

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

REŠERŠE MOŽNOSTÍ VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ ARTERIÁLNÍCH VÝDUTÍ

SEARCH FOR POSSIBILITIES OF COMPUTATIONAL MODELLING OF ARTERIAL
ANEURYSMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ONDŘEJ PAVLICA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

BRNO 2009

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2008/09

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Pavlica Ondřej

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

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:

Rešerše možností výpočtového modelování arteriálních výdutí

v anglickém jazyce:

Search for possibilities of computational modelling of arterial aneurysms

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Projekt je zaměřen na získání informací o arteriálních výdutích, jejich klinické léčbě a o možnostech, jak k úspěšnosti této léčby může přispívat výpočtové modelování deformačně napět'ových stavů ve stěně aneurysmatu, případně modelování proudění krve uvnitř aneurysmatu.

Cíle bakalářské práce:

1. Seznámit se s problematikou arteriálních výdutí a možnostmi jejich klinické léčby.
2. Provést literární rešerši výpočtových modelů deformačně-napět'ových stavů ve stěně tepny a hodnocení rizika jejich ruptury.
3. Provést literární rešerši výpočtových modelů proudění krve uvnitř aneurysmat různých tvarů.

Seznam odborné literatury:

1. Bednář: Patologie, Avicenum, 1987
2. Krajiček, Peregrin, Roček, Šebesta a kol.: Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění, Grada, 2007.
3. Mucha: Deformačně napěťová analýza výdutí tepen. Diplomová práce, VUT Brno, FSI, 2008.

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

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2008/09.

V Brně, dne 17.10.2008



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

Abstrakt

Bakalářská práce je zaměřena na popis obecných vlastností a dělení aneurysmat (výdutí tepen), predikci jejich ruptury a analýzu možností, jak může přispět výpočtové modelování deformačně napěťových stavů ve stěně aneurysmatu, případně modelování proudění krve uvnitř aneurysmatu, k posouzení rizika ruptury ohrožující život člověka. Práce obsahuje rešeršní pojednání o moderních přístupech výpočtu napětí ve stěně aneurysmatu.

Summary

The bachelors thesis focuses on basic aneurisma classification and the prediction of the aneurisma-rupture. It tries to analyze the contribution of computational model of stress-strain states or models simulating the blood flow in the aneurisma to predict the risks of a sudden rupture. The work summarizes the comon modern approaches stress-strain analysis in the aneurisma walls.

Klíčová slova

arteriální aneurysma, ateroskleóza, výduť břišní aorty, výpočtový model, ruptura

Keywords

artery aneurysm, sclerosis arterial, aortic aneurysm, computational modelling, rupture

PAVLICA, O. *REŠERŠE MOŽNOSTÍ VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ ARTERIÁLNÍCH VÝDUTÍ*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 42s.
Vedoucí doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením doc. Jiřího Burši s použitím uvedené literatury.

Ondřej Pavlica

Moje poděkování patří Doc. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D., který mi při každé konzultaci vyšel vstříc a byl pro mne zdrojem cenných informací. Chtěl bych také poděkovat svým rodičům, kteří mě po celou dobu studia podporovali a umožnili mi dostudovat.

Ondřej Pavlica

Obsah

1	Úvod	5
2	Lékařské minimum	7
2.1	Stavba tepny	7
2.2	Cévní soustava	8
2.2.1	Tepny svalového typu	8
2.2.2	Tepny elastického typu	8
2.2.3	Arterioly, kapiláry a venuly	9
2.2.4	Proudění krve	9
2.2.5	Krev	9
3	Aneurysmata	10
3.1	Snouhrnná klasifikace	10
3.2	Obecný popis aneurysmat	11
3.3	Histologie aneurysmat	11
3.4	Rozdělení aneurysmat	11
3.4.1	Pravé aneurysma (Aneurysma verum)	12
3.4.2	Nepravé aneurysma (Aneurysma spurium)	12
3.4.3	Disekující aneurysma (Aneurysma dissecans)	13
3.5	Rozdělení aneurysmat dle místa výskytu	13
4	Možné přístupy k posouzení mezních stavů	15
4.1	Diagnostika, posouzení rizika ruptury dle lékařského hlediska	15
4.2	Mechanika jako nástroj pro posouzení rizika ruptury	15
4.2.1	Uvedení do problematiky výpočtového modelování aneurysmat	16
4.2.2	Aorta z pohledu mechaniky těles	16
4.2.3	Vlastnosti měkkých tkání	18
4.3	Aorta - nehomogenní válcová nádoba	19
4.4	Aorta - těleso anizotropních materiálových vlastností	20
4.4.1	Základní klasifikace anizotropních materiálů	20
4.4.2	Chování anizotropních materiálů	21
4.4.3	Pevnost ortotropní vrstvy laminátového kompozitu	23
4.4.4	Teorie pevnosti kompozitů založená na maximálním napětí	25
4.4.5	Teorie pevnosti kompozitů založená na maximální deformaci	26
4.4.6	Teorie pevnosti kompozitů založená na maximální energii	26
5	Proudění krve v aneurysmatu	27
5.1	Výpočtová analýza proudění krve	27
5.2	Hmotnostní přenos v tepenném systému	29
5.3	Vzrůst tlaku na stěně tepny vlivem proudění krve	29
6	Rešerše přístupů k posouzení nebezpečí ruptury aneurysmat	32
6.1	Rozdělení napětí ve stěně aneurysmatu na 3D modelu	32
6.2	Napětí ve stěně AAA pomocí zpětné přírůstkové metody	34
6.3	Inverzní metoda pro analýzu namáhání mozkových aneurysmat	36

OBSAH

6.4 Namáhání aneurysmatu	36
7 Závěr	40
A Obrazová příloha k bakalářské práci	I

Seznam použitých zkratk a označení

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
LDL	Low density lipoprotein; lipoprotein s nízkou hustotou
HDL	High density lipoprotein; lipoprotein s vysokou hustotou
CT	Computed tomography; počítačová tomografie
TAA	Thoracic aortic aneurysm; torakální (hrudní) aortální aneurysma
AAA	Abdominal aortic aneurysm; aneurysma břišní aorty
TAAA	Thoracoabdominal aortic aneurysm; torakoabdominální aortální aneurysma
AVT	Aneurysma viscerální
USG	Ultrasonography Diagnosis; ultrazvuková diagnóza
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
HMH	Misesova podmínka plasticity
CFD	Computational Fluid Dynamics
ANGUS	ANGiography and intravascular UltraSound
IVUS	Intravascular ultrasound; intravaskulární ultrazvuk
MRI, MR	Magnetic Resonance Imaging; Magnetická rezonance

Seznam použitých veličin

Veličina	Jednotka	Význam
D_{ij}	[-]	..deformace
ϵ_i, γ_{ij}	[-]	..složky tenzoru přetvoření
β	[°]	..úhel rozevření segmentu aorty
R_1, R_2	[mm]	..vnější, vnitřní poloměr segmentu aorty
q	[mm]	..střední poloměr zakřivení nenaříznutého segmentu aorty
q_0	[mm]	..střední poloměr zakřivení naříznutého segmentu aorty
σ_i, σ_j	[-]	..tenzor napětí
S_{ji}, C_{ji}	[-]	.. matice elastických modulů
E_i	[-]	..Younguv modul
μ_{ij}	[mm]	..poissonova konstanta
τ_{ij}	[MPa]	..smykové napětí
σ_T	[MPa]	..transversální napětí
σ_L	[MPa]	..longitudinální napětí
τ_{LT}	[MPa]	..smykové napětí
σ_{PtL}	[MPa]	..mezí hodnota tahového napětí v longitudinálním směru
σ_{PtT}	[MPa]	..mezí hodnota tahového napětí v transversálním směru
τ_{PLT}	[MPa]	..pevnost ve smyku
σ_{PdL}	[MPa]	..mezí hodnota tlakového napětí v longitudinálním směru
σ_{PdT}	[MPa]	..mezí hodnota tlakového napětí v transversálním směru
v_i	$[m \cdot s^{-1}]$	..rychlost proudu krve
d_i	[mm]	..průměr aneurysmatu nebo aorty
S_i	$[m^2]$	..obsah plochy
ρ	$[kg \cdot m^{-3}]$	..hustota krve
F	[N]	..síla od proudu krve
G	[N]	..gravitační síla
R_a	[mm]	..poloměr zdravé tepny.
R_{an}	[mm]	..maximální poloměr aneurysmatu.
c_1	[-]	..bezrozměrná konstanta.
c_2, c_3	[-]	..bezrozměrné parametry závislé na geometrii aneurysmatu.
F_R	[-]	..poměr mezi maximálním poloměrem aneurysmatu a poloměrem zdravé tepny.
F_L	[-]	..poměr mezi délkou aneurysmatu a maximálním poloměrem aneurysmatu.
F_E	[-]	..parametr excentricity aneurysmatu.
e	[mm]	..excentricita.
L	[mm]	..nejmenší možná délka aneurysmatu
L_{an}	[mm]	..délka aneurysmatu
σ_t	[MPa]	..radiální napětí
r	[mm]	..poloměr aorty
p	[Pa]	..krevní tlak
t	[mm]	..tloušťka stěny tepny
ϵ	[-]	..přetvoření
u	[mm]	..radiální posuv

1 Úvod

Výpočtové modelování arteriálních výdutí je jednou z oblastí, kterou se zabývá obor biomechanika měkkých tkání. Biomechanika má vysoký společenský dopad. Slouží pro řešení specifických problémů z oblasti medicíny a využívá různých metod inženýrské mechaniky. Snahou biomechaniky je docílit lepší efektivity při léčení nejruznějších úrazů nebo onemocnění.

V dnešním světě, kde lidé nehledí na své zdraví, ženou se za vysokými cíly nebo zisky, často dochází ke zdravotním problémům, které si člověk na sebe přivede sám. Lidé jsou již od mládí vystavováni stresovým vlivům, nedostatku spánku, nezdravé životosprávy a celkově špatnému životnímu stylu. Tyto aspekty velmi výrazně přispívají k oslabení imunitního systému a výraznému rozvoji srdečně-cévních onemocnění.

Ta jsou nejčastější příčinou smrti ve vyspělých státech EU a USA. Mají na svědomí více jak 58% všech úmrtí. Srdečně-cévní onemocnění postihuje muže i ženy často v ne-
jproduktivnějším věku. Vzhledem k tomu, že tato onemocnění jsou v počátečních fázích bez zjevných příznaků, lidově řečeno "nebolí", jsou více známy až stavy, které vážně ohrožují život člověka. Vznik a vývoj srdečně-cévních onemocnění lze výrazně ovlivnit změnou životosprávy a omezením rizikových faktorů. Ty rozeznáváme dvojí. Nejprve jsou to rizikové faktory neovlivnitelné, mezi které spadá:

- Pohlaví
- Věk
- Genetické předpoklady

Druhá oblast jsou rizikové faktory ovlivnitelné. Jsou to faktory, které jsou spojeny se zvýšeným rizikem srdečně-cévních onemocnění a můžeme je sami ovlivnit. Mezi částečně nebo úplně ovlivnitelné rizikové faktory spadá:

- Zvýšená hladina LDL-cholesterolu v krvi
- Zvýšená hladina celkového cholesterolu v krvi
- Snížená hladina HDL-cholesterolu v krvi
- Zvýšená hladina triglyceridů v krvi
- Vysoký krevní tlak
- Cukrovka typu I i II
- Kouření
- Obezita
- Nedostatek pohybu

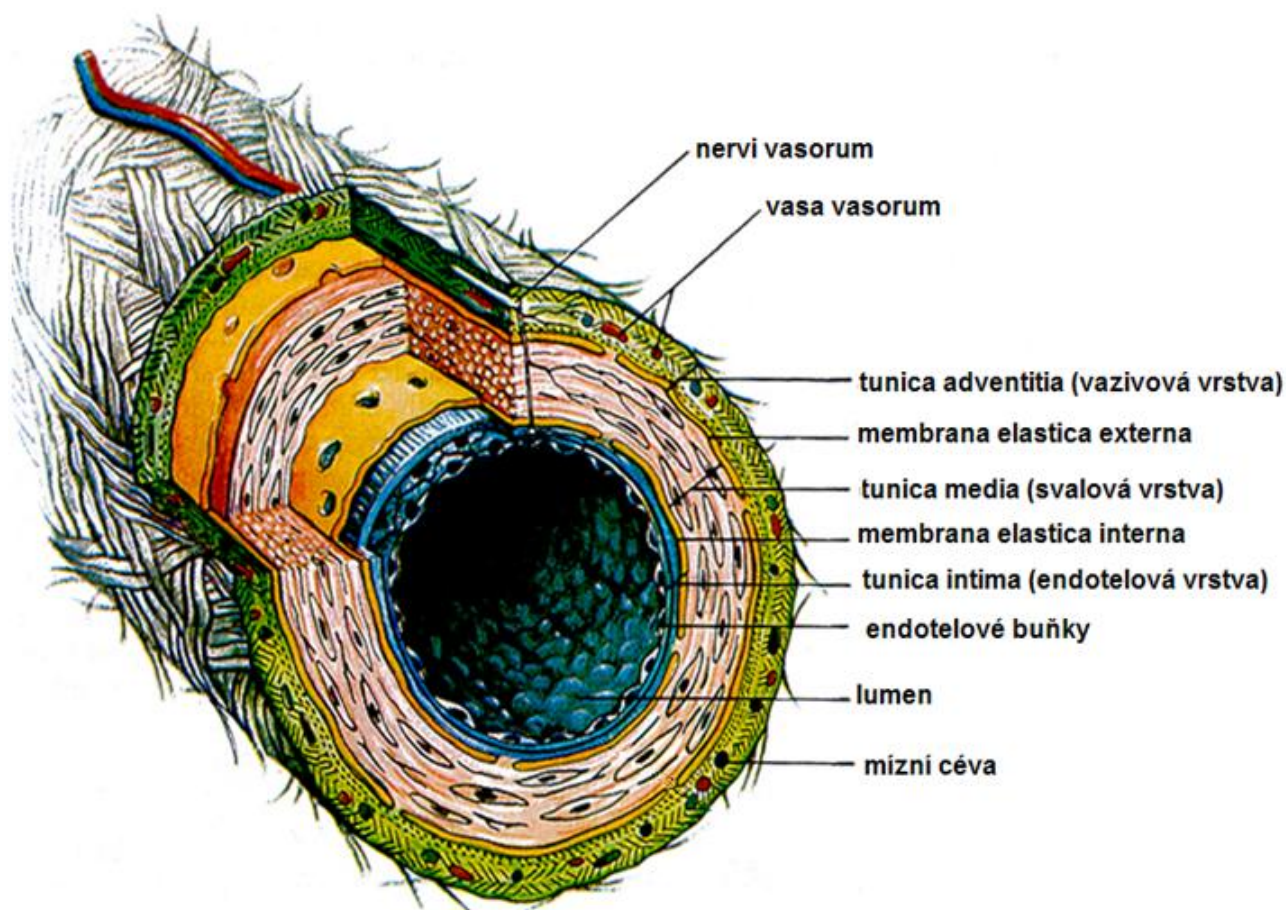
Příčinou srdečně-cévních onemocnění je nejčastěji arteroskleróza, známá jako kornatění cév. Je to zánětlivé degenerativní onemocnění, rozvíjející se řadu let bez příznaku, bolesti. Příčinou arterosklerózy je narušení cévy a následně ukládání tukových látek do její stěny.

Tukové látky vytvářejí na stěně cévy usazeniny, přičemž cévy postupně tvrdnou, cévní stěny se zbytnují a průsvit cévy se zužuje. Průtok krve cévou je omezen[2]. Ateroskleróza a vysoký krevní tlak jsou faktory, které nejvíce poškozují cévní stěnu. Nejsou to jediné faktory, velkou roli hraje věk a doba působení těchto i výše zmíněných poškozujících faktorů. Často se aneurysma vyskytovalo ve 3.stadiu nemoci syfilis. V dnešní době je tato nemoc v tak pokročilém stádiu vzácná [17].

Cílem mé bakalářské práce je rešeršní pojednání o aneurysmatech. Aneurysmat je velké množství, chtěl bych se zabývat pouze nejčastějšími druhy, popsat jak a proč vznikají, jak se dělí a jak velké je jejich nebezpečí pro lidský život. Hlásím se na Ústav mechaniky těles a biomechaniky, VUT Brno, a proto bych rád do mé práce vnesl alespoň základní poznatky a moderní přístupy k řešení nebezpečí ruptury aneurysmat.

2 Lékařské minimum

2.1 Stavba tepny



Obrázek 2.1: [104]Popis stavby cévní stěny.

Tepny jsou trubice, které jsou složeny ze tří vrstev. První vnitřní vrstvou je tunica intima, druhou střední vrstvou je tunica media a třetí zevní vrstvou je tunica adventitia, též zvaná jako tunica externa.

Tunica intima je tvořena vrstvou plochých endotelových buněk, pod kterými jsou uložena elastická a kolagenní vlákna. Jednou z hlavních funkcí endotelu je zábrana srážení krve na jeho povrchu. Tunica media je nejsilnější vrstvou arterií stěny a je složena z cirkulárně a spirálně uložených hladkých svalových buněk. Druhou složkou této vrstvy jsou kolagenní a elastická vlákna. Tunica adventitia (tunica externa) je tvořena elastickými a kolagenními vlákny, která jsou zakotvena do okolního řídkého vaziva. Vlákna se navzájem kříží a probíhají převážně longitudinálně (podélně). Charakter připojení dovozuje pohyb cévy ve vazivu, zároveň ale cévu k okolní tkáni fixuje[3].

Elastická vlákna vytvářejí ve stěně tepny mezi intimou a medií blanku - membrana elastica interna a mezi tunica medií a adventicií membrana elastica externa[3].

2.2. CÉVNÍ SOUSTAVA

2.2 Cévní soustava

Cévní soustava se skládá z mnoha druhů cév, které rozvádějí krev a sní i živiny po celém organismu. Cirkulace krve v lidském těle je zabezpečena vzájemným propojením tepen, žil a krevních kapilár. Cely tento cévní systém je zásoben krví, která je čerpána srdcem. Srdce má v cévní soustavě funkci pumpy. Na žilní systém je navázán i systém lymfatických cév a uzlin, který do žilní krve přivádí lymfu.

2.2.1 Tepny svalového typu

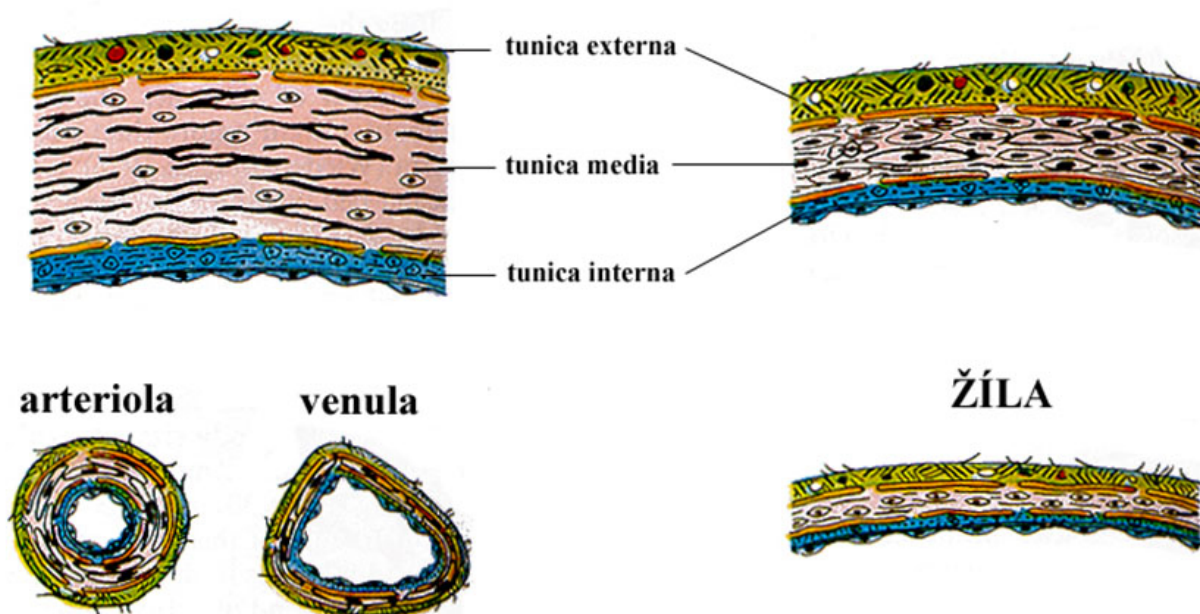
Mezi tyto tepny se řadí převážně tepny jednotlivých orgánů, jako jsou koronární tepny srdce, tepny ledvin a pod. Stěna tepen je tvořena převážně svalovinou, která reguluje přívod krve do orgánů. Směrem do periferie síla stěny tepny a její průsvit ubývá[3].

2.2.2 Tepny elastického typu

Tepny elastického typu jsou pro mou práci nejpodstatnější ze všech výše jmenovaných. Mezi tepny elastického typu se řadí zejména velké tepny, jako je například aorta. Tyto tepny mají pružnickové vlastnosti a tím zabezpečují rychlý přenos krve do periferie. Díky své roztažnosti jsou schopny pojmout velké množství krve, kterou pak v průběhu povolení stahu srdeční svaloviny, po předcházející kontrakci, svou elasticitou vypuzují do periferie. Tento princip zajišťuje nepřerušovaný tok krve. Vzhledem ke značné tloušťce stěny tepen (aorta 2 mm), se výživa tepenné stěny provádí pomocí vasa vasorum¹[3].

ELASTICKÝ TYP TEPNY

SVALOVÝ TYP TEPNY



Obrázek 2.2: [104]Rozdíly cévních stěn.

¹Vasa vasorum je součástí vazivové vrstvy zvané adventicie

2.2.3 Arterioly, kapiláry a venuly

Arterioly jsou malé tepny. Nejznámější jsou terminální arterioly s průsvitem okolo 20-50 μ m v průměru. Jejich boční větve přecházejí do kapilár. Navzájem spojené kapiláry tvoří kapilární sítě. Postup krvinek kapilárou je pomalý, protože velikost průsvitu kapilár odpovídá rozměrům entocyty (červených krvinek). Kapiláry jsou vystlány jednou vrstvou endotelových buněk. Z kapilár postupuje krev postkapilárními venulami, dále venulami do vén a odtud do dvou velkých sběrných žil. Venuly jsou malé žilky, které mají stěnu ze tří klasických vrstev - tunica intima, media adventitia[3].

2.2.4 Proudění krve

Jednotlivé tepny jednoho nebo i sousedních orgánů mohou být propojeny mezi sebou různě silnými šikmými či příčnými spojkami - interarteriálními anastomozami. Jsou-li anastomozy dobře vytvořeny, dovolují limitovaný průtok krve z oblasti jedné tepny do oblasti tepny druhé. Z hlavních tepenných kmenů odstupují boční větve[3]. Proudění krve v cévách je založeno na jednoduchých fyzikálních zákonech. energii pro svou činnost získává z metabolických procesů. Při stázích probíhá přeměna chemické energie na energii mechanickou.

Proudění krve je zajištěno srdcem, které je jednoduše řečeno pumpou přečerpávající krev. Při této činnosti "pumpování krve" dochází také k určitému tlaku, krevnímu tlaku. Tímto tlakem, působí krev na stěnu cév. Hnací silou pro krevní oběh jsou rozdíly krevního tlaku mezi tepennou a žilní částí oběhové soustavy – tlakový spád. Při lékařské vyšetření se jako krevní tlak označuje tlak krve měřený v pažní tepně. Stah komor = systolický tlak (určen srdečním výkonem), uvolnění komor = diastolický tlak (určen odporem v periferních cévách). Systolický tlak kolísá v rozmezí 100 – 160 mm/Hg, diastolický kolísá méně. Za horní hranici diastolického tlaku považujeme hodnotu 90 mm/Hg² [7].

2.2.5 Krev

Krev je tekutina červené barvy, která obsahuje krevní plasmu a krevní tělíska (dle [3]). Krevní plasma je nažloutlá tekutina tvořená krystaloidy a bílkovinami. Krevní tělíska jsou:

- červené krvinky - erytrocyty
- krevní destičky - trombocyty
- bílé krvinky - leukocyty, dělíme na:
 - granulocyty
 - agranulocyty

Objem krve je proměnlivý u každého organismu. Představuje 9 – 10% celkové tělesné hmotnosti. Její objem činí 4,5 – 6 l. Ženy mají zhruba o 10% méně krve, což souvisí s nižším množstvím červených krvinek. Ztráta krve větší než 1,5 l ohrožuje člověka na životě[7].

² Tlak 1 torr je roven hydrostatickému tlaku vyvolanému 1mm sloupcem rtuti [16].

3 Aneurysmata

3.1 Snouhrnná klasifikace

Aneurysma se může nacházet na tepně prakticky kdekoliv. Je to lokalizované rozšíření cévní stěny. Nejčastější výskyt aneurysmat je na abdominální aortě, na periferních tepnách dolních končetin a na tepnách centrálního nervového systému. Na vzniku aneurysmatu se nejčastěji podílí ateroskleróza. Komplikace, které se při tomto onemocnění nejčastěji vyskytují jsou:

- Ruptura
- Distální embolizace
- Útlak okolního nervově cévního svazku

Diagnóza se stanovuje nejčastěji dle anamnézy¹, klinického vyšetření a také podle vyšetřovacích metod, nejčastěji pomocí CT nebo ultrazvukového vyšetření.

KLASIFIKACE ANEURYSMAT:

- | | |
|---------------------------|----------------------------|
| • Podle velikosti | • Podle rychlosti vzniku |
| – malá (ektazine) | – chronická |
| – velká (arteriomegalie) | – akutní |
| • Podle tvaru | • Podle příčin vzniku |
| – fusiformní | – arteriosklerotická |
| – cylindrická | – nekrotická |
| – sakovitá | – infekční |
| – navikulární | – zánětlivá |
| – serpentinová | |
| • Podle mechanismu vzniku | • Podle místa výskytu |
| – pravá | – torakální (TAA) |
| – nepravá | – abdominální (AAA) |
| – disekce (typ A, typ B) | – torakoabdominální (TAAA) |
| | – viscerální (AVT) |
| | – cerebrální |
| | – infraingvinální |
| | – na horních končetinách |

¹Anamnéza - soubor údajů o prodělaných nemocech pacienta (a. osobní), rodičů a sourozenců (a. rodinná), o subjektivních potížích, sociálních a ekologických podmínkách nemocného.

3.2 Obecný popis aneurysmat

Pojem aneurysma původně pochází z řečtiny a v překladu znamená rozšíření. Aneurysmata obecně mohou postihnout jak aortu, tak i kteroukoliv z tepen, vycházející z aorty. Vznik aneurysmatu předpokládáme nejčastěji u subrenální aorty, jejíž histologická struktura a také mechanické vlastnosti se liší v porovnání s hrudní aortou. Důsledkem rozvoje tohoto onemocnění mohou být akutní tepenné uzávěry, ruptura aneurysmatu, útlak okolních struktur. Můžeme je také pouze nahmatat jako polokulovité pulzující vyklenutí.

Změny struktury ve stěně tepny jsou nejčastěji způsobeny aterosklerotickým poškozením. Velkým významným faktorem podílejícím se na oslabení cévní stěny je hypertenze. Dále mezi vzácnější případy patří traumata, syfilis, mykóza, polyarteritis nodosa, atd. Aneurysmata mají různý tvar, který je závislý na druhu postižení, které je způsobuje.

- Aterosklerotická aneurysmata bývají vřetenovitého tvaru, to znamená rozšířená po celém obvodu tepny.
- Traumatická aneurysmata bývají vakovitého tvaru, to znamená výduť části stěny tepny.

Nejčastější druh výskytu jsou subrenální aneurysmata a abdominální aneurysmata. Další aneurysmata periférních tepen často se vyskytující, jsou aneurysmata podkolenní tepny, jejichž četnost není přesně známa.

3.3 Histologie aneurysmat

Aneurysma je lokalizované rozšíření cévní stěny, zejména aorty nebo periférní tepny. Histologicky je struktura aneurismatické aorty podobná změnám u aterosklerózy. U aneurysmat jsou patrné rozsáhlé změny všech vrstev stěny, zvláště intimy a medie. Hranice vrstev i normální struktura elastické tepny jsou překryty krvácením a zánětlivou infiltrací nebo jsou smazány. Časté je novotvoření cév.

3.4 Rozdělení aneurysmat

V medicínském smyslu rozeznáváme tři zvláštní patologicko-anatomické formy ohraničeného tepenného rozšíření:

- aneurysma verum
- aneurysma dissecans
- aneurysma spurium

3.4. ROZDĚLENÍ ANEURYSMAT

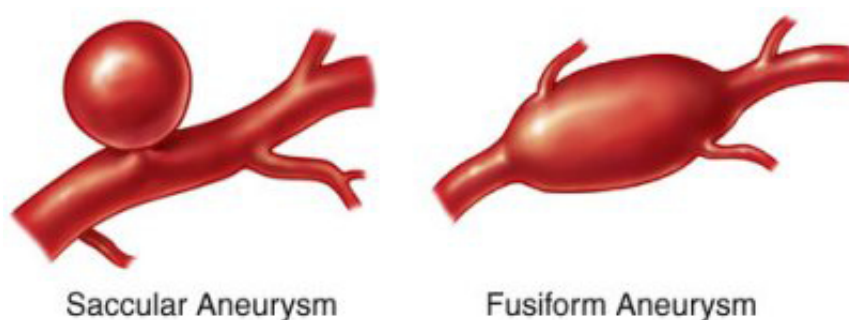
3.4.1 Pravé aneurysma (*Aneurysma verum*)

Je tvořeno třemi vrstvami arteriální stěny. Pravé aneurysma můžeme rozdělit na:

- aneurysma fusiforme
- aneurysma sacculare

Aneurysma fusiforme se označuje jako pravé aneurysma, u kterého je stěna tepny rozšířená ve všech směrech rovnoměrně.

Aneurysma sacculare, označující se taky jako pravé, u kterého je vyklenuta pouze jedna strana tepenné stěny.



Obrázek 3.1: [102]Tvar aneurysma fusiforme, aneurysma sacculare.

O tepenné aneurysma se jedná tehdy, pokud je tepna rozšířena na 1,5násobek normálního lumina. O aortálním aneurysmatu se hovoří, je-li v místě rozšíření abdominální aorta širší než 2,5 cm. Nejčastější příčinou vzniku tepenných aneurysmat je ateroskleróza. Aterosklerotické změny způsobují zhoršení zásobení medie, což vede až k jejímu ztenčení a ztrátě elasticity cévní stěny. Nejvíce je touto nemocí postižena břišní aorta a periferněji probíhající tepny. Nejčastější výskyt je u aneurysmat aorty (asi 80%), z toho převažuje břišní aorta, kde je více než v 95% postižena hlavně oblast subrenální břišní aorty. Ve zbylých 20% případech pravého aneurysmatu převažují aneurysmata popliteální arterie, mozkových tepen a pánevních tepen. V některých případech se objevuje pravé aneurysma u tepen v podkolenní jamce, kde nejčastěji jde o postižení oboustranné. Na aneurysmatech mozkových tepen se velice často podílí hypertenze.

3.4.2 Nepravé aneurysma (*Aneurysma spurium*)

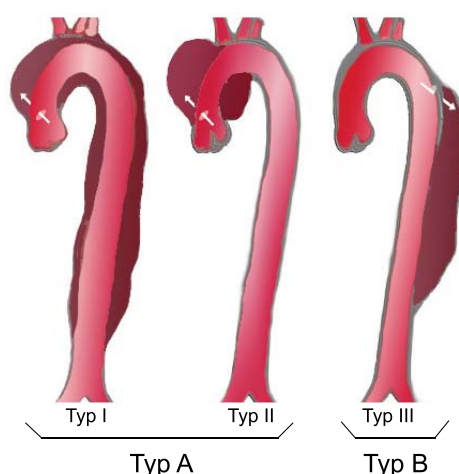
Je opouzdřený periarteriální hematoma komunikující s lumenem tepny. Často vyskytovaným příkladem nepravého aneurysmatu je takzvané **pseudoaneurysma**. To nejčastěji vzniká po punkci tepny při katetrizaci, dále také při nedostatečné kompresi místa vpichu. Nejprve se jedná o takzvaný "komunikující opouzdřený hematoma", okolo kterého se vytvoří pseudointima. Pseudointima se do 3-6 týdnů stává pseudoaneurysmatem. Již vzniklé pseudoaneurysma může být i z části ztrombonizované.

Většina těchto aneurysmat vzniká již 24 hodin po punkci, proto je lze velice rychle odhalit a léčba může začít okamžitě. Léčba se provádí pomocí řízené komprese ultrazvukovou hlavou napojenou na ultrazvukové zařízení. V případě trombonizujících pseudoaneurysmat se aplikuje do dutiny aneurysmatu trombonizující látka. V některých případech je nutnost chirurgického zákroku.

3.4.3 Disekující aneurysma (Aneurysma dissecans)

Disekující aneurysma je navenek zřejmé jako vyklenutí tepny. To vzniká důsledkem podélného rozpolcení arteriální stěny, do něhož vtéká krev a tvoří se hematoma. Na vnitřní stěně tepny vzniká dvojí lumen. První lumen je pravý (původní). Druhý vzniká díky podélnému rozpolcení stěny tepny, nazývaný se nepravý lumen. Porucha stěny tepny často vzniká na podkladě vrozené méněcennosti média, proto lze pozorovat i dědičný rodinný výskyt této poruchy. Méně častou příčinou onemocnění je fibromuskulární dysplazie, arterioskleróza nebo syfilitické onemocnění.

Aortální disekce se navenek nemusí projevovat žádnými klinickými příznaky. Často se ale disekce klinicky projevuje silnou bolestí na hrudi, plicní embolií, akutní koronární příhodou. Disekující aneurysma lze diagnostikovat pomocí CT, nukleární magnetické rezonance, jícnové echokardiografie atd. Disekce je velmi vážné onemocnění, ve velmi malém počtu případů může dojít ke spontánnímu vyhojení tím, že nepravý lumen ztrombonizuje. Ve většině případů dochází k šíření rozpolcení distálně nebo i proximálně. Pokud není léčba započata včas, dochází k ruptuře a ke smrti.



Obrázek 3.2: [101]Rozdělení dysekujících aneurysmat hrudní aorty dle de Bakeyho typu (typ I-III) a dle Stanforda (typ A-B).

3.5 Rozdělení aneurysmat dle místa výskytu

Aneurysma tepen horních a dolních končetin jsou málo četná. Řadí se mezi aneurysmata nepravá, zpravidla neohrožují život. Komplikace nastávají až v případě embolizace.

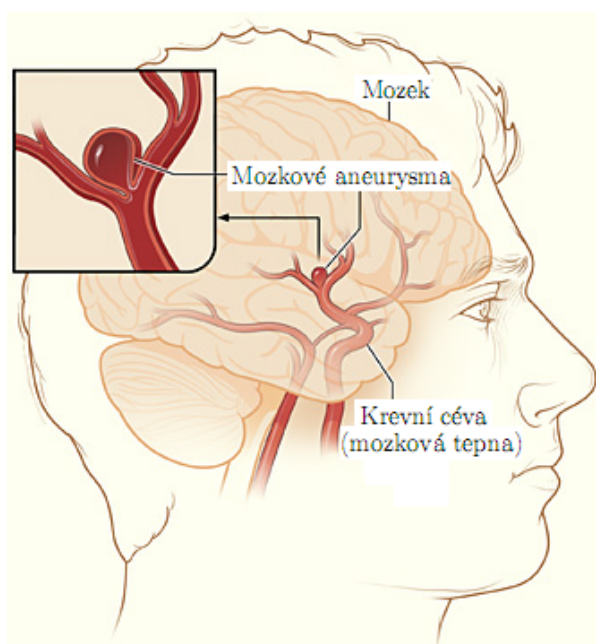
Aneurysma viscerální (AVT) je aneurysma pravé, vyskytuje se ve všech tvarech mimo váčky. Vznikají v důsledku chronického, akutního i arteriosklerotického původu. Viscerální aneurysmata jsou poměrně vzácná svým výskytem. Nejčastěji postižena je slezina (50%), renální (22%), jaterní (15%) a horní střevní tepna (8%) [21].

Aneurysma mozkové je vakovitého nebo arteriosklerotického původu. V případě těchto aneurysmat je vysoká umrtnost. Vyskytují se na vertebrální artérii² nebo tepnách Willisova okruhu³.

²Obratlová tepna, procházející v postranních výběžcích krčních obratlů.

³Kompletní kruh arterií tvořený navazujícími větvemi arterií v mozku.

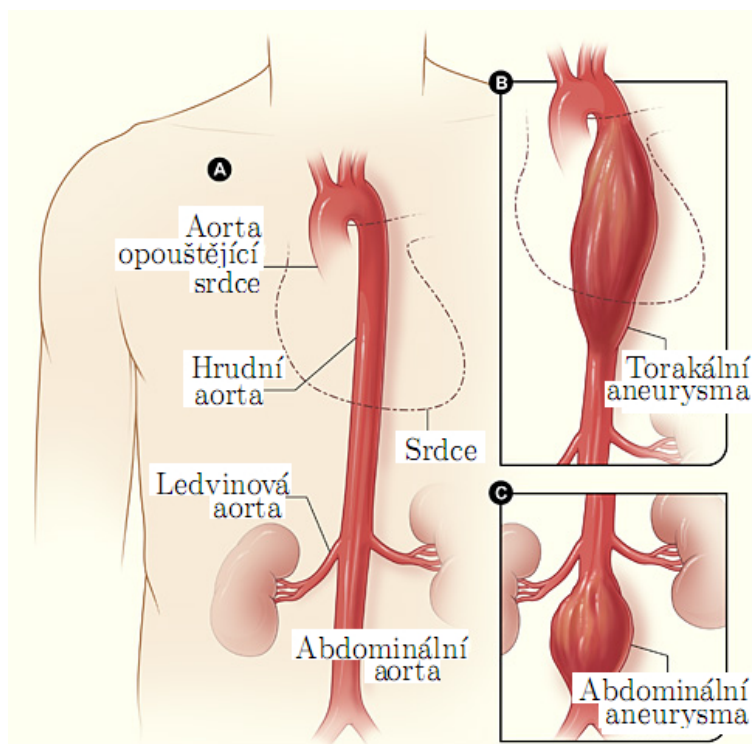
3.5. ROZDĚLENÍ ANEURYSMAT DLE MÍSTA VÝSKYTU



Obrázek 3.3: [104]Příklad mozkového aneurysma.

Aneurysma torakální (na hrudní aortě - TAA) se vyskytuje ve všech tvarech mimo váčky; nejčastěji jako aneurysma disekujícího typu. Výskyt TAA z hlediska pohlaví je rovnoměrný. Úmrtnost je velmi vysoká[21].

Aneurysma abdominální (na břišní aortě - AAA) je nejrozšířenější pravá vředu. Může být chronického i arteriosklerotického původu, ze 70% zcela asymptotické, ve 40% se projevuje rupturou. Pravděpodobnost ruptury AAA roste s velikostí. Výskyt AAA je z hlediska pohlaví pravděpodobnější u mužů[21].



Obrázek 3.4: [104]Nejčastější místa výskytu AAA a TAA.

4 Možné přístupy k posouzení mezních stavů

4.1 Diagnostika, posouzení rizika ruptury dle lékařského hlediska

Aorty jsou předmětem mé rešersní bakalářské práce. Rozdělení arterií a aneurysmat bylo uvedeno v předešlých kapitolách. Tato kapitola bude věnována poznatkům z mechaniky, které by mohly přispívat snadnějšímu rozhodování lékařů. Aneurysma je onemocnění těžko odhalitelné. Ve velké většině případů dochází k diagnostikování aneurysmatu, jako náhodného nálezu při USG-vyšetření¹ nebo CT-vyšetření². Podle [8] všichni pacienti s výdutí větší než 5,5 cm jsou vážně ohroženi na životě a lékaři zvažují možnosti léčby. Rozhodnutí o způsobu léčby se vytváří na základě podrobného sledování rychlosti a způsobu růstu výdutě. Pokud je rychlost růstu výdutě větší jak 1 cm za rok, nastává z lékařského hlediska vážné riziko ruptury výdutě. Další již zmiňované faktory, které ovlivňují riziko ruptury, jsou hypertenze, kouření a chronická obstrukční plicní nemoc (CHOPN).

Až 22% nemocných s aneurysmaty aorty může být považováno za nevhodné k chirurgické léčbě. Základní předoperační přípravu tvoří vyčerpávající anamnéza³ a fyzikální vyšetření zaměřující se na kardiovaskulární a respirační systém. Vyšetřuje se také mnoho dalších oblastí lidského těla, jako je například funkce ledvin, zátěžový kardiologický test atd. Kardiologický zátěžový test se nedá použít u všech pacientů z důvodu fyzické zátěže a nebezpečí ruptury výdutě. Proto se někdy fyzická zátěž nahradí dobutaminovou zátěžovou echokardiografií⁴. Dobutamin u pacientu simuluje fyzickou zátěž podobnou té, jakou podstoupí při operaci.

Rozhodnutí o zařazení pacienta do chirurgické léčby zvažuje několik specialistů. Největší podíl na tomto rozhodnutí má cévní chirurg ve spolupráci s kardiologem, nefrologem, pneumologem a anesteziologem.

4.2 Mechanika jako nástroj pro posouzení rizika ruptury

Lékaři před závěrečným rozhodnutím způsobu léčby aneurysmatu musí zhodnotit obrovské množství rizik a aspektů, na základě kterých určí, jakým směrem se bude léčba ubírat. Nabízí se otázka: "Nakolik může biomechanika ulehčit či upřesnit následná rozhodnutí lékařů?". Pomocí metody konečných prvků a výpočtového modelování lze v dnešní době dosáhnout velmi přesných závěrů, které mohou lékařům pomoci v úvaze o postupu léčby a riziku ruptury.

¹Ultrasonografické vyšetření.

²Počítačová tomografie (Rentgenologické vyšetření založené na zobrazování příslušné oblasti těla ve vrstvách)

³Soubor údajů o prodělaných nemocech pacienta (a. osobní), rodičů a sourozenců (a. rodinná), o subjektivních potížích, sociálních a ekologických podmínkách nemocného.

⁴Metoda vyšetřování srdce odrazem ultrazvuku na tkáni.

4.2. MECHANIKA JAKO NÁSTROJ PRO POSOUZENÍ RIZIKA RUPTURY

4.2.1 Uvedení do problematiky výpočtového modelování aneurysmat

Cévy se obecně skládají z několika vrstev [2.1]. Každá vrstva cévy má odlišné materiálové vlastnosti z důvodu různého množství elastinu, kolagenu a hladké svaloviny. Tyto tři složky společně tvoří nosnou složku každé vrstvy [6]. Při zatížení se většina vláken obsažených ve stěně aorty vůbec nezapojuje do přenosu zatížení. Stěna cévy je značně poddajná a pružná. Mezi napětím a deformací platí téměř lineární závislost. Poté, co deformace dosáhne určité hodnoty, vlákna v jednotlivých stěnách aorty se začnou napřimovat a přenášet zatížení. Pokud se snažíme popsat napětí a deformace v aneurysmatu na aortě, je nutné tyto procesy, které nastávají při zatěžování aorty, dokonale pochopit a umět je co nejpresněji matematicky popsat.

4.2.2 Aorta z pohledu mechaniky těles

Aorta je v biomechanice klasifikovaná jako nelineární těleso, dále pak nehomogenní válcová nádoba z materiálu anizotropních vlastností. Obecnou příčinou nelineárního chování těles bývá geometrie, materiál nebo vazby tělesa s okolím. Dále to může být také napjatostní a zatěžovací nelinearita.

Geometrická nelinearita je nejčastěji zapříčiněna "velkými" posuvy, jenž mohou být doprovázeny velkým přetvořením. Z technického hlediska se rozlišují dva rozdílné případy geometrické nelinearity:

- Velké posuvy (Large displacement)
- Velká přetvoření (Large strain)-zahrnující vždy i velké posuvy

Pokud jsou přetvoření větší než 1%, nastává mezi počáteční (nedeformovanou) a koncovou (deformovanou) konfigurací značný rozdíl. Pro přesné určení zobrazení mezi těmito stavy je nutno znát celé vektorové pole posuvů u, v, w . Pokud nám není známé celé vektorové pole posuvů, ve výpočtu se můžeme dopustit významné chyby.

Materiálová nelinearita znamená, že materiál zatěžovaného tělesa není Hookovský, ale například pružně elastický. Způsobuje nelineární závislost mezi tenzorem napětí a tenzorem přetvoření. U tohoto typu nelinearity platí, že tuhost není konstantní, elastické parametry závisí na deformaci $D_{ij} = f(\epsilon_{ij})$. Nárůst deformace se tedy od určité hodnoty zrychluje (změkčující průběh) nebo zpomaluje (zpevňující průběh). O vzniku materiálové nelinearity rozhoduje vnitřní struktura materiálu.[6]

Hyperelastická je schopnost určitých materiálů dosáhnout velkých konečných deformací. Technické elastomery a biologické měkké tkáně při zatížení dokážou měnit svůj tvar, bez porušení vnitřní struktury v řádu desítek procent, výjimečně u některých pryží i o stovky procent. Při zpětném odlehčení se vrátí do téměř původního stavu, přičemž celý proces probíhá zásadně po nelineární trajektorii.

Další typy nelinearit jsou:

- Vazbová nelinearita - při zatěžování se významně mění charakteristiky vazeb nebo právě tato vazby způsobují nelinearitu.
- Napjatostní nelinearita - vyjadřuje vzájemnou nelinearitu funkcí jednotlivých napětí.
- Zatěžovací nelinearita - popisuje závislost zatížení na napjatosti a deformaci.

4. MOŽNÉ PŘÍSTUPY K POSOUZENÍ MEZNÍCH STAVŮ

Aorta jako nelineární těleso: Za použití několika vztahů, které se vyučují v bakalářském předmětu "Pružnost a pevnost II", lze dokázat, že aorta je opravdu těleso nelineární. Aortu lze zjednodušeně řešit jako tlustostěnnou nádobu nebo skořepinu, zatíženou vnitřním přetlakem. Pro jednoduchost bude výpočet proveden pro zdravou aortu o vnějším průměru $d = 20 \text{ mm}$, tloušťce stěny $t = 1.5 \text{ mm}$ a krevním tlaku 118 mmHg (odpovídající přibližně $p = 15733.3 \text{ Pa}$). Rozměry a krevní tlak jsem použil z literatury [15], kde bylo napětí ve stěně (stejně) zdravé aorty řešeno pomocí výpočtového modelování. Výsledky jsou uvedeny graficky na obrázku 6.3.

Tlustostěnná nádoba:

$$\sigma_{t1} = \frac{p \cdot r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} + \frac{p \cdot r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \cdot \frac{1}{r_1^2} \quad (4.1)$$

$$\sigma_{t2} = \frac{p \cdot r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} + \frac{p \cdot r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \cdot \frac{1}{r_2^2} \quad (4.2)$$

Po numerickém dosazení: $p = 15733,3 \text{ Pa}$, $r_1 = 8,5 \text{ mm}$, $r_2 = 10 \text{ mm}$, $t = 1,5 \text{ mm}$
Napětí na vnitřním povrchu tepny:

$$\sigma_{t1} = \frac{15733,3 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} + \frac{15733,3 \cdot 8,5^2 \cdot 10^2}{10^2 - 8,5^2} \cdot \frac{1}{8,5^2} = 97,66 \text{ kPa}$$

Napětí na vnějším povrchu tepny:

$$\sigma_{t2} = \frac{15733,3 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} + \frac{15733,3 \cdot 8,5^2 \cdot 10^2}{10^2 - 8,5^2} \cdot \frac{1}{10^2} = 81,93 \text{ kPa}$$

Rotačně symetrická skořepina, výpočet vychází z Laplaceovy rovnice:

$$\frac{\sigma_m}{r_m} + \frac{\sigma_t}{r_t} = \frac{p_n}{t} \quad (4.3)$$

kde pro válec platí: $r_m = \infty$, $r_t = r_1$, $p_n = p$. Následně pro válec dostaneme vztah:

$$\sigma_t = \frac{p \cdot r_1}{t} \quad (4.4)$$

Po numerickém dosazení:

$$\sigma_t = \frac{15733,3 \cdot 8,5}{1,5} = 89,155 \text{ kPa}$$

Výsledky se téměř shodují jak mezi oběma použitými způsoby, tak i s hodnotami napětí vyobrazeného na obr.6.3. Na tomto obrázku je výsledné napětí na stěně zdravé aorty okolo $6,2 - 11,0 \text{ N/cm}^2$, což odpovídá hodnotě $62 - 110 \text{ kPa}$.

Problém nastává pokud se budeme snažit spočítat radiální posuv u . Radiální posuv u u válcové nádoby zatížené vnitřním tlakem spočítá jako:

$$u = \frac{1 - \mu}{E} \cdot \frac{p_1 \cdot r_1^2 - p_2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \cdot r + \frac{1 + \mu}{E} \cdot (p_1 - p_2) \cdot \frac{r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \cdot \frac{1}{r} \quad (4.5)$$

Po numerickém dosazení, kde: $E = 300 \text{ kPa}$, $\mu = 0,5$, $r_1 = 8,5 \text{ mm}$, $r_2 = 10 \text{ mm}$, $r = r_2$, $p_1 = 15733,3 \text{ Pa}$, $p_2 = 0$.

4.2. MECHANIKA JAKO NÁSTROJ PRO POSOUZENÍ RIZIKA RUPTURY

$$u = \frac{1 - 0,5}{300000} \cdot \frac{15733,3 \cdot 8,5^2 - 0 \cdot 10^2}{10^2 - 8,5^2} \cdot 10 + \frac{1 + 0,5}{300000} \cdot (15733,3 - 0) \cdot \frac{8,5^2 \cdot 10^2}{10^2 - 8,5^2} \cdot \frac{1}{10} \quad (4.6)$$

$$u = 2,731 \text{ mm} \quad (4.7)$$

Pokud známe posuvy, můžeme spočítat přetvoření:

$$\epsilon = \frac{u}{r} \quad (4.8)$$

$$\epsilon = 0,273 \quad (4.9)$$

Radiální posuv vyšel mnohem větší, než je tloušťka stěny aorty. V případě, že přetvoření tak rozměrově malého tělesa dosahují tak vysokých hodnot, je zřejmé, že není možné používat lineární přístup řešení. Pro řešení napětí a přetvoření ve stěně aorty je třeba používat nelineární postupy řešení.

4.2.3 Vlastnosti měkkých tkání

Pro pochopení procesů, které se odehrávají ve stěně aneurysmatu, je třeba nejprve poznat, jak se měkké tkáně chovají z technického hlediska a v čem se tak výrazně odlišují od ostatních materiálů. Rozdělení a popis vlastností stěny tepny jsem načerpal z přednášek "Biomechanika III" od docenta Jiřího Burši.

Vlastnosti stěny tepny:

- stěna tepny má významné odchylky od rotační symetrie, a to jak po stránce materiálových vlastností, tak po stránce geometrie
- zatížení tepny je několika typů : zbytkovou napjatostí, podélným protažením a pulzujícím neharmonickým zatížením vnitřním tlakem a prouděním krve
- pro chování cévy jsou charakteristické velké deformace
- není jednoznačně definován výchozí stav materiálu cévy
- aktivní chování tkáně - inervace může významně měnit mechanické vlastnosti tkáně, například změnou podráždění svalových vláken
- vazby cévy představují její spojení s okolním prostředím, jehož vlastnosti jsou velmi různorodé a těžce parametrizovatelné
- materiálové charakteristiky tepny vykazují:
 - strukturní nehomogenitu cévní stěny
 - nelineární závislost mezi napětím a deformací
 - viskoelastické chování- závislé na čase
 - anizotropii - materiálové vlastnosti závislé na směru
 - odlišné hodnoty elastických parametrů v oblasti tahových a tlakových napětí

4. MOŽNÉ PŘÍSTUPY K POSOUZENÍ MEZNÍCH STAVŮ

- velmi nepatrnou stlačitelnost
- výraznou teplotní závislost vlastností
- závislost vlastností na historii zatěžování
- závislost na věku jedince

Tyto vlastnosti lze na různé úrovni popsat různými typy konstitutivních modelů.

4.3 Aorta - nehomogenní válcová nádoba

Základní klasifikace

První zvláštností, kterou vykazuje aorta oproti technickým materiálům, je vrstvení živé tkáně. Aorta je tepna elastického typu, která je složena ze tří vrstev. Jednotlivé vrstvy jsou:

- Tunica intima
- Tunica media
- Tunica adventitia

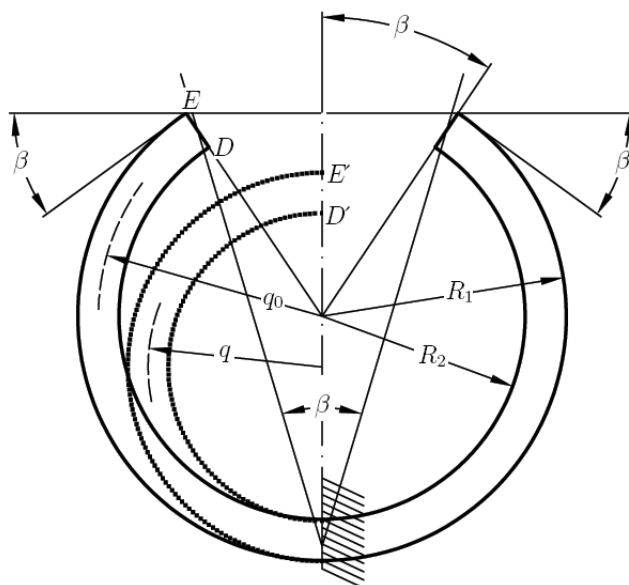
V mechanice by mohla být popsána jako vrstvené těleso. Aorta je rotační okolo osy, proto ji lze přirovnat k vícevrstvé válcové nádobě, kde vrstvy jsou vzájemně vázané a mají odlišné elastické a termoelastické vlastnosti. Pro tato tělesa je charakteristické:

- rozložení a velikost napětí v tělese je při silovém, deformačním nebo teplotním zatížení odlišné oproti tělesům bezvrstevnatým, tedy strukturně homogenním.
- pokud je vrstvenaté těleso vyrobeno při určitém napěťovém a teplotním počátečním stavu, pak po úplném odlehčení nebo změně teplotního stavu vznikne v tělese zbytková napjatost.

Aorta, jako vrstvená válcová nádoba, je zajímavá složením jednotlivých vrstev stěny. Narozdíl od běžných vrstvených rotačních nádob, aorta je sestavena z živé tkáně. U té dochází po celou dobu života k regeneraci tkáňových buněk, to znamená že aorta je neustále obnovována. Z technického hlediska lze říci, že je "vyráběna" za stálého zatížení vnitřním tlakem krve a při teplotě lidského těla. Pokud je aorta vyjmuta z těla, dojde k jejímu výraznému zkrácení v podélném směru, protože v těle byla aorta v tomto směru předeprnutá. Zkrácení může dosahovat až desítek procent, je závislé na lokalitě tepny v těle. Chceme-li prokázat existenci zbytkových napětí v obvodném směru aorty, je zapotřebí uříznout z tepny malý kroužek tkáně, který se poté rozřízne v podélném směru. Tepna se rozevře o úhel β označeného na obr.4.1. Toto rozevření má za příčinu existenci zbytkových napětí v obvodovém směru tepny.

V literatuře [4] je zbytková napjatost vznikající ve stěně aorty řešena dvěma způsoby. První způsob je odvození zbytkové napjatosti pomocí slabě zakřivených prutů, kdy se segment aorty řeší jako slabě zakřivený prut složený z více vrstev. Druhý způsob je odvození zbytkové napjatosti pomocí silně zakřivených prutů, kdy se segment aorty chápe jako silně zakřivený prut se střednicí, která je rovinnou křivkou a zároveň taky rovinou symetrie. V dnešní době se zbytková napjatost ve stěně tepny nijak výrazně nezahrnuje do výpočtu,

4.4. AORTA - TĚLESO ANIZOTROPNÍCH MATERIÁLOVÝCH VLASTNOSTÍ



Obrázek 4.1: [4] Geometrie rozříznutého segmentu aorty.

protože je velmi malá a na rupturu nemá téměř vliv. Řešení zbytkové napjatosti nelze také provádět u živého člověka, protože není možné získat segment jeho tepny a tudíž odměřit úhel β který je tak potřebnou konstantou do všech výpočtu tohoto typu. Z těchto důvodů se nebudu více v této práci zabývat zbytkovou napjatostí.

4.4 Aorta - těleso anizotropních materiálových vlastností

4.4.1 Základní klasifikace anizotropních materiálů

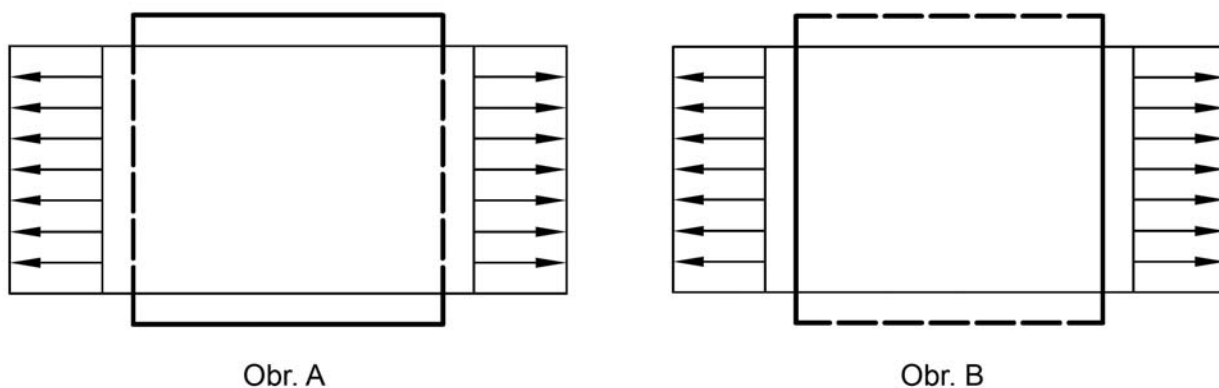
Anizotropní materiály jsou všude okolo nás. Nejvíce se s nimi setkáváme v přírodě živé i neživé, v různých oblastech vědy, medicíny a techniky. Většina biologických objektů a tkání je charakteristická směrovou orientovaností prvků jejich struktury. Stavba těchto biologických struktur vznikala v průběhu vývoje flóry, fauny a člověka, s cílem vzniku struktury optimálních vlastností z hlediska požadovaného cílového chování a zajištění spolehlivosti funkčních procesů. Teoreticky je možné tvrdit, že každá krystalická látka je svou podstatou anizotropní, pouze náhodná orientace velkého množství krystalů umožňuje klasifikovat tuto látku v globálním měřítku za izotropní. V technické praxi je snaha o používání anizotropních materiálů, především v podobě konstrukčních aplikací vláknových kompozitů. Technické kompozity mohou být vyrobeny na bázi různých matric, jako například ocelové, hliníkové, umělohmotné. Kompozity se neskládají jen z matrice, ale je třeba je i vystužit, nejčastěji různými druhy vláken jako skelná, uhlíková, bórová, kevlarová, atd. Tímto složením struktury se dosahuje širokého rozsahu jejich elastických a pevnostních vlastností. Elastické parametry kompozitu se dají spojitě měnit v širokém rozmezí pomocí změny podílu vláken a kompozitu. Nejefektivnější využití vlastností kompozitů je v případě, jestliže normálová napětí v jednom známém směru výrazně převyšují ostatní složky napjatosti. Tato napjatost se výrazně blíží napjatosti jednoosé. Orientací vláken do tohoto směru osové napjatosti lze dosáhnout vyšších elastických a pevnostních parametrů. Zvýšení těchto parametrů nastane pouze v tomto směru, aniž by byla potřeba

4. MOŽNÉ PŘÍSTUPY K POSOUZENÍ MEZNÍCH STAVŮ

nadměrně zlepšovat vlastnosti v ostatních méně namáhaných směrech. U takto tvořených materiálů je nutné výpočtově modelovat vlastnosti materiálu jako anizotropní, je potřeba hlubší znalosti teorie anizotropních látek [4].

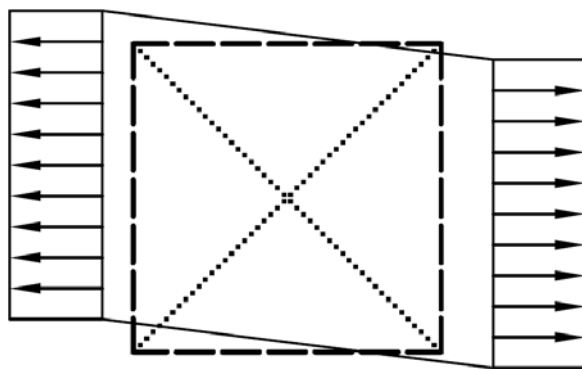
4.4.2 Chování anizotropních materiálů

Každý anizotropní materiál může být lineárně elastický, nelineárně elastický, nebo elasticko-plastický. Zájmem mé práce je anizotropní materiál lineárně elastický. Odlišné chování anizotropních materiálů od materiálů izotropních je zřejmé hned při zatěžování vzorku. Máme-li jednosměrový vláknový kompozit⁵, který zatěžíme tahem ve směru vláken, nebo napříč vláken, můžeme pozorovat prodloužení ve směru působícího zatížení a zároveň i zúžení ve směru kolmém na působící zatížení. Tak jako u izotropních materiálů, ani zde úhlové přetvoření (zkos) nenastane.[4]



Obrázek 4.2: [4]Zatížení ve směru vláken (Obr. A), zatížení napříč vláken (Obr. B).

V případě, že destička bude zatížena tahem pod úhlem 45° ke směru vláken, pak je napětí ve směru obou úhlopříček stejně velké. Úhlopříčka tohoto vzorku, v jejímž směru jsou uložena tuhá vlákna, se prodlouží mnohem méně. Druhá úhlopříčka, která je kolmo ke směru tuhých vláken, se prodlouží podstatně více, protože v jejím směru zatížení není žádné vystužení. [4]



Obrázek 4.3: [4]Zatížení ve směru šikmém k vystužujícím vláknům.

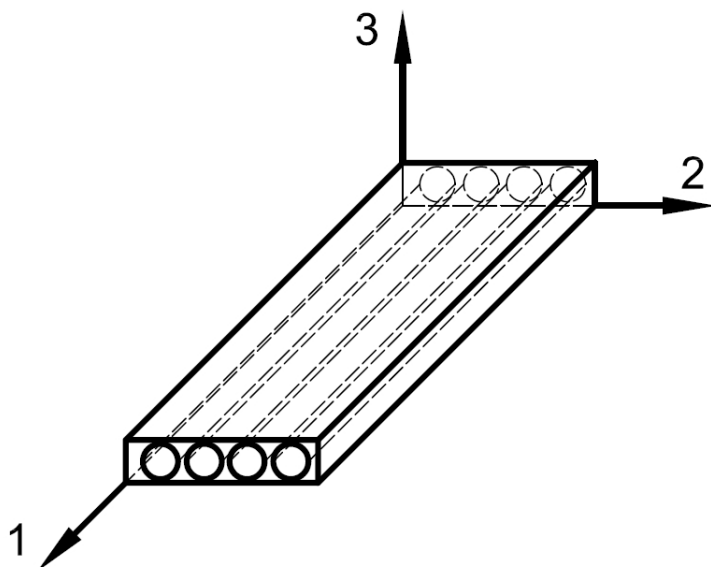
Výsledný tvar po zatížení tohoto vzorku bude rovnoběžník, v tomto případě kosočtverec. Základní vlastností anizotropních materiálů je vzájemná závislost mezi napětím normálovým

⁵Materiál vystužený rovnoběžnými vlákny vysoké tuhosti.

4.4. AORTA - TĚLESO ANIZOTROPNÍCH MATERIÁLOVÝCH VLASTNOSTÍ

a úhlovým přetvořením. U těchto materiálů je zřejmé, že hodnoty elastických konstant pro různé směry zatěžování se dost výrazně liší. Stejně jako u normálového napětí existuje i závislost mezi smykovým napětím a délkovým přetvořením.[4]

Většina vláknových kompozitů a materiálů vrstveného charakteru se označuje jako ortotropní materiály. Uvedené závislosti mezi normálovým napětím a přetvořením nebo smykovým napětím a délkovým přetvořením se neprojevují v hlavních směrech ortotropie. Tyto tři vzájemně kolmé směry ortotropie jsou jen u ortotropních materiálů, což je výrazně odlišuje od materiálů anizotropních. Tento speciální souřadný systém, ležící ve směrech ortotropie, se používá u výpočtových modelů anizotropních materiálů a je vázán k materiálovým vlastnostem[4]. *Osy tohoto souřadného systému se označují jako materiálové osy*[4].



Obrázek 4.4: [1]Schématické znázornění jednosměrového kompozitu.

Jednosměrový kompozit⁶, znázorněn na obrázku 4.4 je tvořen rovnoběžnými vlákny včleněnými do matrice⁷. Materiálové osy jsou znázorněny čísly 1, 2, 3. Tyto osy nám tvoří tři vzájemně kolmé roviny souměrnosti, kde každá z těchto rovin může mít několik kompozitních vrstev. Směr ležící rovnoběžně s vlákny se nazývá podélný směr (longitudiální, osa 1), směr kolmý na vlákna je směr příčný (transverzální). Směr transversální může ležet jak v rovině 2 tak v rovině 3, protože oba tyto směry jsou kolmo na vlákna. Ve směru podélném (osa 1) má vrstva největší pevnost. V ostatních směrech je pevnost přibližně stejná. V rovině 2 a 3 lze považovat vrstvu za izotropní[1].

Základní rovnicí popisující chování lineárně elastického materiálu je Hookův zákon. Obecně tento zákon popisuje vztah mezi šesti složkami tenzoru napětí σ a šesti složkami tenzoru přetvoření ϵ . Hookův zákon lze zapsat maticově ve tvaru:

$$\sigma_i = C_{ij} \cdot \epsilon_j \text{ resp. : } \epsilon_i = S_{ij} \cdot \sigma_j \quad (4.10)$$

V těchto maticových rovnicích je $C_{ij}(S_{ij})$ maticí elastických modulů (konstant). Všeobecně je známo, že tato matice je čtvercová o rozměrech 6×6 , obsahuje tedy 36 prvků.

⁶Spojité vlákna u jednovrstvého kompozitu jsou uspořádána v jednom směru.

⁷Materiál, spojující vlákna dohromady, slouží k přenosu namáhání do vláken a chrání je před porušením.

4. MOŽNÉ PŘÍSTUPY K POSOUZENÍ MEZNÍCH STAVŮ

Pro obecně anizotropní materiály je tato matice plná, ale pomocí termodynamických zákonů lze dokázat symetričnost matice. Z toho vyplývá, že platí $C_{ij} = C_{ji}$ ($S_{ij} = S_{ji}$). Po této úpravě je počet nezávislých prvků k popisu obecného anizotropního materiálu roven 21.

Pokud popisujeme materiál ortotropní v souřadném systému materiálových os, pak maticově vyjádřený Hookův zákon má tvar:

$$\begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\mu_{21}}{E_2} & -\frac{\mu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\mu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mu_{13}}{E_1} & -\frac{\mu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{bmatrix}$$

Vysvětlení použitého značení:

ϵ_i, γ_{ij} - Složky tenzoru přetvoření.

E_1, E_2, E_3 - Youngovy⁸ moduly ve směrech 1, 2, 3.

μ_{ij} - Poissonova konstanta⁹.

G_{23}, G_{31}, G_{12} - Moduly pružnosti ve smyku v rovinách 2-3, 3-1, 1-2.

σ_i, τ_{ij} - Složky tenzoru¹⁰ napětí. Poissonova konstanta vyjadřuje průměr zúžení a prodloužení zatěžovaného vzorku. Vypočítá se jako:

$$\mu_{ij} = -\frac{\epsilon_j}{\epsilon_i} \quad (4.11)$$

Ostatní nulové prvky matice vyjadřují nezávislost mezi zksoy a normálovými napětími, mezi délkovými přetvořeními a smykovými napětími, dále také mezi nezávislost mezi smykovými napětími a zksoy v různých rovinách. Elastické konstanty mají mezi sebou také závislost, která se da odvodit vztahem:

$$\frac{\mu_{ij}}{E_i} = \frac{\mu_{ji}}{E_j} \quad (4.12)$$

Z těchto podmínek plyne, že ortotropní materiál má pouze 9 nezávislých elastických konstant. Těmito devíti konstantami lze vyjádřit devět elastických modulů. Anizotropních materiálů existuje velké množství, proto pro různé typy těchto materiálů a různé dimenze daných úloh, dostáváme taky různé počty nezávislých elastických parametrů.

4.4.3 Pevnost ortotropní vrstvy laminátového kompozitu

Jediná vrstva laminátového kompozitu se nazývá obecně vrstva kompozitu či laminátu, někdy také jedním slovem lamina. Dle literatury [1] může mít tato vrstva (lamina) minimální

⁸Konstanta, která vyjadřuje pružnost materiálu při namáhání v tahu.

⁹Konstanta určující příčnou deformaci (ve směru j) způsobenou podélnou deformací (ve směru i).

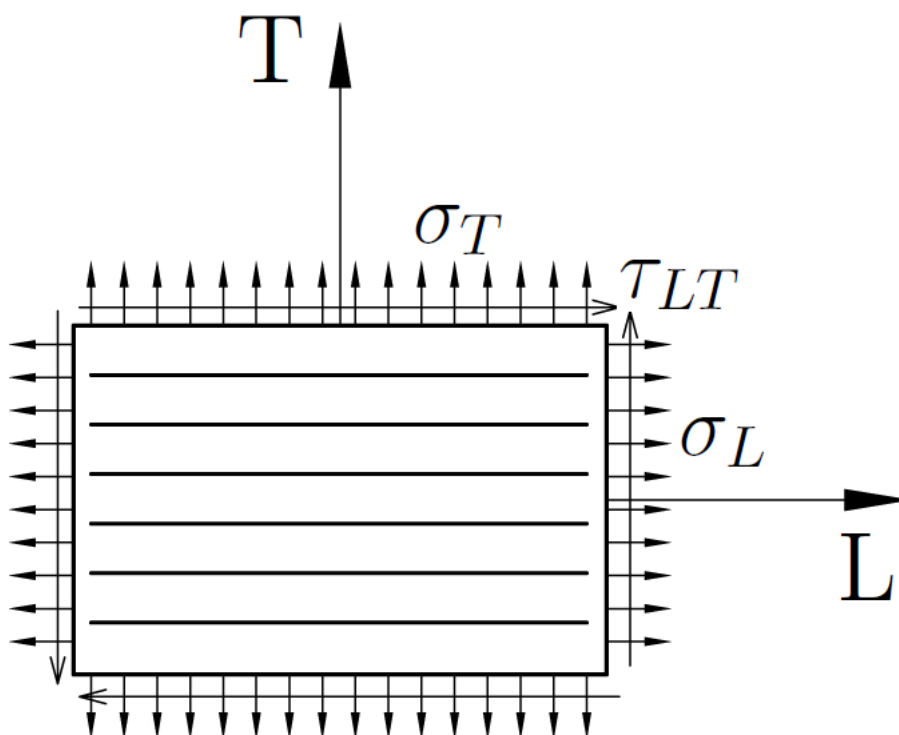
¹⁰Tenzor je pojem zobecňující pojmy vektor a skalár. Podobně jako vektor, představuje objekt, jehož vlastnosti nezávisí na volbě souřadnic a je vyjádřen pomocí složek.

4.4. AORTA - TĚLESO ANIZOTROPNÍCH MATERIÁLOVÝCH VLASTNOSTÍ

Míra anizotropie materiálu	Dimenze úlohy					
	3-rozměrná		2-rozměrná		1-rozměrná	
	obec.s.s	spec.s.s	obec.s.s	spec.s.s	obec.s.s	spec.s.s
obecný anizotropní	21	21	6	6	1	1
ortotropní	21	9	6	4	1	1
příčně izotropní	10	5	6	4	1	1
izotropní	2	2	2	2	1	1

Tabulka 4.1: [4]Počty elastických parametrů pro různé typy anizotropních materiálů a různé dimenze úlohy.

tloušťku 0,13 mm v případě preimpregnované vrstvy, nebo 6 mm v případě tkaných vložek. Jediná lamina je obvykle příliš tenká, aby se ji dalo použít přímo k jakékoliv technické aplikaci. Proto se propojuje dohromady více vrstev (lamin), vytvářejících novou strukturu, nazývanou laminát. Chování laminátu je pak tvořeno chováním jednotlivých lamin. Analýza laminátu vyžaduje úplnou znalost vlastností a projevů lamin.



Obrázek 4.5: [1]Ortotropní lamina namáhaná obecným napětovým polem.

Na obrázku 4.5 je pro orientaci ve značení popsána ortotropní vrstva kompozitu s jejími hlavními směry v podélném směru L a příčném směru T . Podélné napětí je značeno jako σ_L a příčné napětí působící na laminu je σ_T . Napětí τ_{LT} je smyskové napětí působící na laminu.

Aorta, jak již bylo zmíněno, je tvořena více anizotropními vrstvami, které by se v technické praxi mohly chápat jako jednotlivé laminy kompozitu. Nelze tyto jednotlivé laminy aorty oddělit a zkoušet jejich materiálové vlastnosti, abychom mohli získat úplnou znalost vlastností projevů jednotlivých lamin. Z tohoto důvodu je potřeba zavést jiný způsob posuzování nebezpečných napětí, kdy dochází k nevratnému porušení materiálu, v případě

4. MOŽNÉ PŘÍSTUPY K POSOUZENÍ MEZNÍCH STAVŮ

mé bakalářské práce k ruptuře. Všechny použitelné konstrukční postupy spočívají na porovnávání skutečného napěťového pole s polem přípustným. Pro izotropní materiál by to znamenalo jednoduché porovnání napětí a deformace v hlavních materiálových směrech a použití kritéria pro porušení materiálu pro případ víceosého namáhání. U izotropních materiálů směry hlavních napětí a deformací nemají žádný vliv. U ortotropních materiálů se pevnost mění v závislosti na směru a směr hlavního napětí nemusí vždy souhlasit se směrem maximální pevnosti.

Napěťové pole, které je přípustné v ortotropním materiálu se skládá z pěti hodnot pevnosti v hlavních materiálových směrech. Tyto pevnosti jsou:

- podélná pevnost v tahu - σ_{PtL} ,
- příčná pevnost v tahu - σ_{PtT} ,
- pevnost ve smyku - τ_{PLT} ,
- podélná pevnost v tlaku - σ_{PdL} ,
- příčná pevnost v tlaku - σ_{PdT} .

K určení pevnosti jednotlivých ortotropních lamin, které jsou namáhány složitým napěťovým polem, musí být skutečné napěťové pole vztahováno k materiálovým osám, a pak srovnáváno s uvedenými hodnotami pevnosti v hlavních materiálových směrech. Tímto způsobem se přistupuje také k řešení pevnosti stěny tepny. Porušování kompozitu jako je tepenná stěna je velmi složité a teorie založena pouze na jednom přístupu by byla nedostačující. Avšak experimentální výsledky mohou nahradit předpovědi ověřených teorií pevnosti aplikovaných na kompozity.

Existuje několik teorií porušování izotropních materiálů namáhaných složitým napěťovým polem. Některé z těchto teorií lze upravit a přizpůsobit na určování ortotropních kompozitů. Nejznámější a nejjednodušší teorie pevnosti kompozitů jsou tři:

- Teorie pevnosti kompozitů založená na maximální deformaci
- Teorie pevnosti kompozitů založená na maximálním napětí
- Teorie pevnosti kompozitů založená na maximální energii

4.4.4 Teorie pevnosti kompozitů založená na maximálním napětí

Teorie maximálního napětí říká, že k porušení materiálu dochází tehdy, když jakékoli napětí v hlavních materiálových osách (obrázek 4.4) přestoupí σ , příslušnou dovolenou hodnotu napětí. Pokud nemá dojít k porušení, v našem případě k ruptuře stěny tepny, musí být splněny tyto nerovnosti:

$$\sigma_L < \sigma_{DL}, \quad \sigma_T < \sigma_{DT}, \quad \tau_{LT} < \tau_D \quad (4.13)$$

Tyto vztahy platí pro tahové zatěžování. Pokud by došlo ke stlačování, musely by se hodnoty σ_{DL} a σ_{DT} nahradit hodnotami σ_{DdL} a σ_{DdT} .

Touto problematikou se nebudu vůbec zabývat, protože tepna je vždy zatěžována napětím ve smyslu tahu. Dle této teorie dojde k porušení kompozitu pokud nebude splněna

4.4. AORTA - TĚLESO ANIZOTROPNÍCH MATERIÁLOVÝCH VLASTNOSTÍ

alespoň jedna z nerovností 4.13. V materiálu dojde k takovému způsobu porušení, který odpovídá překročení příslušné hodnoty pevnosti. Kritérium nepředpokládá interakci mezi různými způsoby porušování kompozitu a je ve skutečnosti tvořeno pěti subkritérii.

4.4.5 Teorie pevnosti kompozitů založená na maximální deformaci

Teorie maximální deformace říká, že k porušení kompozitu dojde tehdy, jestliže libovolná deformace v hlavních materiálových osách přesáhne příslušnou dovolenou deformaci.

$$\epsilon_L < \epsilon_{kritL}, \quad \epsilon_T < \epsilon_{kritT} \text{ a } \gamma_{LT} < \gamma_{kritLT} \quad (4.14)$$

Pokud jsou splněny podmínky nerovnosti 4.14 k porušení nedojde. Pokud jsou normálové deformace tlakové, je třeba ϵ_{kritL} a ϵ_{kritT} přípustnými tlakovými deformacemi:

$$\epsilon_L < \epsilon_{kritdL} \text{ a } \epsilon_T < \epsilon_{kritdT}. \quad (4.15)$$

Ze základů teorie pružnosti pevnosti je známo, že napětí způsobuje deformace, které jsou jeho projevem. Z toho důvodu je teorie maximální deformace velmi podobná teorii maximálního napětí. Dříve než se použije teorie maximální poměrné deformace, jsou nejprve všechna napětí nahrazena odpovídajícími deformacemi.

4.4.6 Teorie pevnosti kompozitů založená na maximální energii

Tato teorie tvrdí, že při napětích působících v rovině nevzniká porušování materiálu, je-li splněna tato nerovnost:

$$(\sigma_L/\sigma_{PL})^2 - (\sigma_L/\sigma_{PL})(\sigma_T/\sigma_{PL}) + (\sigma_T/\sigma_{PT})^2 + (\tau_{LT}/\tau_P)^2 < 1 \quad (4.16)$$

Při bližším prozkoumání tohoto vztahu, je zřejmé že se jedná o modifikaci podmínky HMM. Pokud jsou normálová napětí tlaková, je třeba ve vztahu použít odpovídajících tlakových pevností.

5 Proudění krve v aneurysmatu

Krev je tekutina, která se chová velmi odlišně od běžných tekutin jako je např. voda. Krev se obecně řadí mezi tekutiny ne-Newtonovské pro její poměrně složité rheologické vlastnosti. Numerické simulace proudění krve lze pak využít při studiu kardiovaskulárního systému, při návrhu chirurgických zákroků, či při konstrukci umělých orgánů. Krev slouží mimo jiné jako médium pro transport chemických látek v těle. Chemické reakce, které probíhají v krvi, mají dalekosáhlé důsledky pro fungování živých organismů. Jedním z nejdůležitějších a zároveň nejsložitějších biochemických procesů je srážlivost krve. Mechanismus tohoto procesu je v současné době podrobován intenzivnímu zkoumání. Numerické simulace jsou významným a často jediným nástrojem pro testování nových modelů směřujících k detailnímu pochopení biochemických procesů probíhajících v krvi[13].

5.1 Výpočtová analýza proudění krve

Tato podkapitola je založena na poznatcích načerpaných z vědeckých databází, konkrétně z práce [14]. Tlak způsobuje síly uvnitř arteriální stěny, které nejsou jedinými důležitými biomechanickými silami ve vaskulární biologii. Proudění krve působí silami na endotelové buňky, které jsou součástí arteriální stěny. Mezi tyto síly spadají posouvající síly, které zvláště hluboce ovlivňují endotelové buňky a chování cévní stěny. Výpočtové techniky poskytují řešení problémů pomocí rovnic popisujících proudění krve v tepnách odpovídající reálným geometriím tepen. Pokud je k řešení rovnic proudění využíváno počítačového řešení, tato metoda se nazývá *"computational fluid dynamics (CFD)"*.

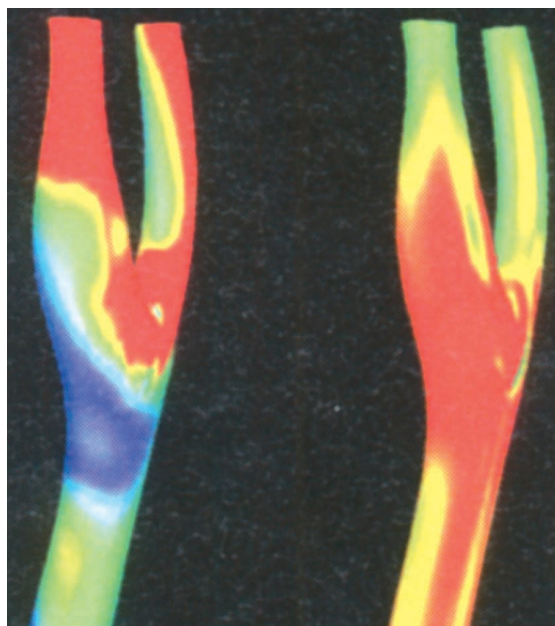
Od roku 1960 byl první předpoklad, že krevní tok hraje roli v ateroskleróze. Došlo k velkému zájmu o podrobné porozumění dynamice tekutin uvnitř tepen. Dříve tato studie spoléhala na idealizovanou cévní geometrii, již bylo možné používat pouze v obecném slova smyslu na lidském oběhu nebo na posmrtně odlévaných vzorcích. S příchodem lékařských zařízení s vysokou rozlišovací schopností, zpracováním lékařských snímků pomocí vysoce výkonných grafických počítačů, bylo možné vytvořit počítačové modely a kompletní simulace proudění krve. Tyto modely jsou vytvářeny z lékařských snímků a s velkou přesností kopírují pacientovy tepny. Mezi nejčastější zobrazovací metody pro pořízení CFD modelů patří magnetická rezonance (MRI), angiografie, běžné zobrazovací techniky, v nichž se do krve přidává kontrastní látka, aby se zajistila vysoká kvalita obrazu. Tyto obrazy jsou obvykle získávány jako souvislá série 2D řezů, na kterých je identifikována hranice lumenu¹ (automaticky nebo manuálně), a poté je udělána celková rekonstrukce 3D modelu. MRI s použitím kontrastní látky umožňuje sledovat a měřit průtok krve v závislosti na čase.

V dnešní době je možné zlepšovat věropravnost modelu pomocí spojení kapaliny a strukturální dynamiky, užitím ultrazvukových zobrazovacích metod. Tyto metody poskytují odhad tloušťky stěny v různých cévních větvích 5.1. U velkých tepen jsou tyto konvekční metody průtoku krve jen velmi omezené, protože poskytují jen velmi málo nebo žádné informace o 3D chorobách ve stěně cévy. Nejpresnější dostupná technika pro kombinované studium hemodynamiky a cévních onemocnění je Angus (ANGiography and intravascular UltraSound²) přístup. V tomto přístupu je zaveden do koronární tepny ul-

¹Vnitřek trubicovitého orgánu.

²Angiografie a intravaskulární ultrazvuk.

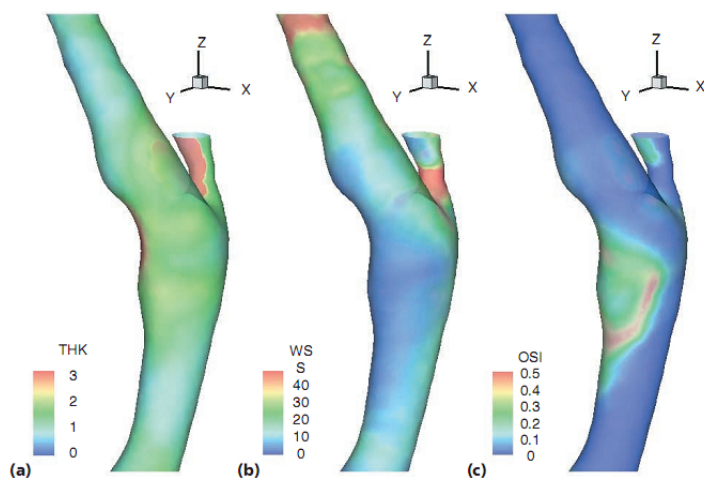
5.1. VÝPOČTOVÁ ANALÝZA PROUDĚNÍ KRVE



Obrázek 5.1: [14] Model demonstruje korespondence mezi nízkým smykovým napětím na stěně (modrá, vlevo) a vysokým mechanickým napětím (červená, vpravo).

trazvukový snímač vysoké rozlišovací schopnosti. Díky své blízkosti, kterou má zavedený snímač vůči tepně, je možné získat detailní obrazy anatomie cévní stěny a její patologie. Rentgenová angiografie řídí převod a orientaci 2D ultrazvukových obrázků pro celkovou 3D rekonstrukci vnitřní a vnější hranici cévy. Tato technika byla omezena pouze na konstantní CFD simulace vzhledem k obtížnosti získávání potřebných pulsačních dat pomocí IVUS (intravaskulární ultrazvuk) techniky. Existuje také možnost použití vnitřních arteriálních katetrů, ale tato metoda má jistá omezení. V dnešní době je Angus používán v základních studiích ke stanovení mechanismů smykového napětí na stěně cévy po stentingu a balónkové angioplastice.

Protože Angus je celkem "agresivní" metoda, byla vynalezena alternativa zakládající se na kombinaci CFD a MRI černé krve. Na rozdíl od běžné MR angiografie, v níž signál z krve je zvětšený, MRI černé krve efektivně anuluje signály krve, čímž je možné vidět obě stěny cévy a to jak vnitřní, tak i vnější.



Obrázek 5.2: [14] a) Zvětšená tloušťka stěny s možností předčasné aterosklerózy, b) spojené s nízkým průměrem a c) vysoce oscilačním smykovým napětím.

Schopnost dosáhnout tohoto bez nutnosti použití vnějších kontrastních činitelů je ideální pro jednorázové nebo průběžné studie asymptotických nebo jinak zdravých dobrovolníků. Nevýhodou této metody je neschopnost adekvátně řešit individuální vrsvy stěny cévy. Kombinace fázového kontrastního MRI je základní podstatou obrazového CFD modelování, která může vytvářet 3D mapy tloušťky stěn cév a pulzační hemodynamické faktory v jednotlivých subjektech. Tato metoda nevyžaduje žádné porušení kůže. Grafický výstup z této metody je možné pozorovat na obrázku 5.2.

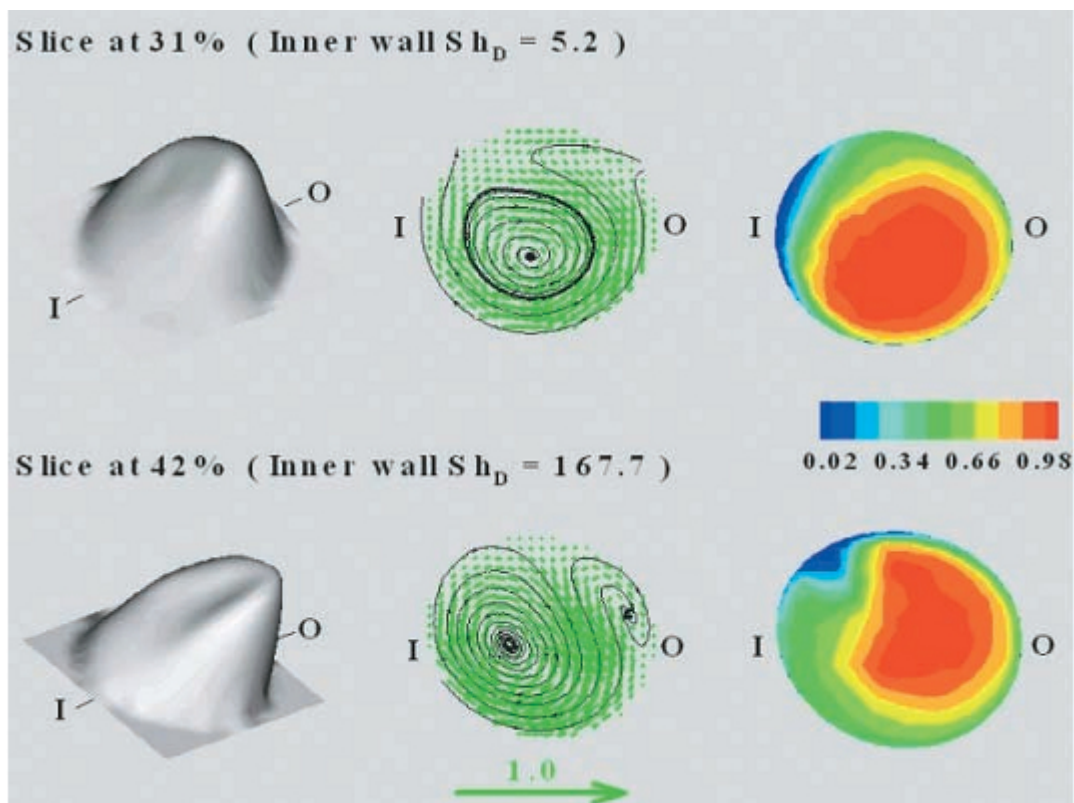
5.2 Hmotnostní přenos v tepenném systému

Pomocí CFD není možné získat veškeré odpovědi na otázky týkající se proudění krve v cévních onemocněních. CFD metoda se používá jako pomocná metoda pro plánování bypasu a také při objasnění vlivu průtoku krve. V organismu neustále probíhá výměna látek mezi krví a stěnami tepen. Buňky na vnitřní zdi tepny jsou na této metabolické výměně závislé. Podstatné je, že v závislosti na místních podmínkách toku, tento převod látek ("hromadného převodu" [14]) mezi krví a arteriálními stěnami může být v některých případech neefektivní. Důvodem je, že efektivní hmotnost převodu vyžaduje stálou dodávku materiálu (krve) do blízkosti stěny tepny v místech, kde tento jev nemůže nastat, živiny se do arteriální tepny nedostanou a odpadní látky ze stěny tepny nejsou odplaveny. Vlivem těchto nedostatků, nadměrného a nebo nedostatečného zásobování stěny tepny krví, vznikají arteriální onemocnění. Všechny procesy výměny živin v tepně nastávají ve velmi velké blízkosti povrchu tepenné stěny. Výpočty popisující tyto závislosti jsou velmi složité. Pro vytvoření modelu proudění se používají numerická modelování, která dle [14] ukazují, jak jednoduché části křivosti v jinak tubulárních tepnách mohou vést k velkým rozdílům v místě hromadného přenosového poměru. Studie Mohammed Kaazempur-Mofrada a jeho kolegů ukázala, že tento jev je ještě mnohem drastičtější v realisticky zakřivených tepnách, kde už i malé místní rozdíly v zakřivení a změně vnitřního průměru mohou vést k velkým lokálním rozdílům ve hmotnostní přenosové rychlosti obr. 5.3. V příloze na obrázku A.2 je možné pozorovat rychlostní profil proudící krve mozkovým aneurysmatem, včetně proudnic.

5.3 Vzrůst tlaku na stěně tepny vlivem proudění krve

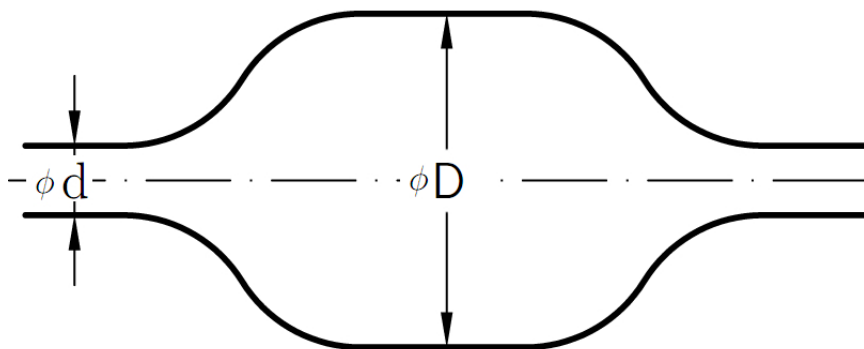
Obdobníci zabývající se aneurysmaty mají různý názor na napětí, které je vyvozeno prouděním v poškozené tepně. Proudící krev naráží na stěny aneurysmatu a tím zvyšuje napětí ve stěně. Názory jsou různé. Někteří lékaři tvrdí, že aneurysma roste ve směru proudící krve. Toto tvrzení by znamenalo, že tlak vyvozený proudící kapalinou během několika let může měnit tvar aneurysmatu. Inženýři zabývající se mechanikou zastávají názor, že napětí, která jsou vyvolaná proudící kapalinou, jsou tak malá v porovnání s krevním tlakem, že téměř nemohou ovlivnit ani rupturu, ani směr růstu aneurysmatu. Na obrázku 5.5 je model aorty zatížený tlakem proudící krve. Tento model proudění vypracovali vědci na University of North Carolina at Chapel Hill. Je zde znázorněn krevní tlak 120.8 mmHg , což odpovídá tlaku asi 16 kPa . Kdybychom spočítali tlak, kterým působí proudící krev na stěnu aneurysmatu, zcela jistě by dosahovala jen desítek pascalů. Pro jednoduchost uvádím základní výpočet jako podklad mého tvrzení. Rychlost krve v aortě dle [18] je $0,3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ a hustota krve je $1056 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$. Normální průměr aorty dle [19] je

5.3. VZRŮST TLAKU NA STĚNĚ TEPNY VLIVEM PROUDĚNÍ KRVE



Obrázek 5.3: [14]Axiální rychlostní profily (vlevo), střední typ toku (uprostřed), a soustředění kontury (vpravo) v realistických modelech pravé koronární tepny.

asi 28mm v oblasti ascendentní aorty a postupně klesá na asi 20mm v oblasti infrarenální aorty³. Na můj názorný výpočet použiji aneurysma o průměru 60mm, průměr zdravé aorty 20mm, tlak krve 16kPa (tj. 120 mmHg). Ostatní použité hodnoty jsou uvedeny výše.



Obrázek 5.4: Model aneurysmatu.

Předpokládám změnu průměrné rychlosti vtékající krve vlivem zvětšení průměru aneurysmatu. Dle rovnice kontinuity se průměrná rychlost krve v aneurysmatu spočítá:

$$v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 \Rightarrow v_1 \cdot d^2 = v_2 \cdot D^2, \quad v_2 = \frac{v_1 \cdot d^2}{D^2} = \frac{0.3 \cdot 0.02^2}{0.06^2} = 0.033 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$$

Z bernuliho rovnice je možné odvodit tlak na plochu.

³Část aorty nacházející se pod ledvinami. Je to také oblast s častým výskytem AAA.

5. PROUDĚNÍ KRVE V ANEURYSMATU

$$\frac{p}{\rho \cdot g} + \frac{v^2}{2 \cdot g} + h = konst.$$

Výšku h zanedbávám, předpokládám ležícího pacienta. Potom z rovnice dostávám tvar:

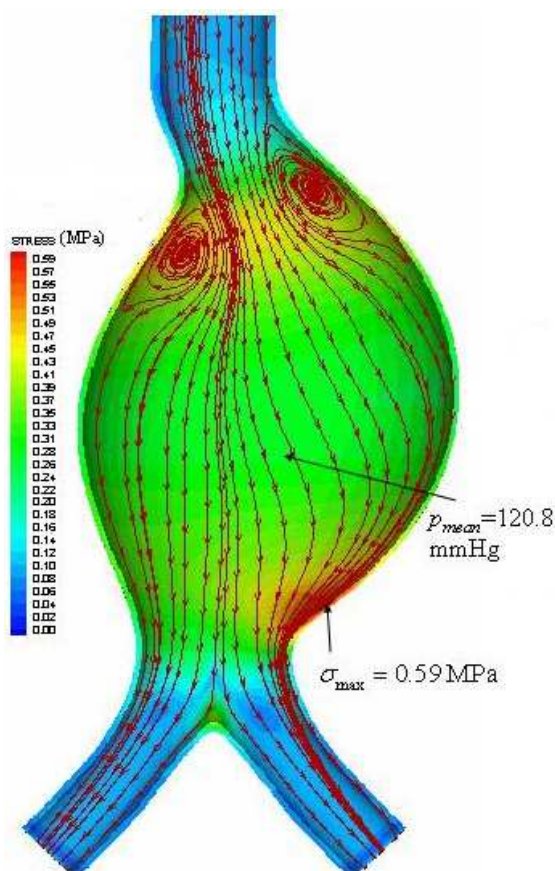
$$\frac{p}{\rho \cdot g} = \frac{v^2}{2 \cdot g} \Rightarrow \frac{p}{\rho} = \frac{v^2}{2}$$

Pro názornost budu tlak krve počítat na rovnou stěnu posazenou napříč proudem krve. Výpočet bude provedený jak pro rychlost proudu krve ve zdravé tepně, tak i pro rychlost v rozšířené části.

$$p_1 = \frac{v^2 \cdot \rho}{2}, \quad p_1 = \frac{0,3^2 \cdot 1056}{2}, \quad p_1 = 47,52 \text{ Pa}$$

$$p_2 = \frac{v^2 \cdot \rho}{2}, \quad p_2 = \frac{0,033^2 \cdot 1056}{2}, \quad p_2 = 0,45 \text{ Pa}$$

Tyto výpočty jsou velmi nepřesné, protože žádným způsobem nepopisují tvar aneurysmatu a jsou použity pro ideální kapalinu. I přesto ukazují, že maximální změna napětí ve stěně aneurysmatu způsobená proudem krve je v porovnání s krevním tlakem, který může třeba při fyzické zátěži výrazně narůst, jen velmi malá. Hodnoty tlaků p_1, p_2 zvyšují lokální tlak v místech zbrždění proudu toku nebo snižují lokální tlak v místech odtržení a víření proudu.



Obrázek 5.5: [104] Proudění a nárůst tlaku v AAA.

6 Rešerše přístupů k posouzení nebezpečí ruptury aneurysmat

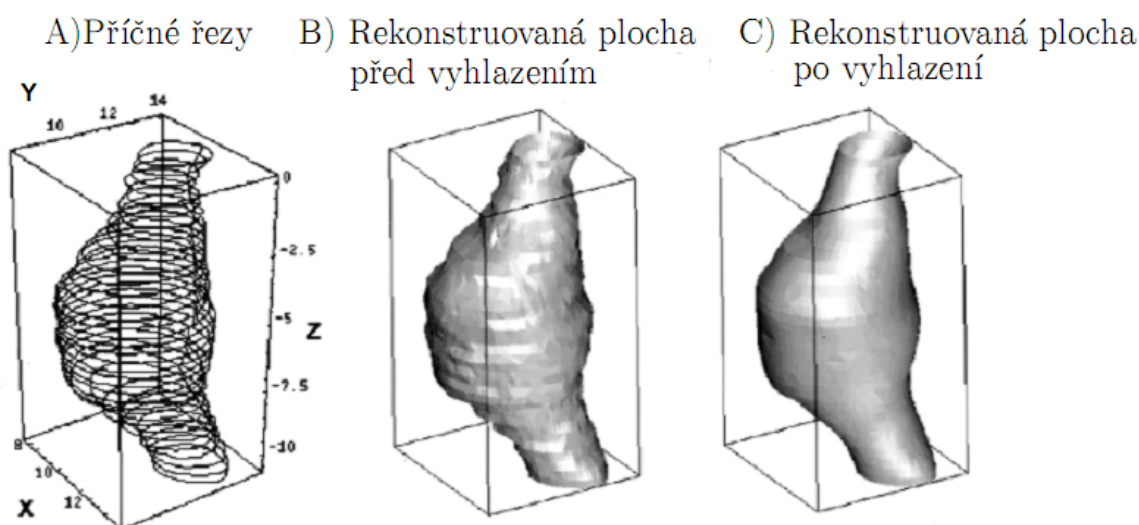
V dešní době existuje mnoho matematických výpočtových modelů, pomocí kterých lze s různou přesností řešit nebezpečí ruptury aneurysmat. Výpočtové modely jsou různých typů. Každý matematický model se snaží zahrnout co nejvíce aspektů, které mohou rupturu aneurysmatu ovlivňovat. Rupturu aneurysmatu ovlivňuje mnoho faktorů, jako například místo jeho výskytu, typ aneurysmatu, z čehož se odvíjí geometrie aneurysmatu, až po různé malinké usazeniny kalcia, které jsou velkými koncentrátoři napětí. V této kapitole bude zhrnuto několik moderních přístupů k řešení ruptury aneurysmatu, které se ve světě používají.

6.1 Rozdělení napětí ve stěně aneurysmatu na 3D modelu

V této kapitole čerpám z článku [15], který se zabývá 3D rekonstrukcí modelu lidských aneurysmat břišní aorty a dále také rozdělením napětí ve stěně aneurysmatu.

Při provádění analýzy napětí ve stěně aneurysmatu jsou rozhodující tři druhy informací:

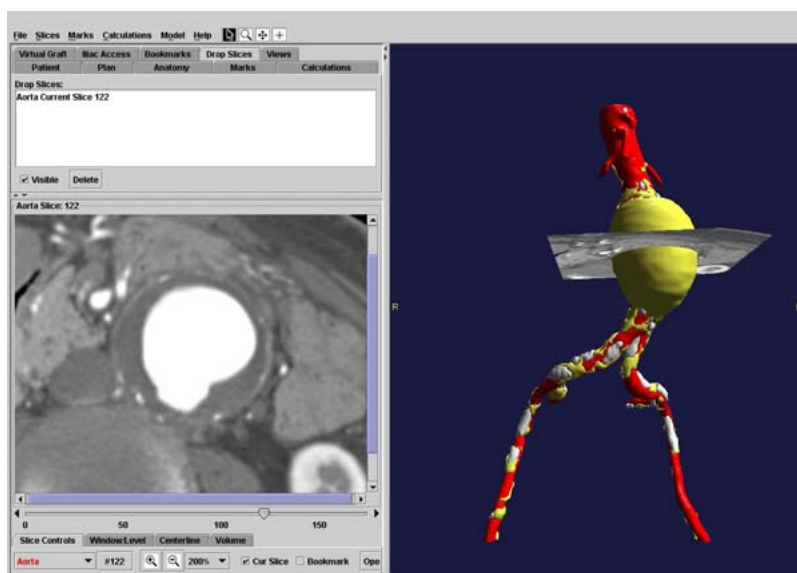
1. Geometrie aneurysmatu
2. Konstitutivní model, který charakterizuje biomechanické chování aneurysmatické tkáně
3. Fyziologické síly a omezení, působící na aneurysma



Obrázek 6.1: [15] Postup vytvoření modelu aneurysmatu z dat spirálové počítačové tomografie.

6. REŠERŠE PŘÍSTUPŮ K POSOUZENÍ NEBEZPEČÍ RUPTURY ANEURYSMAT

V práci [15] je utvořen model aneurysmatu břišní aorty pro 6 pacientů, kteří čekali na provedení operace, a jeden pacient, který měl břišní aortu zcela v pořádku. Záznamy z aorty zdravého pacienta byly použity pouze pro srovnání výsledků. V geometrii aneurysmat je velmi složité přiblížit se skutečné geometrii pacientova aneurysmatu, proto je nutné použít skutečnou "nezvyklou" geometrii. Pro získání skutečné geometrie aneurysmatu se používá spirální počítačová tomografie (CT) a údaje jsou zpracovány pro rekonstrukci skutečného 3D modelu aneurysmatu 6.1.

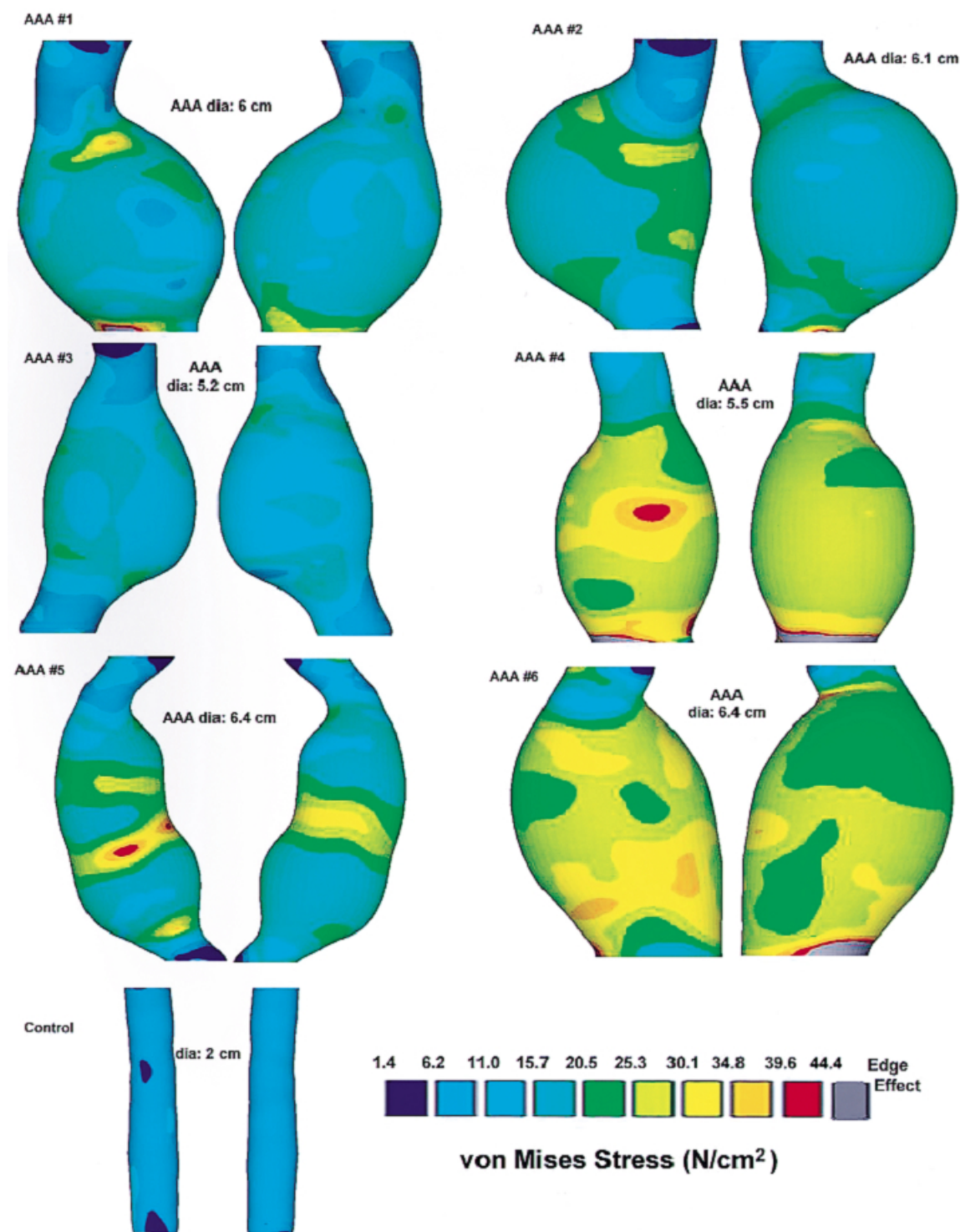


Obrázek 6.2: [103]Speciální CT snímek aneurysmatu břišní aorty.

Plocha modelu aneurysmatu před vyhlazením obsahuje ostré hrany, které by při počítání napětí mohly velmi zkreslit výsledky, protože ostré hrany jsou koncentrátoři napětí. Proto se používá algoritmus který vyhladí ostré hrany na modelu aneurysmatu. Jak již bylo zmíněno, pro výpočet napětí v stěně aneurysmatu není vhodné používat matematicky model založený na lineárním materiálu. Nejvhodnější je vytvořit model nelineárního materiálu, který co nejdůvěryhodněji popisuje nelineární chování tkáně aneurysmatu. V [15] se před a po CT skenování měřil krevní tlak a průměrná hodnota krevního tlaku byla zahrnovaná do výpočtů. Na stěny aneurysmatu samozřejmě také působí smykové napětí vyvolané prouděním krve, které se nezapočítává. Smykové napětí od proudící krve nijak výrazně nezvyšuje riziko ruptury aneurysmatu. Zbytková napětí jsou zanedbávána. Počítá se konstantní tloušťkou stěny aneurysmatu. Protože tloušťka stěny aneurysmatu není stejná, výpočet je proveden pro minimální naměřenou a maximální naměřenou tloušťku stěny. Poté se výsledky porovnávaly a posuzovalo se nebezpečí ruptury.

V práci [15] je prokázáno, že podle statistické analýzy výsledků je objem AAA přesnější geometrický parametr než průměr AAA. Výsledkem pokusů bylo předvedeno, že napětí ve stěně aneurysmatu je velmi závislé na tvaru a velikosti aneurysmatu. Nevýhodou pro přesnou predikci ruptury je neznalost tloušťky stěny aneurysmatu. Tloušťka se pomocí CT složitě měří a je nepřesná. V práci je zdůrazněno, že je potřeba více se zabývat vnějším okolím místa uložení aneurysmatu. Některé výsledky měly vlivem působení okolí odlišné hodnoty napětí na přední a zadní straně aneurysmatu.

6.2. NAPĚTÍ VE STĚNĚ AAA POMOCÍ ZPĚTNÉ PŘÍRUSTKOVÉ METODY



Obrázek 6.3: [15] Výpočtená napětí ve stěně břišního aneurysmatu pro 6 pacientů a jeden výpočet zdravé aorty pro kontrolu.

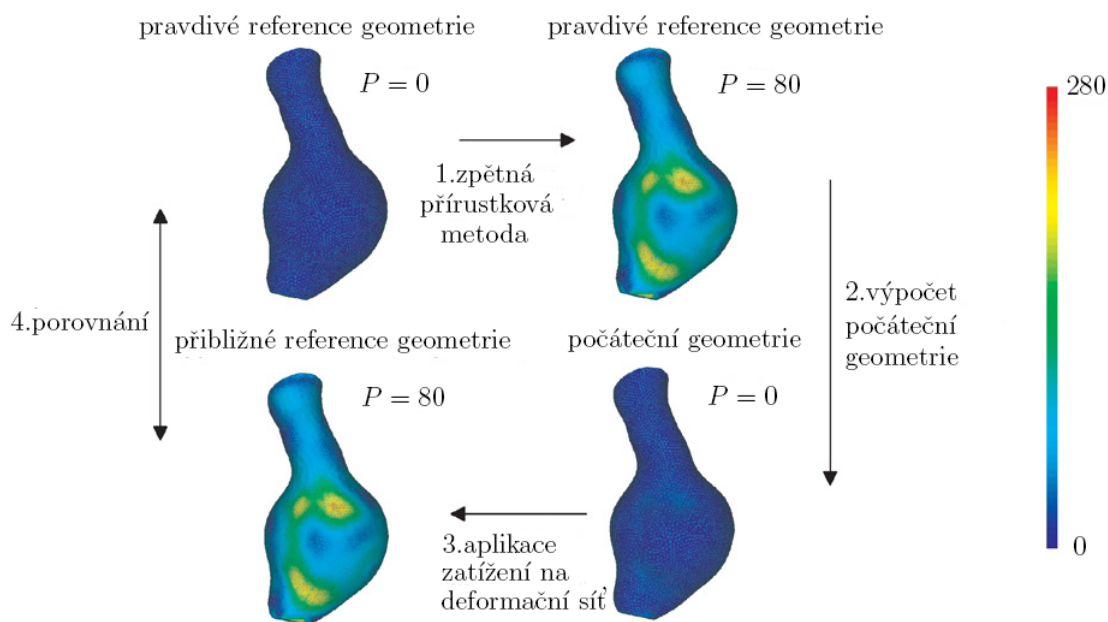
6.2 Napětí ve stěně AAA pomocí zpětné přírůstkové metody

Tato podkapitola je založena na poznatcích načerpaných z vědeckých databází, konkrétně z práce [11].

6. REŠERŠE PŘÍSTUPŮ K POSOUZENÍ NEBEZPEČÍ RUPTURY ANEURYSMAT

Zpětná přírůstková metoda ("Patient-specific initial wall stress in abdominal aortic aneurysms with a backward incremental method") je moderní metodou v oblasti řešení napětí ve stěně aneurysmatu. V [11] je tato zpětná metoda použita pro simulaci napětí ve stěně břišního aortálního aneurysmatu.

Nejčastějším kritériem pro provedení chirurgického zákroku, jak již bylo uvedeno, je pouze příčný průměr aneurysmatu. Tento průměr je možno změřit z lékařských snímků. Pokud se jedná o výpočty, většinou se použije maximální příčný průřez aneurysmatu a vněm se spočítá maximální napětí ve stěně aneurysmatu. U těchto výpočtů se počítá s geometrií aneurysmatu plně zatíženého systolickým tlakem. Tímto přístupem není možné objasnit skutečnost, že měřená geometrie je již zatížená podstatnou zátěží. To může vést ke špatnému tvaru aneurysmatu (zatížený tvar aneurysmatu) a vypočtená napětí jsou nesprávná. V [11] byl vyvinut přístup pro odhadování napětí ve stěně aneurysmatu s pravou diastolickou geometrií za daného tlaku pomocí zpětné přírůstkové (inkrementální) metody. Metoda byla posouzena se zákonitostmi neo-Hookeovského materiálu pro několik jednoduchých testů. Výsledky této metody ukazují, že je možno předem určit nezátíženou konfiguraci, pokud je známa zatížená geometrie aneurysmatu a aplikované zatížení. Počáteční účinek diastolického napětí je možno odhadnout užitím tří specifických pacientových geometrií, nasnímaných pomocí magnetické rezonance. Po srovnání výsledku je zřejmé, že běžně užívané přístupy vedou na nerealisticky hladké systolické geometrie aneurysmatu, a proto poskytují příliš nízký odhad pro určení nejvyššího napětí ve stěně aneurysmat. Přístup zpětného přírůstkového modelování překonává tyto problémy a poskytuje mnohem věrohodnější odhady pro systolický tvar aneurysmat. Pokud by byl tento přístup řešení aplikován se složitějšími materiálovými zákony, které by byly navrženy speciálně pro specifický druh aneurysmat, výsledky a přesnost by byly velmi věrohodné.



Obrázek 6.4: [11]Postup metody inkrementálního modelování, barvy reprezentují Von Mises napětí v [kPa]. Tlaky (P) jsou v [mmHg].

6.3 Inverzní metoda pro analýzu namáhání mozkových aneurysmat

Tato podkapitola čerpá ze zdroje [12].

Mezi moderní metody předpovídání rizika ruptury aneurysmatu patří také inverzní metoda. V práci [12] je tato metoda použita pro řešení napětí ve stěně mozkového aneurysmatu. Metoda závisí na převrácené formulaci problému elastické rovnováhy. Jako vstupní údaj této metody je deformovaná konfigurace za odpovídajícího tlaku a předpoklad napětí v daném deformovaném stavu. Pro membránovou strukturu inverzní formulace má pozoruhodné vlastnosti. Můžeme prakticky určit významná napětí ve stěně aneurysmatu bez přesné znalosti elastických vlastností stěny aneurysmatu. V článku [11] je prezentována formulace konečných prvků pro inverzní membránovou problematiku a studie citlivosti materiálu idealizovaného poškozeného mozkového aneurysmatu.

6.4 Namáhání aneurysmatu

Tato kapitola je napsána podle zdroje [9], kde namáhání aneurysmatu je odvozováno za pomoci vlivu průměru, asymetrie a materiálové anizotropie aneurysmatu. V současné době je hlavním kritériem, které rozhoduje o nebezpečí ruptury aneurysmatu, jeho průměr. V kapitole 4.1 bylo řečeno, že podle literatury [8] je nebezpečný průměr aneurysmatu 5 cm. Dle literatury [9] je podle statistického výzkumu na 230 pacientech nebezpečný průměr 6 cm u aneurysmatu vzestupné aorty a 7,2 cm u aneurysmatu sestupné aorty. Celá studie [9] je prováděna na břišním aortálním aneurysmatu. Pomocí metody konečných prvků lze dosáhnout velmi přesných výsledků. Existují i další metody posuzování rizika ruptury, jako například statistické modely. Vande Geest a kol. navrhli ucelený statistický model pro stanovení rozdělení pevnosti zdi v AAA¹, který zvažuje faktory jako je pohlaví, věk, rodinná historie AAA, velikost AAA, místní průměr, životní styl atd. Většina zastaralých matematických modelů pro popis napětí ve stěně aneurysmatu používalo izotropické modely. Již v předchozích kapitolách bylo udeveno, že aorta je podle posledních studií chápána jak anizotropní materiál.

Geometrický model

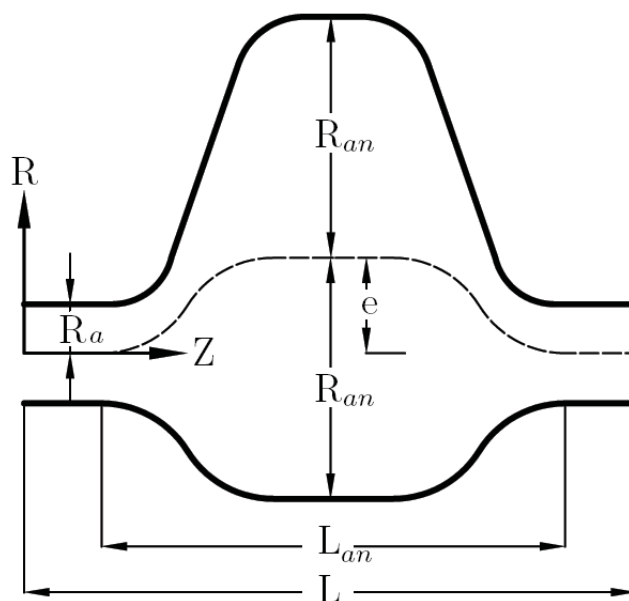
Používá se parametrický geometrický model aneurysmatu. U tohoto modelu je snadnější určení geometrických proměnných (průměr, délka a asymetrie), které mají velký vliv na celkovou reakci ve stěně aneurysmatu. V [9] je vytvořen (idealizovaný) geometrický model tak, že průřez v jakékoli části aneurysmatu kolmo k ose tepny je kruhový.

¹Abdominal aortic aneurysms.

6. REŠERŠE PŘÍSTUPŮ K POSOUZENÍ NEBEZPEČÍ RUPTURY ANEURYSMAT

Tvar aneurysmatu je definovaný pomocí "parabolicko-exponenciální" funkce navržené v [10] a zobrazené na obrázku 6.5. kde:

- R_a je poloměr zdravé tepny,
- R_{an} je maximální poloměr aneurysmatu,
- c_1 je konstanta,
- c_2, c_3 jsou bezrozměrné parametry závislé na geometrii aneurysmatu.



Obrázek 6.5: [8] Ideální geometrický model aneurysmatu s parabolicko-exponenciálním tvarem.

Bezrozměrné parametry c_2, c_3 se spočítají pomocí vzorců uvedených v [8], L_{an} stanovuje délku aneurysmatu. Aby bylo možné zkoumat vliv geometrie aneurysmatu na rozdělení napětí ve stěně, je potřeba zavést tři (bezrozměrné) geometrické parametry, tj. F_R , F_L , F_E .

Pro přiblížení, je možno jednotlivé parametry vysvětlit:

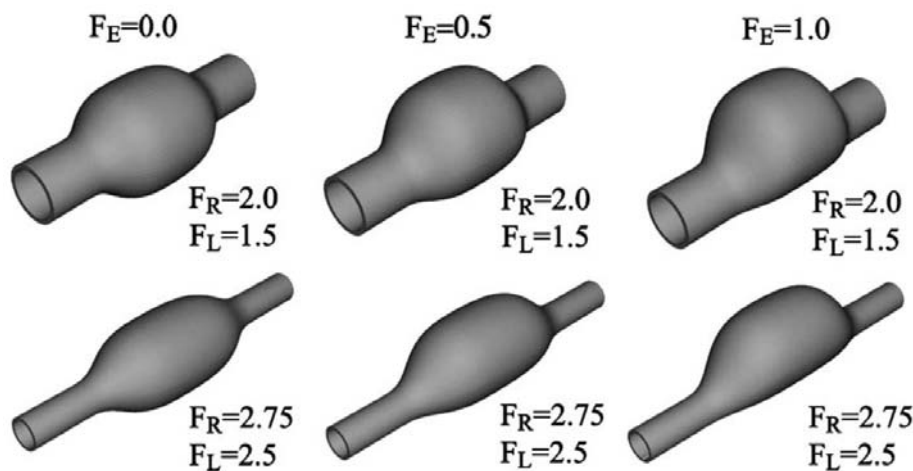
- Parametr $F_R \geq 1$ určuje poměr mezi maximálním poloměrem aneurysmatu a poloměrem zdravé tepny.
- Parametr F_L určuje poměr mezi délkou aneurysmatu a maximálním poloměrem aneurysmatu.
- Parametr $F_E \in [0, 1]$ je odvozen od aneurismatické excentricity tepny e , kde se nachází největší aneurismatický průměr ($e = R_{an} - R_a$). V extrémních případech je $F_E = 0$ nebo $F_E = 1$.

6.4. NAMÁHÁNÍ ANEURYSMATU

Nyní je možno vytvořit modely aneurysmat s různými parametry.

Číslo výpočtu	1	2	3	4	5	6	7	8	9
F_R	2,0	2,0	2,0	2,375	2,375	2,375	2,75	2,75	2,75
F_L	1,5	2,0	2,5	1,5	2	2,5	1,5	2,0	2,5

Tabulka 6.1: [9]Rozsahy geometrických parametrů F_R a F_L definujících geometrii aneurysmatu.



Obrázek 6.6: [9]Tvary geometrických modelů aneurysmat pro tři hodnoty $F_E = 0, 0.5, 1.0$ a pro extrémní hodnoty F_R a F_L (tabulka 6.1).

Tabulka 6.1 ukazuje různý rozsah parametrů F_R a F_L . Na obrázku 6.6 jsou ukázány extrémní případy, které nastanou při kombinaci těchto dvou parametrů.

Poslední hodnotou na obrázku 6.5 je L . Hodnota L se udává v [mm]. Podle experimentu v [9] bylo stanoveno, že nejmenší možná délka aneurysmatu, která nemá vliv na rozložení napětí v poškozené části tepny, se spočítá jako:

$$L = 1,3 \cdot L_{an}. \quad (6.1)$$

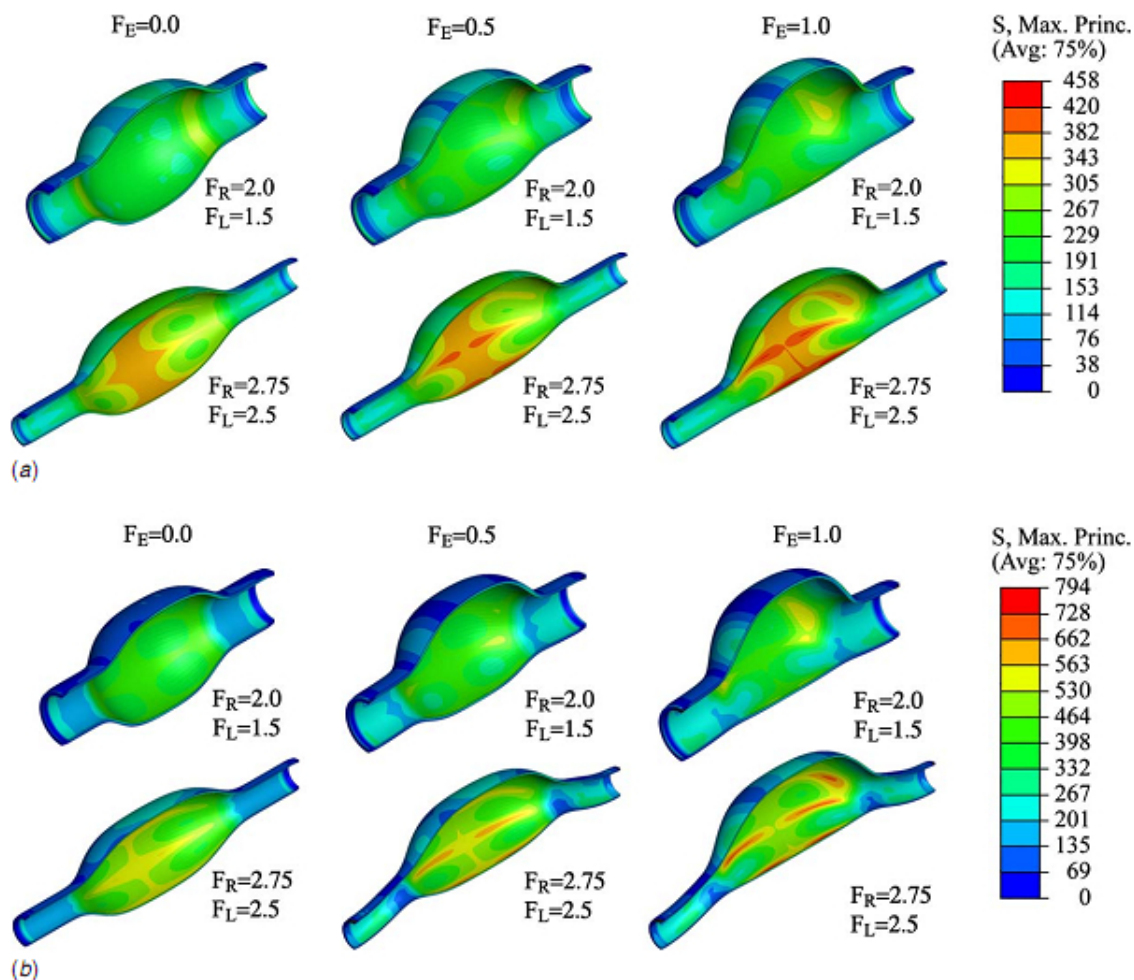
Vytvoření modelů

Pro výpočet všech devíti typů aneurysmat, která jsou v této práci řešena, byla použita metoda konečných prvků. Na sestavení sítě prvků bylo použito 30 240 šestistěnných nestlačitelných prvků (C3D8H). Na obr. A.1 je zobrazena typická síť prvků, která je aplikována pro řešení napětí ve stěně aneurysmat. Krevní tlak zadaný při řešení je $16kPa = 120mmHg$. Modely aneurysmat s vykresleným napětím působícím ve stěně tepny jsou zobrazena na obr.6.7.

Výhodou této metody je široká možnost jejího použití. V porovnání s ostatními uvedenými metodami je velice jednoduchá a rychlá. Není zde potřeba vytvářet složitý geometrický model aneurysmatu. Tvar aneurysmatu je popsán pouze několika geometrickými parametry. Podstatným faktem, který v článku nebyl uveden, je určení nepřesnosti vznikající u řešení napětí. Pokud by se přesnost výpočtů nijak výrazně neodlišovala od

6. REŠERŠE PŘÍSTUPŮ K POSOUZENÍ NEBEZPEČÍ RUPTURY ANEURYSMAT

výpočtů provedených na složitých 3D modelech aneurysmat, byla by tato metoda ideálním a rychlým nástrojem pro predikci nebezpečí ruptury.



Obrázek 6.7: [9] Grafické zobrazení napětí ve stěně aneurysmatu (a) aneurysmata z isotropického materiálu, (b) aneurysmata z anisotropického materiálu. Napětí na stupnici je v kPa.

7 Závěr

Předkládaná bakalářská práce se zabývá rozdělením a následně možnostmi predikce nebezpečí ruptury aneurysmat za pomoci výpočtového modelování.

Nebezpečí ruptury aneurysmatu je ve světě stále aktuálnější problém, protože se jedná o onemocnění, které se navenek neprojevuje téměř žádnými příznaky. Předmětem zájmu této práce je pojednání o moderních přístupech výpočtu nebezpečného napětí ve stěně aneurysmatu. Dosavadní lékařská metoda predikce ruptury se zakládá na maximálním průměru aneurysmatu. Pokud AAA dosáhne nebezpečného průměru, který se dle zkušeností lékaře uvádí přibližně 5-6cm, je pacient indikován k operaci. Výpočtové modelování nabízí přesnější určování nebezpečí ruptury. V této práci jsou rešeršně popsány čtyři literární práce, které řeší různé faktory podstatné pro přesnost výpočtového modelu.

První práce [15] se zabývá možností, jak vytvořit co nejrealističtější výpočtový model aneurysmatu, zatíženého krevním tlakem. V práci je prokázáno, že objem AAA lze považovat za přesnější geometrický parametr než průměr AAA. Na přesnost výpočtu napětí ve stěně aneurysmatu má velký vliv okolní prostředí, ve kterém se aneurysma nachází.

Druhá studie [11] se zabývá metodou vytvoření nezatíženého tvaru aneurysmatu, který běžně u člověka nelze zjistit. Výhodou této metody je nasnímání geometrie aneurysmatu při konkrétním (systolickém tlaku) a poté pomocí zpětné přírůstkové metody dopočítat nezatížený tvar aneurysmatu. Na tuto nezatíženou geometrii lze aplikovat libovolné zatížení tlakem a s velkou přesností předvídat nebezpečí ruptury.

Třetí studie [12] řeší tentýž problém nalezení nezatíženého tvaru aneurysmatu pomocí převrácené formulace problému elastické rovnovahy. Inverzní metoda umožňuje určit významná napětí ve stěně aneurysmatu bez přesné znalosti elastických vlastností stěny aneurysmatu. Jsou zde prezentována řešení inverzní nelineární úlohy pomocí membránové teorie skořepin.

Poslední práce [9] popisuje výpočet napětí ve stěně aneurysmatu na základě modelu, vytvořeného pomocí několika geometrických charakteristik. Výhodou této metody je široká možnost jejího použití. Není zde potřeba vytvářet složitý 3D model aneurysmatu z CT snímků. Metoda je velice rychlá. Otázku, kterou tato práce neřeší, je, jak moc se přesnost této metody odlišuje od jiných mnohem složitějších metod výpočtového modelování.

Výpočtové modelování celkově přispívá k přesnosti predikce ruptury aneurysmat. Do budoucna je vhodné této problematice věnovat úsilí, protože metody řešení napětí by mohly pomoci i v jiných oblastech biomechaniky a tím přispívat ke zvýšení životního stylu a odbornosti lékařské diagnostiky.

Literatura

- [1] Agarwal B.D, Broutman J.L.: *Vláknové kompozity*. SNTL, Praha, 1987. L13-C3-IV-41f/28935. Jednosměrové kompozity, s.21-65.
- [2] *Partnerství pro zdravé cévy*. [online]. [2004] [cit. 2009-03-05]. Dostupný z WWW:<<http://zdravecevy.cz/showdoc.do?docid=960/>>
- [3] Elišková M., Naňka O.: *Přehled anatomie*. Nakladatelství Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1216-X. Obecná angiologie, s.86-88.
- [4] *Engineering mechanics*, roč.4, PH-service, Brno, 1997, č.3. ISSN 1210-2717. Výpočtové modelování neizotropních vlastností materiálů, s.155-167.
- [5] *Engineering mechanics*, roč.3, PH-service, Brno, 1996, č.1. ISSN 1210-2717. Zbytková napjatost v nehomogenních válcových nádobách, s.49-60.
- [6] Mucha P.: *Deformačně-napěťová analýza výdutí tepen*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 59s. Vedoucí doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
- [7] *Moje-krev.cz* [online]. [2008] [cit. 2009-03-31]. Dostupný z WWW:<<http://www.moje-krev.cz/cevní-soustava/>>
- [8] Maresch M. a spol.: *Výduť břišní aorty: patofyziologie, diagnostika a léčba*. [online]. [cit. 2009-03-31]. ISSN 1801-7606. KARDIOforum, s.25-29. Dostupný z WWW:<http://www.kardiologickeforum.cz/pdf/kf_06_03_07.pdf>
- [9] José F. Rodríguez a spol.: *Mechanical stress in abdominal aortic aneurysms : Influence of diameter, asymmetry, and material anisotropy*. [online]. [cit.2009-04-7]. Dostupný z WWW:<<http://www.biomech.tugraz.at/files/publications/>>
- [10] Elger D. F. a spol.: *The influence of shape on the stresses in model abdominal aortic aneurysms*. [online]. [cit.2009-04-7]. Dostupný z WWW:<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8872254>>
- [11] S. de Putter, B.J.B.M. Wolters a spol.: *Patient-specific initial wall stress in abdominal aortic aneurysms with a backward incremental method*. [online]. [cit.2009-04-14]. Dostupný z WWW:<<http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=18629346>>
- [12] Jia Lu, Xianlian Zhou, Madhavan L. Raghavan: *Inverse method of stress analysis for cerebral aneurysms*. [online]. [cit.2009-04-14]. Dostupný z WWW:<<http://www.springerlink.com/content/cm72t474581v7274/>>
- [13] *Proudění pro biomedicínské aplikace*. [online]. [2009] [cit. 2009-04-05]. Dostupný z WWW:<<http://marian.fsik.cvut.cz/~matmod/bio.html>>
- [14] Vorp, D.A.; Steinman, D.A.; Ethier, C.R.: *Computational modeling of arterial biomechanics*. [online]. [cit.2009-04-15]. Dostupný z WWW:<<http://ieeexplore.ieee.org>>

LITERATURA

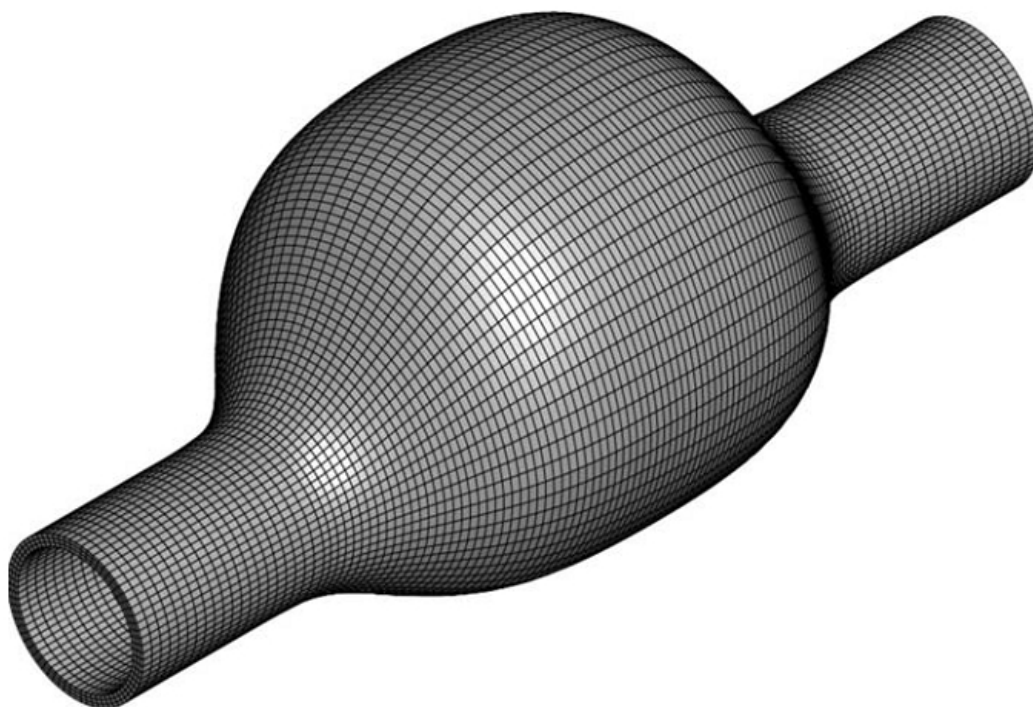
- [15] *Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm*[online].[1999] [cit. 2009-04-05].
Dostupný z WWW:<<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/>>
- [16] *Numerical Constants*[online].[2009] [cit. 2009-05-07].
Dostupný z WWW:<<http://home.att.net/~numericana/answer/>>
- [17] *Medicína, nemoci, studium na 1.LF UK*[online].[2008] [cit. 2009-05-15].
Dostupný z WWW:<<http://www.stefajir.cz/?q=aneurysma-aorty>>
- [18] *Měříme lidské tělo*[online].[2009] [cit. 2009-05-07].
Dostupný z WWW:<<http://kdf.mff.cuni.cz/veletrh/sbornik/>>
- [19] *Aneurysma břišní aorty*[online].[2009] [cit. 2009-05-10].
Dostupný z WWW:<<http://www.sanquis.cz/index.php?linkID=art1096>>
- [20] Rodrigo L. S. Silva, Eduardo Camargo,Pablo Javier Blanco, Márcio Pivello, Raúl A. Feijóo: *Virtual Modeling and Numerical Simulation of Aneurysms and Stenoses*. [online]. [cit.2009-05-15].
Dostupný z WWW:<<http://www.lncc.br/prjhemo/producao/>>
- [21] Krajiček, Peregrin, Roček, Šebesta a kol.: *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Grada, 2007.

Obrázky

- [101] online. cit. 2009-03-13. Dostupný z WWW:
<http://de.wikipedia.org/wiki/Aortendissektion>.
- [102] online. cit. 2009-03-12. Dostupný z WWW:
<http://www.daviddarling.info/images/aneurysms.jpg>.
- [103] online. cit. 2009-04-12. Dostupný z WWW:
<http://www.vascularsurg.com/minimally-invasive.asp>.
- [104] online. cit. 2009-04-12. Dostupný z WWW:
<http://www.web-books.com/eLibrary/Medicine/Cardiovascular/Aneurysm.htm>.
- [104] online. cit. 2009-15-5. Dostupný z WWW:
anat.lf1.cuni.cz/souhrny/cevyobec.ppt.
- [104] online. cit. 2009-15-5. Dostupný z WWW:
<http://www.bme.unc.edu/images/CFD.html>.

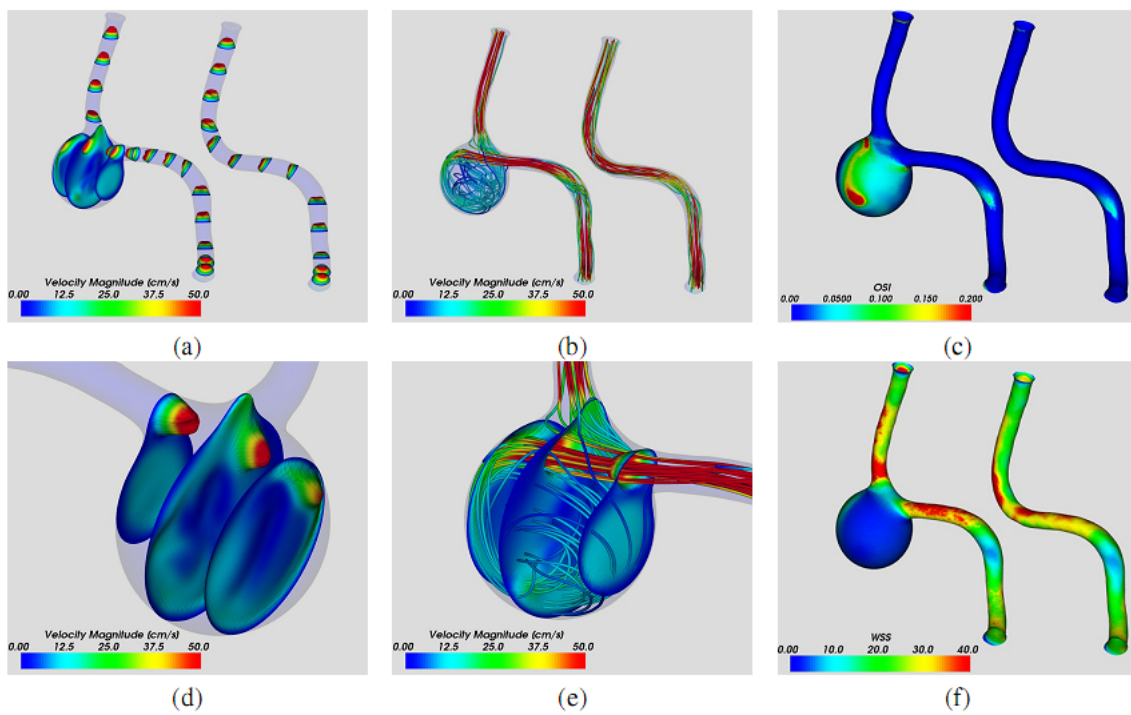
A Obrazová příloha k bakalářské práci

Na obrázku A.1 je zobrazena síť prvků použitých v práci [9].



Obrázek A.1: [9]Síť rozložení šestistěnných nestlačitelných prvků použitých pro výpočet MKP.

Na obrázku A.2 je v (a) a (d) zobrazen rychlostní profil, v (b) a (e) jsou vidět proudové čáry podél cévy. Ve snímcích (c) a (f) je přírůstek napětí[20].



Obrázek A.2: [20]