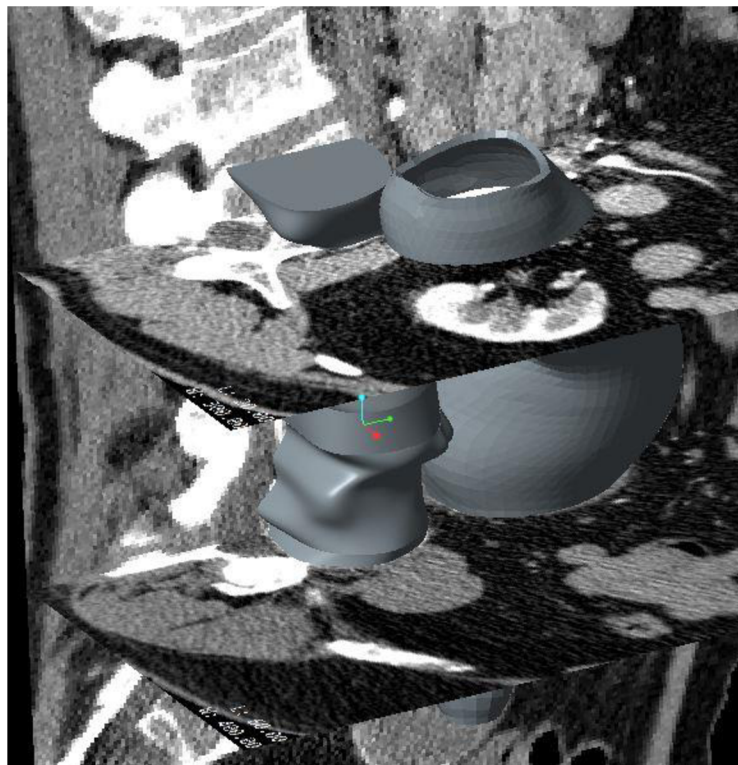
CT snímky poskytnuté k již zrekonstruovaným AAA byly využity pro vytvoření modelu páteře. Vzhledem k absenci programu pro rekonstrukci páteře z CT snímků byl model vytvářen pomocí CAD software, konkrétně Creo Parametric 3.0. Tento proces je značně časově náročný, proto nebyly využity všechny snímky. Obratlový oblouk a obratlové výběžky byly u modelu zanedbány. Model je zaměřen primárně na místa doteku s AAA. Snímky byly analyzovány ve freewaru MicroDicom, jež neposkytuje informaci o pacientovi, ale ani o vzájemném vztahu mezi jednotlivými řezy. Tento fakt je jedním z hlavních nedostatků rekonstrukce. Místa mezi obratlem a ploténkou byly zjednodušeny (viz Obrázek 24).



Obrázek 24: Model páteře vytvořený pomocí CT snímků. Červeně jsou označena místa, kde byl nahrazen přechod páteře a ploténky pomocí roviny. Žlutou křivkou je označeno místo, kde byl tvar obratlů zanedbán.

Samotná ploténka byla uvažována jako lineární přechod mezi jednotlivými konci obratlů. To ovšem neodpovídá reálnému tvaru ploténky. Poskytnuté CT snímky patří pacientům vyššího věku a jejich ploténky jsou značně zdeformované. Toto je nutné vnímat jako jedno z omezení výpočtového modelu.

Pozice opory vůči AAA byla určena pomocí tří na sebe kolmých řezů (sagittal, coronal, axial). Jak bylo již zmíněno výše, přesná pozice snímků nebyla známa, a proto se vycházelo z odhadované pozice snímků.



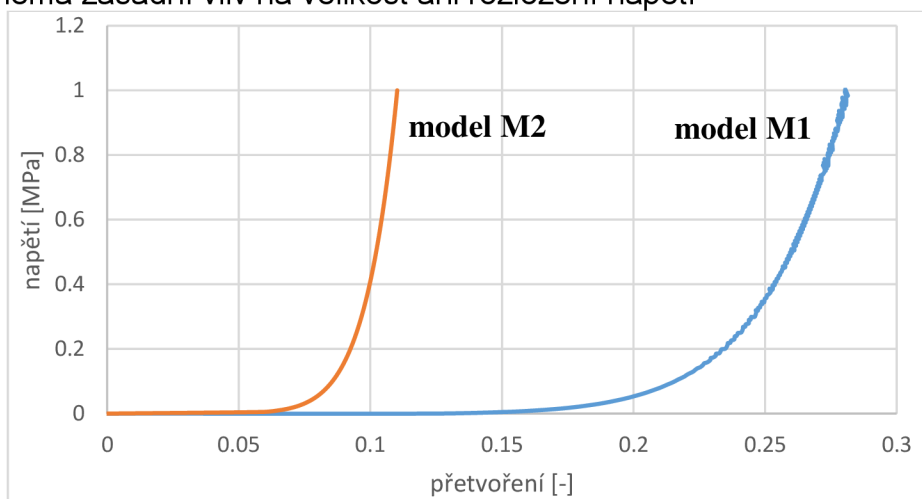
Obrázek 25.: Znárodnění použité metody pro sestavení modelu AAA a modelu páteře s využitím programu Creo 3.0.

5.5 Model materiálu

5.5.1 Stěna AAA

Stěna cévy se skládá z více vrstev, jejichž mechanické vlastnosti se liší podle obsahu kolagenních a elastinových vláken (viz kapitola 3.1.4), ale také podle množství hladké svaloviny. Takové uspořádání vede k různým vlastnostem v závislosti na směru natahování vláken, které jsou zatěžovány postupně (viz kapitola 3.1.4). Proces zatěžování je možno rozdělit na tři fáze, kde v první fázi dochází k zatížení elastinových vláken, jejichž chování je téměř lineární. [43][44] Ve druhé fázi se začínají zatěžovat kolagenní vlákna (viz kapitola 3.1.5.1). Třetí fázi odpovídají téměř narovnaná kolagenní vlákna, u kterých dochází ke zpevnění s narůstajícím tahem. Stěna cévy vykazuje anizotropní a viscoelastické chování. [2][41] Pro práci byl zvolen zjednodušený model, a to konkrétně hyperelastický, izotropní, nestlačitelný a homogenní. Vhodným konstitutivním modelem byl zvolen Yeoh pátého řádu (16). Materiálové konstanty byly zvoleny $c_{10}=5\text{kPa}$, $c_{20}=0$, $c_{30}=0$, $c_{40}=2.2\text{kPa}$ $c_{50}=13.741\text{kPa}$ podle [47][48], pro model M1. Při využití vlastností publikovaných[77] byla pro model M2 navýšena konstanta c_{50} o 4 řády, tj. $c_{50}=137410\text{kPa}$. Úpravou hodnoty bylo dosaženo dřívějšího přenesení deformace na kolagenní vlákna, což se dá vysvětlit jejich nižším zvlněním. Tím došlo k výraznému navýšení tuhosti původního modelu M1. Na , lze vidět porovnání zmiňovaných modelů. Model M2 vyztužuje při výrazně nižších přetvořeních a brání

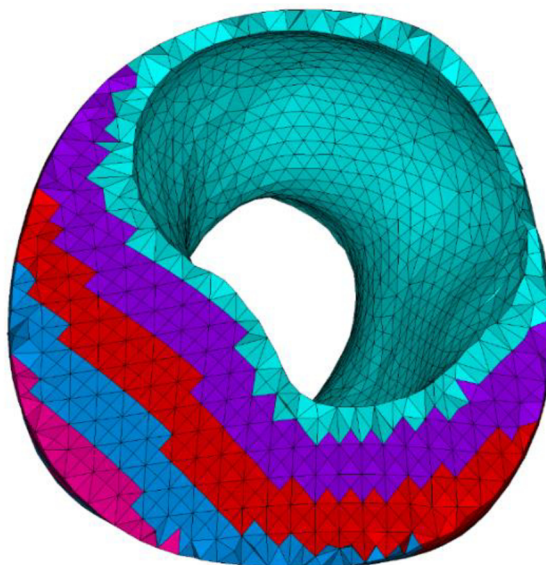
tak další deformaci. Díky tomu jsou deformace při využití modelu M2 podstatně menší než u modelu M1, což zlepšuje konvergenci. Jak bylo ukázáno v [77], tato změna nemá zásadní vliv na velikost ani rozložení napětí



Obrázek 26: Deformačně-napěťová charakteristika vybraných modelů materiálu stěny AAA.

5.5.2 ILT

Model materiálu pro ILT byl uvažován jako hyperelastický, nestlačitelný a homogenní. Pro popis byl zvolen model Ogden třetího řádu (18). [20][21][28][48][49] Materiálové konstanty $\mu_1 = x$ kPa, $\mu_2 = \mu_3 = 0$, $\alpha_1 = 4$, $\alpha_2 = \alpha_3 = 0$. Konstanta μ_1 se mění v závislosti na vzdálenosti od lumenu, ke stěně cévy, jak bylo zmíněno (viz kapitola 3.2.1.1). Hodnota μ_1 luminální, mediální a abluminální vrstvy byla kvantifikována na 10,48 kPa, 7,92 kPa resp. 6,92 kPa. [20][21][28][48][49] Naměřené hodnoty vykazovaly lineární sestupné chování s určitou standardní odchylkou. Pro tuto práci byla uvažována střední hodnota tuhosti dané vrstvy. Práce [28] ukazuje, že množství vrstev, na které se rozdělí mechanické vlastnosti výrazně neovlivní výpočet. Pro tuto práci bylo zvoleno 5 vrstev (viz Obrázek 27), jejichž odpovídající tuhost byla určena z lineární funkce středních hodnot. Nulová tuhost ILT u stěny není v této práci brána v úvahu.



Obrázek 27: Vrstvená struktura modelu ILT. Luminální část (světle modrá) až abluminální (růžová).

5.5.3 Obratel a ploténka

Pro modelování obratlů a plotének byl zvolen, jako ve většině nalezených případů z literatury homogenní, izotropní a lineárně elastický model materiálu. Pro obratel byla zvolena hodnota modulu pružnosti v tahu $E=12000$ MPa a Poissonův poměr $\mu=0.3$. [50]

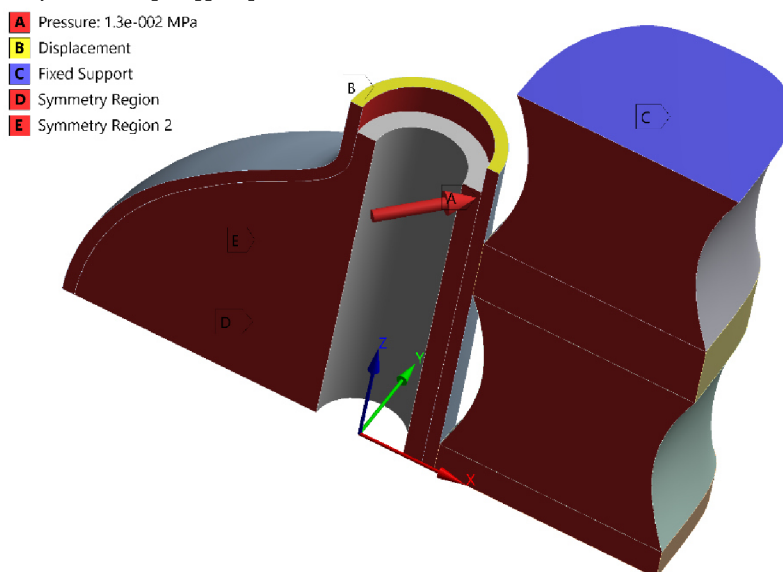
Mechanické vlastnosti ploténky jsou stejně jako u kostí závislé na mnoha faktorech, proto byl uvažován homogenní, izotropní a lineárně-elastický model materiálu. Pro ploténku byly zvoleny hodnoty pevnosti odpovídající prstenci, konkrétně $E=4.2$ MPa, $\mu=0.405$. [50]

5.6 Okrajové podmínky

Stěna AAA je zatěžována pulzujícím krevním tlakem, který aortou proudí s ohledem na aktivitu srdce. Zatěžovací proces od reálného proudění krve v interakci s tuhým tělem AAA viz studie [55][56][57], nebyl v této práci zohledněn. Avšak další práce [26][58] ukázaly, že vliv proudění je nepatrný, proto je v této práci využito zatěžování pomocí statického tlaku, a proto bylo řešení deformačně napěťové analýzy realizováno jako kvazi-statické. Zvýšený tlak, konkrétně $1,5 \times \text{MAP}$ (viz kapitola 3.1.2) byl v této práci determinován jako zatížení pro kontrolu kritického stavu (přetížení), u kterého může dojít k prasknutí AAA. Konkrétně se jednalo o hodnotu **20kPa**. S ohledem na poréznost ILT byl tlak aplikován na vnitřní stěnu AAA ve směru normály. [25] Vnější plocha stěny byla podepřena v místě dotyku s páteří. U specifických modelů páteře pacientů došlo ke kontaktu s páteří až po jejím zatížení s ohledem na pozici získanou z CT snímků.

U idealizované geometrie AAA bylo na koncích zamezeno všem posuvům, kromě radiálního směru, což odpovídá reálným možnostem radiální deformace AAA

při zatížení. Tato okrajová podmínka nemohla být aplikována u reálných geometrií kvůli komplexnosti modelů (nekuhový průřez ukončení AAA). V tomto případě bylo zamezeno všem možným posuvům na koncích AAA. S ohledem na možné koncentrace napětí v blízkosti okrajových podmínek, nebyly výsledky z blízkého okolí brány v potaz. Tento přístup byl nicméně aplikován u většiny studií, jež byly pro tuto práci nastudovány. [25][26][28][48][52][60] Je jej tak možné považovat za relevantní i pro naši potřebu. S ohledem na pevné uchycení ILT na vnitřní stěnu AAA, byl zvolen kontakt se zamezením vzájemných posuvů (bonded) pro popis jejich vzájemné pozice. [25][26]



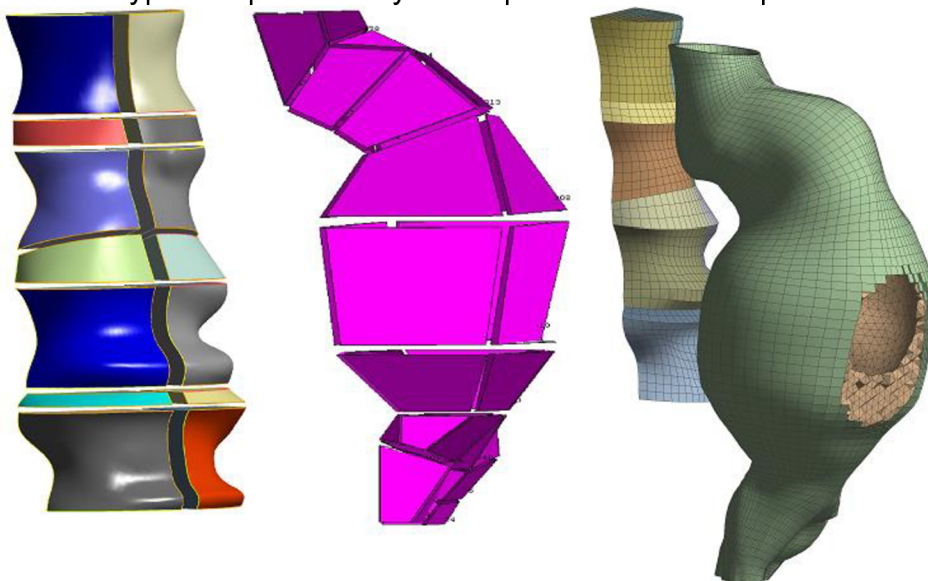
Obrázek 28: Okrajové podmínky zobrazené na idealizovaném modelu. Vazba B je u specifických modelů pacientů nahrazena vetknutím.

Páteř tvoří hlavní oporu těla, proto byly konce idealizovaných i specifických modelů vetknuty, tj. bylo zamezeno všem posuvům. Vnější plocha stěny AAA přichází do kontaktu s páteří. V tomto případě byl využit kontakt frictionless, tj. bez tření, protože nejsou známy hodnoty možných koeficientů tření mezi tepnou a páteří. I toto je tak nutné považovat za jisté omezení výpočtového modelu.

5.7 Diskretizace

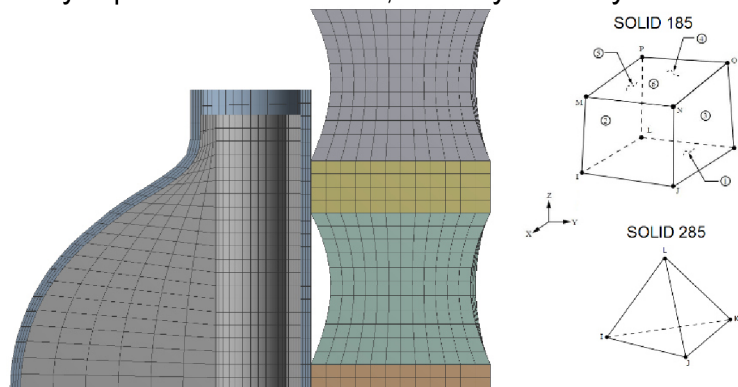
Pro diskretizaci stěny AAA byl zvolen lineární šestistěnný prvek SOLID185, jež je tvořen 8 uzly (viz Obrázek 30). Tento prvek je vhodný pro modelování měkkých biologických tkání a poskytuje dobrý poměr přesnosti a výpočtové účinnosti [25]. Po tloušťce stěny byly zvoleny 4 prvky. U idealizované geometrie není vytvoření čistě šestistěnné sítě problém. U specifického modelu pacientů byl využit pro vytvoření čistě šestistěnné sítě program ICEM CFD 18 (ANSYS Inc) [25][52][59][60]. Tvorba sítě sestává z mnoho kroků, při kterých může dojít ke vzniku nepřesností od původního modelu. Jedním z kroků je tvorba modelu geometrie popsána výše (viz kapitola 5.2). Konce AAA byly upraveny do roviny. Absence informací

z odstupovaných CT snímků byla u většiny modelů nutná úprava části bifurkace. Bez těchto úprav by bylo ovšem nemožné vytvořit síť, bez ostrých přechodů, které byly vytvořeny při segmentaci z CT snímků. Tvorba sítě je časově velmi náročná. Komplikovanější tvary zabraly s konečnou úpravou sítě až **5 hodin**. Po celém objemu modelu byly vytvořeny bloky (viz Obrázek 29). Blokovaná struktura je hlavním problémem při využívání programu. Bez vhodného uspořádání bloků, není možné vytvořit požadovanou mapovanou síť. Kvalitu sítě lze kontrolovat, případně ručně upravit. Dodržením vnitřních a vnějších ploch stěny AAA je zajištěna proměnná tloušťka stěny, podle CT snímků. Náročnost celého procesu ovšem ovlivní konečnou dobu výpočtu spolu se zvýšenou přesností daného prvku.



Obrázek 29: Úprava modelu geometrie, pro vytvoření čistě šestistěnné sítě. Blokovaná struktura (uprostřed), vytvořená pomocí programu ICM CFD. Konečná mapovaná síť pro model páteře a AAA (vpravo). Řez AAA poukazuje na vytvořenou síť ILT.

Idealizovaná geometrie ILT byla diskretizována pomocí prvku SOLID185. Specifické geometrie ILT pacientů byly kvůli své komplexnosti diskretizována lineárním čtyřstěnným prvkem SOLID 285, tvořeným 4 uzly.



Obrázek 30: Diskretizace idealizovaného modelu a schéma využitých prvků SOLID 185 a SOLID 285.

Geometrie obratle a ploténky byla diskretizována čistě šestistěnnou sítí, konkrétně prvkem SOLID185 u idealizovaného i specifického tvaru. Lineární prvek byl zvolen s ohledem na počet stupňů volnosti tohoto prvku, což sníží výpočtovou náročnost. Sít' jednoho z modelů je možno vidět (viz Obrázek 29).

5.7.1 Konvergence sítě

Aby bylo zabráněno chybě ve výpočtech napětí způsobeném diskretizací, byla kontrolována konvergence sítě. Chyba při postupném zjemňování sítě musela být nižší než 5 %. Kontrolovala se hodnota prvního hlavního napětí. Globální velikost sítě byla s ohledem na provedenou konvergenci sítě zvolena 3 mm.

Tabulka 3: Konvergence sítě idealizovaného modelu

Velikost elementu [mm]	Hlavní napětí [kPa]	Rozdíl [%]
6	632	-
3	673	6.5
1.5	685	1.7

6 Výsledky

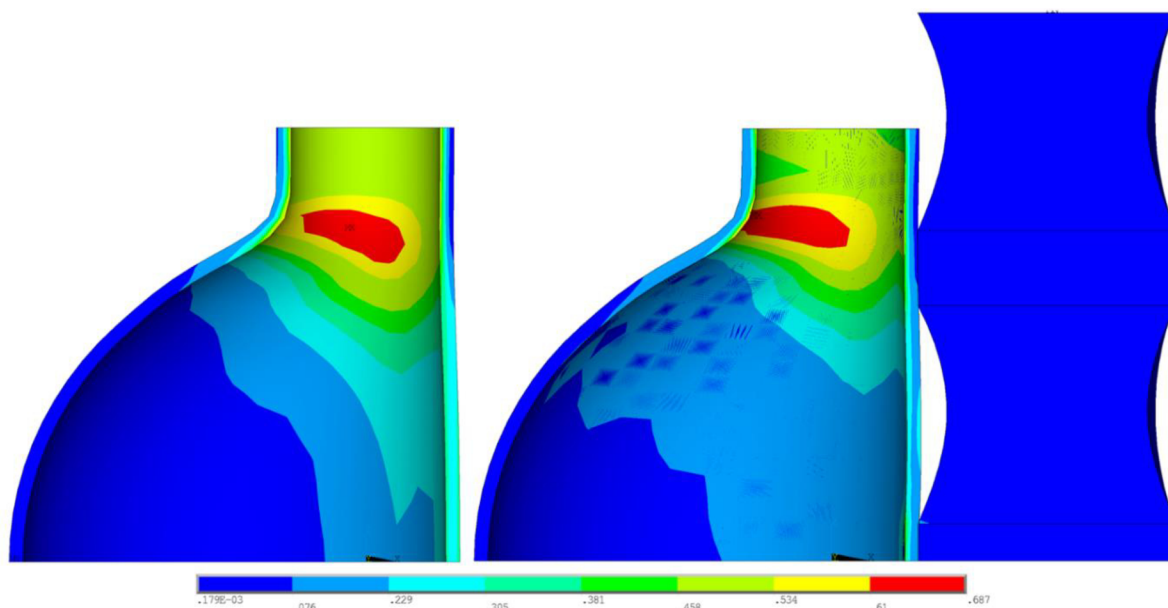
Deformačně napěťová analýza byla vytvořena pro **4 idealizované výpočetní modely a 20 výpočetních modelů** na základě **10 specifických modelů pacientů**. Pro každého pacienta byla vytvořena analýza bez uvažování páteře a s jejím uvažováním. Modely byly vytvořeny se stejnými modely materiálů pro AAA i okolní tkáň reprezentovanou páteřními obratli a ploténkami. Motivací pro deformačně napěťovou analýzu bylo porovnání možných odlišností při zahrnutí vlivu páteře (viz kapitola 3.4).

Pro vyhodnocení maximálního napětí byla zvolena míra redukovaného napětí pomocí Misesovy podmínky (HMH) [60][65], která se používá nejen jako podmínka plasticity, ale je i nejpoužívanější podmínkou pro hodnocení pevnosti biologických materiálů. [41][42] K ruptuře dochází na stěně AAA, proto byly výsledky vyhodnocovány právě tam. Jedná se o hodnotu maxima napětí na stěně (PWS) AAA, převzato z anglického názvu Peak Wall Stress. Bylo vytvořeno několik kritérií, pro sjednocení výsledných hodnot. [69][70] Další porovnání bylo provedeno na všech uzlech modelu, pro získání maximálního rozdílu. Vyhodnocení bylo provedeno po přetížení na **20 kPa** (viz kapitola 5.6).

Statistické porovnání výsledků bylo využito pro vyšetření významnosti rozdílů získaných hodnot. Pro kontrolu modelu jako celku, bylo využito histogramů, které utvoří globální pohled na vzniklé rozdíly.

6.1 Idealizovaný model

Idealizovaný model, pro který bylo využito dvou os symetrie (viz kapitola 5.6) nebyl pro simulaci výpočetně náročný. Celý algoritmus získání nezátížené geometrie i s přetížením trval v řádu desítek minut. Maximum PWS bylo lokalizováno v místě krčku na vnitřním povrchu AAA (viz Obrázek 31), jak u modelu bez opory, tak u modelu s oporou (válec, idealizovaný obratel). Krček působí z hlediska pružnosti a pevnosti jako koncentrátor napětí. Avšak klinické pozorování nepotvrdily rupturu AAA v těchto místech. Klinické pozorování podporují možnost porušení soudržnosti na vnitřní straně stěny AAA, ale ve většině případů směrem k páteři. [2] Lokace vyšetřeného maxima může být způsobena zanedbáním některých faktorů (zbytková napjatost, anizotropní materiál, ...). Ovšem pro tuto práci bylo důležité vyšetřit vliv páteře na celkovou napjatost zvoleného modelu.



Obrázek 31: Rozložení redukovaného napětí podle von Mises [MPa] po přetížení na 20 kPa. Pro stejné měřítko lze vypočítat lokální rozdíly v rozložení napětí, ovšem rozdíly PWS jsou zanedbatelné.

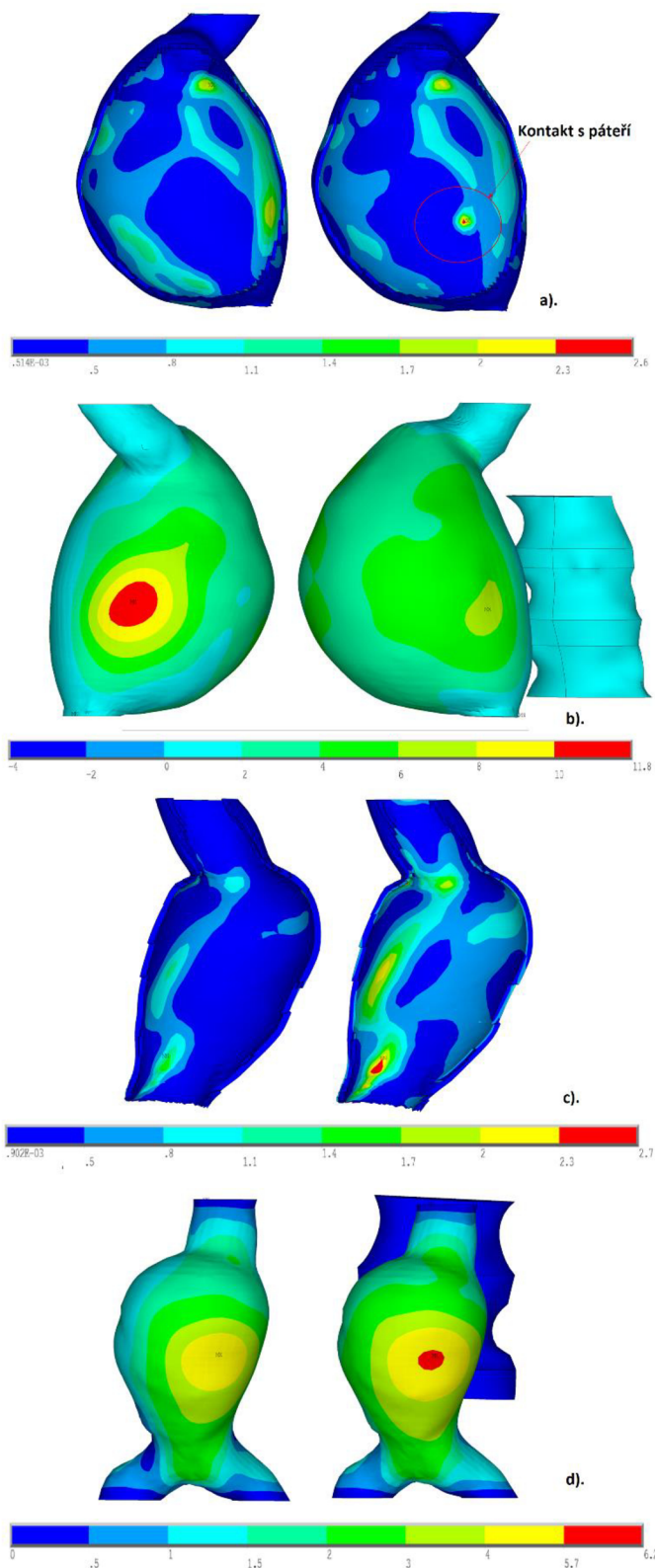
Vzhledem ke zvolenému modelu idealizovaného AAA a různých typů opory (válec, idealizovaný obratel), nedošlo k významnému rozdílu v hodnotách PWS AAA viz Tabulka 4.

Tabulka 4: Výsledky idealizovaného modelu páteře. Zastoupeno výsledky PWS [kPa] po přetížení na 20 kPa.

model	BEZ opory	válec	idealizovaná páteř
PWS [kPa]	674	708	687
rozdíl [%]	-	5	3

6.2 Specifický model pacienta

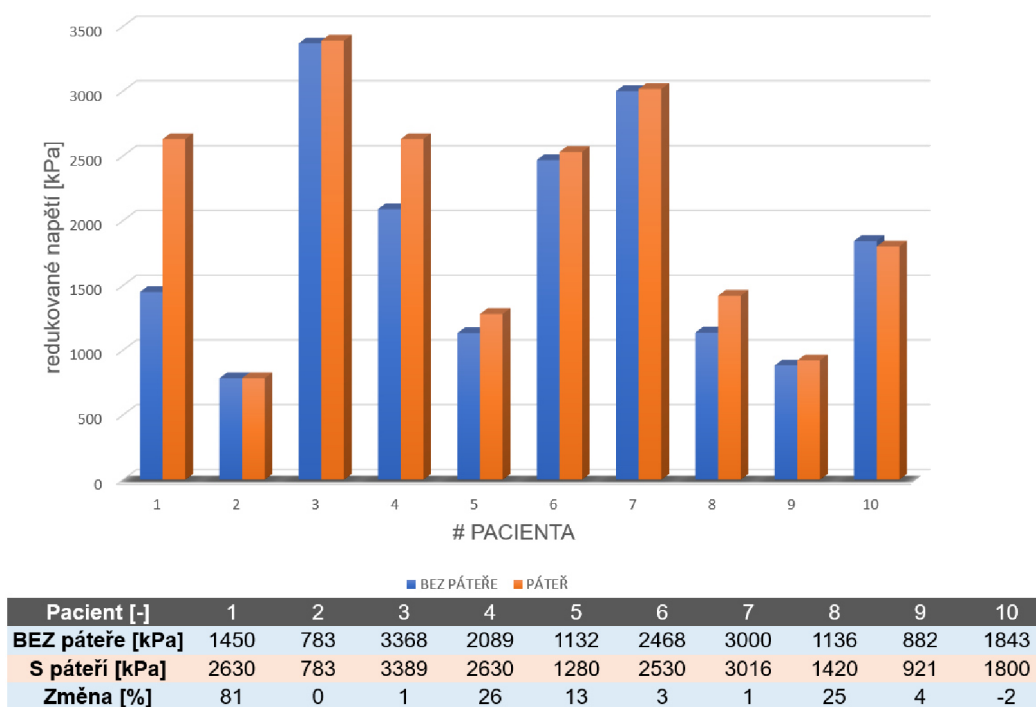
Jak bylo zmíněno na začátku kapitoly, pro vyšetření vlivu páteře u specifického modelu pacienta, bylo vytvořeno 20 výpočetních modelů. Podle složitosti modelu a diskretizace se čas výpočtu pohyboval od **5–18 hodin**, pro provedení celého algoritmu a přetížení. Obrázek 32 ukazuje výsledné hodnoty pro dva pacienty, u kterých došlo k nejvýraznějším rozdílům ve výsledných hodnotách v PWS. Výsledky všech pacientů jsou uvedeny v grafické formě (viz Obrázek 33).



Obrázek 32: Výsledné rozložení redukovaného napětí podle podmínky von Mises [MPa] a celkové deformace [mm] po přetížení na 20 kPa. a). Napětí pacient 4, b). deformace pacient 4, c). napětí pacient 1, d). deformace pacient 1. Tito pacienti vykazovali výrazné rozdíly v napjatosti při porovnání modelů bez páteře (vlevo) a s páteří (vpravo).

U pacienta 4 se jednalo o nejvýraznější změnu z hlediska hodnot napětí (lokální změna PWS **540 kPa**) a směru deformace. Model bez páteře vykazoval tendenci k deformaci právě do směru, kde se jinak nachází páteř. Při přidání opory došlo k výrazné změně směru i velikosti deformace (redukce o 5 mm). Pacient 1 vykazuje nejvyšší navýšení PWS u modelu s páteří, konkrétně o **1180 kPa**. Deformace modelu byla navýšena o 0.5 mm.

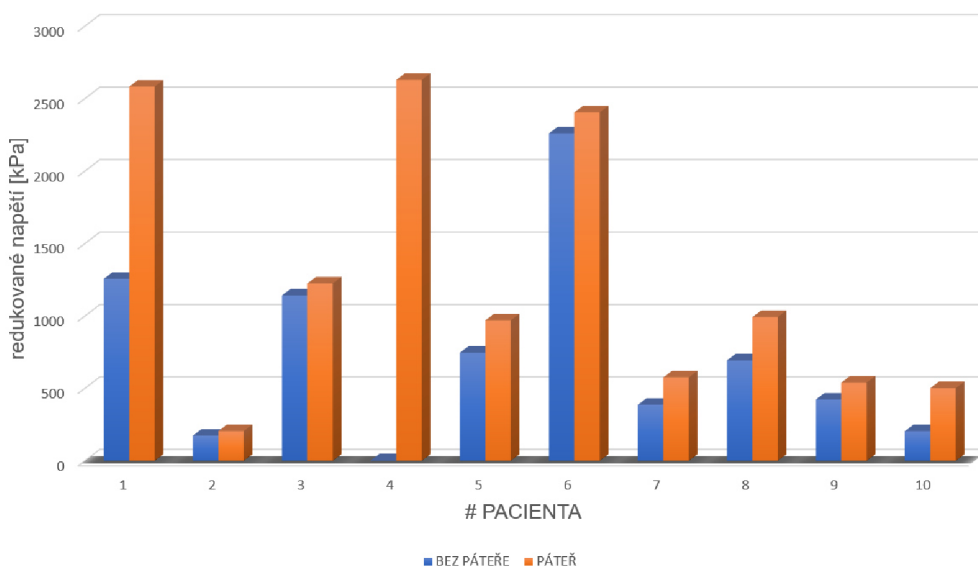
PWS-vliv páteře



Obrázek 33: Porovnání maximálních hodnot redukovaného napětí [kPa] jednotlivých pacientů při tlaku 20 kPa. Uvedená procenta odpovídají změně napětí jednotlivého pacienta v porovnání se základním modelem bez páteře.

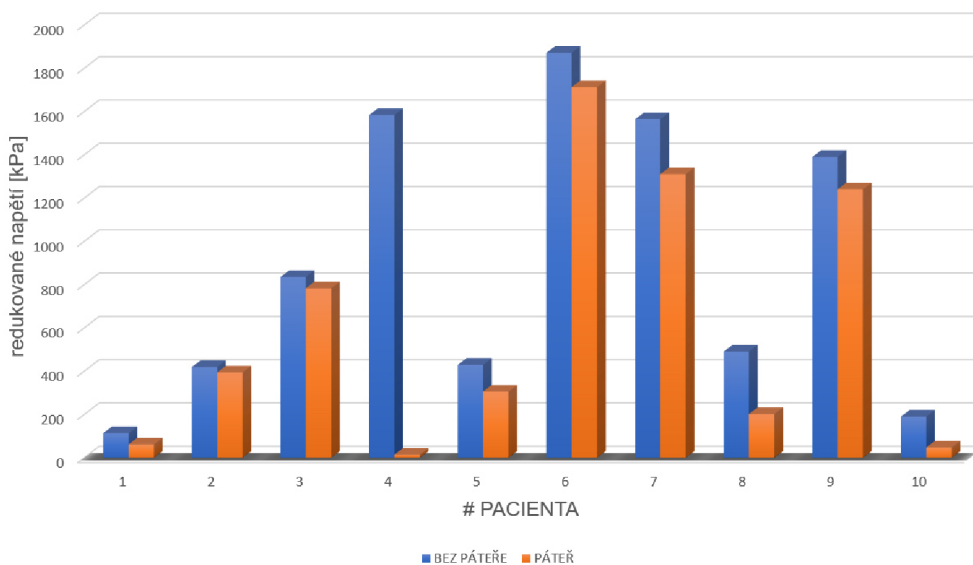
Jelikož bylo cílem práce porovnat dvě konfigurace modelů (bez uvažování páteře a s jejím uvažováním), bylo vytvořeno porovnání maximálních navýšení a snížení redukovaného napětí z celkového množství uzlů modelu. Hodnoty napětí (viz Obrázek 34) mohly být ovlivněny diskretizací sítě, jelikož výše zmíněná konvergence sítě (viz kapitola 5.7.1) byla provedena pro místa výskytu PWS, kde bylo rozložení napětí kontrolováno důsledně. V tomto případě nebylo rozhodující, zda se jednalo o PWS. Výsledky lze vidět (viz Obrázek 34). Nejvýraznější rozdíl v nárůstu i poklesu napětí byl zaznamenán u pacienta 4. Zde došlo ke koncentraci napětí při doteku s páteří.

MAXIMÁLNÍ NAVÝŠENÍ-vliv páteře



Pacient [-]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
BEZ páteře [kPa]	1257	174	1142	4	746	2260	387	693	423	205
PÁTEŘ [kPa]	2583	205	1225	2630	970	2405	576	993	540	502
Změna [%]	105	18	7	>10 ⁴	30	6	49	43	28	145

MAXIMÁLNÍ SNÍŽENÍ-vliv páteře

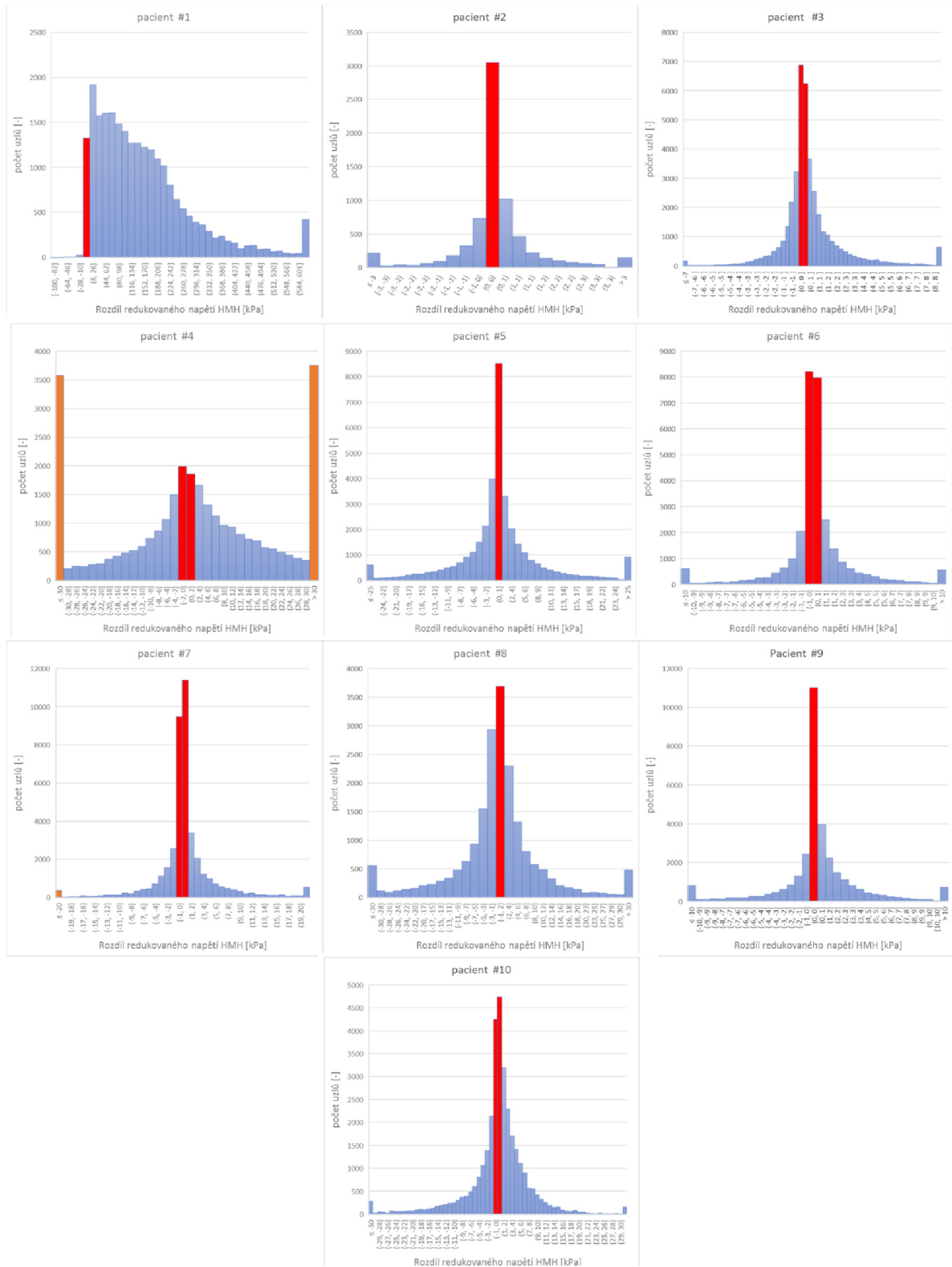


Pacient [-]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
BEZ páteře [kPa]	113	419	835	1584	429	1871	1564	490	1390	190
PÁTEŘ [kPa]	61	394	783	14	305	1712	1310	202	1240	47
Změna [%]	46	6	6	99	29	8	16	59	11	75

Obrázek 34: Porovnání maximálního navýšení a snížení redukovaného napětí [kPa] po porovnání uzel na uzel. Po přetížení na 20 kPa. Uvedená procenta odpovídají změně napětí jednotlivého pacienta v porovnání se základním modelem bez páteře

Znaménkový test, jenž byl využit k otestování významnosti rozdílů získaných hodnot redukovaného napětí ukázal, že pro PWS existuje statisticky významný rozdíl ($p=0.034$) v hodnotách napětí obou konfigurací. Byly porovnány hodnoty mediánu pro statistický soubor (rozdíl mezi napětím bez páteře a s uvažováním páteře). Jedná se o neparametrické testování. Byla testována hypotéza, zda je hodnota mediánu vyšší než 0.

Hodnocení výsledků pomocí jedné hodnoty zastupující lokální rozdíly napětí nemusí poskytnout vhodné porovnání pro model jako celek. Vhodnějším ukazatelem může být porovnání rozdílu napět'ové odezvy každého uzlu. Výsledky byly vyneseny do histogramů, kde lze pozorovat četnost intervalových odchylek redukovaného napětí. Každý interval znázorňuje rozdíl mezi konfigurací s páteří a bez páteře.



Obrázek 35: Porovnání redukovaného napětí podle podmínky von Mises [kPa] pro každý uzel. Výsledky jsou vyneseny pro každého pacienta do histogramu. Červeně jsou označeny téměř nulové rozdíly (-1;1) kPa. U pacienta 4 je oranžově označen počet uzlů, u kterých je napětí rozdílné o více než 30 kPa.

7 Diskuse

V této práci byl vyšetřován vliv páteře na napjatost aneurysmatu břišní aorty. K tomuto účelu byla zvolena metoda konečných prvků. Vliv byl vyšetřován na vytvořeném idealizovaném modelu a specifických modelech pacienta (viz kapitola 5).

7.1 Idealizovaný model

Idealizovaný model neukázal významnost zahrnutí páteře do výpočtového modelu (viz kapitola 6.1). To mohlo být ovšem způsobeno nevhodnou volbou počátečního modelu, kde byla uvažována velmi silná vrstva ILT. Tato vrstva výrazně ovlivnila deformaci směrem k uvažované páteři.

7.2 Specifický model pacienta

Z hlediska porovnání hodnot PWS byla zjištěna významná změna při uvažování páteře ve výpočtovém modelu ($p=0.034$). Nejvýraznější rozdíl byl zaznamenán u pacienta 1, kde došlo k navýšení napětí o **81 %**. Tento rozdíl nebyl ovšem v místě doteku s páteří, jak bylo očekáváno (viz Obrázek 32). Kontakt s páteří způsobil očekávané navýšení napětí u pacienta 4, kde došlo k navýšení PWS o **26 %**. Tyto hodnoty byly ovšem odečteny v různých místech obou konfigurací.

Z hlediska porovnání maximálních rozdílů napětí na uzlech (nemuselo se jednat o PWS), byla zjištěna významná změna při uvažování páteře jak u maximálního nárůstu napětí, tak u maximálního snížení napětí ve výpočtovém modelu (viz Obrázek 34). Pouze u pacienta 1 došlo ke zvýšení napětí téměř ve všech uzlech. Nejvyšší rozdíly byl zaznamenány u pacienta 4. Zde se napětí obou modelů lišila v některých uzlech o 2-3 řády. Ovšem rozdíly nejméně v desítkách kPa byly zaznamenány téměř u každého pacienta (viz Obrázek 34).

Specifické modely pacientů prokázaly, že se AAA přizpůsobuje zatížení a kontaktu s páteří. Při zatížení AAA bez uvažované páteře bylo u většiny pacientů (8/10) vyzorováno, že dochází k deformaci do prostoru mimo výskyt páteře, takže výsledný tvar není páteří významně ovlivněn a následně ani tolik výsledná napjatost. Ovšem u pacienta 4 byla maximální deformace právě ve směru výskytu páteře a při jejím uvažování došlo k výrazné změně deformovaného tvaru a tím také výraznému navýšení napětí v místě doteku s obratlem.

Vzhledem k výsledku u pacienta 4 lze očekávat, že dojde k výraznému rozdílu v napjatosti u pacientů, u nichž výpočet bez uvažování páteře vykazuje směr deformace směrem k páteři. U modelů, které byly vytvořeny pro tuto práci, byl tento jev zaznamenán pouze u jednoho pacienta (4). Je potřeba také zmínit, že kontakt AAA s páteří byl objeven u 10 pacientů z 30 kontrolovaných. Lze tedy říci, že se jedná o poměrně často se vyskytující jev. Ovšem pro upřesnění, jak často kontakt

s páteří způsobí podobně významnou změnu v napjatosti, by byla zapotřebí rozsáhlejší studie.

Porovnání všech uzlů (viz Obrázek 35) ukazuje, že významné globální ovlivnění napjatosti (o stovky kPa) vykazují pacient 1 a 4. Odchytky v jednotkách až desítkách kPa u ostatních pacientů mohly být způsobeny např. i mírným rozdílem v získané nezátížené geometrii.

U většiny pacientů došlo k navýšení napětí při zahrnutí páteře, ať už PWS nebo lokální změně. Z tohoto hlediska lze usoudit, že by páteř měla být zahrnuta do výpočtového modelu pro hodnocení rizika ruptury. Každé navýšení napětí snižuje bezpečnost (ať už je hodnoceno PWS nebo další stávající kritéria).

7.3 Omezení práce

Je třeba zmínit, že tato práce byla vytvořena bez zahrnutí mnoha faktorů, které ovlivňují napjatost a výsledné hodnoty napětí jsou porovnatelné pouze na úrovni dvou řešených konfigurací. Mezi tyto omezení můžeme zařadit:

- Zbytková napětí-Stěna AAA je konstruována tak, aby bylo zatížení rozděleno po celé tloušťce rovnoměrně. [2] Bez uvažování tohoto faktu lze očekávat, že určená napětí nejsou rozložena realisticky.
- CT snímky-Vytvoření obrysů každého snímku (AAA, páteř) bylo s ohledem na kvalitu snímků na úrovni pixelu. Mohlo ovšem dojít k překrytí podobné struktury a tím i ke špatné reprezentaci daného rozměru. Ve stěně AAA dochází například ke kalcifikaci [2], která v případě přímého kontaktu stěny AAA s obratlem může být mylně interpretována jako výrůstek na obratli.
- Ortotropní/anizotropní model materiálu-Některé modely materiálu se snaží zahrnout orientaci kolagenních vláken. Ovšem data získaná z histologických zkoušek často neposkytují dostatečné informace o směru vláken, a proto není využití těchto modelů prozatím ověřitelné.[2]

8 Závěr

Tato práce se zabývala vlivem páteře na napjatost aneurysmat břišní aorty (AAA). Za tímto účelem byla provedena rešerše, která ukázala, že vliv páteře byl dosud zahrnut pouze u zjednodušených fiktivních geometrií, nikoliv u geometrií konkrétních pacientů.

Byly vytvořeny dva typy výpočtových modelů (idealizovaný a specifický model pacienta). Intraluminální trombus (ILT) byl do výpočtu zahrnut s proměnnými materiálovými vlastnostmi po tloušťce. Specifická geometrie pacientů byla nejčastěji získána z CT-A snímků. Nasnímaná geometrie je ovlivněna krevním tlakem a pro deformačně-napětovou analýzu je potřebný její nezatížený stav. Proto byl vytvořeno makro na základě známého algoritmu, jež iteračně hledá nezatížený beznapětový stav, který odpovídá po zatížení středním arteriálním tlakem svému stavu nasnímanému na CT-A. Jedná se o inverzní metodu v MKP.

Celkově bylo vytvořeno 20 výpočtových modelů deseti konkrétních pacientů (vždy bez páteře a s páteří). Stěna AAA byla diskretizována šestistěnnými prvky SOLID 185 a čtyřstěny SOLID 285 pro ILT pomocí programu ICEM CFD. Byla provedena kontrola konvergence sítě, po níž byla zvolena globální velikost prvku 3 mm. Materiálové vlastnosti byly popsány hyperelastickými modely pro stěnu AAA i ILT a lineárním elastickým modelem pro obratel a ploténku.

Výsledky byly vyhodnoceny pro hodnoty maxima redukováného napětí na stěně (PWS) a maximálních odchylek každého uzlu. Výsledky byly statisticky analyzovány neparametrickým testem hodnot mediánu pro rozdíl napětí obou konfigurací a bylo ukázáno, že s ohledem na PWS dochází ke statisticky významnému rozdílu ($p=0.034$) při uvažování páteře do výpočtového modelu.

Lokální porovnání napětí na všech uzlech prokázalo, že při uvážení páteře do výpočtového modelu dochází výrazněji k navýšení hodnot napětí, než k jeho snížení.

S ohledem na dosažené výsledky lze konstatovat, že páteř by měla být zahrnuta do výpočtového modelu pro hodnocení rizika ruptury aneurysmat břišní aorty u specifického modelu pacienta, jinak může u některých aneurysmat docházet k významnému podhodnocení rizika ruptury.

Použitá literatura

- [1] NĚMEC, Luboš. *OBĚHOVÁ SOUSTAVA II SRDCE, SLEZINA, BRZLÍK. STAVBA SRDCE*. Slideplayer [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/11452443/>
- [2] BURŠA, Jiří. *Biomechanika srdečně-cévní soustavy*. Ústav mechaniky těles [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://www.umd.fme.vutbr.cz/cs/studium/studijni-materialy.html>
- [3] Human Heart Structure. Tutor Vista [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <https://www.tutorvista.com/content/biology/biology-ii/transportation/heart.php>
- [4] SHERWOOD, Lauralee. *Human Physiology: From Cells to Systems*. 7th Edition. Pacific Grove, Calif: Brooks/Cole, 2001. ISBN 978-0495391845.
- [5] KAREN, Igor a Jiří WIDIMSKÝ JR. *Doporučení diagnostických a léčebných postupů u arteriální hypertenze: Doporučený diagnostický a léčebný postup pro všeobecné praktické lékaře*. 2. Praha: CDP-DL, 2008. ISBN 80-86998-20-7.
- [6] ČECH, Svatopluk, Milan DVOŘÁK, Daniela JARKOVSKÁ, Karol KAPPELLER, Eduard KLIKA, Hana POHUNKOVÁ a Zdeněk VACEK. *Histologie pro stomatologii: Učebnice pro lékařské fakulty*. 1. Praha: Avicenum, 1988.
- [7] O. *The three-dimensional micro- and nanostructure of the aortic medial lamellar unit measured using 3D confocal and electron microscopy imaging*. Matrix Biology [online]. Elsevier B.V, 2008, 27(3), 171-181 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.matbio.2007.10.008. ISSN 0945-053X. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0945053X0700145X>
- [8] ČIHÁK, Radomír, DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM, ed. *Anatomie III*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 802471132x.
- [9] TAYLOR, C.A. a J.D. HUMPHREY. *Open problems in computational vascular biomechanics: Hemodynamics and arterial wall mechanics*. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering [online]. 2009, 198(45-46), 3514-3523 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.cma.2009.02.004. ISSN 00457825. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0045782509000899>
- [10] BÄCK, Magnus, T. Christian GASSER, Jean-Baptiste MICHEL a Giuseppina CALIGIURI. *Biomechanical factors in the biology of aortic wall and aortic valve diseases*. Cardiovascular Research [online]. Oxford

- University Press, 2013, 99(2), 232-241 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1093/cvr/cvt040. ISSN 0008-6363. Dostupné z: <https://academic.oup.com/cardiovascres/article-lookup/doi/10.1093/cvr/cvt040>
- [11] *Strukturní nehomogenita stěny tepny*. College of Arts and Sciences [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: http://www.as.miami.edu/chemistry/2086/Chapter_21/NEWChap21_class_part1.htm
- [12] SAGE, E. H. a W. R. GRAY. *Evolution of Elastin Structure*. 1977. DOI: 10.1007/978-1-4684-9093-0_27. ISBN 10.1007/978-1-4684-9093-0_27. Dostupné také z: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4684-9093-0_27
- [13] LEMAITRE, Jean. *Handbook of materials behavior models: Nonlinear Models and Properties*. 1. San Diego, CA: Academic Press, 2001. ISBN 9780124433410.
- [14] FERRARA, Anna, Simone MORGANTI, Pasquale TOTARO, Alessandro MAZZOLA a Ferdinando AURICCHIO. *Human dilated ascending aorta: Mechanical characterization via uniaxial tensile tests*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials [online]. Elsevier, 2016, 53, 257-271 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.021. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S1751616115002921>
- [15] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka pro gymnázia: pro gymnázia*. 1. ČR: Fortuna, 2015. ISBN 978-80-7373-128-1.
- [16] KRAJÍČEK, M, J PEREGRIN, M ROČEK a P ŠEBESTA. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada Publishing a.s, 2007. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [17] BEDNÁŘ, Blahoslav. *Patologie III*. ČR: Avicem, 1984. ISBN 735-21-08/2908-001-84.
- [18] *Abdominal Aortic Aneurysm (AAA)*. Stanford Health Care [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/blood-heart-circulation/abdominal-aortic-aneurysm.html>
- [19] CHOKE, E., G. COCKERILL, W.R.W. WILSON, S. SAYED, J. DAWSON, I. LOFTUS a M.M. THOMPSON. *A Review of Biological Factors Implicated in Abdominal Aortic Aneurysm Rupture*. European Journal of Vascular & Endovascular Surgery [online]. Elsevier, 2005, 30(3), 227-244 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.ejvs.2005.03.009. ISSN 1078-5884. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S1078588405001772>
- [20] WILSON, J. S., L. VIRAG, P. DI ACHILLE, I. KARŠAJ a J. D. HUMPHREY. *Biochemomechanics of Intraluminal Thrombus in Abdominal Aortic Aneurysms*. Journal of Biomechanical Engineering [online]. 2013, 135(2), 021011- [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1115/1.4023437. ISSN 01480731.

- Dostupné z: <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4023437>
- [21] GASSER, T. Christian, Göray GÖRGÜLÜ, Maggie FOLKESSON a Jesper SWEDENBORG. *Failure properties of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static and pulMAPing mechanical loads*. Journal of Vascular Surgery [online]. 2008, 48(1), 179-188 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.01.036. ISSN 07415214. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521408001262>
- [22] HELLENTHAL, Femke A.M.V.I., Irma L.A. GEENEN, Joep A.W. TEIJINK, Sylvia HEENEMAN a Geert Willem H. SCHURINK. *Histological features of human abdominal aortic aneurysm are not related to clinical characteristics*. Cardiovascular Pathology [online]. Elsevier, 2009, 18(5), 286-293 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.carpath.2008.06.014. ISSN 1054-8807. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1054880708000884>
- [23] VANDE GEEST, Jonathan P., Michael S. SACKS a David A. VORP. *The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta*. Journal of Biomechanics [online]. Elsevier, 2006, 39(7), 1324-1334 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.003. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005001326>
- [24] KAZI, Monsur, Johan THYBERG, Piotr RELIGA, Joy ROY, Per ERIKSSON, Ulf HEDIN a Jesper SWEDENBORG. *Influence of intraluminal thrombus on structural and cellular composition of abdominal aortic aneurysm wall*. Journal of Vascular Surgery [online]. Mosby, 2003, 38(6), 1283-1292 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/S0741-5214(03)00791-2. ISSN 0741-5214.. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521403007912>
- [25] POLZER, S., T.C. GASSER, J. SWEDENBORG a J. BURSA. *The Impact of Intraluminal Thrombus Failure on the Mechanical Stress in the Wall of Abdominal Aortic Aneurysms*. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery [online]. 2011, 41(4), 467-473 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.ejvs.2010.12.010. ISSN 10785884. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1078588410007823>
- [26] WANG, David H.J., Michel S. MAKAROUN, Marshall W. WEBSTER a David A. VORP. *Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm*. Journal of Vascular Surgery [online]. 2002, 36(3), 598-604 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1067/mva.2002.126087. ISSN 07415214. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S074152140200099X>

- [27] POLZER, S. a J. BURSA. *Poroelastic Model of Intraluminal Thrombus in FEA of Aortic Aneurysm*. 2010. DOI: 10.1007/978-3-642-14515-5_194. ISBN 10.1007/978-3-642-14515-5_194. Dostupné také z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-14515-5_194
- [28] HŘIČIŠTĚ, Michal. *Vliv mechanických vlastností intraluminálního trombu na napjatost v aneurysmatech abdominální aorty* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2017 [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/66528>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Stanislav Polzer.
- [29] KWON, Sebastian T., William BUREK, Alexander C. DUPAY, Mehdi FARSAD, Seungik BAEK, Eun-Ah PARK a Whal LEE. *Interaction of expanding abdominal aortic aneurysm with surrounding tissue: Retrospective CT image studies*. Journal of Nature and Science. 2015, 1(8). ISSN 2377-2700.
- [30] VORP, David A., M.L. RAGHAVAN a Marshall W. WEBSTER. *Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: Influence of diameter and asymmetry*. DOI: 10.1016/S0741-5214(98)70227-7. ISBN 10.1016/S0741-5214(98)70227-7. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521498702277>
- [31] FARSAD, Mehdi, Shahrokh ZEINALI-DAVARANI, Jongeun CHOI a Seungik BAEK. *Computational Growth and Remodeling of Abdominal Aortic Aneurysms Constrained by the Spine*. DOI: 10.1115/1.4031019. ISBN 10.1115/1.4031019. Dostupné také z: <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4031019>
- [32] *Spinal cord infarction*. Radiologe Key: Fastest Radiology Insight Engine [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/spinal-cord-infarction/>
- [33] *Spinal Ligaments and Tendons*. Spineuniverse [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <https://www.spineuniverse.com/anatomy/spinal-ligaments-tendons>
- [34] HUDÁK, Radovan. *Memorix anatomie*. 4. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
- [35] RUBERTÉ, Lissette M., Raghu N. NATARAJAN a Gunnar B.J. ANDERSSON. *Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments—A finite element model study*. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.024. ISBN 10.1016/j.jbiomech.2008.11.024. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900800609X>

- [36] SHIN, Dong Suk, Kunwoo LEE a Daniel KIM. *Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method*. DOI: 10.1016/j.cad.2007.03.005. ISBN 10.1016/j.cad.2007.03.005. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010448507000772>
- [37] ROHLMANN, Antonius, Thomas ZANDER, Hendrik SCHMIDT, Hans-Joachim WILKE a Georg BERGMANN. *Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method*. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.026. ISBN 10.1016/j.jbiomech.2005.07.026. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005003660>
- [38] ZHONG, Zheng-Cheng, Shun-Hwa WEI, Jung-Pin WANG, Chi-Kuang FENG, Chen-Sheng CHEN a Chung-huang YU. *Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method*. DOI: 10.1016/j.medengphy.2005.03.007. ISBN 10.1016/j.medengphy.2005.03.007. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453305000561>
- [39] ZEINALI-DAVARANI, Shahrokh, Azadeh SHEIDAEI a Seungik BAEK. *A finite element model of stress-mediated vascular adaptation: application to abdominal aortic aneurysms*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. Taylor, 2011, 14(9), 803-817 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1080/10255842.2010.495344. ISSN 1025-5842.
- [40] ZEINALI-DAVARANI, S., A. DUPAY, S. BAEK a W. LEE. *Interactions With Spine During Abdominal Aortic Aneurysm Enlargement and its Biomechanical Effects*. 2012-6-20. DOI: 10.1115/SBC2012-80122. ISBN 10.1115/SBC2012-80122. Dostupné také z: <http://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org/proceeding.aspx?doi=10.1115/SBC2012-80122>
- [41] BURŠA, Jiří a Jindřich PETRUŠKA. *Nelineární problémy mechaniky těles*. Ústav mechaniky těles [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cs/studium/studijni-materialy.html>
- [42] PETRUŠKA, Jindřich. *Nelineární úlohy mechaniky v MKP*. Ústav mechaniky těles [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cs/studium/studijni-materialy.html>
- [43] RAGHAVAN, M.L. a David A. VORP. *Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability*. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00201-8. ISBN 10.1016/S0021-9290(99)00201-8. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929099002018>

- [44] VORP, David A. *Biomechanics of abdominal aortic aneurysm*. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.003. ISBN 10.1016/j.jbiomech.2006.09.003. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S00219290600323X>
- [45] Ansys: *User's manual*. Ansys [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: www.ansys.com
- [46] NOVÁK, Kamil. *Analýza zbytkových napětí ve stěně tepny* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2013 [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/20276>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Burša.
- [47] POLZER, Stanislav, T. CHRISTIAN GASSER, Jiri BURSA, Robert STAFFA, Robert VLACHOVSKY, Vojtech MAN a Pavel SKACEL. *Importance of material model in wall stress prediction in abdominal aortic aneurysms*. DOI: 10.1016/j.medengphy.2013.01.008. ISBN 10.1016/j.medengphy.2013.01.008. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453313000246>
- [48] POLZER, Stanislav a T. Christian GASSER. *Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms based on a novel probabilistic rupture risk index*. DOI: 10.1098/rsif.2015.0852. ISBN 10.1098/rsif.2015.0852. Dostupné také z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/lookup/doi/10.1098/rsif.2015.0852>
- [49] NOVAK, Kamil, Stanislav POLZER, Tomas KRIVKA, Robert VLACHOVSKY, Robert STAFFA, Lubos KUBICEK, Lukas LAMBERT a Jiri BURSA. *Correlation between transversal and orthogonal maximal diameters of abdominal aortic aneurysms and alternative rupture risk predictors*. DOI: 10.1016/j.compbio.2017.03.005. ISBN 10.1016/j.compbio.2017.03.005. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482517300549>
- [50] ZAHAF, Samir, Bensamine MANSOURI, Abderrahmane BELARBI a Zitouni AZARI. *The effect of the eccentric loading on the components of the spine*. DOI: 10.15761/HMO.1000110. ISBN 10.15761/HMO.1000110. Dostupné také z: <http://oatext.com/The-effect-of-the-eccentric-loading-on-the-components-of-the-spine.php>
- [51] DE PUTTER, S., B.J.B.M. WOLTERS, M.C.M. RUTTEN, M. BREEUWER, F.A. GERRITSEN a F.N. VAN DE VOSSE. *Patient-specific initial wall stress in abdominal aortic aneurysms with a backward incremental method*. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2007, 40(5), 1081-1090 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.04.019. ISSN 0021-9290.

- Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0021929006001485>
- [52] POLZER, Stanislav. *Deformačně napěťová analýza aortálních aneurysmat* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2012 [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/763>. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Burša.
- [53] RIVEROS, Fabián, Santanu CHANDRA, Ender A. FINOL, T. Christian GASSER a Jose F. RODRIGUEZ. *A Pull-Back Algorithm to Determine the Unloaded Vascular Geometry in Anisotropic Hyperelastic AAA Passive Mechanics*. DOI: 10.1007/s10439-012-0712-3. ISBN 10.1007/s10439-012-0712-3. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-012-0712-3>
- [54] RAGHAVAN, M. L., Baoshun MA a Mark. F. FILLINGER. *Non-Invasive Determination of Zero-Pressure Geometry of Arterial Aneurysms*. DOI: 10.1007/s10439-006-9115-7. ISBN 10.1007/s10439-006-9115-7. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-006-9115-7>
- [55] SCOTTI, Christine M., Jorge JIMENEZ, MAPish C. MULUK, Ender A. FINOL. *Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid–structure interaction*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. Taylor, 2008, 11(3), 301-322 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1080/10255840701827412. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255840701827412>
- [56] WOLTERS, B.J.B.M., M.C.M. RUTTEN, G.W.H. SCHURINK, U. KOSE, J. DE HART a F.N. VAN DE VOSSE. *A patient-specific computational model of fluid–structure interaction in abdominal aortic aneurysms*. *Medical Engineering and Physics* [online]. Elsevier, 2005, 27(10), 871-883 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2005.06.008. ISSN 1350-4533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453305001396>
- [57] RISSLAND, Peter, Yared ALEMU, Shmuel EINAV, John RICOTTA a Danny BLUESTEIN. *Abdominal Aortic Aneurysm Risk of Rupture: Patient-Specific FSI Simulations Using Anisotropic Model*. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2009, 131(3), 031001- [cit. 2017-05-22]. DOI: 10.1115/1.3005200. ISSN 01480731. Dostupné z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1475645>
- [58] BUDWIG, R., D. ELGER, H. HOOPER a J. SLIPPY. *Steady Flow in Abdominal Aortic Aneurysm Models*. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 1993, 115(4A), 418- [cit. 2018-03-24]. DOI: 10.1115/1.2895506.

- ISSN 01480731. Také dostupné z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1399546>
- [59] METAXA, Eleni, Nikolaos KONTOPODIS, Konstantinos TZIRAKIS, Christos V. IOANNOU a Yannis PAPAHRILAOU. *Effect of Intraluminal Thrombus Asymmetrical Deposition on Abdominal Aortic Aneurysm Growth Rate*. DOI: 10.1177/1526602815584018. ISBN 10.1177/1526602815584018. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1526602815584018>
- [60] MAN V, POLZER S a BURŠA J. *Influence of mesh density on calculated extreme stresses in aortic aneurysms. Applied and Computational Mechanics* [online]. University of West Bohemia, Pilsen, 2016, 10(2), 97-110 [cit. 2018-03-14]. ISSN 1802-680X.
- [61] SPEELMAN, L., E.M.H. BOSBOOM, G.W.H. SCHURINK, J. BUTH, M. BREEUWER, M.J. JACOBS a F.N. VAN DE VOSSE. *Initial stress and nonlinear material behavior in patient-specific AAA wall stress analysis*. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.020. ISBN 10.1016/j.jbiomech.2009.04.020. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009002206>
- [62] RAGHAVAN, Madhavan L., Jarin KRATZBERG, Erasmo Magalhães CASTRO DE TOLOSA, Mauro M. HANAOKA, Patricia WALKER a Erasmo Simão DA SILVA. *Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm*. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.021. ISBN 10.1016/j.jbiomech.2005.10.021. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005004781>
- [63] RAGHAVAN, Madhavan L., Mauro M. HANAOKA, Jarin A. KRATZBERG, Maria de Lourdes HIGUCHI a Erasmo Simao DA SILVA. *Biomechanical failure properties and microstructural content of ruptured and unruptured abdominal aortic aneurysms. Journal of Biomechanics* [online]. 2011, 44(13), 2501-2507 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.004. ISSN 00219290. Také dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929011004398>
- [64] FILLINGER, Mark F., M.L. RAGHAVAN, Steven P. MARRA, Jack L. CRONENWETT a Francis E. KENNEDY. *In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. Journal of Vascular Surgery* [online]. 2002, 36(3), 589-597 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1067/mva.2002.125478. ISSN 07415214. Také dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521402000988>
- [65] SPEELMAN, L., E.M.H. BOSBOOM, G.W.H. SCHURINK, F.A.M.V.I. HELLENTHAL, J. BUTH, M. BREEUWER, M.J. JACOBS a F.N. VAN DE

- VOSSE. *Patient-Specific AAA Wall Stress Analysis: 99-Percentile Versus Peak Stress*. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* [online]. 2008, 36(6), 668-676 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.ejvs.2008.09.007. ISSN 10785884. Také dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1078588408004887>
- [66] XENOS, Michalis, Nicos LABROPOULOS, Suraj RAMBHIA, Yared ALEMU, Shmuel EINAV, Apostolos TASSIOPOULOS, Natzi SAKALIHASAN a Danny BLUESTEIN. *Progression of Abdominal Aortic Aneurysm Towards Rupture: Refining Clinical Risk Assessment Using a Fully Coupled Fluid–Structure Interaction Method*. DOI: 10.1007/s10439-014-1224-0. ISBN 10.1007/s10439-014-1224-0. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-014-1224-0>
- [67] WATTON, P. N., N. A. HILL a M. HEIL. *A mathematical model for the growth of the abdominal aortic aneurysm*. DOI: 10.1007/s10237-004-0052-9. ISBN 10.1007/s10237-004-0052-9. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10237-004-0052-9>
- [68] SLAZANSKY, M., S. POLZER, V. MAN a J. BURSA. *Analysis of Accuracy of Biaxial Tests Based on their Computational Simulations*. DOI: 10.1111/str.12205. ISBN 10.1111/str.12205. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1111/str.12205>
- [69] KHAN, S., V. VERMA, S. VERMA, S. POLZER a S. JHA. *Assessing the potential risk of rupture of abdominal aortic aneurysms*. DOI: 10.1016/j.crad.2014.09.016. ISBN 10.1016/j.crad.2014.09.016. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0009926014004528>
- [70] GASSER, T.C., A. NCHIMI, J. SWEDENBORG, J. ROY, N. SAKALIHASAN, D. BÖCKLER a A. HYHLIK-DÜRR. *A Novel Strategy to Translate the Biomechanical Rupture Risk of Abdominal Aortic Aneurysms to their Equivalent Diameter Risk: Method and Retrospective Validation*. DOI: 10.1016/j.ejvs.2013.12.018. ISBN 10.1016/j.ejvs.2013.12.018. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1078588413007594>
- [71] CHAKFE, N., F. HEIM a Y. GEORG. *Commentary on ‘Finite Element Analysis in Asymptomatic, Symptomatic, and Ruptured Abdominal Aortic Aneurysms – In Search of New Rupture Risk Predictors’*. DOI: 10.1016/j.ejvs.2014.12.018. ISBN 10.1016/j.ejvs.2014.12.018. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1078588414006959>
- [72] FRATZL, Peter. *Collagen: structure and mechanics*. New York: Springer, 2008, xviii, 506 s. : il. ISBN 978-0-387-73905-2.
- [73] ROEDER, Blayne A., Klod KOKINI, Jennifer E. STURGIS, J. Paul ROBINSON a Sherry L. VOYTIK-HARBIN. *Tensile Mechanical Properties of Three-Dimensional Type I Collagen Extracellular Matrices With Varied*

- Microstructure*. DOI: 10.1115/1.1449904. ISBN 10.1115/1.1449904. Dostupné také z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1407736>
- [74] GUNDIAH, Namrata, Mark B RATCLIFFE a Lisa A PRUITT. *Determination of strain energy function for arterial elastin: Experiments using histology and mechanical tests*. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.02.004. ISBN 10.1016/j.jbiomech.2006.02.004. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929006000509>
- [75] NICHOLS, Wilmer W, Michael F O'ROURKE a Donald A. MCDONALD. *McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles*. 5th ed. London: Hodder Arnold, 2005, xii, 607 s. : il., grafy ; 30 cm. ISBN 0-340-80941-8.
- [76] MEYER, Clark A., Carine GUIVIER-CURIEN a James E. MOORE. *Trans-Thrombus Blood Pressure Effects in Abdominal Aortic Aneurysms*. DOI: 10.1115/1.4001253. ISBN 10.1115/1.4001253. Dostupné také z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1425835>
- [77] NOVAK, Kamil, Stanislav POLZER a Jiri BURSA. *Applicability of simplified computational models in prediction of peak wall stress in abdominal aortic aneurysms*. DOI: 10.3233/THC-171024. ISBN 10.3233/THC-171024.

Seznam použitých zkratk

AAA	výduť břišní aorty
ILT	intraluminální thrombus
EKG	elektrokardiogram
MAP	mean arterial pressure
ST	systolický tlak
DT	diastolický tlak
E	modul pružnosti v tahu
μ	Poissonovo číslo
W	měrná deformační energie
CT	počítačová tomografie
MKP	metoda konečných prvků
CAD	computer aided design
OP	okrajová podmínka
PWS	maximum napětí na stěně

Seznam obrázků

Obrázek 1: Schéma řezu srdcem. Převzato z [3].....	18
Obrázek 2: Schéma malého (plicního) a velkého (tělního) oběhu lidského těla. Převzato z [1].....	19
Obrázek 3: Hodnoty krevního tlaku v jednotlivých fázích srdce. Převzato z [4].....	20
Obrázek 4: Schéma vrstev stěny tepny a žíly v axiálním řezu. Převzato z [11].....	22
Obrázek 5: Deformačně napěťová odezva kolagenního vlákna jako funkce času (a) a jako funkce teploty (b). Převzato z [69].....	23
Obrázek 6: Deformačně napěťová odezva kolagenní sítě. Převzato z [73].....	23
Obrázek 7: Deformačně napěťová odezva elastinu. Převzato z [74].....	24
Obrázek 8: Deformačně-napěťová odezva experimentálně naměřené tkáně s porovnáním s inženýrskými daty. Autor zde vynesl naměřená data ve smluvních hodnotách a inženýrská pomocí Cauchyho napětí a logaritmického přetvoření. Převzato z [14].....	25
Obrázek 9: Ukázka možných typů aneurysmat. Převzato z [18].....	26
Obrázek 10: Deformačně-napěťová odezva stěny AAA při biaxiální zkoušce. E_{00} označuje obvodový směr a E_{LL} směr axiální. Převzato z [24].....	28
Obrázek 11: Princip vzniku ILT v AAA spolu s řezem tkáně, kde lze rozlišit jednotlivé vrstvy. Upraveno z [20].....	29
Obrázek 12: Experimentálně naměřená pevnost vzorků ILT v jednotlivých vrstvách. Převzato z [21].....	29
Obrázek 13: Základní rozdělení páteře. Aorta přiléhá téměř celou svou délkou k páteři. Odbočující tepny zásobující přímo páteř. Převzato z [32].....	31
Obrázek 14: Rozložení vazů na části páteře. Převzato z [34].....	32
Obrázek 15: 3D model okolních tkání obklopujících AAA. Převzato z [29].....	33
Obrázek 16: Postupný růst AAA v předozadním směru, poukazující na tvarovou změnu, kterou způsobí vliv páteře. Na obrázku jsou zobrazeny rozdíly ve tvaru AAA u 4 pacientů (B, F, G a J). Převzato z [29].....	33
Obrázek 17: a) model páteře získaný z CT snímků, b) výpočtový model zdravé aorty v kontaktu s obratlem, který je reprezentován mrakem bodů. Převzato z [31].....	34
Obrázek 18: Definice velkých deformací. Převzato z [46].....	35
Obrázek 19: Vzájemné porovnání výše definovaných tenzorů přetvoření pro velké deformace. Převzato z [46].....	37
Obrázek 20: Idealizovaný model AAA a páteře. Páteř je zastoupena obratlem a ploténkou.	41
Obrázek 21: STL data získaná z programu A4clinics a upravený model geometrie	42
Obrázek 22: Schéma algoritmu pro získání nezatížené geometrie [52].....	42
Obrázek 23: Porovnání originální geometrie z CT snímků (vlevo) a nové nezatížené geometrie	43
Obrázek 24: Model páteře vytvořený pomocí CT snímků. Červeně jsou označena místa, kde byl nahrazen přechod páteře a ploténky pomocí roviny. Žlutou křivkou je označeno místo, kde byl tvar obratlů zanedbán.	44
Obrázek 25.: Znázornění použité metody pro sestavení modelu AAA a modelu páteře s využitím programu Creo 3.0.....	45
Obrázek 26: Deformačně-napěťová charakteristika vybraných modelů materiálu stěny AAA.....	46
Obrázek 27: Vrstvená struktura modelu ILT. Luminální část (světle modrá) až abluminální (růžová).....	47

Obrázek 28: Okrajové podmínky zobrazené na idealizovaném modelu. Vazba B je u specifických modelů pacientů nahrazena vetknutím.	48
Obrázek 29: Úprava modelu geometrie, pro vytvoření čistě šestistěnné sítě. Blokovaná struktura (uprostřed), vytvořená pomocí programu ICEM CFD. Konečná mapovaná síť pro model páteře a AAA (vpravo). Řez AAA poukazuje na vytvořenou síť ILT.	49
Obrázek 30: Diskretizace idealizovaného modelu a schéma využitých prvků SOLID 185 a SOLID 285.	49
Obrázek 31: Rozložení redukovaného napětí podle von Mises [MPa] po přetížení na 20 kPa. Pro stejné měřítko lze vyzorovat lokální rozdíly v rozložení napětí, ovšem rozdíly PWS jsou zanedbatelné.	52
Obrázek 32: Výsledné rozložení redukovaného napětí podle podmínky von Mises [MPa] a celkové deformace [mm] po přetížení na 20 kPa. a). Napětí pacient 4, b). deformace pacient 4, c). napětí pacient 1, d). deformace pacient 1. Tito pacienti vykazovali výrazné rozdíly v napjatosti při porovnání modelů bez páteře (vlevo) a s páteří (vpravo).	53
Obrázek 33: Porovnání maximálních hodnot redukovaného napětí [kPa] jednotlivých pacientů při tlaku 20 kPa. Uvedená procenta odpovídají změně napětí jednotlivého pacienta v porovnání se základním modelem bez páteře.	54
Obrázek 34: Porovnání maximálního navýšení a snížení redukovaného napětí [kPa] po porovnání uzlu na uzlu. Po přetížení na 20 kPa. Uvedená procenta odpovídají změně napětí jednotlivého pacienta v porovnání se základním modelem bez páteře.	55
Obrázek 35: Porovnání redukovaného napětí podle podmínky von Mises [kPa] pro každý uzlu. Výsledky jsou vyneseny pro každého pacienta do histogramu. Červeně jsou zaznačeny téměř nulové rozdíly (-1;1) kPa. U pacienta 4 je oranžově označen počet uzlů, u kterých je napětí rozdílné o více než 30 kPa.	57