



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

**DEFINOVÁNÍ HLAVNÍCH MATERIÁLOVÝCH SMĚRŮ V
ANEURYSMATECH ABDOMINÁLNÍ AORTY**

DEFINITION OF PRINCIPAL MATERIAL DIRECTIONS IN THE ABDOMINAL AORTIC ANEURYSMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Petra Bartoňová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.

BRNO 2015

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka: **Petra Bartoňová**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojírenského inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.**
Akademický rok: 2015/16

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 bakalářské práce:

Definování hlavních materiálových směrů v aneurysmatech abdominální aorty

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Je známo, že stěna tepen je anizotropní materiál. K jejímu realistickému modelování je třeba definovat ve výpočtovém modelu správně hlavní materiálové směry. U zdravé aorty to není zásadní problém, protože tyto směry jsou radiální, axiální a obvodový směr v aortě. Mnohem komplikovanější je stanovení těchto směrů v případě aneurysmat, která mají neurčitý tvar. Tento problém nemá jednoznačné řešení a jedná se o otázku, jak moc výsledné napětí závisí na volbě hlavních materiálových směrů.

Cíle bakalářské práce:

1. Provést rešerši známých způsobů definování hlavních materiálových směrů v aneurysmatech.
2. provést mkp analýzy pro idealizované geometrie tepen a aneurysmat s různými definicemi hlavních materiálových směrů a analyzovat výsledky.

Seznam literatury:

Vande Geest J.P. et al. 2008 The Effects of Anisotropy on the Stress Analyses of Patient- Specific Abdominal Aortic Aneurysms. *Annals of biomedical engineering* 36(6): 921–932.

Gasser TC. et al. 2012. Spatial orientation of collagen fibers in the abdominal aortic aneurysm's wall and its relation to wall mechanics. *Acta Biomaterialia* 8(8): 3091–3103.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá definicemi materiálových směrů na idealizovaných geometrických modelech. Teoretická část je zaměřena částečně na obecné informace spjaté s cévním systémem a aneurysmaty břišní aorty v oblasti anatomie, histologie a chirurgie, poté se soustředí na aneurysma z pohledu biomechanického. Dále je pozornost věnována vytvořenému algoritmu a jeho aplikaci při porovnávání různých definic hlavních materiálových směrů vzhledem k prvnímu hlavnímu napětí. Na závěr jsou vyhodnoceny výsledky MKP analýz s ohledem na další studium této problematiky.

Summary

This bachelor thesis deals with definitions of principal material directions in idealized geometrical models. The theoretical part is particularly focused on general information of vascular system and abdominal aortic aneurysms in the field of anatomy, histology and surgery, afterwards it is concentrated on the biomechanical point of view. Consequently, the created algorithm is described and used to compare different definitions of principal directions considering the maximum principal stress. In conclusion, the results of FEM analyses are evaluated with respect to further study of this issue.

Klíčová slova

aneurysma abdominální aorty, AAA, ANSYS, metoda konečných prvků, hlavní materiálové směry

Keywords

abdominal aortic aneurysm, AAA, ANSYS, finite element method, principal material directions

BARTOŇOVÁ, P. *Definování hlavních materiálových směrů v aneurysmatech abdominální aorty*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 71 s. Vedoucí Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně pod vedením Ing. Stanislava Polzera, Ph.D. s využitím citovaných materiálů uvedených v seznamu zdrojů.

Petra Bartoňová

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu práce Ing. Stanislavu Polzerovi, Ph.D. za ochotu, trpělivost, cenné rady a odbornou pomoc. Dále děkuji mým rodičům a přátelům za podporu během psaní této práce.

Petra Bartoňová

Obsah

1	Úvod	13
2	Cévní systém	15
2.1	Krev	15
2.2	Srdce	16
2.3	Projevy krevního oběhu	17
2.4	Cévy	18
2.4.1	Stavba cévní stěny	19
2.4.2	Aorta	20
2.5	Onemocnění kardiovaskulárního systému	22
3	Aneurysma abdominální aorty	25
4	Biomechanika AAA	29
4.1	Geometrie AAA	29
4.2	Předpětí aorty a stavy zatížení	29
4.3	Zbytkové napětí	30
4.4	Struktura stěny	30
4.5	Intraluminální trombus	32
4.6	Kalcifikace	32
4.7	Izotropie, anizotropie a konstitutivní modely	33
4.8	Materiálové směry	33
5	Definice hlavních materiálových směrů	39
5.1	Podmínky pro jednotlivé hlavní směry	39
5.2	Algoritmus stanovení hlavních materiálových směrů	40
5.3	Aplikované vztahy	41
5.4	Popis příkazů	43
6	MKP analýzy	45
6.1	Metoda konečných prvků	45
6.2	Konstitutivní modely	45
7	Aplikace algoritmu	47
7.1	Porovnání ESYS	47
7.2	Porovnání různých definic	53
8	Diskuze výsledků a omezení výpočtového modelu	57
9	Závěr	59
10	Seznam použitých zkratk a symbolů	67
11	Seznam příloh	71

1. Úvod

V dnešní době existuje obrovská přemíra všeho, co člověk ke svému životu potřebuje. Díky technickému pokroku přinášejícímu nové komunikační technologie, modernizaci, technická zařízení, ale také například rozvoj zábavního průmyslu se mění životní styl populace a tempo života se neustále zrychluje. S tím jsou však spojeny i problémy. Lidé pracují pod neustálým stresem, trpí depresemi, nedostatkem pohybových aktivit a mnohdy si neuváženě vytvářejí závislosti na návykových látkách.

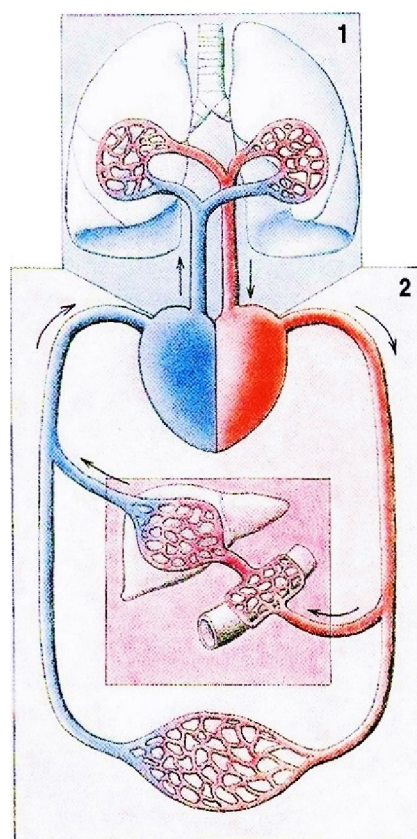
Nejen tyto, ale i další rizikové faktory přispívají ke stále se zvyšujícím počtům vážných onemocnění kardiovaskulárního systému. V poslední době se převážně u starších mužů často vyskytují aneurysmata, což jsou tepenné výdutě. Vznik výdutě může být zapříčiněn různými podněty a její prasknutí je spojováno s poměrně vysokou mortalitou. V některých případech je možné elektivně aneurysma odstranit, avšak ukázalo se, že kritérium maximálního průměru výdutě indikující operaci není příliš vhodné.

Z tohoto důvodu je potřeba co nejpřesněji simulačně namodelovat charakter problému se všemi potřebnými okrajovými podmínkami a vyšetřit riziko ruptury. Jelikož lidská těla nejsou naprosto identická, je zřejmé, že i výdutě se odlišují, což výrazně komplikuje řešení a je tedy potřeba určit vliv různých faktorů na riziko ruptury. Podle některých prací byla ve stěnách aneurysmatu břišní aorty zjištěna přítomnost anizotropie, z čehož vyplývá otázka hlavních materiálových směrů. Zatím ovšem vliv různých definic materiálových směrů na napjatost nebyl v literatuře vyšetřován, proto je na zmiňované téma zaměřena tato práce.

Nejprve jsou uvedeny obecné informace o cévním systému a aneurysmatech z oblasti anatomie, chirurgie a biomechaniky. Hlavním cílem této práce je vytvořit obecný algoritmus definující materiálové směry dle určitých předpokladů a poté porovnat vliv různě definovaných hlavních směrů na napjatost ve stěně výdutě, což je popsáno v kapitolách 4 a 6.

2. Cévní systém

Cévní soustavu je možné zjednodušeně popsat jako bohatě rozvětvený uzavřený transportní systém trubic různých velikostí, kterými proudí tělní tekutina. Právě podle druhu cirkulující tekutiny jej dělíme na oběh mízní a krevní. Mízní cévy vedou jednosměrně do žilního systému a jejich funkcí je usnadnit vstřebávání větších částic, odvádět z tkání do krve tuky, živiny a přebytečný tkáňový mok, čímž se předchází otokům. Cévy krevní slouží především k zajištění transportních funkcí krve. Tento rozvodný systém propojuje tkáně celého těla s místy poskytujícími kyslík (plíce) a živiny (trávicí ústrojí). Jeho nepostradatelnou částí je srdce, které tvoří hnací sílu pro cirkulování krve a rozvádí ji do dvou sériově řazených oběhů - malého (plicního) a velkého (tělního), viz obr. 2.1. Plicním okruhem je nízkotlaká krev vedena z pravé části srdce do plic, kde dochází k jejímu okysličení. Odtud je pomocí levé části srdce přečerpána do vysokotlakého oběhu tělního [1, 2, 3].



Obrázek 2.1: Schéma cévního systému, naskenováno z [2].

Popis: 1 - malý plicní oběh, 2 - velký tělní oběh

2.1. Krev

Krev je červená, neprůhledná tělní tekutina, jež je složena z tekuté složky - krevní plazmy - a tzv. formovaných částí, což jsou červené a bílé krvinky a krevní destičky. Viskozita krve je vyšší než vody, její teplota je přibližně 38 °C [4]. Ačkoliv u plodu se tvoří v játrech a slezině, pro dospělého člověka je místem krvevotvorby pouze červená kostní

dřev obratlů, hrudní kosti a dlouhých kostí. Objem krve v těle muže je přibližně 5-6 litrů, u ženy je množství krve o něco nižší. V organismu je jí nejvíce v žilách, svalstvu a plicích, není tedy rozložena rovnoměrně. Díky kompenzaci organismu se člověk vyrovná s pomalou ztrátou krve do 2,5 l, pokud ovšem dojde k náhlé ztrátě větší než 1,5 l, život jedince je ohrožen [5].

Funkce krve

Krev má pro tělo několik významných funkcí. Tvoří spojku mezi buňkami tkání a vnějším prostředím. Rozvádí z plic do tkání O_2 a od nich zpět CO_2 , z jater, střev a tukové tkáně buňkám přivádí živiny. Dále odvádí k vylučovací soustavě odpadní látky a účastní se řízení metabolických funkcí organismu transportem hormonů, vitaminů a minerálních látek. Pomáhá udržovat stále podmínky vnitřního prostředí, např. hodnoty pH, osmotického tlaku a tělesné teploty. Přítomnost protilátek a bílých krvinek v krevní plazmě zajišťuje ochranu proti infekcím.[1, 4]

Plazma zastupuje přibližně 55 % objemu krve [3], má průhledný nažloutlý vzhled a je tvořena převážně vodou (92 %)[2]. Obsahuje soli, které jsou významné pro regulační funkci krve (viz výše). Asi 7 % tvoří organické látky, především bílkoviny, z nichž nejdůležitější jsou albuminy, globuliny a fibrinogen¹.

Erytrocyty (červené krvinky) jsou bezjaderné buňky obsahující hemoglobin, které se tvoří v kostní dřeni. Kvůli ztrátě jádra mají tvar bikonkávního disku, výhodný pro přestup dýchacích plynů. [1, 5]

Bílé krvinky (leukocyty) jsou buňky různé stavby i funkce; všechny se ale podílejí na obranných reakcích organismu. Jejich funkcí je fagocytóza (pohlcování cizích částic), cytolýza (rozklad) napadených buněk a reakce na cizorodé antigeny.[1]

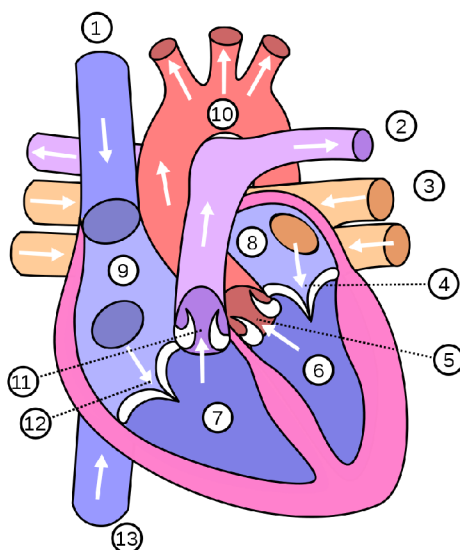
Krevní destičky neboli trombocyty jsou malé úlomky buněk krevní dřeně nepravidelného tvaru. Jsou významné především při poranění k ději zvanému **hemostáza**, jinými slovy je to snaha zabránit krvácení.[1, 4]

2.2. Srdce

Jedním z nejdůležitějších orgánů v lidském těle je srdce. Je to dutý, svalnatý orgán, který u dospělého člověka váží přibližně 300g [6]. Srdce funguje jako krevní čerpadlo, které udržuje stálý oběh, krevní tlak a udává rytmus. Je uloženo na bránici, v prostoru mezi hrudní kostí, plicemi a páteří a má tvar nepravidelného kuželu s vrcholem směřujícím dopředu, doleva a dolů. Tento orgán je přepážkou rozdělen na pravou a levou část, každá část se dále pomocí chlopní dělí na předsíně a komoru, což je možné vidět na obrázku 2.2. Do pravé předsíně ústí žíly velkého oběhu, do levé 4 žíly malého oběhu plicního, zatímco z pravé komory vystupuje plicní kmen a z komory levé aorta.[4, 5, 6]

Srdeční stěna se skládá ze tří vrstev - vnitřní **nitroblány srdeční**, což je výstelka pokrývající stěny dutin, dále **myokardu**, střední, nejmohutnější vrstvy, která vede vzruchy a vytváří stahy a ochabnutí. Vnější vrstva, **epikard**, je tenká a mění se v **perikard**, což je pevný vazivový obal srdce. Stahy myokard tvoří nezávisle na lidské vůli pomocí

¹Albuminy na sebe dobře váží vodu, ale také např. enzymy, hormony a léky, čímž je udržují v oběhu; globuliny mají hlavně obrannou funkci a fibrinogen se při poranění cév mění na vláknitý fibrin tvořící ucpávku v porušené stěně.[2, 5]



Obrázek 2.2: Schéma lidského srdce s naznačeným tokem krve, převzato z [7].

Popis: 1 - horní dutá žíla, 2 - plicní kmen, 3 - plicní žíly, 4 - dvojcípá chlopeň, 5 - poloměsíčitá chlopeň ve výstupu do aorty, 6 - levá komora, 7 - pravá komora, 8 - levá předsíň, 9 - pravá předsíň, 10 - aorta, 11 - poloměsíčitá chlopeň ve výstupu do plicního kmene, 12 - trojcípá chlopeň, 13 - dolní dutá žíla.

center srdeční automacie. Sinusový uzel, který je udavatelem rytmu, vytváří srdeční vzruchy, ty jsou v síňokomorovém uzlu zpomalovány a šířeny Hisovým svazkem, Tawerovými raménky a Purkyňovými vlákny do myokardu komor.[4]

Funkce srdce

Celý mechanismus přečerpávání krve je založen na rytmickém střídání systoly (stah) a diastoly (relaxace) myokardu. Systola a diastola jsou v protifázi, tedy ve chvíli, kdy se plní komory, dochází k systole předsíní. Při systole komor se nejprve pomocí svalového napětí zvyšuje tlak v komorách. V okamžik, kdy je tlak vyšší než ve vystupující cévě, dochází k otevření chlopní a vypuzení krve do oběhu [4]. Je potřeba podotknout, že tlak v levé komoře je mnohem vyšší (120-140 mm Hg) než v komoře pravé (20-30 mm Hg)[1], proto je také svalovina levé komory až trojnásobně tlustší. To je částečně dáno i potřebou velkého pohonu pro velký tělní oběh [2]. S poklesem objemu krve, klesá i tlak v komorách až do okamžiku vyrovnání tlaků mezi komorou a cévou, kdy se uzavírají chlopně. Následuje diastola komor, při poklesu pod úroveň tlaku v předsíních začne plnění předsíní. Otevřené cípaté chlopně se uzavírají při vyrovnání tlaků mezi předsíní a komorou.[4]

2.3. Projevy krevního oběhu

Stahy srdce a vlastnosti cév mají rozhodující vliv na proudění krve, způsobují tak v oběhu jisté charakteristické jevy. Mezi hlavní patří krevní tlak, puls a rychlost proudění krve.

Hodnoty arteriálního **tlaku krve** mají pulzující charakter a jsou závislé na objemu krve v tepnách a na poddajnosti cévní stěny. Objem je ovlivňován výdejem levé srdeční ko-

mory, ale také velikostí odtoku z tepen, tzv. periferním odporem, což jsou faktory, kterými organismus reguluje hodnoty tlaku podle potřeby. V aortě se během systoly dočasně zvýší tlak na maximální hodnotu, tj. systolický, během diastoly klesne na hodnotu nejnižší, tzv. tlak diastolický. Pro správnou funkci celého systému je potřeba udržovat tlak na ustálené hladině, proto by měl být měřen a kontrolován. Optimální hodnoty pro člověka v klidu jsou 120 mm Hg a 70 mm Hg. [1] V přepočtu na jednotky SI těmto hodnotám odpovídají tlaky 16,0 kPa a 9,3 kPa, viz [3].

Tepenný puls neboli tep je rozpínání cév zapříčiněné tlakovou vlnou vyvolanou vytlačení krve z komory do aorty. Rychlost tepu v aortě dospělého člověka je cca 4 m/s, v malých arteriích 16 m/s. [3]

V porovnání s rychlostí tepu je **rychlost krevního proudění** mnohem menší. V cévách s větším průřezem je rychlost vyšší (např. aorta v průměru 60-80 cm/s), zatímco ve vlásečnicích je pouze 0,5 mm/s [5]. V počáteční části aorty je průtok pulzující (od nejvyšších hodnot při systole přechází k záporným hodnotám kvůli zpětnému proudu při uzavírání chlopně), na vzdálenějším konci aorty je proudění kontinuální v důsledku elasticity stěn, které se přizpůsobují pulzům. [3]

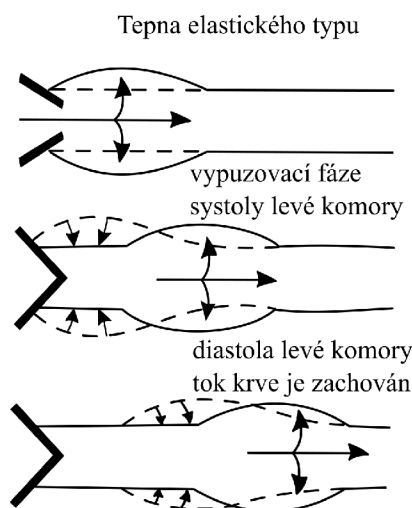
2.4. Cévy

Jak již bylo zmíněno, cévy jsou trubice tvořící uzavřený systém, jehož hlavním úkolem je rozvádět po těle krev. Proudění v nich je zajištěno díky srdci a jeho stahům. Průměr, délka, stavba stěny a další vlastnosti cév se liší podle umístění v systému a především podle funkce. Základní rozdělení cév je na tepny (arterie), vlásečnice a žíly (veny) [6]. Ve velkém oběhu **tepny** odvádějí okysličenou krev ze srdce, postupně se rozvětvují a zmenšují až do tepének, které přecházejí do sítě **vlásečnic**. Ty se nacházejí ve všech orgánech, probíhá v nich výměna látek a plynů mezi krví a tkání. Vlásečnice tedy není možné zařadit mezi tepny, neboť z části již vedou krev neokysličenou jako **žilky**, do kterých se spojují. Malé žíly přecházejí do větších; největší jsou horní a dolní dutá žíla, které ústí v pravé srdeční předsíni.[5, 6]

Z hlediska funkčního jsou cévy podrobněji děleny do následujících skupin:

- **Tepny elastického typu** jsou velké a středně velké tepny. Díky většímu zastoupení elastinu jsou vhodně přizpůsobeny na periodický způsob namáhání a při průchodu pulsní vlny se snadno zpětně smršťují, viz obrázek 2.3. Jejich funkcí je především rychle transportovat krev do menších cév.
- **Tepny svalového typu** mají větší podíl hladké svaloviny ve stěně, mohou proto regulovat průtok krve. Patří mezi ně tepénky a žilky. Poměr průsvitu tepen elastického a svalového typu je zobrazen na obr. 2.4.
- **Prekapilární sfinktery** jsou konečné části tepének, které regulují přítok do vlásečnicové sítě.
- **Kapiláry** neboli vlásečnice zprostředkovávají látkovou výměnu. O jejich průsvitu rozhodují sfinktery, kapiláry totiž nemají schopnost kontrakce.

- **Arteriovenózní zkraty** jsou speciální cévy, které se vyskytují pouze na určitých místech (např. v kůži) a obejitím kapilární sítě tvoří rychlou spojku mezi tepennou a žilní částí systému.
- **Sběrný systém** je tvořen žilami, ty fungují jako odtoková soustava a díky velmi roztažné stěně slouží i jako zásobárna krve potřebná z důvodu proměnlivosti podmínek v tomto systému.[1, 8]



Obrázek 2.3: *Projev pasivních vlastností tepen elastického typu, převzato z [4].*

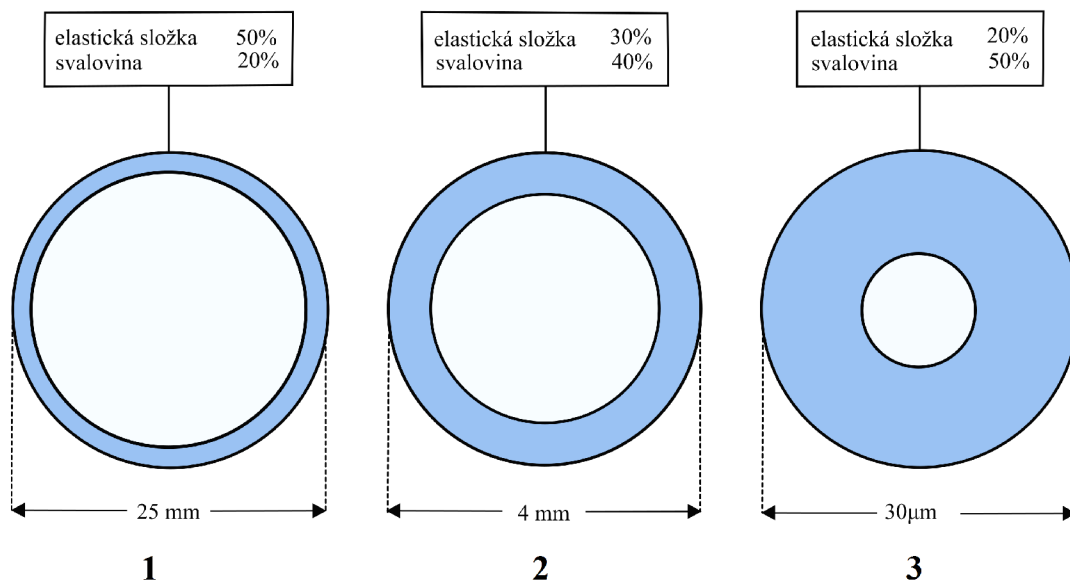
2.4.1. Stavba cévní stěny

Stěnu větších cév tvoří tři vrstvy:

- **Vnitřní vrstva** (tunica intima) je nesmáčivá výstelka s hladkým povrchem, tvořená vrstvou plochých buněk (tzv. endotel). U velkých cév se pod endotelem nachází vrstva kolagenního vaziva s elastickými vlákny [9].
- **Střední vrstva** (tunica media) obsahuje především hladkou svalovinu a elastická a kolagenní vlákna, to umožňuje např. regulaci krevního průtoku [9].
- **Vnější vrstva** (tunica adventitia) je tvořena řídkým kolagenním vazivem a elastickými vlákny, čímž se zvyšuje pružnost cév. Jejím úkolem je tlumit vliv vnějších sil, chránit cévu a spojovat ji s okolní tkání. Touto vrstvou mj. vedou vasa vasorum² a autonomní nervová vlákna ovlivňující hladkou svalovinu stěn [9].

Tyto vrstvy jsou v různých cévách odlišně zastoupeny. Vlasečnice tvoří pouze vrstva endotelu, díky čemuž je u nich možná látková výměna mezi krví a tkání. U velkých tepen a žil jsou zastoupeny všechny vrstvy, avšak tepny mají silnější svalovou vrstvu, zatímco v žilách endotel místy vytváří vyztužené chlopně. Jejich funkcí je zabránit zpětnému toku krve. [4, 5, 9, 10]

²Vasa vasorum jsou drobné cévy vyživující stěnu velkých tepen [2].



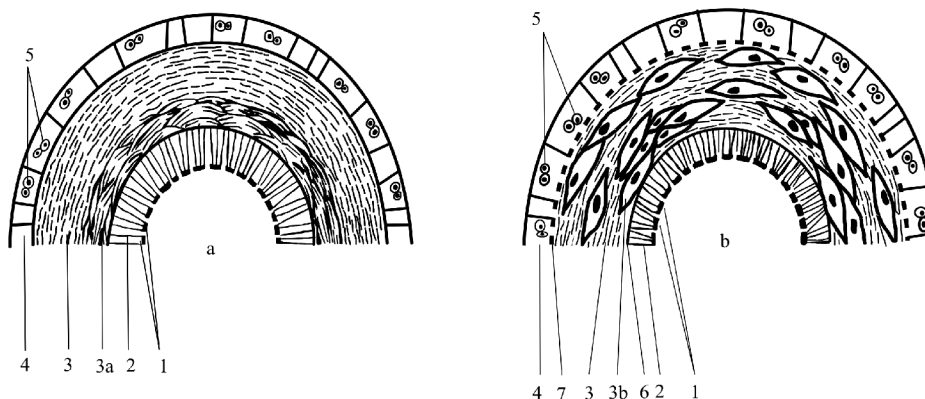
Obrázek 2.4: Schéma poměru průsvitu a tloušťky cévní stěny u tepen, převzato z [1].
 Popis: 1 - tepny elastického typu, 2 - tepny svalového typu, 3 - tepénky

Tepny mají tři různé typy složení vrstev. **Tepénky** (max. průměr 100 μm mají poměrně silnou stěnu, viz obrázek 2.4. Jsou složeny z endotelu a vrstvy hladkých svalových buněk, mezi nimiž je vrstva elastických blanek. **Arterie středního a malého kalibru** (průměr 0,1-10 mm) jsou tzv. svalového typu (viz obr. 2.5b); mají tenkou tunicu intimu a velmi nápadnou medii tvořenou 4-40 vrstvami hladkých svalových buněk. Adventitia je tvořena převážně kolagenními vlákny. Vrstvy od sebe oddělují membrana elastica interna a membrana elastica externa, což jsou sítě elastických blanek. Svalový typ má hlavní význam při regulaci průtoku krve [2, 10].

Průměrově větší arterie (10-25 mm) jsou elastického typu. Jejich tunica intima je v porovnání s předchozími typy velmi tlustá, složená z endotelu, rosolovitého vaziva a vrstvy složené hlavně z elastických a kolagenních vláken. Nejtlustší vrstva, tunica media, je tvořena velkým množstvím elastických vláken přecházejících do membrán s otvory. Vnější vrstva obsahuje kolagenní svazky a jemná elastická vlákna [2, 9]. Schéma průřezu je na obr. 2.5a. Velké tepny se nacházejí v bezprostřední blízkosti srdce, musí tedy odolávat nárazům krve při systole, což vysvětluje vybavení stěn velkým množstvím elastických vláken. Z tohoto důvodu je pro ně charakteristické nažloutlé zbarvení [10]. Typickým příkladem tepny elastického typu je aorta.

2.4.2. Aorta

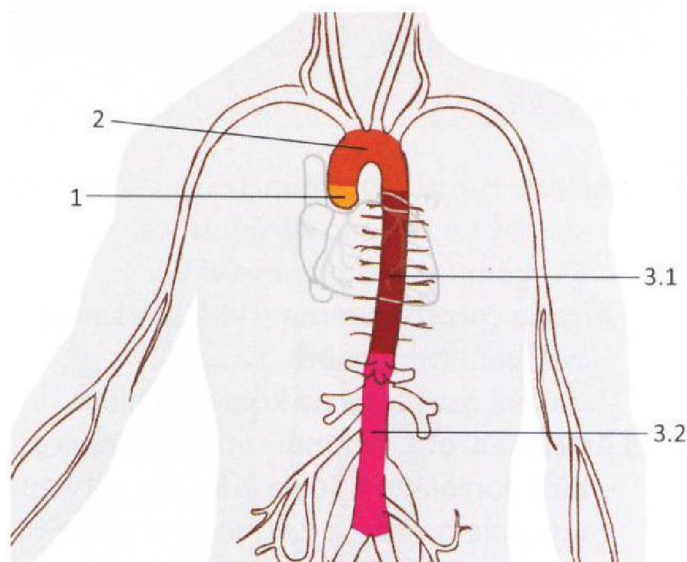
Aorta, česky nazývaná srdečnice, je největší a nejdélší tepna v lidském těle a je prvním článkem velkého krevního oběhu. Je tedy spojena s levou komorou srdeční, z té rozvádí krev do téměř celého těla, a vede až do dutiny břišní, kde je ve výšce čtvrtého obratle bederní páteře v místě bifurkace vidlicovitě rozdělena na dvě větve společné tepny kyčelní (*arterie iliacaes communes*). Jak bylo zmíněno dříve, aorta patří mezi tepny velkého ka-



Obrázek 2.5: Průřez tepenné stěny a) tepna elastického typu, b) tepna svalového typu, převzato z [4].

Popis: 1 - endotel, 2 - tunica intima, 3 - tunica media, 3a - membrána z elastických vláken, 3b - svazky hladkého svalstva, 4 - adventicie, 5 - vasa vasorum, 6 - membrana elastica interna, 7 - membrana elastica externa

libru, v jejichž stěně je vysoce zastoupena elastická tkáň; tím je zajištěna odolnost vůči nárazům krve vypuzené ze srdce. Z funkčního hlediska patří mezi tepny elastického typu, viz 2.4.1. Skládá se ze tří základních úseků - vzestupné aorty (*aorta ascendens*), oblouku (*arcus aortae*) a aorty sestupné (*aorta descendens*), viz obr. 2.6.



Obrázek 2.6: Schéma rozložení aorty, převzato z [11].

Popis: 1 - Aorta ascendens, 2 - Arcus aortae, 3.1 - Aorta thoracica, 3.2 - Aorta abdominalis.

První část, **aorta ascendens**, je krátká (cca 4-5 cm) a vystupuje z perikardu směrem vzhůru, kdy se těsně nad srdeční chlopní rozšiřuje a vychází z ní dvě věčité tepny (vyživují srdeční svalovinu). V místě, kde přechází v oblouk, bývá (hlavně u starších lidí)

také rozšířená, což je nejspíš zaviněno nárazy krve vytlačené ze srdce [2].

Arcus aortae pokračuje šikmo doleva dozadu, čímž přechází nad levou větví plicního kmene za levý hlavní bronchus, až k levé straně třetího hrudního obratle. Z oblouku vystupují tři hlavní tepenné kmeny (*truncus brachiocephalicus*, *arteria carotis communis sinistra*, *arteria subclavia sinistra*), které krví zásobují horní končetiny, hlavu a krk. [2, 6]

Před břišní a hrudní částí páteře vede **aorta descendes**. Část procházející převážně v dutině hrudní mezi páteří a jícnem je nazývána **aorta thoracica**, zatímco navazující **aorta abdominalis** vede dutinou břišní do bifurkace [6]. Abdominální aorta je umístěna retroperitoneálně³. Souběžně s ní vpravo leží dolní dutá žíla. Výstupy z břišní aorty jsou rozděleny na větve *parietální*, ty jsou párové a vyživují nadledviny, kůži, zádové svalstvo a páteřní kanál, *viscerální párové* pro zásobení močopohlavního systému a *nepárové* pro nepárové orgány břišní dutiny (např. žaludek, střeva). *Společné tepny kyčelní* se dále rozvětvují a ve shrnutí vedou krev převážně do orgánů a stěn malé i velké pánve, části břišních svalů a do dolních končetin.[2, 6]

2.5. Onemocnění kardiovaskulárního systému

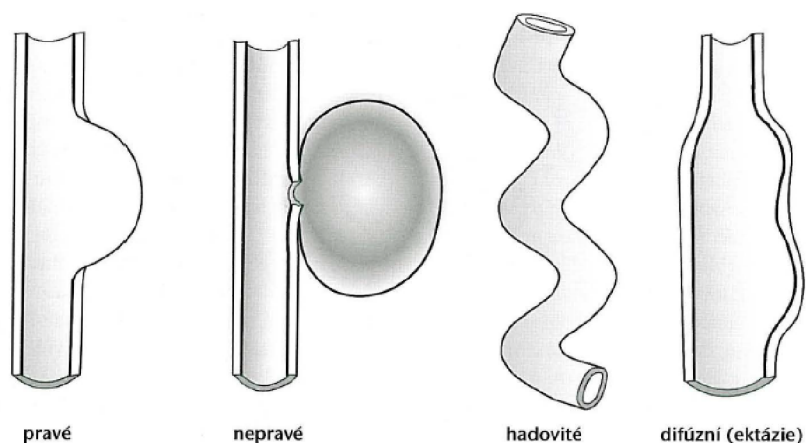
Jak již bylo zmíněno, cévní oběh krve zajišťuje životně důležité funkce a skrze aortu a další cévy propojuje všechny části těla v jeden celek, viz 2.1. Z tohoto důvodu je důležité udržovat správnou funkci a zdravý systém. Obory zabývající se chirurgií a nemocemi srdce, viz 2.2, perikardu, plicního kmene a hrudní části aorty, viz 2.6, a cév, viz 2.4, se nazývají cévní chirurgie a kardiochirurgie. Je potřeba tyto obory rozvíjet, neboť výskyt onemocnění cévního systému je vysoký. Ty mají za následek 53 % z celkové mortality v České Republice [12]. Vznikají z různých příčin a je jich velké množství. Rozlišují se podle místa postižení na vady srdce, žilní onemocnění a onemocnění tepen.

Tepenná onemocnění

Mezi choroby tepen patří mj. **ateroskleróza**, označovaná jako kornatění tepen. Jedná se o onemocnění, které často přispívá ke vzniku dalších chorob tepen i některých srdečních onemocnění. Kornatění je dlouhodobý proces, při kterém se do stěny cév ukládají tuky, a obvykle se projevuje až za několik let. Velký vliv na ní má životní styl, tedy kouření, obezita, nedostatek pohybu, stres, zvýšený krevní tlak, apod [13]. *Ischemická choroba dolních končetin*, která je v 90 % případů způsobena právě aterosklerózou, spočívá v nedostatečném prokrvení dolních končetin. Další nemocí je *diabetická noha* postihující hlavně diabetiky. Jedná se o postižení hlubokých tkání, cév a nervů doprovázené vznikem otlaků, vředů, přítomností infekce, jenž často končí amputacemi. *Stenózy a uzávěry cév* také patří k chorobám spojeným s aterosklerózou. Stenózy jsou zúžení cév vytvářející se v různých místech a z různých příčin. Uzávěry tepen jsou nebezpečné, neboť je zamezen přívod životně důležitého kyslíku k určitým orgánům či tkáním kvůli ucpání krevní sraženinou. [12, 14]

³**Peritoneum**, česky pobřišnice, je lesklá tenká pojivová blána, která slouží jako výstelka dutiny břišní a tvoří obal orgánů v ní uložených [2].

Ohraničené rozšíření tepny se označuje jako **výduť**, neboli **aneurysma**. Ačkoli nejčastější je jejich výskyt na aortě a ve femoropopliteální⁴ oblasti, mohou se objevit i na jiných tepnách. Jsou rozlišovány 3 druhy aneurysmat - pravé, nepravé a disekující, viz obr. 2.7. *Pravé* tvoří celá stěna tepny, zatímco *nepravé*, vzniklé většinou po operaci, je tvořeno vazivovou tkání, do níž uniká krev z lumen. Disekující aneurysma vzniká při ruptuře vnitřní vrstvy tepny, kdy krev proniká do mezivrstev a vytváří tak nové rameno. Vzniklé aneurysma se obvykle s postupem času zvětšuje. Díky nepravidelnému, deformovanému tvaru výdutě vzniká turbulentní proudění, a tím se v určitých místech na stěně tvoří trombus. V aneurysmatech se zpravidla vyskytuje zvýšený počet **zánětlivých buněk**, které přispívají k destrukci cévní stěny ničením elastinu, kolagenu a dalších stavebních součástí, čímž dochází ke ztrátě elasticity a snížení pevnosti stěny. Tímto se mj. zvyšuje riziko ruptury. Vznik ruptury je velmi nebezpečná komplikace, při níž dochází mj. ke ztrátě krve; např. v případě ruptury výdutě na břišní aortě dochází zpravidla k masivnímu krvácení do retroperitonea, což může vést až k úmrtí pacienta. [12, 14, 15]



Obrázek 2.7: Typy aneurysmat, převzato z [16].

⁴Femoropopliteální o. je oblast stehna a podkolenní jamky. [2]

3. Aneurysma abdominální aorty

Vzhledem k tématu této práce je podrobněji popsáno aneurysma břišní aorty (AAA), které je definováno jako rozšíření subrenálního úseku aorty o více než 50 % vzhledem k průměru zdravé části aorty[17]. Umístění AAA je nejčastější pod odstupem renálních tepen. Obvykle mávájí výdutě vřetenovitý nebo vakovitý tvar.[15]

Faktory ovlivňující výskyt AAA

V České Republice se problematikou a mapováním faktorů ovlivňujících AAA již delší dobu zabývá prof. MUDr. Vladislav Třeška, DrSc. a spol., z jejichž publikací [18, 19, 20] jsou získány následující informace. Ačkoli pacienti s AAA často trpí i **aterosklerózou**, není její přítomnost pro vznik výdutě nutná. Významnějším faktorem přispívajícím ke zvýšení rizika AAA je životní styl lidí. Např. u **kuřáků** je výskyt AAA vyšší až osmkrát než u nekuřáků; dalším faktorem je **hypertenze**. Byl zaznamenán i vliv **příbuzenské závislosti** především ve vztahu otec-syn a nebo mezi bratry navzájem, kdy prevalence je přibližně 30 - 50 % [21, 22]. Obvykle se výdutě objevují u starší populace (50 let a více), což je dáno především vlivem zvyšujícího se tlaku v průběhu života a strukturálními změnami ve stěně aorty vlivem stárnutí. Výskyt AAA je asi čtyřikrát až šestkrát vyšší u mužské populace než u žen [15, 14, 18], ačkoli ruptura bývá častější u žen [19].

Ve Spojených státech amerických byla provedena studie s daty více než 3 miliónech pacientů, kde Kent a spol. stanovili pomocí regresní analýzy s více proměnnými další rizikové faktory. Tato studie potvrdila zvyšující se riziko AAA s množstvím vykouřených cigaret, riziko je vyšší pro kuřáky v současnosti než pro bývalé; dále se potvrdil vliv příbuzenské závislosti, závislost na pohlaví a věku pacienta a spojitost AAA s některými nemocemi jako např. vysoký cholesterol, hypertenze, nemocemi koronárních tepen či nadváha a obezita. Ukázalo se, že zdravý životní styl může riziko snižovat. Stejně tak je pravděpodobnost vzniku výdutě nižší pro hispánské američany, asiaty a afroameričany než pro bělochy. Dalším výsledkem bylo, že riziko klesá s dobou, která uběhla od přestání bývalých kuřáků s kouřením. Pokud pacient trpí diabetes, riziko AAA se též snižuje, protože proces těchto nemocí je poměrně odlišný. [23]

Z výzkumu provedeného spolu se studií vyplynulo, že z detekovaného počtu AAA u osob ve věku 50 až 84 let bylo 20.60 % objeveno u žen, 13 % u nekuřáků a 29 % u osob mladších než 64 let. Pomocí aplikace získaného modelu byla odhadnuta poměrně vysoká prevalence AAA v USA. Lze tedy vyvodit, že toto onemocnění se vyskytuje často a vzhledem k úmrtnosti při ruptuře až 85 % [23] je potřeba včasná léčba.

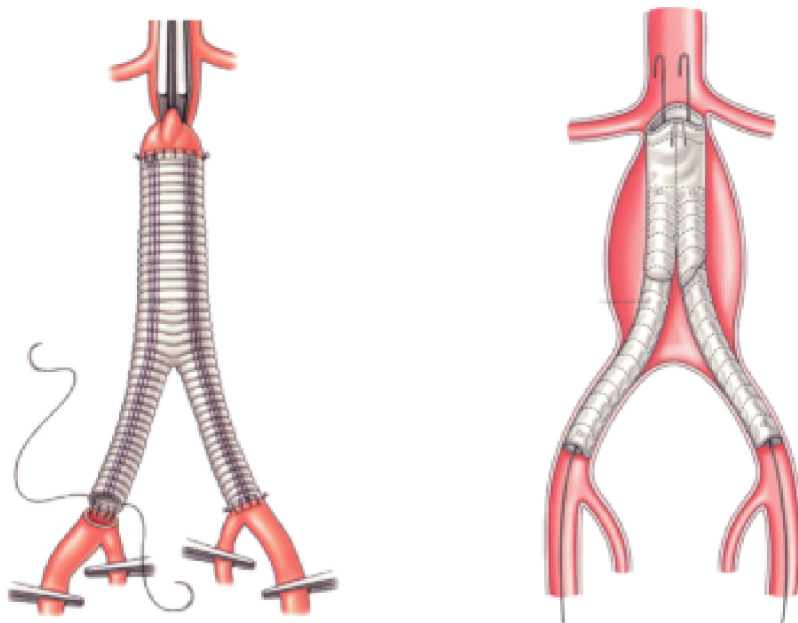
Diagnostika a léčba

Nízký počet zjištěných aneurysmat v počátečních fázích vývoje je zaviněn asymptotologií výdutí. V takových případech je diagnostikování tohoto problému dáno většinou náhodným vyšetřením [15]. Symptomatická aneurysmata, obvykle způsobující bolest břicha či zad nebo onemocnění růstem utlačovaných orgánů, jsou zpravidla většího průměru a jsou tedy považována za riziková. Výjimkou nejsou ani neodhalené výdutě s příznaky, což je zaviněno chybným úsudkem lékaře, neboť symptomy nemusí být jednoznačné [19]. Pacienti jsou potom přijímáni ve vážném stavu, zpravidla již s rupturou, tím se snižuje pravděpodobnost přežití. Je proto doporučováno preventivní vyšetřování výskytu AAA;

to je z finančních důvodů možné pouze u omezeného počtu případných pacientů, tzv. rizikových skupin [14]. Ačkoli je možné dokázat přítomnost výdutě pomocí angiografie či magnetické rezonance, z hlediska sledování růstu či určování morfologie aneurysmatu jsou významnější ultrazvuk a především CT, které poskytuje nejkvalitnější výstup [15].

Pojmem riziková skupina pro AAA jsou obvykle myšleny muži-kuřáci starší 65 let. Ovšem jak již bylo zmíněno výše, značná míra aneurysmat postihuje nekuřáky, ženy i osoby mladší 65 let. Proto by bylo vhodnější posuzovat rizikové skupiny v širším okruhu. K tomuto by mohla pomoci již zmiňovaná studie svým bodovým systémem, ze kterého je možné vyčíst pravděpodobnost vzniku výdutě u jedince součtem bodů vzhledem k odpovídajícím parametrům [23].

K léčbě AAA se obvykle používají dvě metody - *otevřená resekce (OR)* a *endovaskulární léčba pomocí stentgraftu (EVAR)*. Princip léčby je znatelný z obrázku 3.1. Při *resekci* je aneurysma podélně otevřeno a oblast je nahrazena cévní protézou. EVAR spočívá v zavedení protézou pokrytého stentu přes femorální tepny do výdutě aorty, krevní oběh potom prochází pouze stentem (stěny výdutě již nejsou namáhány). Tato metoda je méně invazivní, avšak její nevýhodou je vysoké riziko endoleaku, což je plnění původní výdutě krví. [15, 14, 18] Obě dvě metody jsou v praxi využívány v podobné míře, avšak použití EVAR závisí na tvaru řečiště pacienta - tepny mohou být příliš úzké či zakroucené. U elektivního výkonu je možné provést tzv. jednodobý výkon, který by ovšem měl začínat zákrokem na aortě [20].



Obrázek 3.1: *Druhy léčby AAA*, převzato z [24].

Vlevo: Otevřená resekce, vpravo: Endovaskulární léčba

Symptomatická AAA mohou předcházet hodinami či dny ruptuře, proto je nutné řešení v rámci maximálně několika dnů. K ruptuře většinou dochází do oblasti peritonea, čímž se zvětšuje objem břicha, a je doprovázena prudkými bolestmi. Je nutná okamžitá operace, šance na přežití jsou ovšem nízké a klesají se zvětšující se časovou prodlevou mezi vznikem ruptury a jejím řešením. Při prodlevě větší než 4 hodiny se úmrtnost blíží 100 % [14]. Celková úmrtnost pacientů při ruptuře je 75-90 %, z toho 50 % umře před

dopravením do nemocnice. Operační letalita je přibližně 50% [14, 20]. Mortalita při zásahu však není závislá na druhu zásahu (EVAR nebo OR) [19].

Pro asymptomatické výdutě je léčba volena v závislosti na určitých faktorech. Je důležité poznamenat, že **chronologický věk** není pro elektivní operace rozhodující [19]. K operaci dochází u AAA velkých max. 55 mm v průměru u mužů a 50 mm u žen, ale také u výdutí za rok rostoucích o více než 0,5 cm. Dalším rizikovým faktorem je mortalita spojená s výkonem, neboť pacienti často trpí dalšími chorobami nebo je nepříznivý jejich celkový tělesný stav vzhledem k vysokému **biologickému věku**. [14]

4. Biomechanika AAA

Při léčbě tohoto onemocnění se objevují různá úskalí. Jak již bylo řečeno, k chirurgickému řešení bývají vybrána aneurysmata podle kritéria maximálního průměru, což není úplně vhodné. Dochází totiž i k rupturám menších aneurysmat, která se nečekaně rapidně zvětší[25], ovšem výjimkou nejsou ani případy aneurysmat větších než udává kritérium, jež jsou stabilní po několik let[25]. Proto je potřeba vylepšit a určit nové parametry, podle kterých dochází k výběru pacientů pro preventivní vyšetření k odhalení výdutí, k výběru pacientů pro elektivní operační řešení a k posuzování rizika ruptury. Z těchto důvodů se problematikou začali zabývat odborníci z oblasti biomechaniky.

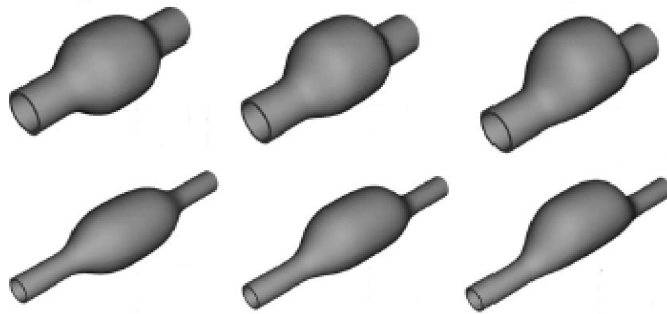
Z biomechanického hlediska je problém výdutí definován jako napětí ve stěně vyvolané systolickým tlakem na stěnu o určité pevnosti. Ve chvíli, kde napětí překročí hodnotu pevnosti stěny, dochází k ruptuře. Z toho vyplývá, že riziko ruptury nezávisí pouze na rozměrech výdutě, ale také na napětí a materiálových vlastnostech stěny [26]. Riziko ruptury se tedy zvýší, pokud napětí ve stěně vzroste nebo pokud pevnost stěny klesne a naopak. K výpočtům napětí se používají MKP analýzy. Aby však výpočtové analýzy vedly k odpovídajícím výsledkům, musí být dostatečně přesné. Protože biologické materiály nemají jednotnou strukturu, existuje řada faktorů, jejichž případný vliv je potřeba prozkoumat [27]. Zde se nachází pouze obecný popis faktorů, jejichž vliv na mechaniku AAA je vyšetřován.

4.1. Geometrie AAA

Geometrie výdutí není pravidelná. Jedná se o nesymetricky tvarované vakovité útvary, vzniklé dilatací stěny aorty v důsledku patofyziologických změn v medii. Tělo každého pacienta je jedinečné, stejně tak má každý pacient specifický tvar výdutě. V dřívějších pracích se používaly zjednodušené modely a konstitutivní vztahy pro malé deformace [27]. V současnosti se lze s idealizovanými modely setkat také, ve většině případů kvůli přesnějšímu určení vlivů jednotlivých parametrů, např. [28]. Idealizované geometrie se dělí na axisymetrické a nesymetrické, podle způsobu umístění výdutě na aortě. Různé tvary idealizovaných výdutí je možné vidět na obrázku 4.1. Vlivem moderních technologií lze v této době získávat komplexní geometrie, např. s pomocí rekonstrukcí obrazů z CT. Získání co nejpřesnějšího tvaru výdutí je jedním z důležitých faktorů při určování maximálních napětí působících na stěnu AAA [27].

4.2. Předpětí aorty a stavy zatížení

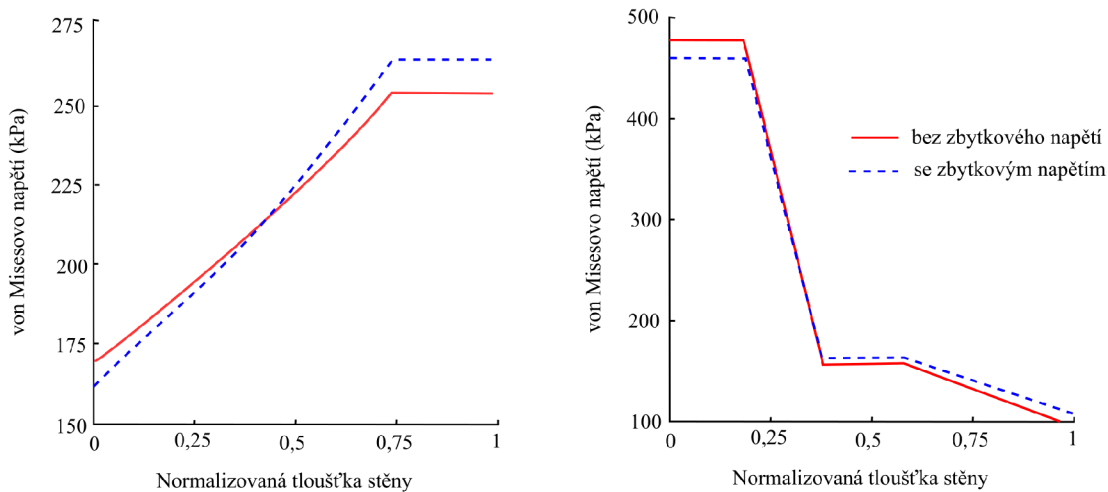
Tepny v těle člověka jsou předepnuty, což znamená, že po vyjmutí se zkrátí [29]. Výjimkou není ani aorta. Zkrácení aorty je závislé na věku jedince; u mladších osob je až 30 %, s věkem tato hodnota klesá [30, 31]. Předpětí souvisí s tvarovou stabilitou stěny při ohýbání tepny. Stárnutí stěny cév má vliv na jejich mechanické vlastnosti, např. maximální podélné prodloužení je s přibývajícím věkem menší [29, 31]. V MKP simulacích by zatížení mělo být aplikováno na nezatížený stav. Aortou ovšem neustále proudí krev, je tedy neustále namáhána a CT snímky tedy ukazují stav zatížený. Chyba mezi užitím CT snímků a nezatíženého stavu je při určování napětí ve stěně asi 0,7-2,7 % [27, 32].



Obrázek 4.1: *Tvary idealizovaných výdutí, upraveno z [28].*

4.3. Zbytkové napětí

V živých tkáních se v důsledku růstu a přizpůsobování vytvářejí zbytková napětí, která jsou přítomna i v nezátženém stavu. Ta také ovlivňují mechanické chování materiálu. Z práce Ahameda a kol. [33] vyplývá, že zbytkové napětí přispívá k nižším a rovnoměrnějším hodnotám von Misesova napětí. Avšak kvůli nepravidelnému tvaru výdutě může mít i opačný efekt a napětí zvýšit, což je vidět na grafech v obr.4.2. Jak zmiňují autoři, tyto informace jsou ovšem pouze předběžné, neboť jsou na počátku výzkumu a správného pochopení vlivu zbytkových napětí.



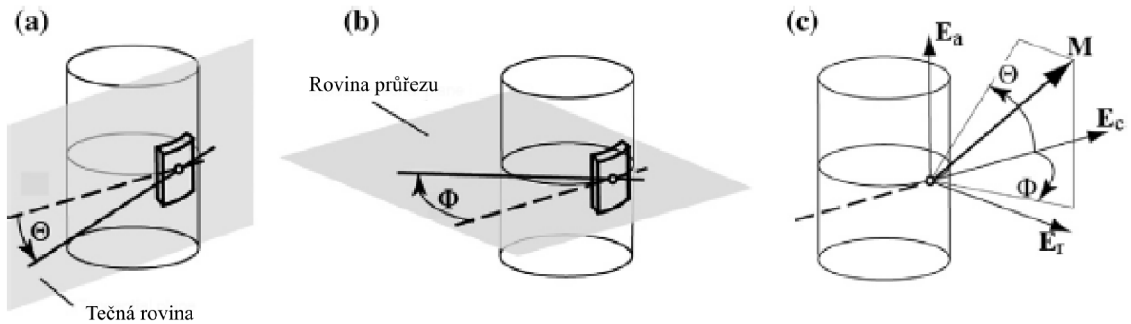
Obrázek 4.2: *Závislosti von Misesova napětí na normalizované tloušťce stěny v odlišných místech na stěně výdutě, upraveno z [33].*

4.4. Struktura stěny

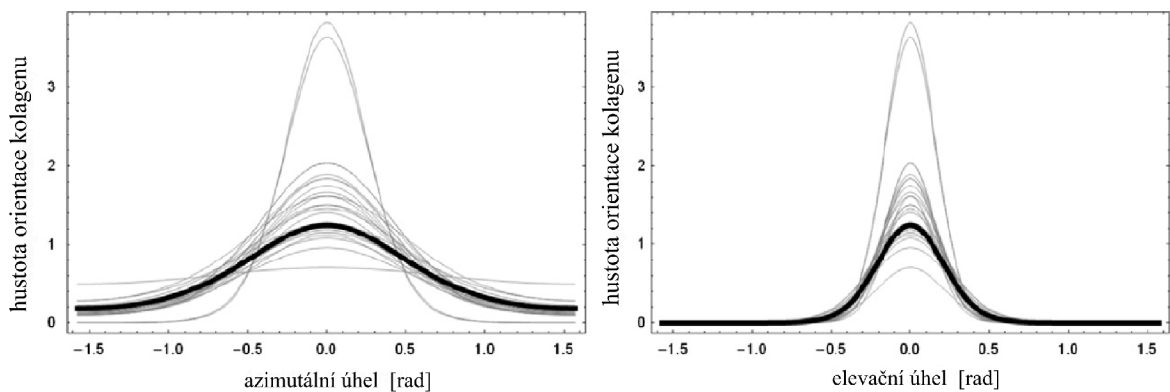
Významnou roli při analýzách má i strukturální složení cévní stěny. Jak již bylo zmíněno výše, viz 2.4.1, jsou v medii aorty vysoce zastoupena elastická a kolagenní vlákna. Jakékoli změny makroskopické jsou u živých tkání propojeny se změnami mikrostruktury; dilatace

stěny v AAA je spojena se změnami, prostorovou orientací a množstvím kolagenních vláken [34, 35]. Aby byl správně určen účel a vliv těchto vláken na mechanické vlastnosti, je potřeba prozkoumat uspořádání kolagenu ve stěně aorty, což lze provést pomocí některých mikroskopií, např. pomocí klasické mikroskopie či mikroskopie polarizovaným světlem (PLM), a pomocí různých technik zpracování obrazů. Pro PLM musí být vzorky tepenné tkáně speciálně upraveny, což je zdokumentováno např. v [34, 35].

V [35] je zkoumána prostorová (3D) orientace vláken ve stěně AAA. Orientace vláken byla rozdělena a popsána pomocí dvou parametrů - azimutálního (Θ) a elevačního (Φ) úhlu. Tyto úhly reprezentují dvě roviny, jak je naznačeno na obrázku 4.3. Z výsledných hustot rozložení kolagenních vláken na obr. 4.4 vyplývá, že v tečné rovině je rozptyl orientace vláken větší než v rovině průřezu. Nebyl nalezen významný rozdíl mezi rozložením kolagenu v adventicii a medii, což odporuje strukturálním rozdílům mezi vrstvami. Rozložení vláken bylo stanoveno jako orthotropické s širokým rozptylem. Dle autorů je vlnitost kolagenu v nezatíženém stavu faktor, který může mít významný vliv na mechanické vlastnosti. Je důležité poznamenat, že *vlnitost* a *orientace kolagenu* jsou dva různé pojmy, které nelze zaměnit. Na vzorcích je lze odlišit pomocí dostatečného délkového měřítka (vlnitost se projevuje v menším měřítku).



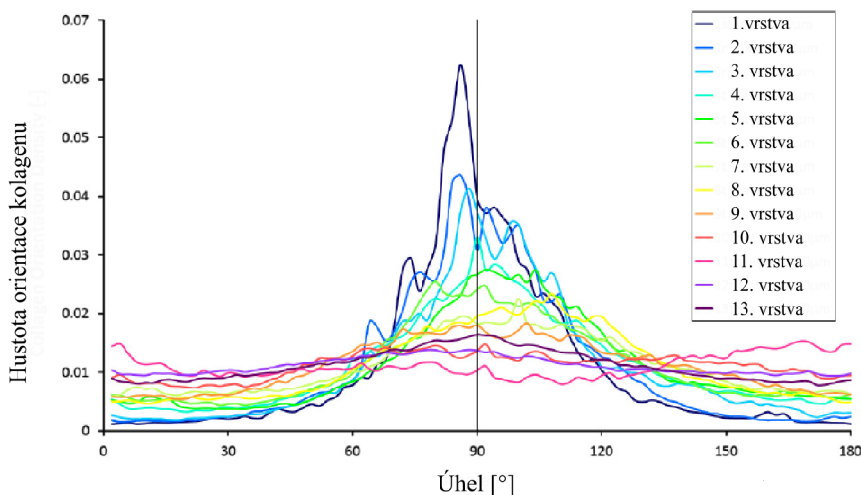
Obrázek 4.3: Umístění rovin a charakteristických parametrů, upraveno z [35].



Obrázek 4.4: Hustota orientace vláken v tečné rovině (vlevo) a rovině průřezu (vpravo), upraveno z [35].

V [34] byly zkoumány rovinné vlastnosti kolagenu na stěně hrudní aorty z vepřů. Vztaženo na předchozí práci, byla orientace zkoumána pouze v tečné rovině. Byla zaznamenána změna v rozložení vláken vzhledem k umístění roviny v průřezu. Vláknina obsažená

v luminálních vrstvách byla anisotropní, směrem k adventicii anisotropie pozvolna přechází v téměř izotropní uspořádání, což lze vidět na obrázku 4.5. Tato práce potvrdila závěry některých předchozích prací, viz Zdroje u [34], že adventicie má méně uspořádaná vlákna než medie. V obvodovém směru medie je uspořádáno více vláken (cca 40 %) než v axiálním, z čehož vyplývá, že kolagen více popisuje charakter materiálu v obvodovém směru. Z výsledků studie bylo rovněž odvozeno, že vnější vrstva slouží jako ochrana střední vrstvy pro případ přetížení, jelikož získaná tuhost kolagenních vláken je mnohem vyšší než v medii.



Obrázek 4.5: *Hustota orientace vláken v tečné rovině pro vrstvy (1.vrstva je nejbližše lumen), upraveno z [34].*

4.5. Intraluminální trombus

Intraluminální trombus (ILT) se nachází, jak napovídá název, uvnitř lumen většiny AAA [36]. Způsob vzniku je zmíněn výše, viz 2.5. Obvykle se tvoří po vrstvách a jeho struktura je závislá na stáří. Nové vrstvy této pórovité struktury jsou tvořeny převážně fibrinem, zatímco ty starší, umístěné blíže k stěně výdutě obsahují vlákna kolagenní [37]. Vliv ILT na působení v AAA byl předmětem mnohých výzkumů [27, 38, 39, 40]. Obvykle jsou mu přisuzovány izotropní vlastnosti [27, 40]. Ze studií vyplývá, že téměř neovlivňuje tlak působící na stěnu výdutě [39, 40], ačkoliv bylo zaznamenáno významné snížení napětí ve stěně; ILT tedy pomáhá stěně výdutě lépe snášet zatížení [27, 38, 39, 40].

4.6. Kalcifikace

Kalcifikace je proces vytváření povlaků z tvrdých mikročástic vápníku, jenž byl v různých stupních nalezen na stěnách většiny AAA [41]. Bylo zjištěno, že tuhost povlaků má jistý vliv na rozložení napětí ve stěně [41, 42] a dále jsou vyšetřovány vlivy kalcifikace na rupturu stěny, neboť tyto povlaky byly nalezeny v blízkém okolí trhliny [43]. Z práce [43] vyplývá, že rozdíly mezi obvyklou a zkalifikovanou stěnou mohou vést k vyššímu riziku ruptury, avšak je potřeba další výzkum tohoto faktoru.

4.7. Izotropie, anizotropie a konstitutivní modely

Vzhledem ke specifickému složení živých tkání, téměř všechny vykazují určitou míru anisotropního chování [27]. Ve střední vrstvě aorty se chovají kolagenní vlákna anisotropně, viz 4.4. V dřívějších pracích se předpokládala izotropní charakter stěny výdutí, ovšem s pokrokem v této oblasti přibývá i prací, které dokazují, že zahrnutí anisotropních konstitutivních vztahů do výpočtového modelu může vést k přesnějším odhadům napětí v reálných AAA [27, 28, 44, 45]. Při porovnání modelů výsledky obvykle vypovídají ve prospěch anisotropie. S tím je samozřejmě spojena i lepší schopnost predikce rizika ruptury, neboť při užití isotropie může být toto riziko podhodnoceno [44]. Existují ovšem také studie, jejichž závěrem sice je vyšší napětí pro anisotropii v porovnání s isotropním modelem, avšak těchto hodnot nebylo dosaženo v celém rozsahu vzorků - tedy existují vzorky, pro něž isotropní model dává větší hodnoty maximálního napětí než model anisotropní, např. [27]; dle autorů toto vypovídá o specifičnosti každého aneurysmatu.

Další studie proběhly v oblasti porovnávání materiálových modelů, kdy se ukázalo, že přesnost výsledků je velmi citlivá na výběr materiálového konstitutivního modelu [28, 46, 47]. Využití anisotropních modelů je v současných pracích častější než dříve, avšak i to má určitá omezení. Jak bylo zmíněno ve článku [47], aplikace anisotropního modelu vyžaduje znalost materiálových směrů v deformované stěně aneurysmatu a zatím nebyl vyšetřen vliv odchylek mezi natočením různých materiálových směrů na hodnoty napětí.

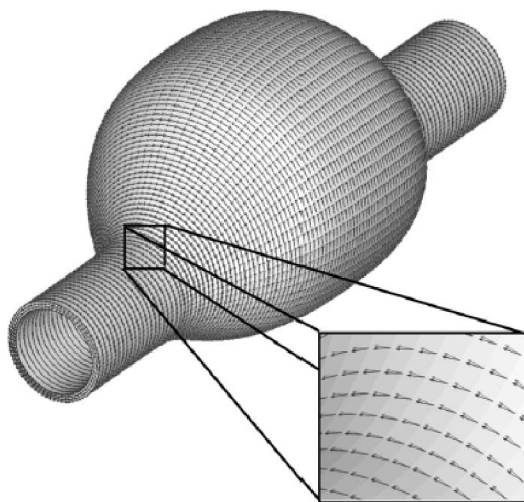
4.8. Materiálové směry

Anisotropní chování látek se především vyznačuje rozdílnými mechanickými vlastnostmi v různých směrech. Této vlastnosti se využívá např. u kompozitních materiálů. Cévní stěnu lze ve zjednodušeném měřítku taktéž považovat za kompozitní materiál, kde matici dodávají charakteristické anisotropní vlastnosti kolagenní vlákna. Tyto vlákna jsou ve stěně uspořádána do převážně obvodových směrů, viz 4.4, podle této orientace se projevují materiálové vlastnosti. Při využití anisotropního modelu je tedy potřeba, aby materiálové směry co nejlépe kopírovaly průběh vláken ve stěně. Pro nepravidelné stěny aneurysmat určení těchto směrů není triviální. V současných pracích se vyskytují různé způsoby jejich definování, zatím ovšem rozdíly mezi nimi nebyly vyhodnoceny [47].

Dále následuje přehled článků obsahujících metody určení materiálových směrů rozdělený podle autorů se stručným popisem těchto metod.

Rodríguez, José F. et al.

Ve článku [28] byl mj. zkoumán vliv anisotropie na napětí ve stěně, přičemž byl na idealizované geometrie AAA aplikován anisotropní model. Materiálové směry zde byl popsány pomocí jednoho parametru - úhlu Φ , který udával odchylku kolagenních vláken od obvodového směru cévy. Do konečnoprvkového modelu byla vlákna zahrnuta pomocí tečny v každém uzlovém bodě. Více zmínek o definování směrů se v článku nenachází. Orientace vláken v jednom z použitých modelů je zobrazena na obrázku 4.6. Stejný princip určení materiálových směrů byl použit i ve článku [45].



Obrázek 4.6: *Orientace vláken v idealizované geometrii*, převzato z [28].

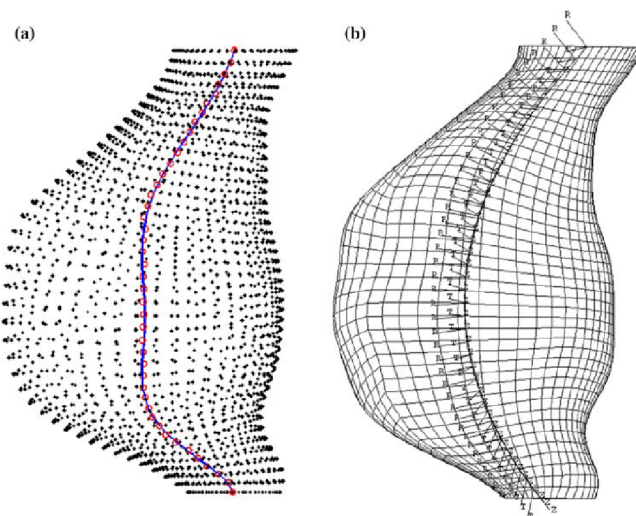
Vande Geest, J. P. et al.

Nejlépeší ze všech zdokumentovaných definicí byla popsána ve článku [27]. Kvůli aplikaci anizotropního modelu na geometrii reálného AAA, byly nadefinovány lokální souřadné systémy odpovídající materiálovým směrům. Autoři zvažili komplikovaný tvar výdutě a jako zdroj pro lokální axiální směr byla určena obecná trojrozměrná osa výdutě. Vytvořená síť modelu byla podélně rozdělena na několik (např. 30) dílů, poté byl nalezen střed každého dílu. Pomocí programu Matlab byla vytvořena spline-křivka těmito středy (viz 4.7(a)), čímž vznikla obecná osa AAA. Průmětem této osy na povrch každého elementu výdutě byl určen lokální axiální směr. Normálový směr elementů je v programu ABAQUS definován automaticky pomocí uzlových bodů odpovídajících elementu a tvoří tak radiální směr. Obvodový směr je dopočítán z axiálního a radiálního směru pomocí pravidla pravé ruky.

Jak je zmíněno v [27] tato metoda je opakovatelná a nezávislá na vytvořené síti. Ve článku [44], kde je zkoumán vliv anisotropie na AAA, byla použita data a výsledky z [27]. Je zde věnována pozornost vytvořené síti a tvorbě tloušťky stěny výdutě, avšak autoři se zde nezmiňují o způsobu určení materiálových směrů.

Zeinali-Daravani, S. et al.

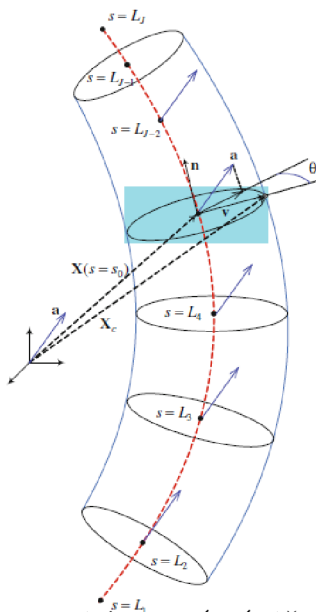
Simulace růstu a přestavby modelu výdutě (tvz. G& R simulace, z angl. growth and remodeling) využívá principu inverzní optimalizační metody. Je založena na materiálových a geometrických vlastnostech zdravé aorty a na snímcích získaných při lékařských vyšetřeních. Do simulace jsou výpočtově zahrnuty degradace elastinu ve stěně cévy, čímž je podnícen růst různě tvarovaných výdutí. Rozbor provedení a postupu při takovéto simulaci je tématem prací [48, 49]. Právě ke stanovení rozložení tloušťky stěny a materiálové anisotropie (vliv orientace kolagenních vláken) se zde využívá inverzní optimalizační metody s minimalizací odchylek stavu a napětí. Ve článku [49] je uvedeno, že řešení této metody pro uzlové body konečnoprvkového modelu by bylo příliš náročné, proto je pro



Obrázek 4.7: *Definování lokálních materiálových směrů*, převzato z [27].

(a) 3D spline-křivka spojující středy všech dílů výdutě, (b) Materiálové směry, R - radiální, T - obvodový, Z - axiální

středovou plochu cévy provedena parametrizace dvěma proměnnými θ a s , kde s zastupuje podélnou vzdálenost a θ azimutální polohu na stěně aorty.



Obrázek 4.8: *Princip parametrizace cévní stěny do 2D*, převzato z [49].

Princip parametrizace je naznačen na obrázku 4.8. Nejprve jsou určité body na ose zvoleny jako uzlové a osa cévy je aproximována pomocí interpolace čtvrtého řádu. Všechny body ležící na ose potom mohou být popsány vztahem:

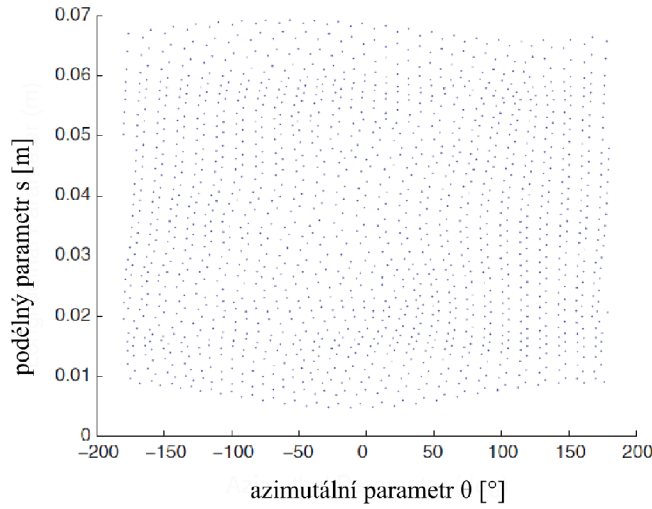
$$\mathbf{X}(s) = \sum \Phi^i(s) \mathbf{X}^i, \quad (4.1)$$

kde \mathbf{X}^i značí polohový vektor uzlových bodů na ose, $\Phi^i(s)$ značí interpolační funkci a $\mathbf{X}(s)$ je polohový vektor všech bodů na ose v závislosti na parametru s . Ze vztahu 4.1 se určí parametr s . Vzhledem k tomu, že je tento parametr spojen i se středy elementů na stěně, je získán minimalizací vzdáleností daného bodu na stěně od osy, tedy $\|\mathbf{X}(s) - \mathbf{X}_C\|$.

Numerické řešení pro vzniklou nelineární rovnici je získáno pomocí Newton - Raphsonovy metody (více viz [49]). Při získání řešení $s=s_0$, viz obr. 4.1, je určen vektor \mathbf{v} , spojující daný bod na stěně a odpovídající bod na ose:

$$\mathbf{v} = \mathbf{X}_C - \sum \Phi^i(s_0)\mathbf{X}^i. \quad (4.2)$$

$\Phi^i(s_0)$ zde značí normalizovanou interpolační funkci. Normálový jednotkový vektor \mathbf{n} roviny průřezu je dán jako normalizovaná tečna k funkci $\mathbf{X}(s)$, tedy první derivace pro $s=s_0$ podělená hodnotou této derivace. Parametr θ je odvozen pomocí libovolně zvoleného vektoru \mathbf{a} , je totiž určen jako úhel svíraný průmětem tohoto vektoru do roviny průřezu \mathbf{a}_p a vektorem \mathbf{v} . Na obr. 4.9 se nachází výsledek - zparametrizovaná geometrie cévy, kde tečky značí středy elementů stěny.



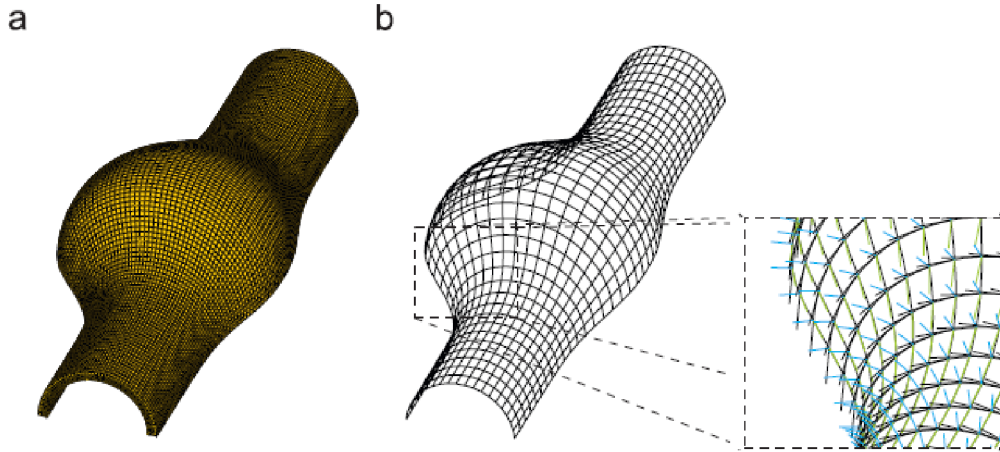
Obrázek 4.9: *Parametrizace geometrie cévní stěny do 2D*, převzato z [49].

De Achilé, P. et al.

Autoři článku [46], zabývajícího se výpočtovými rozdíly mezi různými anisotropními modely, způsob určení materiálových směrů na modelu popsali spolu se sítí. Ta zde byla vytvořena pomocí kružnic uspořádaných v rovnoběžných rovinách s konstantní vzdáleností v podélném směru, jenž jsou protínány podélnými spline-křivkami v bodech s konstantním rozestupem v obvodovém směru, jak je naznačeno na obrázku 4.10a. Materiálové směry jsou pak určeny lokálními souřadnými systémy, kde axiální a obvodový směr jsou dány tečnami ke spline-křivce a kružnici (v tomto pořadí), viz obrázek 4.10b.

Joldes, G. R. et al.

V práci [50] je poukázováno na moderní metodu výpočtu pomocí inverzního nelineárního postupu, která je výhodná díky nenáročnosti na technické vybavení, čímž se stává vhodnou pro použití na klinikách, ale především poskytuje výpočet bez potřeby vstupu v podobě materiálových vlastností stěny. Při demonstraci výpočtových vlastností této metody byl použit i anizotropní model. Ve článku se nachází i popis určování materiálových



Obrázek 4.10: *Síť a materiálové směry*, převzato z [46].

(a) 3D spline-křivka spojující středy všech dílů výdutě, (b) Materiálové směry, R - radiální, T - obvodový, Z - axiální

směrů. Ačkoli je zde zmíněno, že materiálová vlákna by měla být orientována v lokálních souřadných systémech, autoři, vzhledem k nežádané složitosti takového definování, zvolili definici pomocí uspořádání vláken v globálním souřadném systému.

Ahamed, T. et al.

Naprosto odlišný způsob určení materiálových směrů byl použit v [33]. K definici lokálních směrů používají jednotkové vektory \mathbf{E}_R , \mathbf{E}_Θ a \mathbf{E}_Z , které odpovídají válcovým polárním souřadným osám a definují polohu vzorku v nezatíženém stavu. Vektory popisující směr kolagenních vláken jsou vyjádřeny pomocí těchto vektorů a úhlu φ , který udává odchylku od obvodového směru.

$$\mathbf{M}_1 = \cos\varphi\mathbf{E}_\Theta + \sin\varphi\mathbf{E}_Z, \mathbf{M}_2 = \cos\varphi\mathbf{E}_\Theta - \sin\varphi\mathbf{E}_Z \quad (4.3)$$

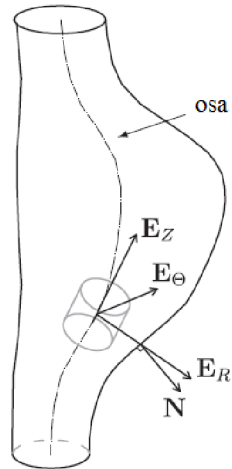
Nejprve je určena 3D osa výdutě, je po částech lineární, neboť je popsána vektory spojujícími dva vedlejší body této osy. Přímkové spojení těžišť jednotlivých elementů s nejbližším lineárním úsekem osy definuje lokální vektor \mathbf{E}_R . Směr odpovídajícího lineárního úseku definuje směr \mathbf{E}_Z . Jejich vektorovým součinem vznikne \mathbf{E}_Θ , orientaci toho systému lze vidět na obrázku 4.11. Lokální orientace kolagenních vláken je potom určena pomocí tenzoru průmětu \mathbf{P} :

$$\mathbf{P} = \mathbf{I} - \mathbf{N} \times \mathbf{N}, \quad (4.4)$$

kde \mathbf{N} odpovídá jednotkovému vektoru normály povrchu daného elementu. Lokální směry vláken jsou dány rovnicí:

$$\mathbf{M}_{N1} = \frac{\mathbf{P}\mathbf{M}_1}{|\mathbf{P}\mathbf{M}_1|}, \mathbf{M}_{N2} = \frac{\mathbf{P}\mathbf{M}_2}{|\mathbf{P}\mathbf{M}_2|}. \quad (4.5)$$

Kvůli zahrnutí zbytkového napětí je poté tento souřadný systém také promítnut do roviny povrchu. Směr \mathbf{E}_R je sjednocen s vektorem normály \mathbf{N} . Otočení \mathbf{E}_Θ a \mathbf{E}_Z



Obrázek 4.11: *Definice směrů pomocí válcových polárních souřadných os*, převzato z [33].

v tomto pořadí je docíleno pomocí tenzoru průmětu \mathbf{P} , obdobně jako v rovnici 4.5, a vektorovým součinem dvou již promítnutých vektorů (\mathbf{N} a $\mathbf{E}_{\Theta\mathbf{N}}$).

Materiálové směry mohou být určeny množstvím různých způsobů. Z výše uvedeného přehledu použitých materiálových směrů vyplývá, že jsou určovány vzhledem k potřebám geometrického a materiálového modelu, použité výpočtové metody a řešeného problému. Je nutné podotknout, že jedním z významných faktorů při definování těchto směrů je co nejmenší výpočtová náročnost, avšak vliv jednotlivých definic na přesnost řešení prozatím nebyl vyšetřen.

5. Definice hlavních materiálových směrů

Aby bylo možné co nejpřesněji určit řešení daného problému u anisotropního modelu, je potřeba správným způsobem určit materiálové směry. Pro aortu, která je ve své podstatě trubice (viz obr. 5.1), není těžké tyto směry určit, neboť jsou charakterizovány axiálním, radiálním a obvodovým směrem. Geometrie výdutě, jak je popsána výše (viz 2.5, 3), je ovšem velmi nepravidelného tvaru, při idealizaci je považována za symetricky a nesymetricky vyboulenou trubici. V takovém případě je potřeba vytvořit lokální souřadnicové systémy tak, aby co nejlépe kopírovaly tuto geometrii.

5.1. Podmínky pro jednotlivé hlavní směry

Aby lokální souřadné systémy reagovaly na lokální změny geometrie, bylo potřeba určit několik podmínek, podle nichž budou směry nadefinovány. Toho bylo docíleno pomocí nejjednoduššího modelu cévy - válcové trubice, viz obr. 5.1. Vzhledem k tomu, že každé AAA vznikne ze zdravé aorty, je předpokládáno, že existuje i spojitost mezi jejich hlavními materiálovými směry. Pro jednotlivé směry byly tedy nadefinovány následující podmínky:

- **Radiální směr**

- udává normálu k povrchu v daném bodě
- určuje tečnou rovinu k povrchu trubice
- je kolmý na axiální a obvodový směr

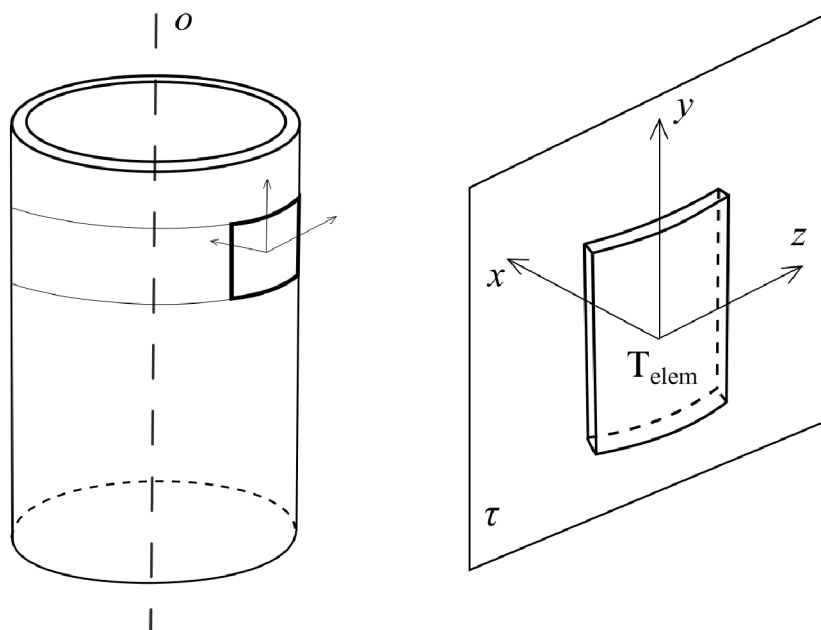
- **Axiální směr**

- v celkovém pohledu je tvořen *osou* trubice, což je spojnice těžišť jednotlivých průřezů
- pro dané body na stěně odpovídá směru *osy*
- leží v tečné rovině k povrchu trubice

- **Obvodový směr**

- leží v tečné rovině k povrchu
- je určen vektorovým součinem radiálního a axiálního směru

Je potřeba zdůraznit, že pro válcovou trubici existuje mnoho dalších předpokladů, jako např. radiální směr směřuje do těžiště průřezu a leží v rovině průřezu, stejně tak jako směr obvodový, avšak ty vyplývají ze stanovených pravidel a jsou zapříčiněny souměrností geometrie.



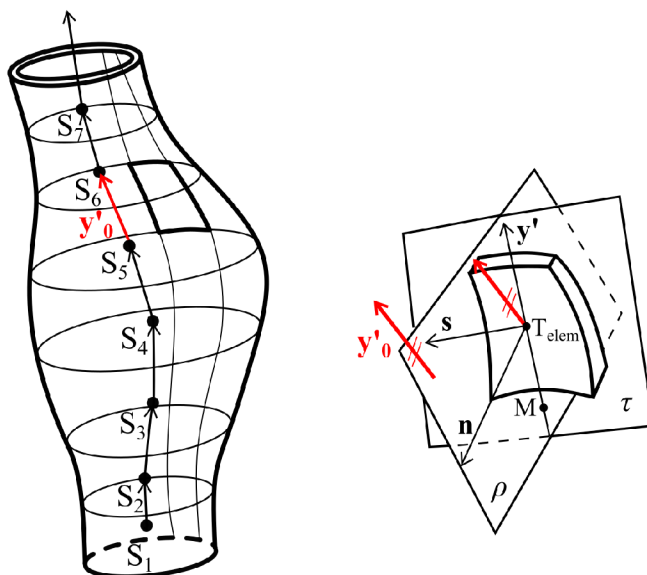
Obrázek 5.1: *Ideální válcová geometrie*

5.2. Algoritmus stanovení hlavních materiálových směrů

Vzhledem k charakteru vykreslení modelu v programu ANSYS pomocí elementů a uzlových bodů, byly směry vymezeny pomocí analytické geometrie. Nákres určování směrů je na obr. 5.2. Lokální souřadné systémy jsou umístěny v těžištích jednotlivých elementů. Na počátku je potřeba vybrat množinu uzlových bodů náležících pouze jednomu povrchu (v tomto případě vnější válcové ploše). Algoritmus pro vytvoření potřebných směrů ve zvoleném elementu stěny je popsán následujícími body:

1. Nejprve jsou pro jednotlivé podélně rozdělené díly modelu získány středy S_i , které charakterizují body náležící ose geometrie.
2. Osa o je vytvořena jako po částech lineární lomená křivka. Jednotlivé lineární části udávají směr lokálního vektoru \mathbf{y}'_0 . Tomuto odpovídají vztahy 5.1 a 5.2.
3. Poté jsou vyhledány 3 uzlové body, $A[a_1, a_2, a_3]$, $B[b_1, b_2, b_3]$, $C[c_1, c_2, c_3]$, které jsou situovány v nejkratších vzdálenostech k těžišti elementu T_{elem} .
4. Pomocí soustavy lineárních rovnic je nalezen jednotkový normálový vektor \mathbf{n} roviny, do které tyto uzly náleží. Ten odpovídá i tečné rovině τ v T_{elem} . Tento krok popisují vztahy 5.3 - 5.10.
5. Jednotkový vektor \mathbf{y}' je nalezen jako kolmý průmět vektoru \mathbf{y}'_0 (odpovídajícího dílu geometrie, do které element patří) do roviny τ . Postup je vysvětlen pomocí vztahů 5.11 - 5.18.
6. Vektor \mathbf{n} a \mathbf{y}' v tomto pořadí určují radiální a axiální materiálový směr.

7. Lokální kartézský souřadný systém v T_{elem} je otočen tak, aby osa x odpovídala vektoru \mathbf{n} a osa y vektoru \mathbf{y}' , přičemž radiální směr (osa x) je otočen do lumen cévy.
8. Obvodový směr je dán pravidlem pravé ruky a odpovídá lokální ose z .



Obrázek 5.2: Náskres definování materiálových směrů na výduť

5.3. Aplikované vztahy

V této části se nachází rozbor použitých vztahy ve výše (5.2) uvedeném algoritmu s odkazem k jednotlivým bodům algoritmu.

- Ad 1

Vektory jednotlivých částí jsou určeny vztahy:

$$\text{pro } i = 1, \dots, m - 1 \quad \mathbf{y}'_{0i} = S_{i+1} - S_i, \quad (5.1)$$

$$\text{pro } i = m \quad \mathbf{y}'_{0m} = (0, 1, 0), \quad (5.2)$$

kde m je počet podélně rozdělených dílů. Pro poslední díl je vektor roven globálnímu směru y , neboť zde výduť přechází v cévu s trubicovitým tvarem.

- Ad 3

Obecně je rovina popsána rovnicí:

$$ax + by + cz + d = 0, \quad (5.3)$$

kde a, b a c vyjadřují souřadnice bodů náležících do roviny a x, y a z jsou souřadnice vektoru normály. V tomto případě známe hodnoty a, b a c . Hodnota d , která určuje vzdálenost roviny od počátku globálního souřadného systému, může být libovolně zvolena, neboť nás zajímá pouze normálový vektor $\mathbf{n} = (n_1, n_2, n_3)$. [51] Získaná soustava lineárních rovnic má následující tvar:

$$a_1x + a_2y + a_3z = -1 \quad (5.4)$$

$$b_1x + b_2y + b_3z = -1 \quad (5.5)$$

$$c_1x + c_2y + c_3z = -1 \quad (5.6)$$

Přepsáno do maticového tvaru:

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{x} = \mathbf{b} \quad (5.7)$$

$$\begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ -1 \\ -1 \end{pmatrix}. \quad (5.8)$$

Řešení této soustavy bylo provedeno pomocí vztahu 5.9 odvozeného z metody nejmenších čtverců [52].

$$\mathbf{x} = (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{b} \quad (5.9)$$

Jednotkový vektor normály je získán:

$$\mathbf{n} = \frac{\mathbf{x}^T}{|\mathbf{x}|}. \quad (5.10)$$

- Ad 4

Kolmý průmět odpovídajícího vektoru \mathbf{y}'_0 je získán jako průsečnice dvou rovin. Jednou z nich je tečná rovina τ , druhá rovina ρ je určena vektorem \mathbf{r} , vzniklým vektorovým součinem \mathbf{n} a \mathbf{y}'_0 , viz 5.11. Výhodou těchto rovin je vzájemná kolmost.

$$\mathbf{r} = \mathbf{n} \times \mathbf{y}'_0 \quad (5.11)$$

T_{elem} náleží oběma těmto rovinám. Díky tomu, že tento bod známe je možné dopočítat obecné rovnice těchto rovin (hodnotu d) ze vztahu 5.3. Pokud je \mathbf{n} dán (n_1, n_2, n_3) a vektor \mathbf{r} (r_1, r_2, r_3) . Rovnice rovin jsou popsány :

$$\tau : \quad an_1 + bn_2 + cn_3 + d_1 = 0, \quad (5.12)$$

$$\rho : \quad ar_1 + br_2 + cr_3 + d_2 = 0, \quad (5.13)$$

kde d_1 a d_2 jsou vypočtené hodnoty d . V analytické geometrii se průsečnice dvou rovin získává určením hodnoty jedné souřadnice libovolného bodu M, vznikne tak

soustava lineárních rovnic o dvou neznámých [51]. V tomto případě byla zvolena hodnota souřadnice b . Pomocí matic je řešeno:

$$\begin{pmatrix} n_1 & n_3 \\ r_1 & r_3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a \\ c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -d_1 - bn_2 \\ -d_2 - br_2 \end{pmatrix}, \quad (5.14)$$

$$\mathbf{C} \cdot \mathbf{q} = \mathbf{e}. \quad (5.15)$$

Řešením této soustavy je

$$\mathbf{q} = \mathbf{C}^{-1} \cdot \mathbf{e}. \quad (5.16)$$

V tuto chvíli jsou všechny souřadnice zvoleného bodu známe M . Průsečnici dostáváme určením vektoru \mathbf{p} mezi body náležícími oběma rovinám, tedy T_{elem} a M .

$$\mathbf{p} = T_{elem} - M \quad (5.17)$$

Jednotkový axiální vektor \mathbf{y}' je získán obdobně jako \mathbf{n} v 5.10.

$$\mathbf{y}' = \frac{\mathbf{p}}{|\mathbf{p}|}. \quad (5.18)$$

5.4. Popis příkazů

Celý program na otáčení souřadných systémů dle výše uvedeného postupu (viz 5.2) se nachází v příloze. Při tvoření příkazů bylo použito [53], zde jsou uvedeny pouze doplňky kroků sloužící pro zajištění správné funkce programu.

- Ad 1

Počet dílů není předvolen. Souřadnice středů S_i jednotlivých dílů jsou získány jako aritmetický průměr souřadnic všech těžišť elementů do dílu náležících.

$$\mathbf{x} = \frac{\sum_j x_j}{j} \quad (5.19)$$

$$\mathbf{y} = \frac{\sum_j y_j}{j} \quad (5.20)$$

$$\mathbf{z} = \frac{\sum_j z_j}{j} \quad (5.21)$$

- Ad 3

Nejprve jsou určeny nejbližší uzlové body A a B. Uzlový bod C je hledán pomocí příkazu *DOWHILE tak, aby byl co nejbližší těžišti T_{elem} a zároveň splňoval podmínku:

$$\angle BAC \geq |5^\circ|. \quad (5.22)$$

Tímto je zamezeno vzniku singulární matice při řešení soustavy v dalším kroku.

- Ad 4

Dalším opatřením proti vzniku singulární matice je ověření, zda body A, B, C neleží v jedné rovině rovnoběžné s některou z rovin (1,0,0), (0,1,0) nebo (0,0,1). V případě, že ano, je jejich normálový vektor dán vektorem této roviny.

Vzniklý jednotkový normálový vektor \mathbf{n} je (v případě určení rovinou i výpočtu) porovnán s vektorem $\overrightarrow{T_{elem}S_i}$, daným těžištěm elementu a středem odpovídajícího dílu, z důvodu natočení všech radiálních os do lumen. Vzhledem k tomu, že je nepravděpodobné, že tyto vektory mezi sebou svírají úhel α blízký 90° , je pravý úhel brán jako mezní kritérium:

$$\text{pokud } \alpha \leq |90^\circ|, \quad \text{potom } \mathbf{n} = 1 \cdot \mathbf{n}, \quad (5.23)$$

$$\text{pokud } \alpha \geq |90^\circ|, \quad \text{potom } \mathbf{n} = (-1) \cdot \mathbf{n}. \quad (5.24)$$

- Ad 5

Podobně jako směr radiální, by měl axiální směr vést v kladném směru globální osy y , čehož je dosaženo pomocí vybírané souřadnice pro hledaný bod M (viz vztah 5.14) - je vybrána souřadnice ve směru y , tak aby vždy byla níže než souřadnice těžiště elementu, čímž je přesně určena kladná orientace vektoru $\overrightarrow{MT_{elem}}$ vzhledem ke globální ose y . Aby bylo zamezeno vzniku špatně podmíněné matice (či matice singulární), není hodnota této souřadnice stálá, mění se podle:

$$m = (-1 + y_{min} \cdot q), \quad (5.25)$$

kde m je volená souřadnice bodu, y_{min} je hodnota minimální y -ové souřadnice vybraná ze všech T_{elem} vzhledem ke globálnímu souřadnému systému a q je číslo odpovídajícího dílu.

6. MKP analýzy

6.1. Metoda konečných prvků

Díky potřebě vyšetřovat složitější tělesa a plochy se na řešení problémů uplatňují numerické metody. Pro řešení okrajových úloh pro obyčejné diferenciální rovnice je v oblasti mechaniky pevné fáze nejčastěji využívána metoda konečných prvků (MKP) [54]. Základní rovnicí této metody je:

$$\mathbf{K} \cdot \Delta = \mathbf{F}, \quad (6.1)$$

kde člen \mathbf{K} značí matici tuhosti, Δ vektor posuvů a \mathbf{F} je vektor zatížení. [54, 55] MKP je založena na Lagrangeově variačním principu, jehož myšlenkou je, že ze všech možných stavů tělesa nastane takový, jehož potenciální energie Π je minimální. [55]

Při využití MKP je řešená oblast rozdělena na malé podoblasti, neznámý je vektor posuvů. Bázové funkce, definované na podoblastech na jednotlivých podoblastech jsou polynomické (v této práci jsou použity lineární). Při výpočtech je kladen důraz na spojitost řešení, tedy posuvy v odpovídajících si bodech u dvou sousedících prvků (podoblastí) musí mít stejné posuvy. MKP má množství výhod a je to dobře algoritmizovatelná metoda. Kromě programu ANSYS je využívána např. v programech ABAQUS, ALGOR, FEAP. [55]

Pro nelineární MKP je základní rovnice složitější, neboť vlivem nelineární deformačně-napěťové charakteristiky je matice tuhosti proměnná a její členy jsou závislé na posuvech. Vzniká tak nelineární soustava rovnice, která vyžaduje např. využití iterační metody. Právě mezi nelineární MKP patří i analýzy cévní stěny. [54, 55]

6.2. Konstitutivní modely

Vzhledem k povaze materiálu patří cévní stěna mezi tzv. měkké tkáně, které se vyznačují velkými deformacemi. Cévní tkáně jsou svými vlastnostmi velmi speciální, proto je potřeba aby při výpočtech materiálové modely odpovídaly nejen makroskopicky, ale i z mikroskopického hlediska - jako je např. orientace vláken ve stěně. Jejich chování je viskoelastické. Vlastnosti těchto materiálů jsou matematicky popsány pomocí různých konstitutivních modelů. Typy konstitutivních modelů používaných pro měkké tkáně lze rozdělit na modely pro pasivní chování, modely zohledňující svalový tonus a modely zohledňující strukturu tkáně. *Modely zohledňující svalový tonus* se používají pro popis tepen svalového typu. Modely pro pasivní chování lze dále rozdělit na *polynomické*, *exponenciální*, *logaritmické* a *poroelastické*. Všechny tyto modely jsou dány rovnicí měrné energie napjatosti. [55]

Modely zohledňující strukturu tkáně využívají informace zjištěné z histologie. Obvykle mají izotropní a anizotropní složku. Stěna je zjednodušeně považována za kompozitní materiál, složený z poddajnější části, matrice, a kolagenních vláken, které matrici zpevňují. Izotropní prvek zastupuje materiálové vlastnosti matrice a anizotropní pr-

vek vlastnosti kolagenu. Jedním z těchto modelů je i hyperelastický exponenciální model Holzapfel.[55] Je vyjádřen rovnicí měrné energie napjatosti ve tvaru:

$$W_{(\bar{I}_1, \bar{I}_4, \bar{I}_6, J)} = \frac{c}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{d}(\bar{I}_1 - 3)_2 + W_{aniso(\bar{I}_4, \bar{I}_6)}, \quad (6.2)$$

a pro anizotropní část platí, že

$$W_{aniso(\bar{I}_4, \bar{I}_6)} = \frac{k_1}{2k_2} \sum \{e^{k_2(\bar{I}_i - 1)^2} - 1\} \quad (6.3)$$

pro $i = 4, 6$, kde W je měrná energie napjatosti, k_1, k_2, c a d jsou materiálové parametry, $\bar{I}_1, \bar{I}_4, \bar{I}_6$ jsou invarianty závislé na složkách poměrného protažení a směrech vláken a J je invariant tenzoru deformačního gradientu F . [55]

Hyperelastické materiály se vyznačují svým konečným vratným převořením. Z energie napjatosti W lze získat složky 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí S_{ij} pomocí složek Green-Lagrangeova tenzoru přetvoření E_{ij} , neboť spolu tvoří energeticky sdružené tenzory, viz vztah 6.4.[55]

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (6.4)$$

Tento vztah přímo vyplývá z definice hyperelasticity. Ovšem konstitutivních modelů vytvořených pro měkké tkáně je velké množství a volba modelu má vliv na riziko ruptury, viz 4.7. Modely jsou ovšem pouze zjednodušení reality, která je mnohem složitější. Vzhledem k vědeckým pokrokům jsou neustále vylepšovány a doplňovány, aby vystihovaly charakter materiálu co nejvěrněji. [55]

7. Aplikace algoritmu

Definování materiálových směrů by mohlo mít vliv na určení rizika ruptury AAA, avšak je potřeba jej vyšetřit. Vytvořený algoritmus, viz 5, je však pouze jeden z několika možných způsobů určení těchto směrů. Proto je potřeba jej porovnat se způsobem jiným.

7.1. Porovnání ESYS

Vytvořený algoritmus sám o sobě pouze natáčí souřadné systémy do definovaných materiálových směrů. Pro zvýraznění kontrastu byly vytvořeny i směry definované válcovým souřadným systémem. Souřadné systémy elementů (ESYS) byly vykresleny na geometrii válcové, šikmé a tažené nepravidelné trubice a idealizované trubice se symetrickou a nesymetrickou výdutí. Tyto geometrie byly vytvořeny pomocí programu Autodesk Inventor 2016. Vykreslení ESYS bylo provedeno v programu ANSYS Workbench 16.2.

Je nutné poznamenat, že pro válcové souřadné systémy je jako polární souřadná osa programem nastavena osa y , tedy axiální směr určuje osa z na rozdíl od algoritmu, kde osa z je obvodová a axiální je osa y . Obdobně u válcových systémů jsou osy radiální předvolené jako vycházející ven z těles, zatímco pro radiální směr natočených systémů byl zvolen směr opačný. Vzhledem ke geometrii šikmé trubice, která na koncích nesměruje rovnoběžně s globální osou y , byla pozměněna okrajová podmínka u algoritmu (viz vztah 5.2), na vztah

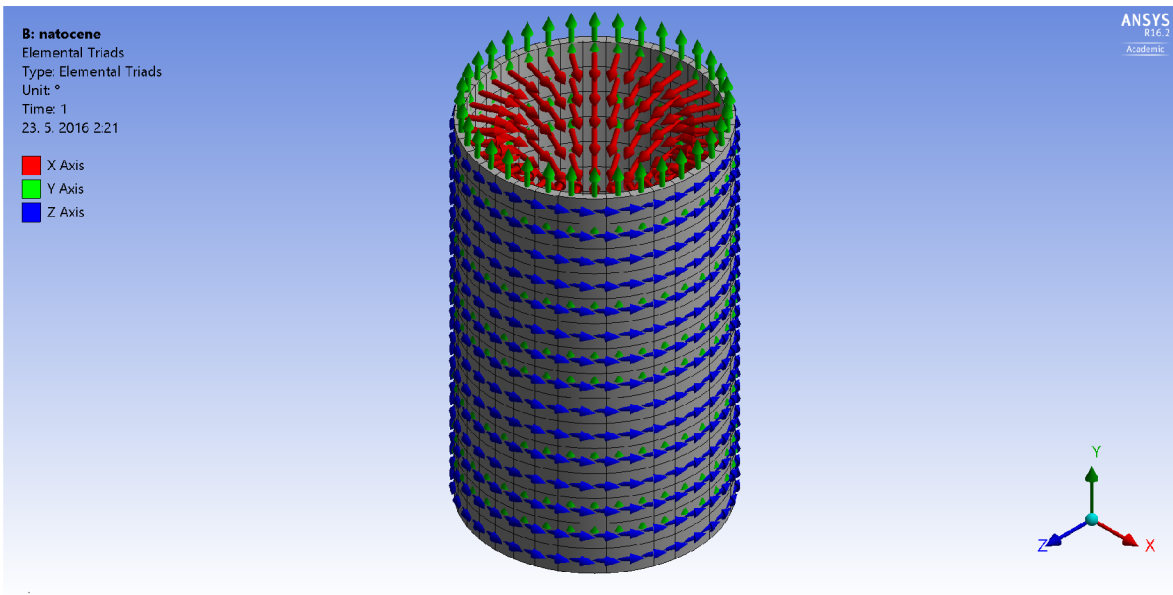
$$\text{pro } i = m \quad y'_{0m} = y'_{0m-1}, \quad (7.1)$$

tedy pokračuje dále ve směru určeném předchozím dílem.

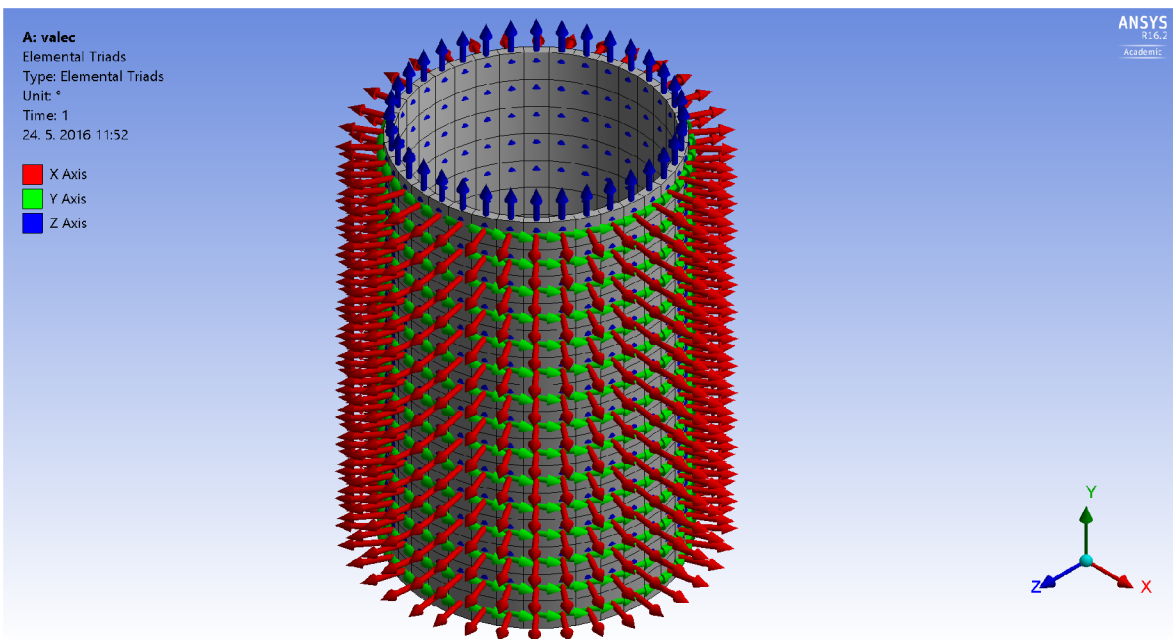
Vyhodnocení

Pro válcové trubice je orientace materiálových směrů téměř totožná, ačkoli obě definice vycházejí z jiných předpokladů, což je způsobeno symetrií a pravidelností geometrie. Vykreslení ESYS je možné vidět na obr. 7.1 a 7.2. Totéž ovšem o šikmé trubici říci nelze. U natočených systémů je naklonění stěny kopírováno ESYS, viz obr. 7.3, zatímco válcové souřadnice kopírují pouze tvar průřezu, viz obr. 7.4. Podobný efekt mají natočené systémy v porovnání s válcovými i u nepravidelné tažené trubice, které se nacházejí na obr. 7.5 a 7.6.

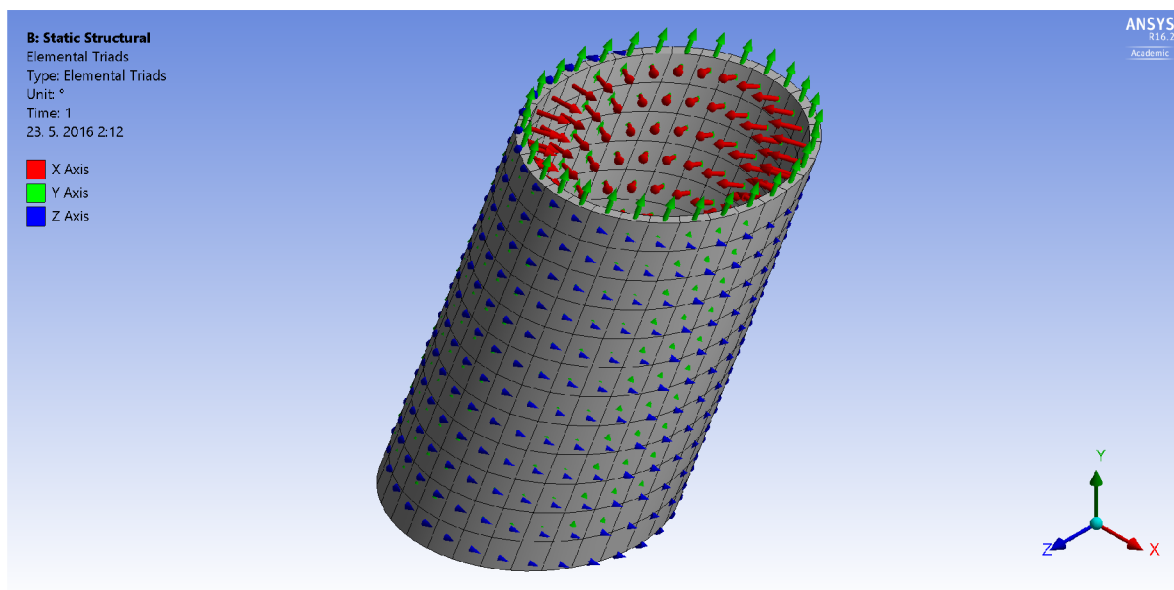
U idealizovaných trubic s výdutí je výsledek obdobný. Z obrázků 7.7 a 7.8 lze rozpoznat, že největší rozdíly nastávají v oblasti změny geometrie, jako je např. zaoblení. Toto je vystupňováno v nesymetricky vyduté trubce, která se nachází na obr. 7.9 a 7.9. Zde se jedná v podstatě o kombinaci trubice nepravidelně tažené a se symetrickou výdutí, neboť se mění průběh *osy* výdutě a průřez se rozšiřuje.



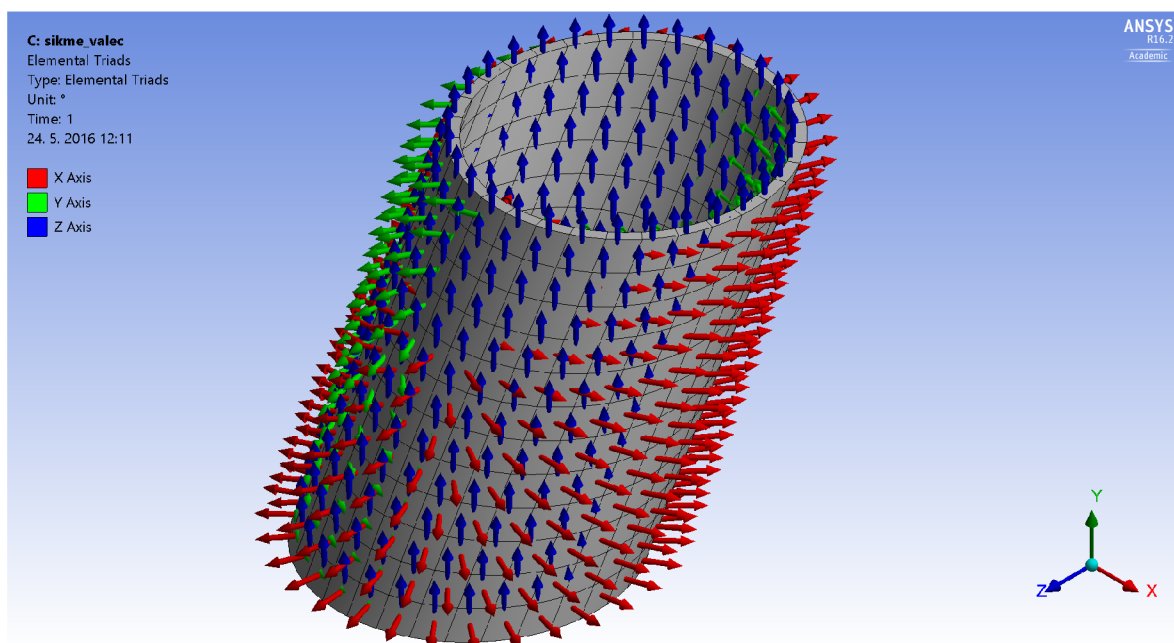
Obrázek 7.1: *ESYS ve válcové trubici, použití algoritmu*



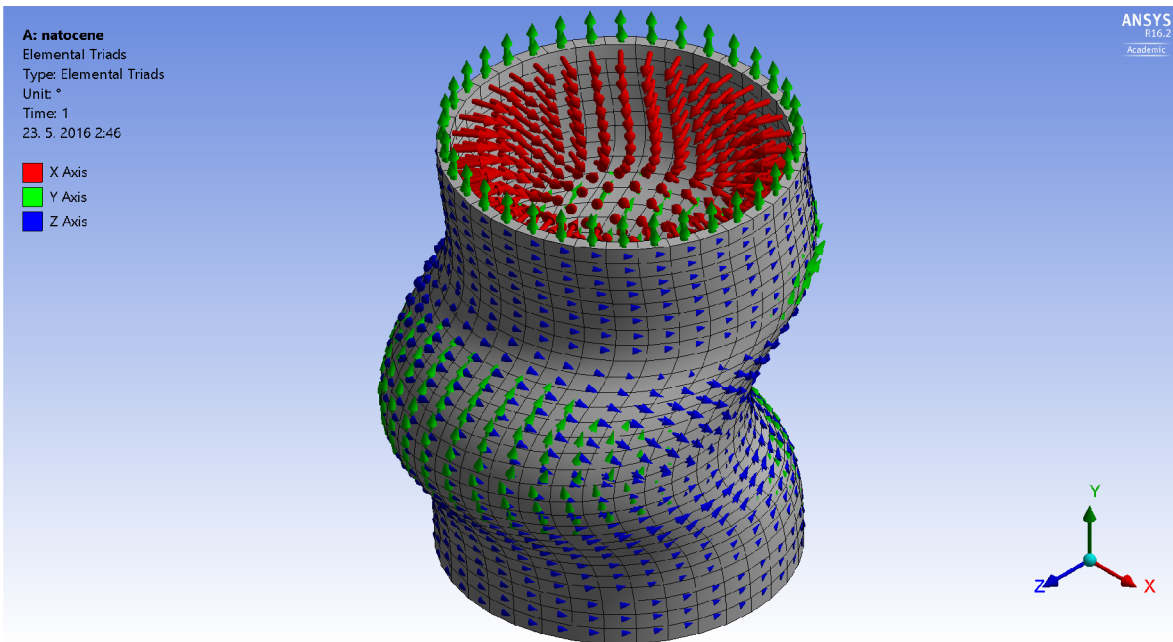
Obrázek 7.2: *ESYS ve válcové trubici, válcový systém*



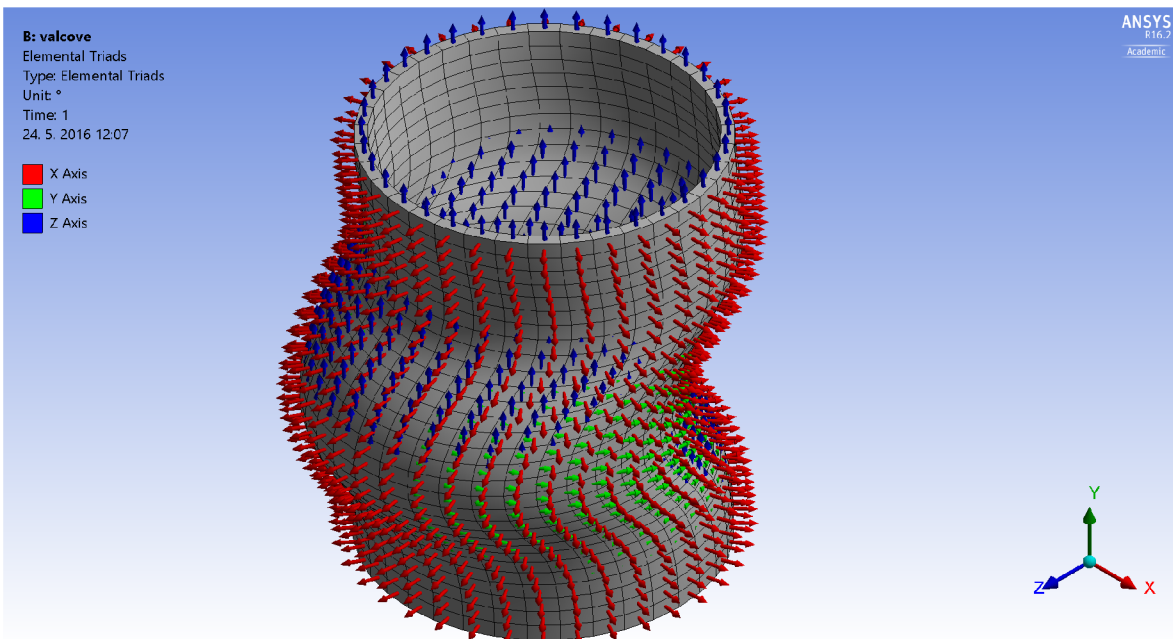
Obrázek 7.3: *ESYS v šikmé trubici, použití algoritmu*



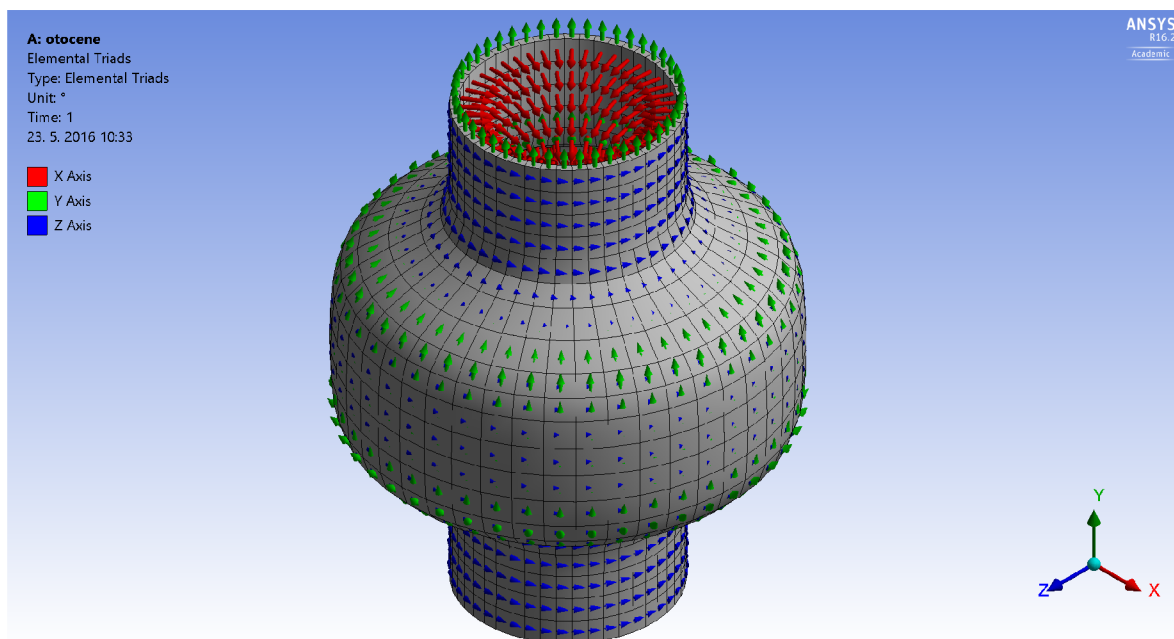
Obrázek 7.4: *ESYS v šikmé trubici, válcový systém*



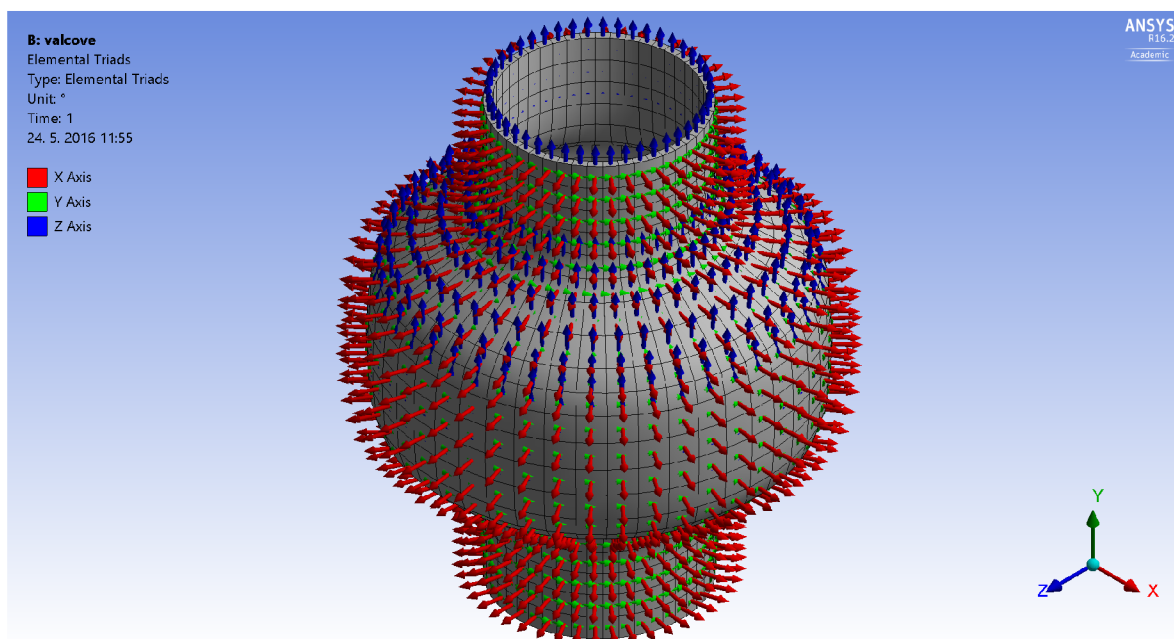
Obrázek 7.5: *ESYS v nepravidelné tažené trubici, použití algoritmu*



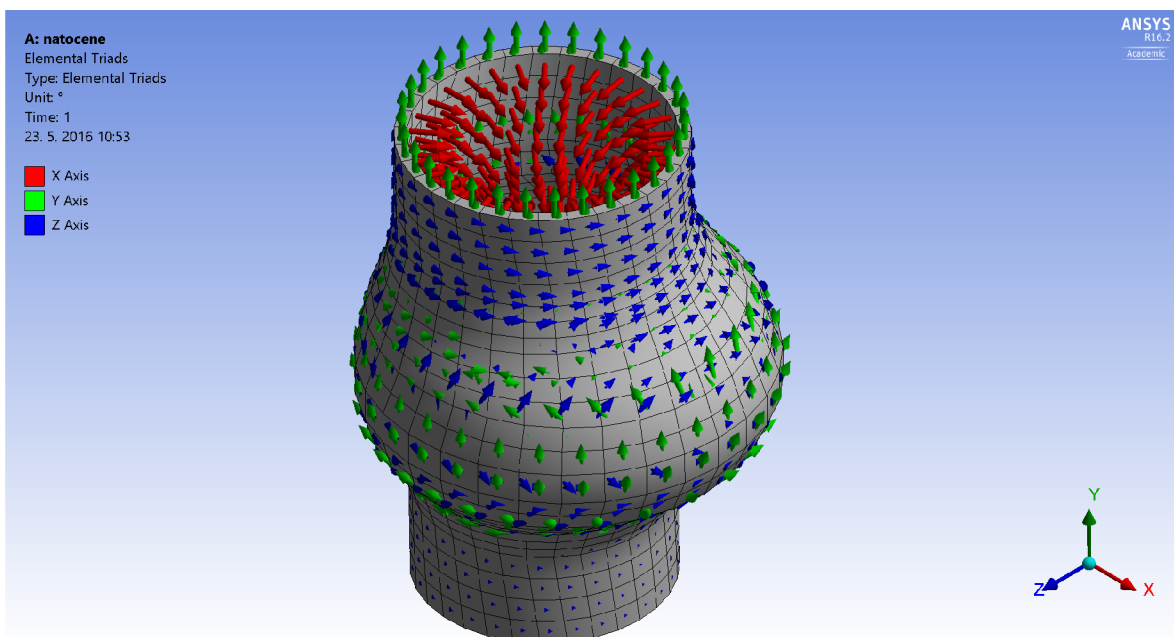
Obrázek 7.6: *ESYS v nepravidelné tažené trubici, válcový systém*



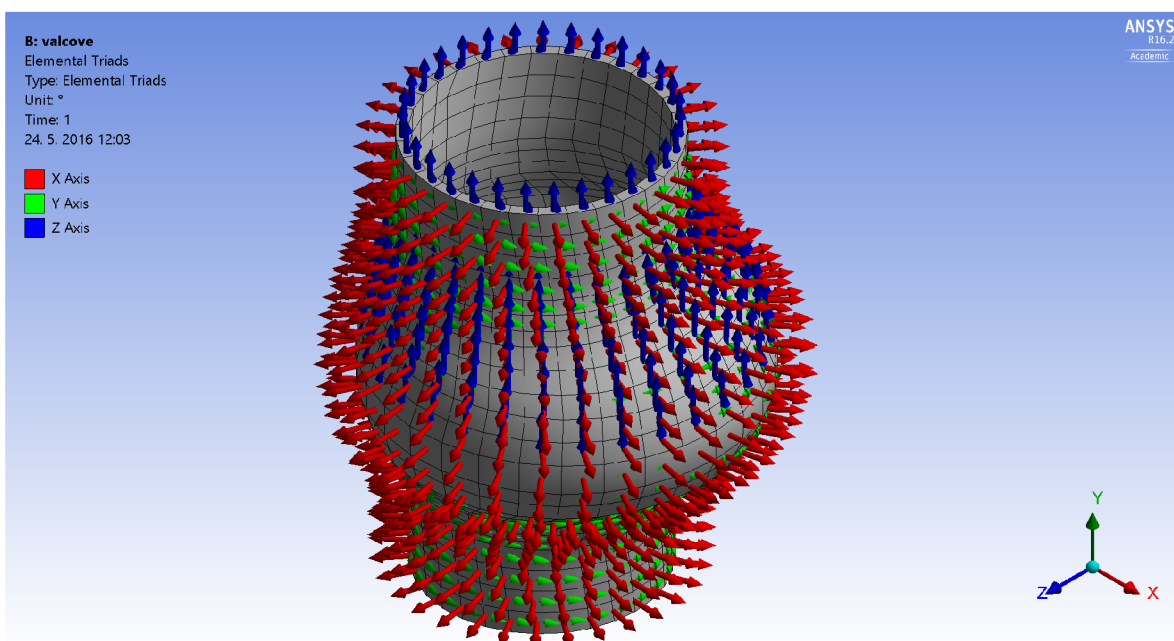
Obrázek 7.7: *ESYS u trubice se symetrickou výdutí, použití algoritmu*



Obrázek 7.8: *ESYS u trubice se symetrickou výdutí, válcový systém*



Obrázek 7.9: *ESYS u trubice s nesymetrickou výdutí, použití algoritmu*



Obrázek 7.10: *ESYS u trubice s nesymetrickou výdutí, válcový systém*

Je jisté, že různé definice materiálových směrů mají významný vliv na natočení ESYS a lépe kopírují tvary a nepravidlosti geometrie, z toho ale nevyplývá, že stejně významný bude i vliv v oblasti rizika ruptury.

7.2. Porovnání různých definic

Aby bylo možné vliv definice směrů na riziko ruptury zjistit, byla pomocí programu ANSYS vytvořena simulace zatížení idealizovaných geometrií pro dvě definice materiálových směrů. Pro jednoduchost byla v porovnání s definicí pomocí algoritmu, viz 5, zvolena definice klasickým válcovým souřadným systémem. Porovnání bylo provedeno na geometrických modelech, které jsou shodné s použitými v předchozí podkapitole (7.1).

Vliv definic byl vždy posuzován pro dva naprosto identické geometrické modely se stejnou sítí prvků a použitým materiálovým modelem. Ty byly zatíženy konstantním tlakem zevnitř lumen, při stejně určených okrajových podmínkách. Výpočtová analýza byla provedena ve studentské verzi prostředí programu ANSYS Workbench 16.2. Vliv definic bylo odvozen z porovnání výsledků prvního hlavního napětí (v ANSYS nazváno maximum principal stress). Všechny geometrie byly vytvořeny z lineárních *solid* prvků. Síť prvků byla vytvořena s ohledem na omezení studentských verzí (maximálně 10 000 uzlů).

Materiálový model

Pro vytvoření podobného charakteru materiálu jako má cévní stěna byl použit materiálový model Holzapfel, který je v programu ANSYS nainstalován. Jedná se o jednovrstvý anizotropní hyperelastický model s dvěma rodinami vláken. Pro tyto analýzy byly zvoleny následující parametry modelu:

$$c_{10} = 0,9446$$

$$k_1 = 2,1975$$

$$k_2 = 1,149$$

Pro orientaci obou rodin vláken v matici byly určeny tyto parametry:

$$a_1 = -0,37376 \quad b_1 = -0,3737$$

$$a_2 = 0,926346 \quad b_2 = -0,926346$$

$$a_3 = 0 \quad b_3 = 0 \quad ,$$

kde členy a_i popisují první rodinu vláken a b_i členy druhou tak, že index 1 odpovídá obvodovému směru, index 2 směru axiálnímu a index 3 radiálnímu materiálovému směru.

Nastavení analýzy

Ačkoli je stěna cévy zatěžována periodicky pulzujícím tlakem, s ohledem na cíl práce je zatížení zjednodušeno. Ve všech případech byl aplikován konstantní normálový tlak 13 kPa zevnitř lumen na vnitřní plochy. Na koncových plochách byly ponechány volné radiální posuvy. Analýza byla provedena s nastavením 100 počátečních substepů, 10 substepů minimálních a 200 maximálních. Při analýzách byly povoleny velké deformace.

Výsledky porovnání

Z důvodu úměrnosti rizika ruptury a hodnot napětí byly posuzovány maximální hodnoty prvního hlavního napětí. V tabulce 7.1 se nacházejí výsledky analýz. Hodnoty odchylek ($\Delta\sigma$) byly stanoveny jako podíl absolutní hodnoty rozdílu napětí a hodnoty pro

válcový SS (σ_{val}), viz 7.2. Hodnota σ_{alg} značí maximální hodnotu prvního hlavního napětí při užití definice dle algoritmu.

$$\Delta\sigma = \frac{|\sigma_{alg} - \sigma_{val}|}{\sigma_{val}} \quad (7.2)$$

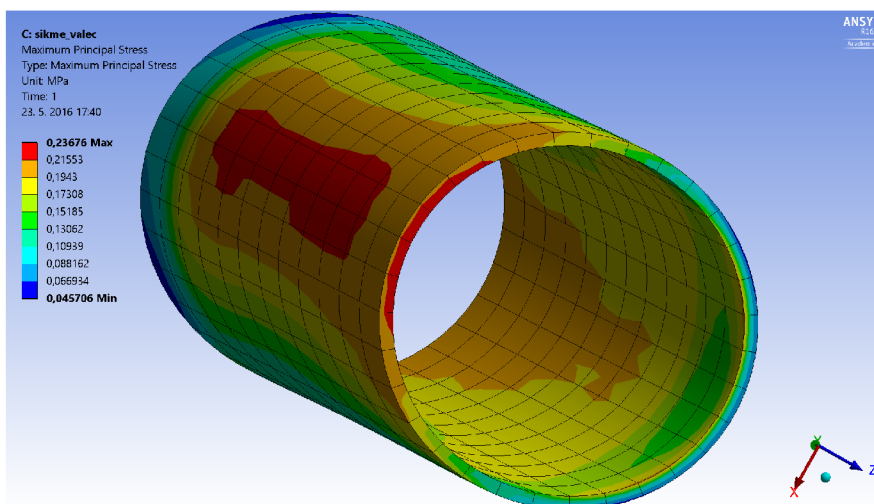
Je vhodné poznamenat, že i přes odlišné uspořádání os ESYS ve válcovém souřadném systému, si materiálové modely odpovídají, neboť konstanty (viz 7.2) pro obě definice odpovídají obvodovému, axiálnímu a radiálnímu směru.

Geometrie	σ_{alg} [kPa]	σ_{val} [kPa]	$\Delta\sigma$ [%]
Válcová trubice	196,23	193,93	1,19
Šikmá trubice	255,49	236,76	7,91
Tažená trubice	246,71	264,47	6,72
Symetrická výduť	312,79	341,19	8,32
Nesymetrická výduť	346,93	276,94	25,27

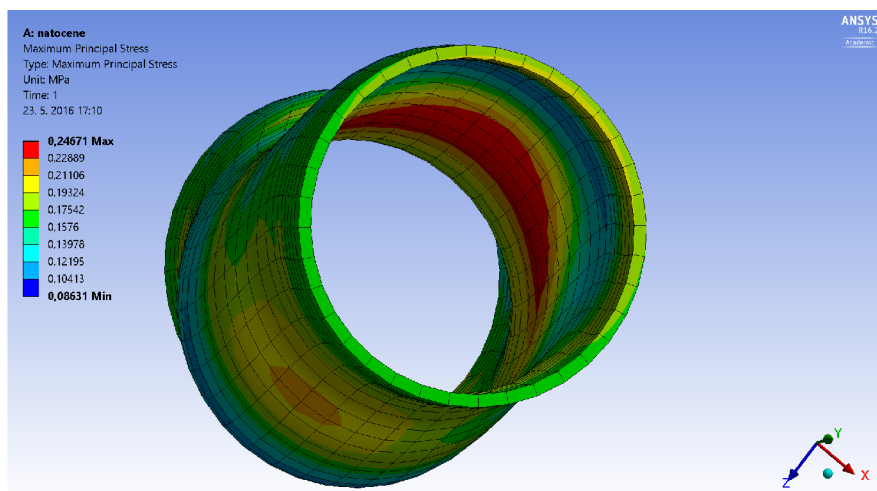
Tabulka 7.1: Maximální hodnoty prvního hlavního napětí pro různé geometrie a definice materiálových směrů

Z tabulky 7.1 vyplývá, že napětí pro různě definované směry jsou odlišná. Pro válcovou trubici se hodnoty výrazně neliší, stejně tak souřadné systémy pro obě definice si téměř odpovídají. Pro šikmou a nesymetricky vydutou trubici se hodnoty napětí pro algoritmem definované směry zvýšilo, naopak pro taženou a symetricky vydutou trubici bylo napětí nižší.

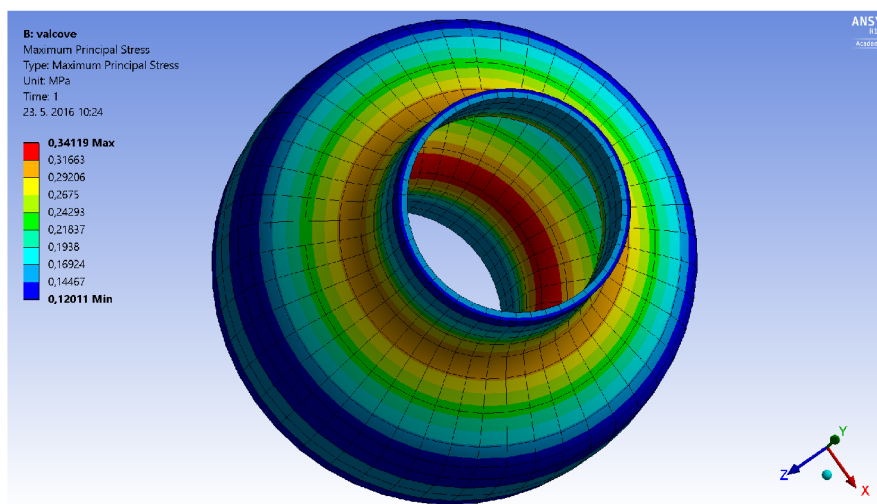
Kromě válcových SS na šikmé trubici byla získána vyšší napětí na vnitřních plochách, což vzhledem k aplikaci tlaku na tyto plochy není nečekané. V tomto jediném případě, viz obr. 7.11, je vyšší napětí vnější plochy. Maximální napětí byla koncentrována převážně v oblastech změn geometrie, jak je vidět na obrázcích 7.12 a 7.13; z pohledu porovnání definic si umístění odpovídala, kromě případu nesymetricky vyduté trubice, viz obr. 7.15 a 7.14, kde jsou maximální napětí posunuta do míst s větším ostřejším zaoblením povrchu tělesa.



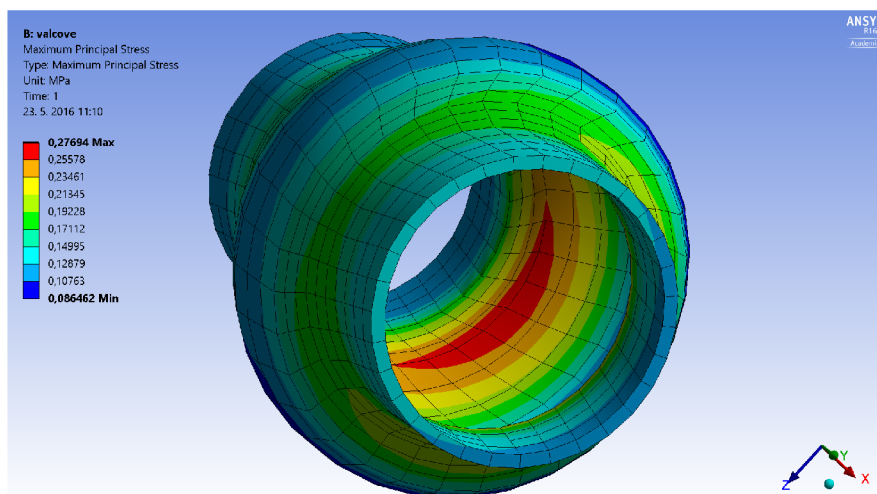
Obrázek 7.11: Maximální napětí na vnější ploše šikmé trubice při použití válcového SS



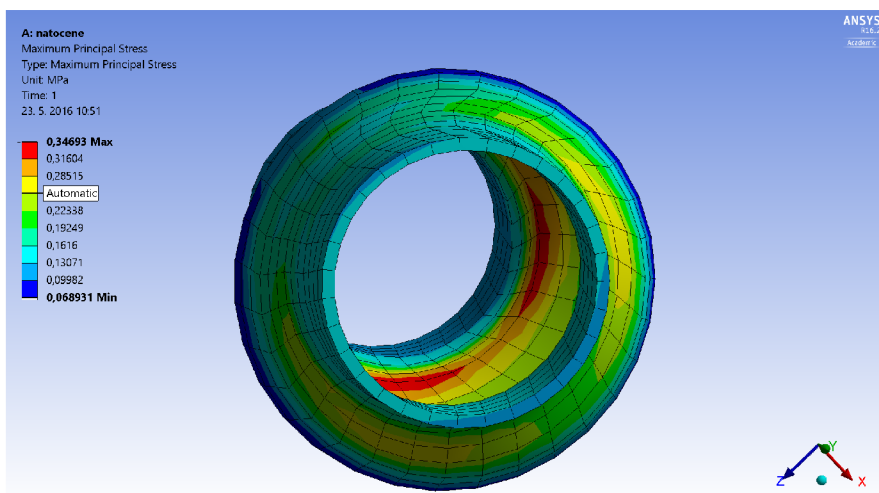
Obrázek 7.12: *Max. napětí v oblasti změny tvaru u tažené trubice (algoritmus)*



Obrázek 7.13: *Max. napětí v oblasti změny tvaru u sym. vyduťte trubice (válcový SS)*



Obrázek 7.14: *Rozdílné umístění max. napětí u nesymetricky vyduťte trubice (válcový SS)*



Obrázek 7.15: *Rozdílné umístění max. napětí u nesymetricky vyduuté trubice (algoritmus)*

8. Diskuze výsledků a omezení výpočtového modelu

Na zjednodušených geometrických modelech byla ověřena funkčnost vytvořeného algoritmu pro definování hlavních materiálových směrů. Vykreslení směrů dle tohoto programu v porovnání s válcovým souřadným systémem ukázalo očividně lepší napodobení zakřivení stěn trubice.

Z provedené analýzy je zřejmé, že definice hlavních materiálových směrů má vliv na hodnoty maximálních napětí ve stěně. Pro ideální válcovou trubici byl rozdíl zanedbatelný, vzhledem k obdobně natočeným ESYS v obou případech byl takovýto výsledek očekáván.

Pro další geometrické modely se ovšem hodnoty napětí lišily. Nižší napětí při užití algoritmu bylo zjištěno u geometrie tažené trubice a symetrické výdutě. V obou případech vytvořené materiálové směry kopírovaly povrch modelu, na rozdíl od případu válcových systémů. Nejvyšší hodnoty napětí se však nacházely v oblastech zakroucení a vnějších zaoblení vnitřních ploch.

V případě nesymetrické výdutě a šikmé trubice byly hodnoty napětí při použití algoritmu vyšší než u válcového systému souřadnic. U šikmé trubice se projevilo maximální napětí na vnějším povrchu, což je způsobené pravděpodobně užitím válcového souřadného systému, který není z hlediska materiálových směrů v tomto případě vhodný. Právě geometrie nesymetrické výdutě, jenž se nejvíce blíží reálné geometrii aneurysmatu, ukázala největší rozdíl mezi získanými hodnotami napětí. Tento rozdíl činil přibližně 70 kPa, což odpovídá přibližně 25 % hodnoty napětí pro válcový souřadný systém.

Maximální napětí je citlivé na změny průřezů a zakřivení povrchů modelu, v takových místech se nejvíce lišily i natočení materiálových směrů dle definic. Ze získaných výsledků lze vyvodit, že způsob definování materiálových směrů může ovlivnit riziko ruptury výdutě s napětím spojené. Bližší závěry ohledně míry vlivu na riziko ruptury aneurysmatu nelze vyvodit, neboť výpočtový model má následující omezení:

- Pro porovnání byla zvolena pouze triviální definice válcového systému. Vzhledem k vyvození závěrů o vlivu definice na riziko ruptury AAA je vhodnější využít pokročilejší metody definování, které jsou používány pro anisotropní materiálový model v literatuře.
- Analýza byla provedena pro pouze jeden materiálový model s libovolně zvolenými konstantami i orientací vláken. Vzhledem k tomu není možné vyvodit, jak citlivé jsou získané výsledky na změnu užitých materiálových parametrů.
- Ve skutečnosti je aorta v těle axiálně předeprnutá, podobně jako ostatní tepny. Při provedených analýzách však byly axiální posuvy zamezeny.
- Výsledky byly získány pouze na zjednodušených geometrických modelech s konstantní tloušťkou stěn, ty se od složitých geometrií reálných aneurysmat výrazně liší.
- Jak bylo zmíněno výše, síť byla vytvořena s ohledem na omezený počet uzlových bodů ve studentské verzi programu, proto nebyla provedena konvergence sítě, ačkoli pro případnou další práci s výsledky je konvergence sítě nutná.

- Ve vytvořeném algoritmu je volitelný parametr počtu dílů, který ovlivňuje jednotlivé části algoritmu a tedy i celou analýzu. Byl volen s ohledem na typ geometrie a vytvořenou síť. Nebylo však ověřeno do jaké míry hodnota tohoto parametru ovlivňuje výsledky analýzy.

9. Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit algoritmus pro definování hlavních materiálových směrů a poté provést MKP analýzy na ideálních geometriích pro porovnání různých definic. S ohledem na tyto cíle jsem samostatně vypracovala algoritmus pro definování mat. směrů pomocí určení předpokladů, jež by měly tyto směry splňovat. Díky aplikaci na idealizované geometrie byla ověřena jeho funkčnost pro symetrické i nepravidelně tvarované modely. Tento algoritmus je tedy obecně aplikovatelný na jakkoli nepravidelnou geometrii aneurysmat.

Z porovnání výsledků MKP analýzy pro směry určené algoritmem a pomocí válcového souřadného systému bylo vyvozeno, že definice hlavních materiálových směrů má vliv na hodnoty napětí. Maximální hodnoty napětí se vyskytují v oblastech zakřivení a jsou citlivé na změny průřezů. Toto potvrdila aplikace na trubici s nesymetrickou výdutí, kde se vyskytl největší rozdíl ve výsledných hodnotách. Tyto analýzy jsou pouze předběžné, jelikož byly použity na idealizovaných geometriích se zjednodušenými podmínkami, a je potřeba je ověřit na skutečných geometriích. Byl tedy učiněn první krok k aplikaci tohoto postupu ve výpočtových modelech reálných AAA a vyšetřování vlivu různých definic na riziko jejich ruptury.

Seznam použitých zdrojů

- [1] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-140-2.
- [3] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [4] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008. Psyché. ISBN 978-80-247-1521-6.
- [5] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie člověka*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
- [6] DOKLÁDAL, Milan. *Anatomie člověka II.: splachnologie a cévní systém*. 2. přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2003. ISBN 80-210-2886-6.
- [7] Interactive biology.[online]. [cit. 2016-05-17]. Dostupné z: <http://www.interactive-biology.com/75/show-me-a-diagram-of-the-human-heart-here-are-a-bunch/>
- [8] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra. ISBN 978-80-247-3918-2.
- [9] MALÍNSKÝ, Jiří, Václav LICHNOVSKÝ a Zdenka MICHALÍKOVÁ. *Přehled histologie člověka v obrazech*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. Skripta / Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0850-3.
- [10] HORKÝ, Drahomír a Svatopluk ČECH. *Mikroskopická anatomie*. 2., nezměn. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2005. ISBN 80-210-3775-X.
- [11] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memoria anatomie*. 3. vydání. Ilustrace Jan Balko, Simona Felšóová, Šárka Zavázalová. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [12] PAFKO, Pavel. *Základy speciální chirurgie*. Praha: Galén, c2008. ISBN 978-80-7262-402-7.
- [13] ČÍŽEK, Vladimír. *Průvodce cévními chorobami pro pacienty*. Praha: Maxdorf, c2012. ISBN 978-80-7345-297-1.
- [14] ZEMAN, Miroslav a Zdeněk KRŠKA. *Speciální chirurgie*. 3., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-128-5.
- [15] BACHLEDA, Petr. *Cévní chirurgie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2958-8.
- [16] POVÝŠIL, Ctibor a Ivo ŠTEINER. *Speciální patologie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2007. ISBN 978-80-7262-494-2.

- [17] FIRT, Pavel, Jaroslav HEJNAL a Ivan VANĚK. *Cévní chirurgie*. Vyd. 2., V nakl. Karolinum vyd. 1. Praha: Karolinum, 2006. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-1251-8.
- [18] TŘEŠKA, Vladislav. *Aneuryzma břišní aorty*. Vyd. 1. Praha, 1999. ISBN 80-7169-724-9.
- [19] Čertík B, Třeška V, Křížan J, Šulc R. Ruptury aneuryzmatu abdominální aorty u nemocného vysokého věku – závažnost Hardmanova indexu. *Rozhl Chir.* 2007; **86**(12): 666-70. ISSN 0035-9351.
- [20] Třeška V, Čertík B, Kuntscher V, Šulc R, Moláček J, Houdek K, Šlauf F, Novák M, Třešková I, Ňaršanská A. Aneuryzma abdominální aorty – dlouhodobé výsledky léčby. *Rozhl Chir.* 2010; **89**(5): 300-305. ISSN 0035-9351.
- [21] Bengtsson H, Norrgård O, Angquist KA et al. Ultrasonographic screening of the abdominal aorta among siblings of patients with abdominal aortic aneurysms. *Br J Surg.* 1989; **76**: 589-591. ISSN 1365-2168.
- [22] Norrgård O, Rais O, Angquist KA. Familial occurrence of abdominal aortic aneurysms. *Surgery.* 1984 Jun; **95**(6): 650–656. ISSN 0039-6060.
- [23] KENT, K. Craig, Robert M. ZWOLAK, Natalia N. EGOROVA, Thomas S. RILES, Andrew MANGANARO, Alan J. MOSKOWITZ, Annetine C. GELIJNS a Giampaolo GRECO. Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals. *Journal of Vascular Surgery.* [online]. 2010, **52**(3), 539-548 [cit. 2016-05-17]. DOI: 10.1016/j.jvs.2010.05.090. ISSN 07415214. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521410013029>
- [24] Dr. Françoise Lefebvre. [online]. [cit. 2016-05-17]. Dostupné z: http://www.vasculaire.eu/nederlands/home_nl/anevrisme_nl.png
- [25] Huber TS, Lee WA, Ozaki CK, Seeger JM. Abdominal aortic aneurysms. In: Mulholland, Lillemoe, Doherty, Maier, Upchurch, editors. *Greenfield's surgery: scientific principals and practice*. 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p. 1711–1746.
- [26] KONTOPODIS, Nikolaos, Efstratios GEORGAKARAKOS, Eleni METAXA, Konstantinos PAGONIDIS, Yannis PAPA HARILAOU a Christos V. IOANNOU. Estimation of wall properties and wall strength of aortic aneurysms using modern imaging techniques. One more step towards a patient-specific assessment of aneurysm rupture risk. *Medical Hypotheses*[online]. 2013, **81**(2), 212-215 [cit. 2016-05-19]. DOI: 10.1016/j.mehy.2013.04.048. ISSN 03069877. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306987713002296>
- [27] VANDE GEEST, Jonathan P., David E. SCHMIDT, Michael S. SACKS a David A. VORP. The Effects of Anisotropy on the Stress Analyses of Patient-Specific Abdominal Aortic Aneurysms. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2008, **36**(6), 921-932 [cit. 2016-05-19]. DOI: 10.1007/s10439-008-9490-3. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-008-9490-3>

- [28] RODRIGUEZ, Jose F., Cristina RUIZ, Manuel DOBLARE a Gerhard A. HOLLZAPFEL. Mechanical Stresses in Abdominal Aortic Aneurysms: Influence of Diameter, Asymmetry, and Material Anisotropy. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2008, **130**(2), 021023- [cit. 2016-05-19]. DOI: 10.1115/1.2898830. ISSN 01480731. Dostupné z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1421234>
- [29] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 1997. ISBN 80-01-03425-9.
- [30] Patel, D. J., and D. L. Fry. Longitudinal tethering of arteries in dogs. *Circ. Res.* **19**(6):1011–1021, 1966.
- [31] BERGEL, D. H. The properties of blood and vessels. *Biomechanics. Its foundation and objectives*. Prentice Hall, Englewood Cliffs 1972.
- [32] Raghavan, M. L., B. Ma, et al. Non-invasive determination of zero-pressure geometry of arterial aneurysms. *Ann. Biomed. Eng.* **34**(9):1414–1419, 2006.
- [33] AHAMED, T., L. DORFMANN a R.W. OGDEN. Modelling of residually stressed materials with application to AAA. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2016, **61**, 221-234 [cit. 2016-05-19]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.012. ISSN 17516161. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616116000151>
- [34] POLZER, S., T.C. GASSER, K. NOVÁK, V. MAN, M. TICHÝ, P. SKÁCEL a J. BURŠA. Structure-based constitutive model can accurately predict planar biaxial properties of aortic wall tissue. *Acta Biomaterialia* [online]. 2015, **14**, 133-145 [cit. 2016-04-17]. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.11.043. ISSN 17427061. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706114005467>
- [35] GASSER, T. Christian, Sara GALLINETTI, Xiao XING, Caroline FORSELL, Jesper SWEDENBORG a Joy ROY. Spatial orientation of collagen fibers in the abdominal aortic aneurysm's wall and its relation to wall mechanics. *Acta Biomaterialia* [online]. 2012, **8**(8), 3091-3103 [cit. 2016-04-17]. DOI: 10.1016/j.actbio.2012.04.044. ISSN 17427061. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706112002024>
- [36] Hans SS, Jareunpoon O, Balasubramaniam M, Zelenock GB. Size and location of thrombus in intact and ruptured abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* . 2005, **41**:584–588
- [37] Karsaj I, Humhrey JD. A mathematical model of evolving mechanical properties of intraluminal thrombus. *Biorheology* . 2009, **46**:509–527
- [38] Mower, W. R., W. J. Quinones, et al. Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. *J. Vasc. Sur.* **26**(4):602–608, 1997, Official Publication, the Society For Vascular Surgery [and] International Society For Cardiovascular Surgery, North American Chapter.

- [39] Thubrikar, M. J., F. Robicsek, et al. Effect of thrombus on abdominal aortic aneurysm wall dilation and stress. *J. Cardiovasc. Surg.* **44**(1):67–77, 2003.
- [40] POLZER, Stanislav, T GASSER, Bernd MARKERT, Jiri BURSA a Pavel SKACEL. Impact of poroelasticity of intraluminal thrombus on wall stress of abdominal aortic aneurysms. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2012, **11**(1), 62- [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1186/1475-925X-11-62. ISSN 1475-925x. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-11-62>
- [41] BUIJS, R.V.C., T.P. WILLEMS, R.A. TIO, H.H. BOERSMA, I.F.J. TIELLIU, R.H.J.A. SLART a C.J. ZEEBREGTS. Calcification as a Risk Factor for Rupture of Abdominal Aortic Aneurysm. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery.* 2013, **46**(5), 542-548.
- [42] Speelman L, Bohra A, Bosboom EH, et al. Effects of Wall Calcifications in Patient-Specific Wall Stress Analyses of Abdominal Aortic Aneurysms. ASME. *J Biomech Eng.* 2006; **129**(1): 105-109. doi:10.1115/1.2401189.
- [43] O'LEARY, Siobhan A., John J. MULVIHILL, Hilary E. BARRETT, Eamon G. KAVANAGH, Michael T. WALSH, Tim M. MCGLOUGHLIN a Barry J. DOYLE. Determining the influence of calcification on the failure properties of abdominal aortic aneurysm (AAA) tissue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2015, **42**, 154-167 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.11.005. ISSN 17516161. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616114003464>
- [44] Rissland P, Alemu Y, Einav S, Ricotta J, Bluestein D. Abdominal Aortic Aneurysm Risk of Rupture. Patient-Specific FSI Simulations Using Anisotropic Model. ASME. *J Biomech Eng.* 2008; **131**(3):031001-031001-10. doi:10.1115/1.3005200.
- [45] RODRÍGUEZ, Jose F., Giampalo MARTUFI, Manuel DOBLARÉ a Ender A. FINOL. The Effect of Material Model Formulation in the Stress Analysis of Abdominal Aortic Aneurysms. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2009, **37**(11), 2218-2221 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1007/s10439-009-9767-1. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-009-9767-1>
- [46] DI ACHILLE, P., S. CELI, F. DI PUCCIO a P. FORTE. Anisotropic AAA: Computational comparison between four and two fiber family material models. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, **44**(13), 2418-2426 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.029. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929011004799>
- [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. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2013, **35**(9), 1282-1289 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2013.01.008. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453313000246>

- [48] ZEINALI-DAVARANI, S. a S. BAEK. Medical image-based simulation of abdominal aortic aneurysm growth. *Mechanics Research Communications* [online]. 2012, **42**, 107-117 [cit. 2016-05-20]. DOI: DOI: 10.1016/j.mechrescom.2012.01.008. ISSN 00936413. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0093641312000109>
- [49] ZEINALI-DAVARANI, Shahrokh, L. Guy RAGUIN, David A. VORP a Seungik BAEK. Identification of in vivo material and geometric parameters of a human aorta: toward patient-specific modeling of abdominal aortic aneurysm. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* [online]. 2011, **10**(5), 689-699 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1007/s10237-010-0266-y. ISSN 1617-7959. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10237-010-0266-y>
- [50] Joldes, G.R., et al., A simple, effective and clinically applicable method to compute abdominal aortic aneurysm wall stress. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, **58**, 139-148. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.07.029. ISSN 1751-6161.
- [51] Podklady k výuce matematiky na VUT Brno. [online]. [cit. 2016-05-17]. Dostupné z: <http://mathonline.fme.vutbr.cz/ZAKLADNI-KURZY/sc-2-sr-1-a-3/default.aspx>
- [52] Čermák, Libor. *Vybrané statě z numerických metod*. 2013, CERM, Brno.
- [53] Command Reference. [online]. [cit. 2016-01-12]. Dostupné z: orange.engr.ucdavis.edu/Documentation12.1/121/ans_cmd.pdf
- [54] Čermák, Libor. *Numerické metody pro řešení diferenciálních rovnic*. 2013, CERM, Brno.
- [55] Studijní opory ÚMTMB. [online]. [cit. 2016-5-24]. Dostupné z: <http://www.umd.fme.vutbr.cz/cz/studium/studijni-materialy.html>

10. Seznam použitých zkratek a symbolů

Zkratka	Popis	Jednotka
AAA	Aneurysma abdominální aorty	
CT	Computed tomography, česky počítačová tomografie	
ESYS	Souřadný systém elementu	
EVAR	Endovaskulární léčba	
ILT	Intraluminální trombus	
MKP	Metoda konečných prvků	
OR	Otevřená resekce	
PLM	Mikroskopie polarizovaným světlem	
SS	Souřadný systém	
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky	
Δ	Vektor posuvů	[-]
$\Delta\sigma$	Odchylka napětí	[%]
Φ	Elevační úhel	[rad]
$\Phi^i(s), \Phi^i(s_0)$	Interpolační funkce	[-]
Π	Potenciální energie	[J]
ρ	Označení rovin	[-]
σ_{alg}	Maximální první hlavní napětí při použití algoritmu	[kPa]
σ_{val}	Maximální první hlavní napětí při použití válcového SS	[kPa]
τ	Označení rovin	[-]
Θ, θ	Azimutální úhel	[rad]
φ	Úhel kolagenních vláken	[rad]
\mathbf{a}, \mathbf{a}_p	Zvolený vektor a jeho průmět	[-]
a_1, a_2, a_3	Složky vektoru určujícího orientaci kolagenních vláken	[%]

A, B, C	Uzlové body	[-]
\mathbf{A}, \mathbf{C}	Matice známých v soustavě lineárních rovnic	[-]
b_1, b_2, b_3	Složky vektoru určujícího orientaci kolagenních vláken	[%]
\mathbf{b}, \mathbf{e}	Vektory pravých stran	[-]
c_{10}, d	Materiálové konstanty pro matrici	[-]
$\mathbf{E}_R, \mathbf{E}_\Theta, \mathbf{E}_Z$	Jednotkové vektory lokálních směrů	[mm]
E_{ij}	Složky Green – Lagrangeova tenzoru přetvoření	[-]
\mathbf{F}	Vektor zatížení	[-]
\mathbf{F}	Deformační gradient	[-]
\mathbf{I}	Jednotková matice	[-]
$\bar{I}_1, \bar{I}_4, \bar{I}_6$	Invarianty závislé na složkách pom. protažení	[-]
J	Invariant tenzoru \mathbf{F}	[-]
\mathbf{K}	Matice tuhosti	[-]
k_1, k_2	Materiálové konstanty pro vlákna	[-]
M	Zvolený bod	[mm]
$\mathbf{M}_1, \mathbf{M}_2, \mathbf{M}_{N1}, \mathbf{M}_{N2}$	Směrový vektor vláken, jeho průmět	[mm]
\mathbf{n}, \mathbf{N}	Normálový vektor τ	[mm]
\mathbf{P}	Tenzor průmětu	[-]
\mathbf{p}	Vektor průsečnice rovin	[mm]
\mathbf{q}	Výsledný vektor	[mm]
R	Radiální směr	[-]
\mathbf{r}	Normálový vektor roviny ρ	[mm]
S_{ij}	Složky 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí	[Pa]
S_i	Středy průřezů	[-]
\mathbf{s}	Obvodový směr	[]
s_i	Parametr podélného směru	[mm]
T	Tečný směr	[mm]
T_{elem}	Těžiště elementu	[-]

\mathbf{v}	Polohový vektor bodů povrchu	[mm]
W	Měrná energie napjatosti	[Pa]
\mathbf{X}_C	Polohové vektory bodů na povrchu	[mm]
\mathbf{X}^i	Polohové vektory uzlových bodů na ose	[mm]
$\mathbf{X}(s)$	Polohové vektory všech bodů na ose	[mm]
\mathbf{x}	Výsledný vektor	[mm]
$\mathbf{y}'_{0i}, \mathbf{y}'$	Vektory lokálního směru osy, průmět tohoto vektoru	[-]
Z	Axiální směr	[-]

11. Seznam příloh

Příloha **Algoritmus příkazů pro definici hlavních materiálových směrů**

Součástí této práce je CD s následujícími soubory:

- adresář **BP** obsahující elektronickou verzi této práce a textový soubor s algoritmem příkazů
- adresář **Trubice** obsahující soubory programu ANSYS s MKP analýzou válcové trubice
- adresář **Sikma** obsahující soubory programu ANSYS s MKP analýzou šikmé trubice a soubor s geometrickým modelem této trubice
- adresář **Tazena** obsahující soubory programu ANSYS s MKP analýzou tažené trubice a soubor s geometrickým modelem této trubice
- adresář **Symetricka** obsahující soubory programu ANSYS s MKP analýzou trubice se symetrickou výdutí
- adresář **Nesymetricka** obsahující soubory programu ANSYS s MKP analýzou trubice s nesymetrickou výdutí a soubor s geometrickým modelem