

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 VÝDUTÍ MOZKOVÝCH TEPEN

LITERATURE SEARCH OF POSSIBILITIES OF COMPUTATIONAL MODELLING OF BRAIN
ANEURYSMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ZDENĚK LIPENSKÝ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Zdeněk Lipenský

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 výdutí mozkových tepen

v anglickém jazyce:

Literature search of possibilities of computational modelling of brain aneurysms

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Aneurysmata mozkových tepen představují vážný klinický problém s vysokou mortalitou pacientů v případě jejich ruptury. Jedná se o tenkostěnné útvary skořepinového typu, takže do posuzování rizika jejich ruptury se v poslední době prosazují výpočtové modely deformačně napěťových stavů, umožňující lépe odhadnout riziko ruptury.

Cíle bakalářské práce:

Zmapovat stav v oblasti posuzování rizika ruptury aneurysmat mozkových tepen a posoudit možný přínos výpočtové biomechaniky ke zlepšení predikce mezních stavů v této oblasti.

Seznam odborné literatury:

W. Platzer: Atlas topografické anatomie. Grada, 1996

Ferko, Krajina: Arteriální aneurysmata. ATD, 1999.

Ondráček, Janíček, Vrbka, Burša: Mechanika těles - pružnost a pevnost II.

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

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

V Brně, dne 19.11.2009

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

Abstrakt

Bakalářská práce je zaměřena na získání obecných informací o mozkových výduťích. Toto onemocnění se projevuje vyboulením stěny některé z mozkových tepen do kulového tvaru. Na počátku práce je uveden popis kardiovaskulárního systému člověka, který je důležitý k pochopení problému mozkových výdutí. Bakalářská práce dále ukazuje možnost řešení napětí ve stěně aneurysmatu za pomoci znalostí získaných z předmětu Pružnost a Pevnost II během šestého semestru. Poslední kapitola ukazuje shrnutí tří prací, které se zabývají výpočtovým modelováním mozkových výdutí.

Summary

This bachelor thesis is focused on gathering general information about a cerebrovascular disorder called Cerebral Aneurysm (or also Brain Aneurysm) which is a medical condition consisting in an abnormal bulging outward of one of the arteries in the brain. The initial attention is given to the human cardiovascular system, a description of which is fatal for understanding the problem of brain aneurysm. The next attention is focused on the solution of eliminating the tension within the aneurysm by using knowledge gained in lectures "Flexibility and Strength II" during the sixth semester. The last chapter shows a summary of three works dealing with computational modeling of cerebral aneurysm.

Klíčová slova

kardiovaskulární soustava, mozková aneurysmata, ruptura mozkového aneurysmatu, sakulární aneurysma, fusiformní aneurysma, výpočtové modelování

Keywords

cardiovascular system, cerebral aneurysms, rupture of cerebral aneurysm, saccular aneurysm, fusiform aneurysm, computational modeling

LIPENSKÝ, Z. *REŠERŠE MOŽNOSTÍ VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ VÝDUTÍ MOZKOVÝCH TEPEN*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 38 s. Vedoucí doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně, za použití uvedené literatury a podle pokynů vedoucího práce.

Zdeněk Lipenský

Chtěl bych vyjádřit poděkování Doc. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D., který mi při každé konzultaci poskytl cenné informace. Dále děkuji svým rodičům, kteří mě po celou dobu studia podporovali.

Zdeněk Lipenský

Obsah

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Úvod | 3 |
| 2 | Kardiovaskulární soustava | 5 |
| 2.1 | Homeostáza | 5 |
| 2.2 | Krev | 5 |
| 2.2.1 | Proudění krve | 6 |
| 2.3 | Srdce | 6 |
| 2.4 | Cévy | 6 |
| 2.4.1 | Tepny | 6 |
| 2.4.2 | Tepny svalového typu | 7 |
| 2.4.3 | Tepny elastického typu | 8 |
| 2.4.4 | Žíly | 9 |
| 2.4.5 | Vlásečnice | 9 |
| 3 | Mozková aneurysmata | 10 |
| 3.1 | Klasifikace | 11 |
| 3.1.1 | Fusiformní aneurysma | 12 |
| 3.1.2 | Sakulární aneurysma | 13 |
| 3.1.3 | Mykotické aneurysma | 13 |
| 3.1.4 | Onkotické aneurysma | 14 |
| 3.1.5 | Sakulární aneurysma spojené s tokem krve | 14 |
| 3.1.6 | Sakulární aneurysma spojené s žilním onemocněním, s užíváním drog | 14 |
| 3.1.7 | Traumatická sakulární aneurysmata | 15 |
| 3.2 | Ateroskleróza | 15 |
| 3.3 | Stanovení diagnózy | 15 |
| 4 | Aplikace pružnosti a pevnosti na mozkové výdutě | 17 |
| 4.1 | Vlastnosti stěny tepny | 17 |
| 4.2 | Sakulární aneurysma jako kulová skořepina | 18 |
| 4.2.1 | Lineární řešení | 19 |
| 4.2.2 | Nelineární řešení | 20 |
| 4.2.3 | Zhodnocení | 20 |
| 4.3 | Aorta jako válcová skořepina a tlustostěnná nádoba | 21 |
| 4.3.1 | Lineární řešení aorty jako skořepiny | 23 |
| 4.3.2 | Nelineární řešení aorty jako skořepiny | 23 |
| 4.3.3 | Lineární řešení aorty jako tlustostěnné nádoby | 24 |
| 4.3.4 | Nelineární řešení aorty jako tlustostěnné nádoby | 25 |
| 4.3.5 | Zhodnocení | 27 |
| 5 | Rešerše přístupových metod výpočtového modelování | 29 |
| 5.1 | Inverzní metoda napěťové analýzy mozkových výdutí | 29 |
| 5.2 | Nelineární anizotropická napěťová analýza anatomicky reálné mozkové výdutě | 29 |
| 5.3 | Stanovení napětí ve stěně aneurysmatu mozkové artérie numerickou simulací | 30 |
| 5.3.1 | Modelování pomocí NURBS | 31 |

| | |
|---|-----------|
| 5.3.2 Modelování Marching Cubes | 33 |
| 6 Závěr | 34 |

1 Úvod

Mozková výduť¹ je v podstatě porucha cévní stěny tepny zaviněná určitým typem nemoci. Tato porucha stěny se projevuje vyboulením a v důsledku toho zeslabováním cévní stěny do tvaru balónu, který se vyplní krví, což bez patřičného chirurgického zákroku vede k ruptuře². Při ruptuře mozkové výdutě se krev rozlije do subarachnoidálních³ prostor. Při krvácení do těchto prostor vzniká poškození mozku a může dojít k mozkové mrtvici.

Díky výpočtovému modelování je možno řešit biomechanický problém predikace ruptury mozkových výdutí. Toto téma spadá do takzvané cévní biomechaniky. Biomechanika využívá procesy a postupy běžné inženýrské mechaniky k aplikaci pro řešení problémů z oblasti medicíny. Toto má značný vliv na vývoj medicíny v oblasti efektivnějšího zjišťování onemocnění, konstrukce různých náhrad apod.

Jako původce aneurysmatu nemusí být jen nemoc. Cerebrální aneurysma se může objevit v každém věku. Nejčastěji jsou zasaženi lidé od 30 do 60 let, ve většině případů jsou to ženy. Příčinou vzniku můžou být určité dědičné vady, které v současnosti nemůžeme nějakým způsobem ovlivnit.

Mezi faktory, které naopak můžeme ovlivnit a způsobují riziko ruptury aneurysmatu je vysoký krevní tlak, kouření, narkomanie.

Příznaky mozkových výdutí:

- Prasklá mozková aneurysmata
 - Prudké bolesti hlavy
 - Pocit nevolnosti nebo zvracení
 - Špatný pohyb v šíji
 - Zhoršený zrak
 - Bolest v oční oblasti a rozšířené zornice
 - Trnutí končetin
 - Přecitlivělost na světlo
 - Poruchy dotykových vjemů
- Neprasklá mozková aneurysmata
 - Zhoršené periferní vidění
 - Bolesti hlavy
 - Problémy s přemýšlením
 - Vady v řeči
 - Ztráta koordinace
 - Únava

Z předešlého výčtu symptomů aneurysmatu je vidět, že jsou podobné většině symptomům dalších nemocí, proto nesmí chybět pečlivé stanovení diagnózy, neurologické a neuroradiologické vyšetření[4].

Většinou se mozková výduť objevuje na Willisově tepenném okruhu (circulus arteriosus cerebri) v jeho přední části.

¹U mozkových výdutí se lze setkat s názvy jako cerebrální, intrakraniální. Stejně tak je výduť nazývána jako aneurysma.

²Ruptura je hranice, při které se dosáhne mezního stavu pevnosti materiálu

³Prostory, které se nacházejí kolem mozku.



Obrázek 1.1: Willisův okruh postižený aneurysmaty[8].

Jsou zde dvě metody léčby – operativní⁴ a endovaskulární⁵. Pokud lze, používá se endovaskulární léčba z důvodu menší délce rekonvalescence. Dle statistik 10-15% lidí umírá ještě před přívozem do nemocnice následkem ruptury cerebrálního aneurysmatu, 50% umírá i přes správnou léčbu a ti, co prodělají operaci, jsou ve většině případů neurologicky postiženi. Toto postižení je trvalé[4].

Tato práce má za úkol zmapovat současný stav v oblasti posuzování rizika ruptury aneurysmat mozkových tepen. Vzhledem k tomu, že jsem podal přihlášku na Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na VUT v Brně, rád bych, aby moje práce byla přínosem nejnovějších poznatků v oblasti výpočtového modelování mozkových aneurysmat.

⁴Provádí se na vnějšku tepny.

⁵Provádí se uvnitř tepny.

2 Kardiovaskulární soustava

Kardiovaskulární neboli cévní soustava je v užším vymezení tvořena srdcem a krevními cévami. U člověka je tato soustava uzavřena. To znamená, že krev nikdy neopustí síť cév. V lidském těle se nachází přibližně čtyři až pět litrů krve a její cirkulaci zajišťují artérie, do kterých je krev čerpána právě srdcem, které vytváří rytmické stahy a tím vyvolává pulsující tlak. V cévní soustavě je mimo krve také lymfa nebo-li míza, která se do cévní soustavy nezahrnuje a tvoří svoji vlastní lymfatickou soustavu (tato soustava je otevřená). Kardiovaskulární soustava se stará o udržení homeostázy, která je funkcí stálosti vnitřního prostředí těla. Ta je řízena autonomní nervovou soustavou, nemůže být řízena vědomě. Kardiovaskulární soustava má také za úkol udržovat imunitu organismu, a proto postižení této soustavy jsou většinou závažná. V soustavě jsou sériově propojené oběhy a to malý krevní oběh a to velký krevní oběh.

2.1 Homeostáza

Je proces, který kontroluje a reguluje negativní změny vnitřního prostředí. Tělo má několik tisíc mechanismů na udržování homeostázy. Jedním z nich je kardiovaskulární systém. Technicky se popisuje homeostáza jako zpětná vazba organismu na změnu vnitřního prostředí těla. Ta při negativní změně spustí patřičný mechanismus, aby se vrátila zpět do stabilního stavu. Tělo má vždy více mechanismů jak zajistit stálost prostředí na jeden úkol. Intenzita, či počet současně běžících mechanismů, závisí na charakteru problému. Nejdůležitější regulátor v těle je neuroendokrinní systém[18].

2.2 Krev

Krev se označuje jako cirkulující tkáň, která je červená, viskózní. Řadí se mezi newtonovské tekutiny. Rozvádí kyslík, oxid uhličitý a tělní látky jako jsou hormony, vitamíny a jiné chemické látky po těle. Hlavními složkami krve jsou krevní elementy a plazma. Krevní plazma je devadesátiprocentní vodní roztok obsahující přibližně sedm procent plazmatických proteinů (albumin, globuliny, fibrinogen), jedno procento anorganických solí a další přenášené látky.

Krevní elementy:

- červené krvinky (96%) – erytrocyty – zaručují rozvod kyslíku v těle
- bílé krvinky (3%) – leukocyty – základ imunitního systému – eliminují prvotní příčinu infekce
- krevní destičky (1%) – trombocyty – způsobují srážlivost krve

U žen je pozorován menší objem krve o zhruba 10% než u mužů, z čehož vyplývá i menší množství červených krvinek[1].

2.2.1 Proudění krve

Krev proudí díky tlaku, který je vyvolán naší tělní pumpou – srdcem. V kardiovaskulárním systému máme většinou laminární proudění, což je v přírodě zcela jedinečný jev. V systému může též nastat proudění turbulentní. To zapříčiní šelest, který je slyšitelný v místě změny proudění z laminárního na turbulentní. Díky metabolickým procesům je získávána energie pro činnost oběhu. Oběh je uzavřený, tedy začíná i končí v srdci a krev nikam neuniká. Pomocí tlakového spádu mezi tepennou a žilní soustavou je krev rozváděna po celém těle. Dále je rozvod zaručen kontrakcí svalů a pohybem hrudního koše. Kontrakce svalů významně napomáhají návratu krve do srdce ze spodních končetin. Při pohybu svalů je vyvíjen intramuskulární tlak na žíly a krev je dopravována k srdci přes jednocestné ventily. Proto se při nedostatku pohybu můžeme setkat s rozostřeným zrakem. Ten je způsoben malým krevním tlakem, způsobeným právě nedostatkem svalových kontrakcí. Žilní návrat z oblastí, které jsou nad úroveň srdce probíhá na základě hydrostatických sil a gravitace[1].

2.3 Srdce

Srdce je sval, který v lidském těle plní funkci pumpy. Je uloženo v perikardu, což je jeho obal. Hmotnost srdce je 230–340g. Kontrakce (systoly - stahy srdečního svalu) a relaxace (diastoly) jsou fáze srdečního cyklu. Má autonomní systém řízení. Ten může být ovlivněn z mozkových center v prodloužené míše, hypotalamu, limbickém systému¹ atd. Srdce se rozděluje na dvě poloviny (levé a pravé srdce), přičemž každou polovinu dále dělíme na předsíň a komoru. Ty jsou odděleny chlopněmi. Mezi obvyklé srdeční onemocnění patří arterioskleróza, hypertenze nebo infarkt myokardu[2].

2.4 Cévy

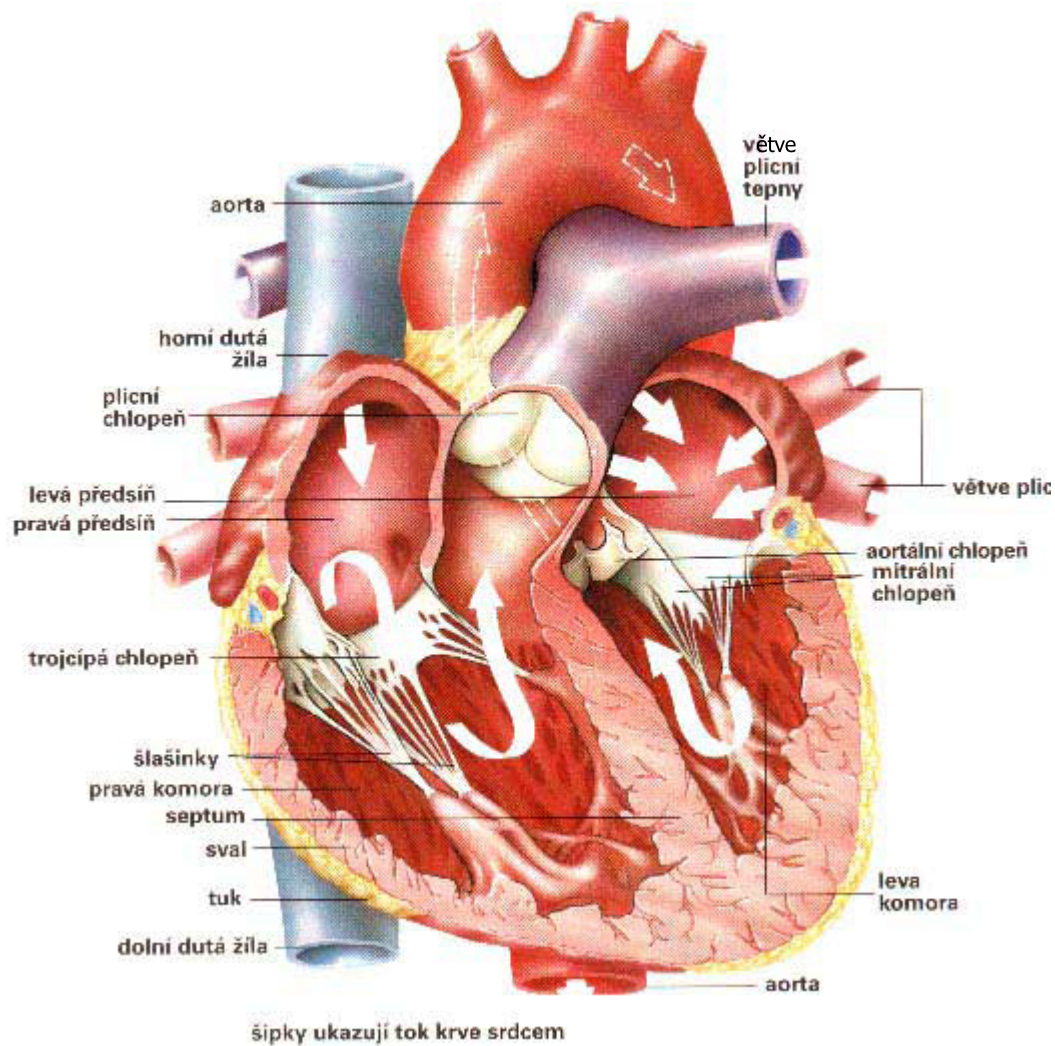
Součástí kardiovaskulárního systému člověka jsou cévy. Mají trubkovitý tvar, dopravují krev po lidském těle. Cévy dělíme na tři druhy popsané v další části práce, z kterých jsou pro náš model nejdůležitější artérie (tepny). Ve skutečnosti z fyziologického hlediska cévy nejsou schopny aktivně přispívat k transportu krve tak, jako například trávicí trubice peristaltickými stahy. Avšak artérie a některé vény mají schopnost měnit průměr cév a tím regulovat vlastní průtok krve.

2.4.1 Tepny

Tato kapitola čerpá z práce viz. [3]. Tepny rozvádí krev od srdce k periférii. Krev v těle cirkuluje pomocí důmyslného propojení tepen. Dělíme je na svalové a elastické (pro naši práci důležité). Dále na arterioly o průměru menším než $100\mu m$ a kapiláry (průměr $5 - 20\mu m$). V tepnách je běžný tlak $16/10kPa$ ($120/80mmHg$). První hodnota tlaku udává systolický a druhá diastolický.[14].

Stěna cév, tedy tepen i žil, má vrstevnatou strukturu.

¹Emoční centrum



Obrázek 2.1: Popis srdce v řezu.[13]

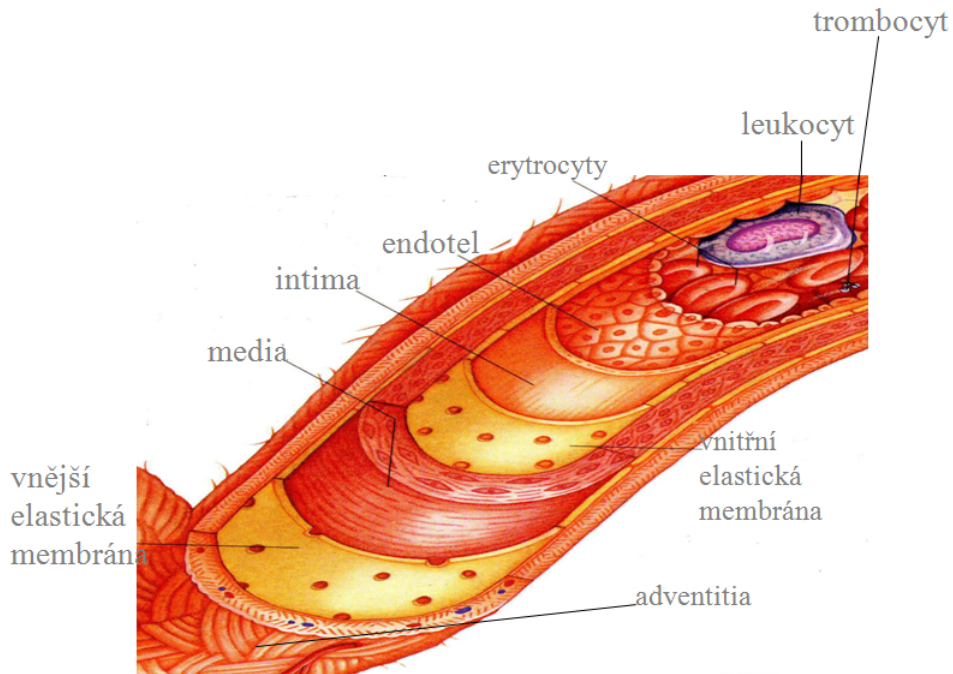
Vrstvy cévní stěny na:

- Vnitřní (tunica intima) – endotel² a tenká vrstva vaziva.
- Střední (tunica media) – hladká svalovina nebo elastické vazivo
- Povrchová (tunica adventitia) – řídké vazivo, vyztužené kolagenními vlákny.

2.4.2 Tepny svalového typu

Tepnu, která je svalového typu určíme podle charakteristiky střední vrstvy. Stěna střední vrstvy je tvořena z větší části svalovinou. Takové typy tepen vytváří ve své stěně napětí, které se mění v závislosti potřeby různého průtoku. Z toho vyplývá, že aktivně mění velikost svého průměru.[3].

²Jednovrstevná výstelka všech krevních cév.



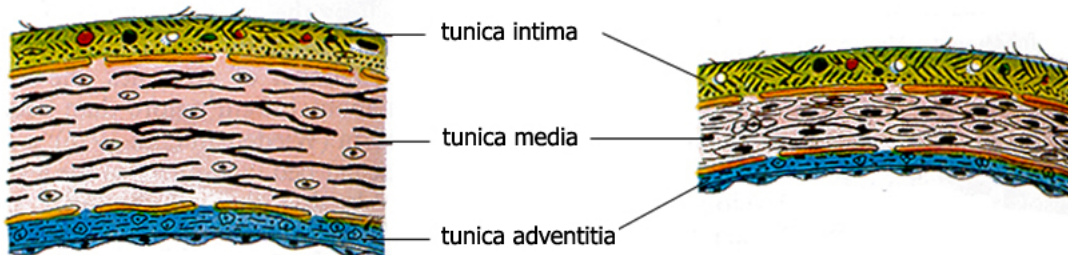
Obrázek 2.2: Popis arteriální stěny.[3]

2.4.3 Tepny elastického typu

Do této kategorie spadají největší tepny v těle. Jsou velmi pružné a díky tomuto jevu při stahu srdce pojmou velké množství krve. Nazývají se také pružníkové, protože jejich elasticitou je zaručena kontinuita toku krve. Při stahu srdce je tlaková energie krve přeměněna v potenciální energii elastických vláken tepny a tlak krve je udržován, přičemž v diastole se energie přemění na pohyb krve. Jsou tvořeny elastickými vlákny. Mezi případy elastického typu patří například aorta.[3].

ELASTICKÝ TYP TEPNY

SVALOVÝ TYP TEPNY



arteriola

venula

ŽÍLA



Obrázek 2.3: [15]Popis elastických a svalových typů tepen

2.4.4 Žíly

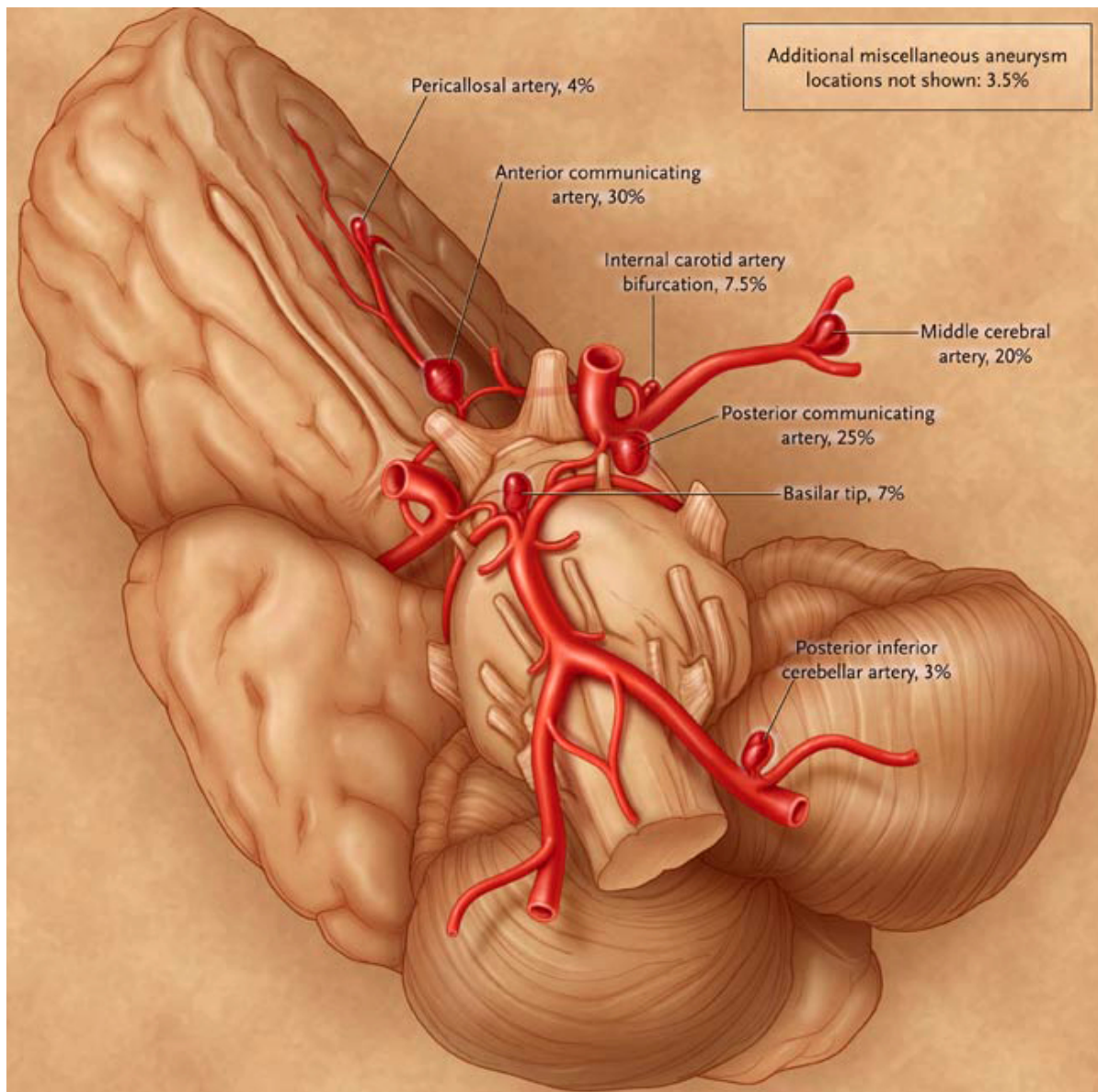
Nazýváme je také vény, v tělním oběhu přivádějí převážně krev téměř bez kyslíku do srdce. Stavbu stěny mají shodnou se stavbou stěny tepny, avšak mají tenkou svalovinu. U dolních končetin jsou vény vybaveny chlopněmi, které zabraňují zpětnému toku krve při uplatnění gravitace v tělním oběhu[1].

2.4.5 Vlasečnice

Vlasečnice neboli kapiláry pojí žíly a tepny. Těmi je umožněn transport látek mezi krví a tkáňovým mokem. Stěna je tvořena pouze endotelem. Průměr kapilár se pohybuje okolo 5 až $20\mu m$ [1].

3 Mozková aneurysmata

Za aneurysma je považována výduť, která je minimálně o 50% větší, než normální průměr tepny. Při určení se bere ohled na pohlaví[6]. U většiny případů se na mozkové aneurysma přijde až při ruptuře a v několika případech při diagnostice jiné nemoci. Jsou většinou v průměru malá a nacházíme jich více. Při ruptuře aneurysmatu dochází k prudké bolesti hlavy, která vede mnohdy ke ztrátě vědomí. Statisticky je úmrtnost při prasknutí prvního aneurysmatu kolem 50% a pacient je ohrožen kontrakcí mozkových cév a mozkovým infarktem[5].



Obrázek 3.1: Procentuální rozložení nálezů mozkových aneurysmat.[8]

3.1 Klasifikace

Klasifikace mozkových aneurysmat[8]:

- Fusiformní (Vřetenovité)
- Vakovité (Sakulární)
 - Mykotické
 - Onkotické
 - Spojené s tokem krve
 - Spojené s žilním onemocněním, s užíváním drog
 - Vývojové nebo degenerativní
 - Traumatické
- Disekující

Pravá aneurysmata – jsou vlastním rozšířením cévy ve všech jejích vrstvách (Vakovité, fusiformní). Rozšiřování je způsobeno zeslabováním všech vrstev cévy.[7].

Nepravá aneurysmata¹ – Cévní stěna je rozšiřována jako u pravého aneurysmatu s rozdílem, že zahrnuje pouze nejzevnější vrstvu cévní stěny. Je to dutina, která je lemovaná krevní sraženinou. [7].

Podle velikosti mozkové výdutě[6]:

- Malé – 2–7mm v průměru
- Střední – 7–12mm v průměru
- Velké – 13–24mm v průměru
- Obrovské – Větší než 25mm v průměru

Nejčastějším případem mozkových výdutí jsou vakovitá neboli sakulární aneurysmata, která postihují cévní stěnu v jejím obvodu v místě větvení. Z hlediska pružnosti a pevnosti je stěna namáhána víceosou napjatostí s výraznou dynamickou složkou tahu[14]. Vznik je příčinou zvyšujícího se napětí stěny tepny důsledkem turbulentního proudění krve uvnitř cévy. Tím jsou vrstvy cévy namáhány a ztenčovány. Mozkové artérie mají na rozdíl od periferních artérií odlišnou stavbu stěny. Její adventitia a media je tenká. Při větvení artérií navíc zcela chybí lamina media. Ze statistiky vyplývá, že za život jedince většinou aneurysma nezakrvácí[6].

V případě ruptury aneurysmatu se klinický stav pacienta klasifikuje podle Hunta a Hesse[6]:

1. stupeň – Bolesti hlavy, případně tlak v šíji
2. stupeň – Stupňující se bolesti hlavy, případně tlak v šíji, dezorientace

¹Nazývána též jako pseudoaneurysmata

3. stupeň – Zmatenost, potlačená osobnost, obvyklý neurologický nález
4. stupeň – Ochrnutí části těla, osoba má tzv. stupor, neboli setrvává v nezvyklých polohách a trpí psychickými poruchami.
5. stupeň – Kóma, decerebrační rigidita

Po ruptuře se pacient vyšetřuje na CT², kde se sleduje průběh a velikost zakrvácení a hodnotí se podle stupnice Hunta a Hesse. Množství krve, které je možno pozorovat na CT, se hodnotí na stupnici podle Fishera[6]:

- Nejeví se žádný výskyt krve v subarachnoidálních prostorách
- Výskyt krve difuzně nebo ve vertikální vrstvě do 1 mm
- Krev ve vertikální vrstvě nad 1 mm nebo ohraničená sraženina krve
- Krev v subarachnoidálních prostorách

Dle srovnání statistických údajů z literatur a shrnutí jejich poznatků jsou mozkovou výduť postiženi přibližně 2% populace a podle incidence SAK³ je pravděpodobné, že výduť nevykrvácí během celého života. Nejčastěji se ruptura a následné SAK projevuje u postižených jedinců ve věku 55-60 let[6].

3.1.1 Fusiformní aneurysma



Obrázek 3.2: Fusiformní aneurysma[16].

Když se znázorní fusiformní aneurysma v řezu, bude mít vřetenovitý tvar. V některých případech závislých třeba na lokalizaci aneurysmatu se musí aneurysma ošetřit ještě před rupturou, protože následky prasknutí mohou být fatální. Vyskytují se v kardiovaskulárním systému. Tvoří se dilatací žil nebo artérií. Pokud bude dilatace dostatečně velká, bude se zeslabovat tkáň a aneurysma může prasknout, což způsobí vnitřní krvácení. Aneurysma může být těž lokalizováno za sraženinou. To může být příčinou problému s krevním tlakem, protože jej cévy nemohou regulovat. Obvykle je aneurysma komplikací při ateroskleróze. Proto se též nazývá aterosklerotické aneurysma. Diagnóza probíhá zobrazovacími přístroji. Aneurysma se neoperuje pokud je malé, ale sleduje se průběh jeho růstu. Pokud aneurysma jeví známky změn, pacientu je doporučeno preventivní opatření.

²Počítačová tomografie

³Subarachnoidální krvácení

V případě velkého aneurysmatu je nutná operace dříve, než nastane ruptura. Operuje se i v případě, kdy ruptura aneurysmatu ohrožuje okolní orgány. Příznaky fusiformního aneurysmatu mohou být závratě, mdloby, bledá pokožka nebo problémy s krevním tlakem. Operuje se při celkové anestezii[9].

3.1.2 Sakulární aneurysma

Tato podkapitola čerpá ze článku [10]. Sakulární aneurysma lze vzhledově přirovnat k malému nepravidelnému vaku. Tento typ aneurysmatu má vysokou pravděpodobnost výskytu právě v mozku. Nejčastěji se vyskytuje ve Willisově okruhu a ve střední mozkové tepně. Pravděpodobnost výskytu aneurysmatu existuje v souvislosti s autosomálně dominantně dědičnou polycystózou ledvin (ADPKD). Mezi typické symptomy patří poruchy zraku, znecitlivění obličeje. Vývoj aneurysmatu se většinou sleduje u lidí mezi 40 až 80 rokem jako následek aterosklerózy.



Obrázek 3.3: Sakulární aneurysma[16].

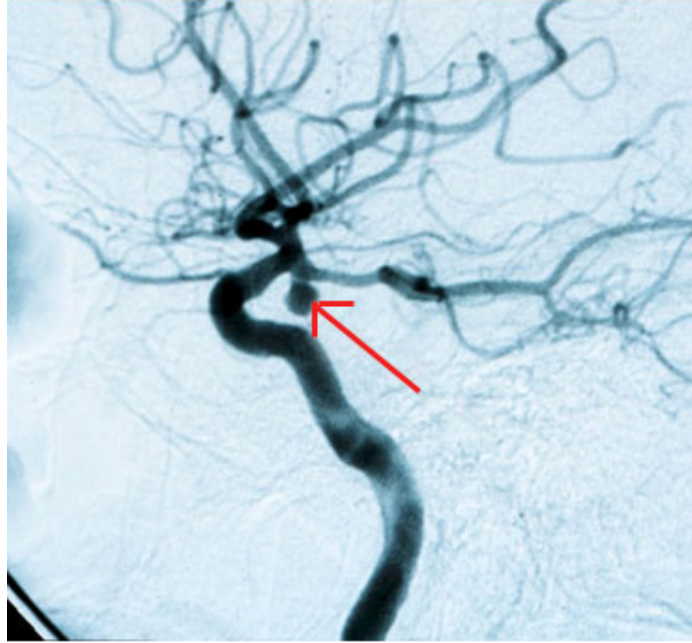
Další lokace, kde můžeme aortální sakulární aneurysma vyhledat, je na torakální⁴ aortě. Jejich samotná operace závisí na místě, kde je tento typ vakovitého aneurysmatu lokalizován. V případě lokace na vzestupné aortě se operace doporučuje při velikosti aneurysmatu 5 cm. Symptomy torakálního aneurysmatu jsou například bolesti v zádech, šíji, čelisti, kašel a porucha dýchání.

3.1.3 Mykotické aneurysma

Mykotické aneurysma je podtypem sakulárního aneurysmatu. Jeho příznaky jsou totožné. Můžou zde nastat dvě varianty průběhu tvorby aneurysmatu. Jedna varianta zanesení infekce do existujícího aneurysmatu. Druhá varianta je proniknutí infekce do tepenného systému a postupné zeslabování stěny artérie. Tímto se vytvoří nové aneurysma. Infekce v obou případech dále zeslabuje stěnu a tím pádem aneurysma roste. Tato závažná infekce může způsobit sepsi⁵. Běžná postižená místa jsou tepny břišní, stehenní, krční a tepny na rukou. Raritně se objevuje ve formě mozkového aneurysmatu. Léčba probíhá antibiotiky a operativně[11].

⁴Hrudní

⁵Otrava krve



Obrázek 3.4: Šipka znázorňuje cerebrální aneurysma v comunicans posterior[12].

3.1.4 Onkotické aneurysma

Je vzácné poranění cévy, kde krvevorné metastázující vmetky oslabují tunicu medii a vytvářejí pseudoaneurysma[19]. Intrakraniální onkotické aneurysma je raritní a je spojeno s primárním nebo metastázujícím tumorem.

Intravaskulární léčba se používá jen pokud pacient projde ballon-testem, aby se zjistilo, jestli je schopen obětovat cévu. Pokud pacient projde testem, následuje okluze cévy. Jiná metoda operace je zavedení pórovitého stentu přes aneurysma, ze kterého se aneurysma vyplní vinutím[8].

3.1.5 Sakulární aneurysma spojené s tokem krve

Vyskytují se podél proximálních a distálních cév živících AV malformaci. V případě, že se jedná o lézi na proximálních cévách, sakulární aneurysmata lze lokalizovat ve Willisově okruhu nebo cévách živících AV malformaci a pravděpodobně jsou spojeny se zvýšeným hemodynamickým stresem. V druhém případě se léze vyskytuje v distálních živících větvích k AV malformaci. Tyto léze mají tenké cévní stěny bez elastických či svalových vrstev[8].

3.1.6 Sakulární aneurysma spojené s žilním onemocněním, s užíváním drog

Několik cévních onemocnění jako FMD⁶ mají asociaci se zvýšenou incidencí aneurysmatu. Další jako SLE⁷ a Takayasu arteritis souvisejí s aneurysmaty. Zneužívání léčiv, zvláště s heroinem vede díky jejich schopnosti k rapidnímu nárůstu krevního tlaku. To může být příčinou krvácení z AV malformací, či ze sakulárního aneurysmatu[8].

⁶Fibromuskulární displazie

⁷Systémový lupus erythematoses

3.1.7 Traumatická sakulární aneurysmata

Je raritní a nastává jen u méně než 1% pacientů s mozkovou výduť. S rostoucím věkem četnosti výskytu ubývá, přičemž nejčastěji se vyskytuje u lidí mladších dvaceti let. Traumatické intrakraniální aneurysma může mít mnoho příčin. Největší pravděpodobnost vzniku traumatického aneurysmatu jsou penetrující poranění jako například bodné rány, průstřely, ale příčinou mohou být i traumata z tupých ran. Z histologického hlediska může být klasifikováno jako pravé, nepravé či jako smíšené[20]. Traumatické aneurysma může být dále klasifikováno jako[20]:

- zahrnující cévy proximálně k Willisovu okruhu
- vyskytující se distálně od Willisova okruhu

Nejčastěji se vyskytuje nad klíční kostí v části krkavice⁸, podél přední mozkové tepny a jejích větvích[20].

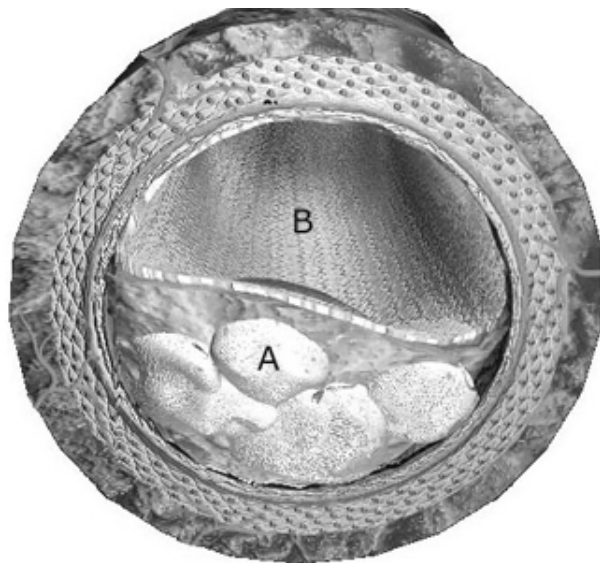
3.2 Ateroskleróza

Ateroskleróza je onemocnění postihující cévy. Její hlavní příčinou je ukládání cholesterolu v cévách. Cévy se v průběhu onemocnění postupně plně uzavírají cholesterolem. Zvyšující se hladina cholesterolu omezuje tok krve přes tepnu a dochází k poškození orgánů, ke kterým proudí nedostatek krve. To může způsobit různá další závažná onemocnění jako infarkt myokardu. Symptomy aterosklerózy jsou bolesti v hrudníku, problémy s dýcháním, bolesti dolních končetin. Máme mnoho faktorů, kterými můžeme ovlivnit vznik aterosklerózy, avšak existují zde i genetické předpoklady vývoje tohoto onemocnění. Prevence proti vzniku aterosklerózy je zdravý životní styl, který je u mnoha lidí závažným problémem. Doporučuje se omezit tučná a sladká jídla[17].

3.3 Stanovení diagnózy

Pokud pacient vykazuje symptomy mozkového aneurysmatu, k diagnóze se použije CT. To má za úkol pomocí rentgenu v jednotlivých řezech odhalit aneurysma. Pokud CT aneurysma neodhalí a pacient dále trpí příznaky, přistoupí se na lumbální punkci. Ta spočívá v napíchnutí páteřního kanálu a nasátí mozkomíšního moku. Pokud mok obsahuje krev, víme, že pacient již prodělal rupturu aneurysmatu. K určení jeho přesné polohy použijeme mozkovou angiografii, kde pomocí kontrastní látky zavedené přes katetr do příslušné části mozku a pomocí rtg snímku zobrazíme cévní systém, popřípadě aneurysma. Speciálním případem zobrazení bez nutnosti zavedení katetru je spirální CT-angiografie, kde je kontrastní látka podávána do žíly. V současné době se zde používá také magnetické rezonance, jejíž dostupnost značně zvýšila procento odhalení aneurysmatu[4].

⁸arteria carotis



A - Nános cholesterolu
B - Částečně uzavřená artérie

Obrázek 3.5: Řez cévou, která je postižena aterosklerózou[17].

4 Aplikace pružnosti a pevnosti na mozkové výdutě

Lékaři musí při posuzování rizika ruptury aneurysmatu přihlídnout na řadu hledisek. Výpočtové modelování zde hraje podstatnou roli.

Napomáhá při:

- diagnostice aneurysmat
- určování, kdy operovat a kdy ne, tedy zabraňuje nepotřebné operaci
- modelování metody léčby u specifického pacienta
- předpovídání vývoje aneurysmatu

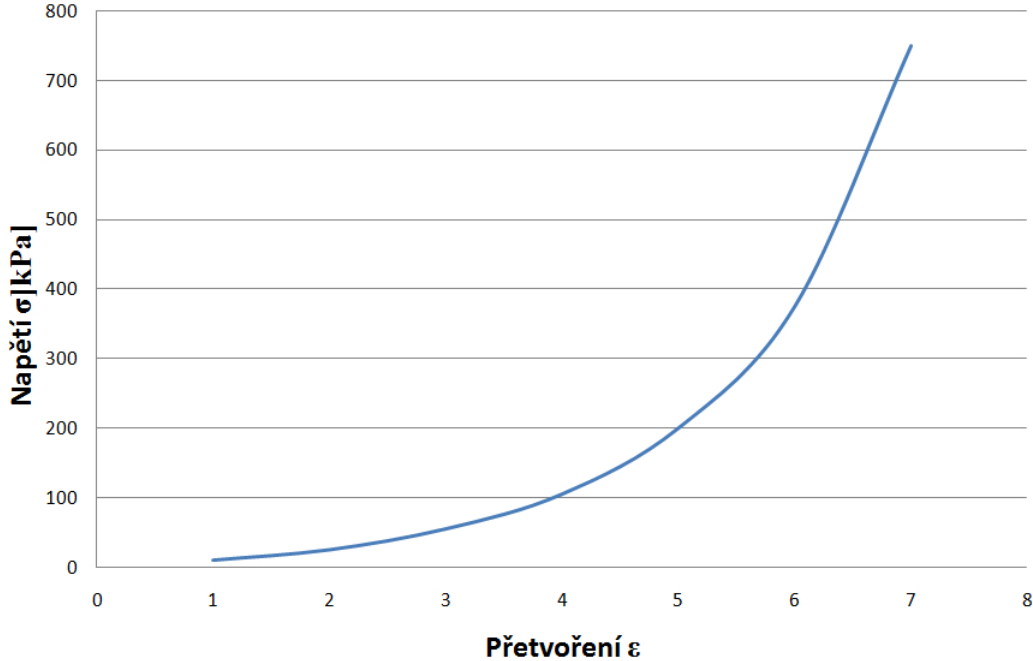
Pro modelování v oblasti biomechaniky se stále častěji využívá software ANSYS, který byl použit i v projektu @neurIST, který poskytuje integrovaný systém pro posouzení mozkových aneurysmat[21]. V tomto projektu ANSYS připravuje modelování a simulace [22].

4.1 Vlastnosti stěny tepny

Podkapitola čerpá ze studijních opor pro předmět Biomechanika III od docenta Jiřího Burši[14]. Charakteristiky materiálu tepny jsou závislé na mnoha faktorech. Materiálové charakteristiky tepny vykazují:

- strukturní nehomogenitu cévní stěny - je složena z několika vrstev s různou strukturou i vlastnostmi, které jsou navíc spojitě proměnné i v osovém směru
- nelineární závislost mezi napětím a deformací
- viskoelastické chování - závislé na čase
- anizotropii - materiálové vlastnosti závislé na směru
- pravděpodobně odlišné hodnoty elastických parametrů v oblasti tahových a tlakových napětí
- velmi nepatrnou stlačitelnost
- výraznou teplotní závislost vlastností
- závislost vlastností na historii zatěžování
- závislost na věku jedince

Stěna cévy má podstatné odchylky oproti rotační symetrii. Tepna je zatěžována zbytkovou napjatostí, podélným protažením a pulzujícím neharmonickým zatížením způsobeným vnitřním tlakem a prouděním krve. Parametry vazeb cév jsou různorodé a těžce parametrizovatelné. Céva podléhá velkým deformacím a přetvořením a neznáme jednoznačně výchozí stav materiálu cévy. Tkáň je aktivní a může významně měnit mechanické vlastnosti.



Obrázek 4.1: Deformačně napěťová charakteristika stěny tepen

4.2 Sakulární aneurysma jako kulová skořepina

Sakulární aneurysma nahradíme modelem kulové skořepiny. Nejdříve si určíme konstanty potřebné pro výpočet.

Pro modelový výpočet použijeme střední velikost aneurysmatu, kterému odpovídá střední poloměr $r_t^I = 6mm$. Tloušťka stěny aneurysmatu je $h^I = 0,15mm$. Prvním krokem výpočtu pro následující dvě varianty je určení objemu skořepiny V .

$$\begin{aligned} V &= 4\pi r_t^2 h \\ &= 4\pi \cdot 6^2 \cdot 0,15 = 69,56mm^3 \end{aligned} \quad (4.1)$$

Dále je potřeba Laplacova rovnice pro výpočet napětí:

$$\frac{\sigma_m}{r_m} + \frac{\sigma_t}{r_t} = \frac{p}{h} \quad (4.2)$$

V našem případě je meridiánová křivka kružnicí. Pro takový případ platí, že $r_m = r_t = r$. Pro výpočet deformace budeme potřebovat Youngův modul pružnosti v tahu pro cévu $E = 300kPa$ [14] a Poissonovu konstantu $\mu = 0,5$. Tento výpočet bude probíhat v cyklu, kde proměnné hodnoty budou střední poloměr r_t^k , tlak p^k a tloušťka stěny h^k . Dále platí, že $\sigma_m = \sigma_t = \sigma$. Provedeme úpravu do tvaru:

$$\sigma^k = \frac{r_t^k p^k}{2h^k} \quad (4.3)$$

Kde horní index k značí číslo kroku výpočtu i v následujících rovnicích. V případě, že v horním indexu bude i exponent, číslo opakování je umístěno do kulatých závorek.

Protože výpočet bude probíhat přírůstkovou metodou, bude nutný přepočít $\Delta\sigma^k$:

$$\Delta\sigma^k = \sigma^k - \sigma^{k-1} \quad (4.4)$$

Následuje výpočet radiálního posuvu Δu^k :

$$u^k = \epsilon_t r_t^k = \frac{r_t}{E} (\Delta\sigma_t^k - \mu\Delta\sigma_m^k) \quad (4.5)$$

Protože $\sigma_t = \sigma_m = \sigma$ rovnici můžeme psát ve tvaru:

$$\Delta u^k = \frac{r_t^k \sigma^k}{E} (1 - \mu) \quad (4.6)$$

A přepočtení středního poloměru r_t^{k+1} :

$$r_t^{k+1} = r_t^k + \Delta u^k \quad (4.7)$$

Pro přepočtení tloušťky stěny platí následující úprava rovnice 4.1:

$$V = 4\pi r_t^{(k)} h^{(k)} = 4\pi r_t^{(k+1)2} h^{k+1}$$

Tedy můžeme psát:

$$h^{k+1} = h^k \frac{r_t^{(k)2}}{r_t^{(k+1)2}} \quad (4.8)$$

Tyto vzorce jsou potřeba pro následující dva typy výpočtů.

4.2.1 Lineární řešení

Pro lineární řešení použijeme hodnotu tlaku $p^I = 8kPa$, aby byl výpočet snadno porovnatelný s následujícím v další podkapitole.

Podle rovnice 4.3 vypočítáme σ^I :

$$\sigma^I = \frac{6 \cdot 8}{2 \cdot 0,15} = 160kPa$$

Pro lineární výpočet se omejdeme bez tohoto kroku a dále místo $\Delta\sigma^I$ můžeme počítat jen s σ^I . Jen pro názornost je zde uveden tento krok. Pro multé opakování zavedeme $\sigma^0 = 0kPa$ a dosadíme do rovnice(4.4):

$$\Delta\sigma^I = 160 - 0 = 160kPa$$

Dále podle rovnice (4.6) získáme posuv Δu^I :

$$\Delta u^I = 0,15 \cdot \frac{(162 - 0,5 \cdot 160)}{300} = 1,6mm$$

Přepočítáme nový poloměr r_t^{II} podle (4.7):

$$r_t^{II} = 6 + 1,6 = 7,6mm$$

Finálním krokem je přepočtení nové tloušťky aneurysmatu podle rovnice (4.8):

$$h^{II} = 0,15 \cdot \frac{6^2}{7,6^2} = 0,9349mm$$

4.2.2 Nelineární řešení

Výpočet bude probíhat od $p^I = 1kPa$ po kroku $1kPa$. Prvním krokem bude výpočet napětí podle (4.3):

$$\sigma^I = \frac{6 \cdot 1}{2 \cdot 0,15} = 20kPa$$

Nyní musíme přepočítat $\Delta\sigma^I$ dle vzorce(4.4), kde $\sigma^0 = 0kPa$ a dosadíme do rovnice:

$$\Delta\sigma^I = 20 - 0 = 20kPa$$

Následuje výpočet radiálního posuvu Δu_I z rovnice (4.6)

$$\Delta u_1 = \frac{6}{300} \cdot 20 \cdot (1 - 0,5) = 0,2mm$$

Dále přepočítáme nový střední poloměr aneurysmatu r_t^{II} podle (4.7):

$$r_t^{II} = 6 + 0,2 = 6,2mm$$

Vypočítáme novou tloušťku h^{II} z rovnice (4.8):

$$h^{II} = 0,15 \cdot \frac{6}{6,2} = 0,1405mm$$

Další kroky proběhnou obdobně pomocí tohoto algoritmu. Tabulka názorně ukazuje výsledky u dalších opakování.

Tab. 4.1 Výsledky nelineárního řešení sakulárního aneurysmatu jako kulové skořepiny

| Tlak [kPa] | σ [kPa] | $\Delta\sigma$ [kPa] | Δu [mm] | Střední poloměr [mm] | Tloušťka [mm] |
|------------|------------------------|------------------------|---------------------|----------------------|-------------------------|
| 1 | 20 | 20 | 0,2 | 6,2 | 0,1405 |
| 2 | 44,13 | 24,13 | 0,2494 | 6,449 | 0,1299 |
| 3 | 74,50 | 50,37 | 0,5417 | 6,991 | 0,1106 |
| 4 | 126,4 | 76,03 | 0,8857 | 7,877 | 0,08711 |
| 5 | 226 | 150 | 1,969 | 9,846 | 0,05576 |
| 6 | 530 | 380 | 6,237 | 16,08 | 0,0209 |
| 7 | 2694 | 2314 | 62 | 78,08 | 0,0008866 |
| 8 | 352200 | 349900 | 45530 | 46110 | $0,2599 \cdot 10^{-8}$ |
| 9 | $0,7895 \cdot 10^{14}$ | $0,7895 \cdot 10^{14}$ | $0,6 \cdot 10^{16}$ | $0,6 \cdot 10^{16}$ | $0,1502 \cdot 10^{-30}$ |

4.2.3 Zhodnocení

Ve výpočtech je názorně ukázán příklad řešení kulové skořepiny pomocí lineární a nelineární metody. Poloměr aneurysmatu pro tento výpočet je $r_t^I = 6mm$, tloušťka stěny $h^I = 0,15mm$. Po aplikaci tlaku $8kPa$ na lineární model vyšel posuv $u^I = 1,6mm$. Posuv je tedy mnohem větší než tloušťka původního nepřetvořeného aneurysmatu. Lineární metoda je pro řešení nevhodná, neboť se zde projevují především velké posuvy a velká přetvoření, která jsou pro lineární výpočty nepřijatelná.

Proto je zde provedena nelineární metoda. Výčet hodnot z tabulky 4.1 pro nelineární řešení ukazuje, že materiál je neHookeovský. Mez linearity je považována do jednoho procenta přetvoření ϵ . Toto pravidlo je porušeno již při prvním opakování. Nyní bude proveden výpočet přípustného tlaku pro zachování linearity. Ze vzorce pro posuv (4.6) bude vyjádřena σ a za ϵ dosazena hodnota pro 1%:

$$\sigma^I = \frac{\epsilon E}{1 - \mu} = \frac{0,01 \cdot 300}{1 - 0,5} = 6kPa$$

Poté dosadíme σ^I do vzorce, který získáme upravením (4.3):

$$p^{mez} = \frac{2\sigma^I h}{r_t^I} = \frac{2 \cdot 6 \cdot 0,15}{6} = 0,3kPa$$

Z výpočtu vyplývá, že do tlaku $p^{mez} = 0,3kPa$ se neporuší linearita.

4.3 Aorta jako válcová skořepina a tlustostěnná nádoba

Model pro tento výpočet bude aorta v břišní části. Zdravá aorta má vnitřní poloměr $r_i^I = 8,5mm$ a tloušťku stěny $h^I = 1,5mm$. Střední poloměr tedy bude součtem vnitřního poloměru a poloviny výšky:

$$r_t^I = r_i^I + \frac{h}{2} = 8,5 + \frac{1,5}{2} = 9,25mm \quad (4.9)$$

Pro přepočítání tloušťky skořepiny pro rotačně symetrickou skořepinu použijeme obsah mezikruží, který při krokování bude konstantní, protože axiální posuv aorty je zamezen.

$$S = \pi(r_i^2 - r_o^2) \quad (4.10)$$

$$S = 2\pi(10^2 - 8,5^2) = 87,19mm^2$$

Výpočet skořepiny bude proveden pomocí následujících rovnic. Pro meridiánovou křivku, která má průběh přímky platí v Laplacově rovnici (4.2) $r_m = \infty$. Tudíž bude zlomek $\frac{\sigma_m}{r_m} = 0$ a můžeme jí psát ve tvaru:

$$\frac{\sigma_t}{r_t} = \frac{p}{h} \quad (4.11)$$

Z této rovnice si vyjádříme a vypočítáme σ_t^k :

$$\sigma_t^k = \frac{p^k r_t^k}{h^k} \quad (4.12)$$

Z rovnice pro přetvoření ϵ_z dostaneme napětí σ_z :

$$\epsilon_z = \frac{1}{E}(\sigma_z - \mu\sigma_t) = 0 \quad (4.13)$$

$$\sigma_z^k = \mu\sigma_t^k \quad (4.14)$$

Následující krok přepočte přírůstky napětí:

$$\Delta\sigma_{t2} = \sigma_{t2} - \sigma_{t1} \quad (4.15)$$

$$\Delta\sigma_{z2} = \sigma_{z2} - \sigma_{z1} \quad (4.16)$$

Dále bude proveden výpočet radiálního posuvu podle vzorce (4.6), který přepíšeme do tvaru:

$$\Delta u^k = r_t^k \frac{\Delta\sigma_t^k - \mu\Delta\sigma_z^k}{E} \quad (4.17)$$

Přepočteme nový střední poloměr $r_t^{(k+1)}$ podle vzorce (4.7). Poté vypočítáme novou tloušťku h^k podle upraveného vzorce pro obsah mezikruží (4.10):

$$h^{(k+1)} = \frac{S}{2\pi r_t^{(k+1)}} \quad (4.18)$$

Po tento krok potřebujeme vzorce pro lineární a nelineární řešení. Pro řešení tlustostěnné nádoby bude potřeba vzorec pro σ_r a σ_t . Index o značí veličiny pro vnější část válce a i pro vnitřní a r je proměnný poloměr, který budeme dosazovat v závislosti na kterém poloměru budeme napětí počítat:

$$\sigma_t = \frac{p_i r_i^2 - p_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} + (p_i - p_o) \frac{r_i^2 r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \frac{1}{r^2} \quad (4.19)$$

$$\sigma_r = \frac{p_i r_i^2 - p_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} - (p_i - p_o) \frac{r_i^2 r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \frac{1}{r^2} \quad (4.20)$$

Pro tlaky použijeme $p_o^k = 0kPa$, protože na vnějšku aorty žádný tlak nepůsobí. Tedy rovnice přepíšeme:

$$\sigma_t^k = \frac{p_i^k r_i^{(k)2}}{r_o^{(k)2} - r_i^{(k)2}} + p_i^k \cdot \frac{r_1^{(k)2} r_o^{(k)2}}{r_o^{(k)2} - r_i^{(k)2}} \frac{1}{r} \quad (4.21)$$

$$\sigma_r^k = \frac{p_i^k r_i^{(k)2}}{r_o^{(k)2} - r_i^{(k)2}} - p_i^k \cdot \frac{r_1^{(k)2} r_o^{(k)2}}{r_o^{(k)2} - r_i^{(k)2}} \frac{1}{r} \quad (4.22)$$

Nyní uvedeme vzorec pro přetvoření ϵ_z :

$$\epsilon_z = \frac{1}{E} \cdot [\sigma_z - \mu \cdot (\sigma_t + \sigma_r)] = 0 \quad (4.23)$$

Z tohoto vzorce vypočítáme další napětí σ_z^k :

$$\sigma_z^k = \mu(\sigma_t^k + \sigma_r^k) = konst. \quad (4.24)$$

Tento krok je nutný hlavně pro nelineární výpočet. Pro přírůstkovou metodu přepočteme napětí:

$$\Delta\sigma_t^k = \sigma_t^{2k} - \sigma_t^{(k-1)} \quad (4.25)$$

$$\Delta\sigma_r^k = \sigma_r^k - \sigma_r^{(k-1)} \quad (4.26)$$

$$\Delta\sigma_z^k = \sigma_z^k - \sigma_z^{(k-1)} \quad (4.27)$$

V tomto kroku vypočteme radiální posuv Δu_i^k a Δu_o^k :

$$\Delta u = \epsilon r = \frac{r}{E} [\Delta\sigma_{t^k} - \mu(\Delta\sigma_r^k + \Delta\sigma_z^k)] \quad (4.28)$$

Přepočteme poloměry r_i^k a r_o^k dle rovnice(4.7) a vypočítáme novou tloušťku válce:

$$h^{k+1} = r_o^k - r_i^k \quad (4.29)$$

4.3.1 Lineární řešení aorty jako skořepiny

Lineární řešení bude provedeno pro tlak $p = 16kPa$.

Prvním krokem je zjištění napětí σ_t^I dle rovnice (4.12). σ_z^I dle rovnice (4.14):

$$\sigma_t^I = \frac{16 \cdot 9,25}{1,5} = 98,67kPa$$

$$\sigma_z^I = 0,5 \cdot 98,67 = 49,34kPa$$

Následuje výpočet radiálního posuvu u^I dle rovnice (4.17):

$$u^I = 9,25 \cdot \frac{8,719 \cdot 10^{-2}}{2\pi \cdot 9,25} = 2,282mm$$

Z posuvu vypočteme nový střední poloměr r_t^I podle rovnice (4.7):

$$r_t^I = 2,282 + 9,25 = 11,53mm$$

A zjistíme novou tloušťku skořepiny h^I podle rovnice (4.18):

$$h^I = \frac{8,719 \cdot 10^{-2}}{2 \cdot \pi \cdot 11,53} = 1,204mm$$

4.3.2 Nelineární řešení aorty jako skořepiny

Nelineární řešení bude probíhat v cyklu od tlaku $p^I = 1kPa$ po skoku $1kPa$. Dle rovnice (4.12) spočítáme σ_t^I :

$$\sigma_t^I = \frac{1 \cdot 9,25}{1,5} = 6,167kPa$$

Dále napětí σ_z^I podle rovnice (4.14):

$$\sigma_z^I = 0,5 \cdot 6,167 = 3,084kPa$$

Přepočítáme napětí σ_t^I , σ_z^I pro přírůstkovou metodu podle (4.15) a (4.16), kde $\sigma_t^0 = 0$, $\sigma_z^0 = 0$

$$\Delta\sigma_{t2} = 12,72 - 6,167 = 6,553kPa$$

$$\Delta\sigma_{z2} = 6,36 - 3,084 = 3,276kPa$$

Vypočítáme radiální posuv u^I dle rovnice (??):

$$\Delta u^I = 9,25 \cdot \frac{6,167 - 0,5 \cdot 3,084}{300} = 0,1426mm$$

Přepočítáme nový střední poloměr r_t^{II} podle (4.7):

$$r_t^{II} = 9,25 + 0,1426 = 9,393mm$$

A vypočítáme novou tloušťku podle vzorce (4.18):

$$h^{II} = \frac{8,719 \cdot 10^{-2}}{2 \cdot \pi \cdot 9,393} = 1,477mm$$

Další opakování bude pro tlak $p^{II} = 2kPa$. Tento algoritmus poslouží pro další opakování. Počítáme až do hodnoty systolického tlaku $16kPa$. Tabulka uvádí vypočítané hodnoty.

Tab. 4.2 Výsledky nelineárního řešení aorty jako válcové skořepiny

| Tlak [kPa] | σ_t [kPa] | $\Delta\sigma_t$ [kPa] | σ_z [kPa] | $\Delta\sigma_z$ [kPa] | Δu [mm] | Střední poloměr [mm] | Tloušťka [mm] |
|---------------|---------------------|---------------------------|---------------------|---------------------------|--------------------|-------------------------|------------------|
| 1 | 6,167 | 6,167 | 3,084 | 3,084 | 0,1426 | 9,393 | 1,477 |
| 2 | 12,72 | 6,553 | 6,36 | 3,276 | 0,1539 | 9,547 | 1,454 |
| 3 | 19,7 | 6,98 | 9,85 | 3,49 | 0,1666 | 9,714 | 1,429 |
| 4 | 27,19 | 7,49 | 13,6 | 3,75 | 0,1818 | 9,896 | 1,402 |
| 5 | 35,29 | 8,1 | 17,64 | 4,04 | 0,2006 | 10,1 | 1,374 |
| 6 | 44,1 | 8,81 | 22,05 | 4,41 | 0,2224 | 10,32 | 1,345 |
| 7 | 53,71 | 9,61 | 26,86 | 4,81 | 0,2479 | 10,57 | 1,313 |
| 8 | 64,4 | 10,69 | 32,2 | 5,34 | 0,2826 | 10,85 | 1,279 |
| 9 | 76,35 | 11,95 | 38,18 | 5,98 | 0,3241 | 11,17 | 1,242 |
| 10 | 89,94 | 13,59 | 44,97 | 6,79 | 0,3797 | 11,55 | 1,201 |
| 11 | 105,7 | 15,76 | 52,85 | 7,88 | 0,455 | 12 | 1,156 |
| 12 | 124,6 | 18,9 | 62,3 | 9,45 | 0,5673 | 12,57 | 1,104 |
| 13 | 148 | 23,4 | 74 | 11,7 | 0,7353 | 13,31 | 1,043 |
| 14 | 178,6 | 30,6 | 89,3 | 15,3 | 1,018 | 14,33 | 0,9684 |
| 15 | 222 | 43,4 | 111 | 21,7 | 1,555 | 15,88 | 0,8738 |
| 16 | 290,8 | 68,8 | 145,4 | 34,4 | 2,731 | 18,61 | 0,7457 |

4.3.3 Lineární řešení aorty jako tlustostěnné nádoby

Pro lineární řešení aplikujeme na model aorty vnitřní tlak $p_i = 16kPa$ pro srovnání s nelineární metodou. Následně bude vypočteno napětí σ_t podle vzorce (4.21). Index i značí nitro a index o značí vnější stranu nádoby:

$$\sigma_t^I = \frac{16 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} + 16 \cdot \frac{10^2 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} \frac{1}{8,5^2} = 99,32kPa$$

$$\sigma_t^O = \frac{16 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} + 16 \cdot \frac{10^2 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} \frac{1}{10^2} = 83,32kPa$$

Napětí σr_i^I a σr_o^I zavedeme jako podmínky:

$$\sigma r_i^I = -p_i = -16kPa$$

$$\sigma r_o^I = -p_o = 0kPa$$

Další napětí v ose z σ_z^I bude po celém průřezu konstatní. Můžeme tedy psát dle rovnice(4.24):

$$\sigma_z^I = 0,5 \cdot (99,32 - 1) = 0,5 \cdot (83,32 - 0) = 41,66kPa$$

Jsou spočteny všechny složky napětí. Nyní dosadíme do vzorce (4.28) pro posuv u_i^I a u_o^I :

$$u_i^I = \frac{8,5}{300} \cdot (99,32 - 0,5 \cdot (-16 + 41,66))2,45mm$$

$$u_o^I = \frac{10}{300} \cdot (83,32 - 0,5 \cdot (0 + 41,66)) = 2,083mm$$

Po přičtení posuvů k původním poloměrům podle rovnice (4.7) dostaneme nové:

$$r_i^{II} = 8,5 + 2,45 = 10,95mm$$

$$r_o^{II} = 10 + 2,083 = 12,083mm$$

A dosazením do rovnice (4.29) dostaneme novou tloušťku h^{II} :

$$h^{II} = 12,083 - 10,95 = 1,133mm$$

4.3.4 Nelineární řešení aorty jako tlustostěnné nádoby

Výpočet započne na vnitřním tlaku $p_i = 1kPa$. Vypočteme napětí σt^I na vnitřním i vnějším poloměru nádoby podle rovnice (4.21).

$$\sigma t_i^I = \frac{1 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} + 1 \cdot \frac{10^2 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} \frac{1}{8,5^2} = 6,28kPa$$

$$\sigma t_o^I = \frac{1 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} + 1 \cdot \frac{10^2 \cdot 8,5^2}{10^2 - 8,5^2} \frac{1}{10^2} = 5,28kPa$$

Napětí σr_i^I a σr_o^I určíme jako okrajové podmínky:

$$\sigma r_i^I = -p_i = -1kPa$$

$$\sigma r_o^I = -p_o = 0kPa$$

Napětí σ_z^I je po průřezu konstatní. Podle rovnice (4.24) píšeme:

$$\sigma_z^I = 0,5 \cdot (6,28 - 1) = 0,5 \cdot (5,28 - 0) = 26,04kPa$$

Nyní provedeme posun souřadnicového systému do nové výchozí pozice pro nové hodnoty pomocí výpočtu $\Delta\sigma$ všech napětí podle (4.25), (4.27), (4.27):

$$\Delta\sigma_{ti}^I = 12,8 - 6,28 = 6,592kPa$$

$$\Delta\sigma_{to}^I = 10,8 - 5,28 = 5,592kPa$$

$$\Delta\sigma_z^I = 5,4 - 2,604 = 2,796kPa$$

$$\Delta\sigma_{ri}^I = -2 - (-1) = -1kPa$$

Posuv určíme z rovnice(4.28):

$$\Delta u_i^I = \frac{8,5}{300} \cdot (6,208 - 0,5 \cdot (-1 + 26,04)) = 0,1532mm$$

$$\Delta u_o^I = \frac{10}{300} \cdot (5,208 - 0,5 \cdot (0 + 26,04)) = 0,1302mm$$

Spočítáme nové poloměry podle rovnice (4.7):

$$r_i^{II} = 8,5 + 0,1532 = 8,653mm$$

$$r_o^{II} = 10 + 0,1302 = 10,13mm$$

Použitím (4.29) dostaneme novou tloušťku h^{II} :

$$h^{II} = 10,1302 - 8,6532 = 1,477mm$$

A pokračujeme v opakování podle uvedeného algoritmu. Tabulka znázorňuje souhrn vypočtených hodnot do $p = 16kPa$.

Tab. 4.3 Výsledky nelineárního řešení aorty jako tlustostěnné nádoby

| Tlak [kPa] | $\Delta\sigma_{ti}$ [kPa] | $\Delta\sigma_{to}$ [kPa] | $\Delta\sigma_{zi}$ [kPa] | Δu_i [mm] | Δu_o [mm] | r_i [mm] | r_o [mm] | Tloušťka [mm] |
|---------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------------|----------------------|---------------|---------------|------------------|
| 1 | 6,208 | 5,208 | 2,604 | 0,1532 | 0,1302 | 8,653 | 10,13 | 1,477 |
| 2 | 6,592 | 5,592 | 2,796 | 0,1642 | 0,1416 | 8,817 | 10,27 | 1,453 |
| 3 | 7 | 6 | 3 | 0,1763 | 0,154 | 8,993 | 10,42 | 1,427 |
| 4 | 7,54 | 6,54 | 3,27 | 0,192 | 0,1704 | 9,185 | 10,59 | 1,405 |
| 5 | 8,07 | 7,07 | 3,53 | 0,2084 | 0,1873 | 9,393 | 10,78 | 1,387 |
| 6 | 8,44 | 7,44 | 3,72 | 0,2217 | 0,2005 | 9,615 | 10,98 | 1,365 |
| 7 | 9,13 | 8,13 | 4,07 | 0,2434 | 0,2231 | 9,858 | 11,2 | 1,342 |
| 8 | 10,12 | 9,12 | 4,56 | 0,2741 | 0,2553 | 10,13 | 11,46 | 1,33 |
| 9 | 10,23 | 9,23 | 4,61 | 0,2845 | 0,2645 | 10,41 | 11,72 | 1,31 |
| 10 | 11,41 | 10,42 | 5,21 | 0,3229 | 0,3051 | 10,73 | 12,03 | 1,3 |
| 11 | 11,8 | 10,79 | 5,4 | 0,3434 | 0,3246 | 11,07 | 12,35 | 1,28 |
| 12 | 13,46 | 12,46 | 6,23 | 0,4 | 0,3847 | 11,47 | 12,73 | 1,26 |
| 13 | 15,2 | 14,2 | 7,1 | 0,4645 | 0,4519 | 11,93 | 13,18 | 1,25 |
| 14 | 15,7 | 14,7 | 7,35 | 0,4979 | 0,4841 | 12,43 | 13,66 | 1,23 |
| 15 | 18,5 | 17,5 | 8,75 | 0,6057 | 0,5974 | 13,04 | 14,26 | 1,22 |
| 16 | 20 | 19 | 9,5 | 0,6847 | 0,6773 | 13,72 | 14,94 | 1,22 |

4.3.5 Zhodnocení

Pro lineární řešení hodnoty napětí $\sigma_t^I = 98,67 \text{ kPa}$ válcové vyšly téměř shodně jako napětí $\sigma_{ti}^I = 99,32 \text{ kPa}$ a $\sigma_{to}^I = 83,32 \text{ kPa}$ tlustostěnné nádoby, kde pro skořepinu můžeme říct, že napětí σ_t je bráno pro střední poloměr. Ovšem s přihlédnutím na posuvy u skořepiny – $u^I = 2,282 \text{ mm}$ a tlustostěnné nádoby – $u_i^I = 2,45$ a $u_o^I = 2,083$ dostaneme opět velké posuvy a přetvoření větší než 1%, tudíž je lineární výpočet nepoužitelný.

U nelineárních výpočtů aorty jako válcové skořepiny byly hodnoty vypočítávány na základě podmínky zachování objemu. Při podrobnějším zkoumání tabulky 4.2 můžeme říct, že výpočet se chová lineárně do tlaku 8 kPa . Když tabulky 4.2 a 4.3 porovnáme, zjistíme že do těchto hodnot mají poměrně dobrou shodu. Jelikož byl nelineární výpočet tloušťky stěny u aorty jako tlustostěnné nádoby proveden pomocí rozdílu posuvů na vnitřním a vnějším poloměru, bude proveden výpočet, zda byla zachována podmínka konstantního obsahu pomocí přepočtu obsahu v jednotlivých krocích dle vzorce (4.10) upraveného do tvaru, kde k je číslo opakování:

$$S^k = \pi(r_i^{(k)2} - r_o^{(k)2}) \quad (4.30)$$

Následující tabulka ukazuje výčet obsahů při jednotlivých opakování.

Tab. 4.4 Hodnoty přepočítaných obsahů během kroku výpočtu

| | | | | | | | | | |
|-------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Tlak [kPa] | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
| Obsah [mm^2] | 87,19 | 87,13 | 87,22 | 87,13 | 87,16 | 87,88 | 88,45 | 88,67 | 90,18 |
| Tlak [kPa] | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| Obsah [mm^2] | 88,67 | 90,18 | 91,12 | 93 | 94,26 | 95,83 | 98,66 | 100,9 | 104,6 |

Na základě analýzy výsledků se dostaneme k závěru, že podmínka zachování hmotnosti bude porušena teč při tlaku $8kPa$. Z tohoto důvodu předpokládáme, že výpočet aorty jako skořepiny je směrodatnější.

5 Rešerše přístupových metod výpočtového modelování

5.1 Inverzní metoda napěťové analýzy mozkových výdutí

Tato podkapitola čerpá z práce viz. [23].

Zabývá se predikací napětí u mozkových výdutí. Je založena na inverzní formulaci elastostatické rovnováhy. Jako vstupní hodnoty jsou brány deformační konfigurace a odpovídající tlak. Z toho je predikováno napětí v daném deformovaném stavu. Tato metoda je pozoruhodná tím, že dokáže bez přesné znalosti elastických vlastností stěny určit napětí.

Úkol řešit mechanické problémy mozkových výdutí je stále velkou výzvou, protože stále není dostatek informací pro přesné pevnostní výpočty. Zvláště pokud jsou rozdíly mezi jednotlivými pacienty, každý má specifické mechanické vlastnosti tkání, které dosud nelze analyzovat jinak než invazivně. Mimo jiné, výchozí konfiguraci (myšleno bez napětí) mozkových výdutí nemůžeme získat z obrázků *in vivo*¹, protože aneurysma je v normálních podmínkách vždy pod tlakem.

Tato metoda může vyřešit právě některé z těchto problémů právě inverzním přístupem, protože jako vstup je zde použita deformovaná konfigurace. Výchozí stav aneurysmatu však může mít vícenásobné beznapěťové stavy. Tato metoda však zde není proto, aby našla výchozí stav, ale pro zjištění napětí v daném tlakovém zátěžovém stavu pomocí inverzního počítání.

V této práci jsou ukázány formulace konečných prvků pro inverzní metodu.

5.2 Nelineární anizotropická napěťová analýza anatomicky reálné mozkové výdutě

Tato podkapitola čerpá z článku[24].

Pomocí CTA byli zrekonstruovány třídimenzionální modely sakulárních aneurysmat od 27 pacientů (18 bez ruptury a 9 s rupturou). Stěna aneurysmatu byla vymodelována pomocí nelineárního, anizotropického, hyperelastického modelu materiálu (typu Fung). Orientace účinných materiálových vláken je podle předpokladu zarovnána k základnímu zakřivení povrchu. Statická deformace aneurysmatu byla simulována za stálé tloušťce stěny aneurysmatu a vnitřního tlaku 100 mm Hg (13,4kPa). Numerická analýza byla ověřena porovnáním s výsledky v literaturách. Rovinné napjatosti u modelů jednotlivých pacientů ve stěně aneurysmatu podél směrů vyztužených a nevyztužených vláken ukázaly znatelné místní odchylky vůči původnímu napětí, které bylo vyšší. Maximální napětí v prostoru bylo v rozmezí 3kPa u malého aneurysmatu a až 10,6kPa u gigantického. Vzorky distribuce přetvoření, napětí a povrchu zakřivení se ukázaly jako podobné. Citlivostní analýza prokázala, že vypočítané napětí je nezávislé na vytvořeném "meshy" a málo citlivá na mírné odchylky v modelových parametrech. Dále ukázala kritérium založené na zakřivení pro vlákna, které mají tendenci minimalizovat celkovou elastickou energii

¹za živa

napětí ve stěně aneurysmatu. Přestože tato studie byla provedena jen na několika jedincích, nebyly zde žádné znatelné rozdíly v hodnotách prostorových maximálních napětí a přetvoření mezi skupinou s prasklým a neprasklým aneurysmatem. Nicméně poměr mezi zatížením ve směrech vyztužených a nevyztužených vláken byl výrazněji u prasklých aneurysmat.

Tato metoda může být využita pro přesnější určení přetvoření a napětí, než u dřívějších metod a může usnadnit další napěťové studie.

5.3 Stanovení napětí ve stěně aneurysmatu mozkové artérie numerickou simulací

Tato podkapitola čerpá z práce [25]. Spočívá ve vývoji výpočtového modelu pro simulaci interakce kapaliny a struktury mozkového aneurysmatu specializovaného na geometrii léze u určitého pacienta se zaměřením na napětí ve stěně.

Obrazová data byla pořízena od šedesáti osmi leté pacientky s nerupturovaným aneurysmatem v arteria cerebri media na CT-angiografii pomocí kontrastní látky.

Byla využita metoda "Vascular Pipeline". Je to sekvence procedur, která umožňuje převést obrazová data na simulaci v těchto čtyřech hlavních krocích:

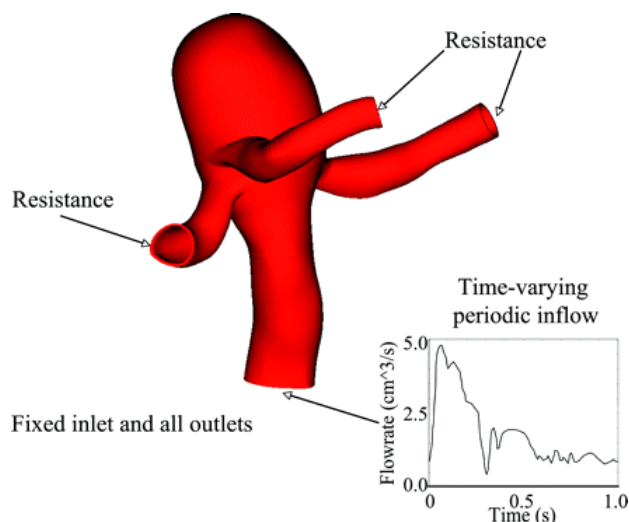
1. Preprocessing – vylepšení kvality obrazových dat a segmentace
2. Konstrukce povrchového modelu a získání arteriálních cest
3. Analýza a konstrukce pevné části pomocí NURBS
4. Analýza interakce kapaliny a struktury aneurysmatu

Nejdříve se 16-bitová data z CT-angiografie převedou do open-source software ImageJ a převzorkují se do 8-bitového RAW obrazového formátu o velikosti $256 \times 256 \times N$, kde N v tomto případě značí počet obrazů získaných v osovém směru. Poté se tato získaná objemová data načtou v softwaru CustusX, kde se renderují. CustusX je software pro plánování a navigaci u obrazově naváděné operace. Obsahuje modul pro segmentaci a 3D generaci povrchu.

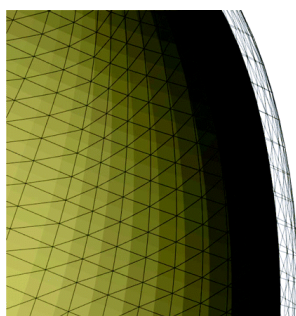
Aneurysma se identifikuje a počátek segmentace se určí na střed. Určí se horní a dolní meze pro algoritmus růstu aneurysmatu. Místo, které podrobujeme analýze obsahuje strukturu aneurysmatu spolu s napojenými cévami. 3D povrch rozčleněné struktury aneurysmatu je definován pomocí segmentovaného objemu, který projde procedurou "Marching Cubes". Poté se povrch uloží do STL formátu, který je vhodný pro vytvoření geometrického modelu na analýzu.

Obrázek 5.2 ukazuje názorný posuv stěny při diastole a systole. Z obrázku vyplývá, že při dynamické analýze nelze zanedbávat posuv stěny.

Na dalším obrázku 5.3 je vidět velikost posuvu a napětí v čase 0,6s, ve kterém byla právě systola a nastal vrchol hodnot. Posuv je přibližně třikrát větší, než je tloušťka stěny aneurysmatu. Středisko největšího posuvu se při dynamické simulaci nezměnilo a korespondovalo s místem s největším napětím, které bylo přímo nad vtokovou rovinou.



Obrázek 5.1: Výpočtový model aneurysmatu u specifického pacienta na arteria cerebri media znázorňuje geometrii a okrajové podmínky [25].



Obrázek 5.2: Posuv stěny aneurysmatu při systole a diastole [25].

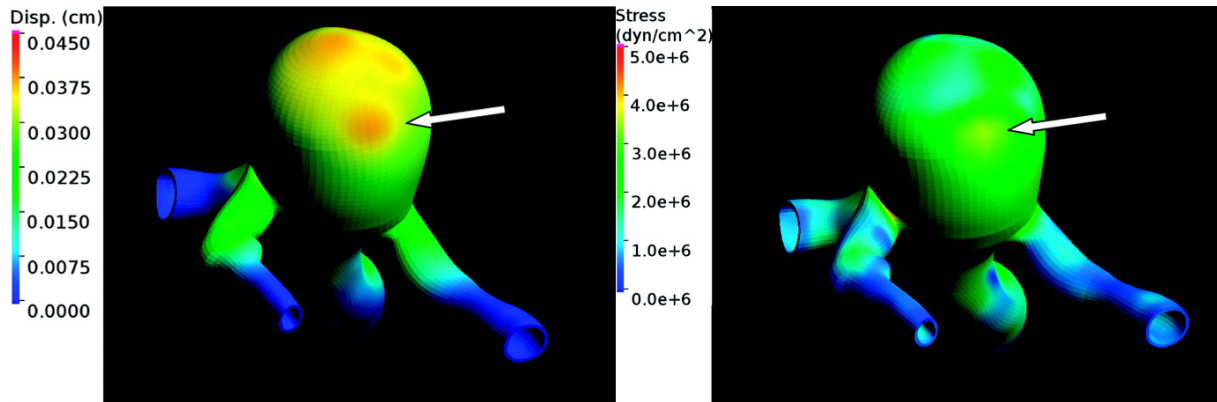
Na posledním obrázku 5.5 je znázorněn pohyb krve v aneurysmatu během cyklu srdce. Rychlost krve je největší poblíž krčku aneurysmatu a uvnitř podél stěny. Uvnitř aneurysmatu probíhá recirkulace². Reynoldsovo číslo nebylo dosti velké, aby nastalo turbulentní proudění, ale tok byl nestálý a dosti komplexní.

Tato práce ukazuje vývoj výpočtového modelu pacienta s elastickými stěnami pro simulaci interakce krevního toku a cévních stěn v mozkových arteriálních aneurysmatech. Simulace odhalila oblasti, které jsou nejvíce vystaveny vysokému napětí a posuvu. V těchto oblastech aneurysma nejčastěji projde rupturou. Tato studie může pomoci vyvinout metodu pro lepší predikaci ruptury u individuálních pacientů.

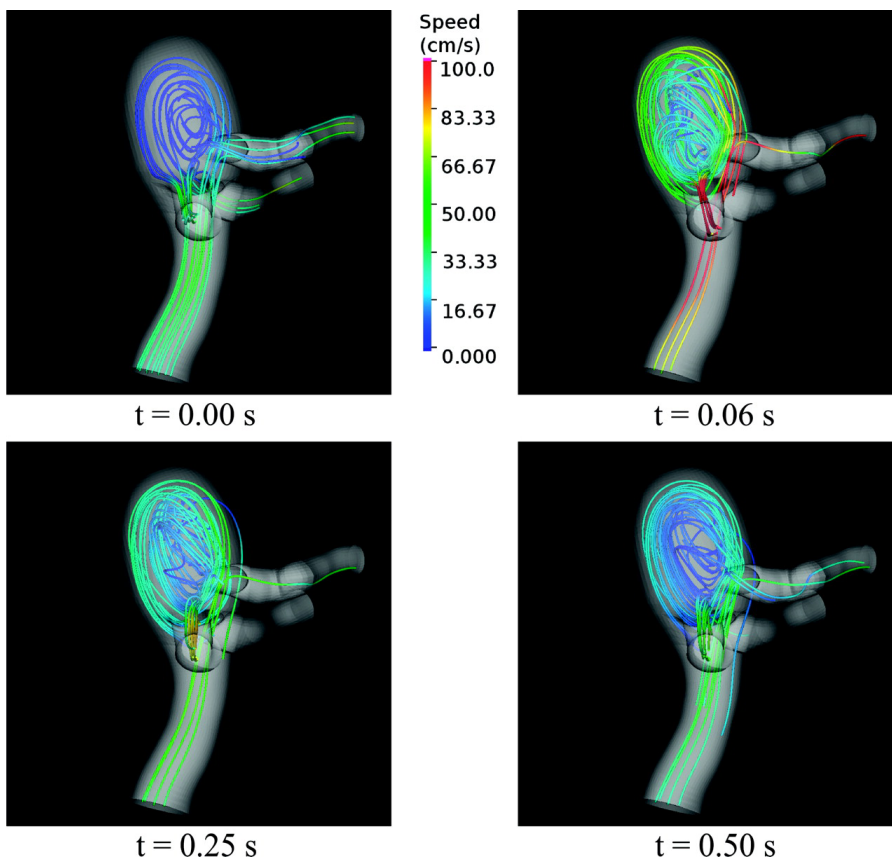
5.3.1 Modelování pomocí NURBS

Neuniformní racionální B-spline křivky. Plochy modelované pomocí NURBS jsou funkce dvou parametrů zobrazující povrch v 3D prostoru. Jeho tvar je pak určen kontrolními body. Nabízí vysokou flexibilitu a přesnost u analytických i volných tvarů. Často se využívá v CAD a CAM systémech[26].

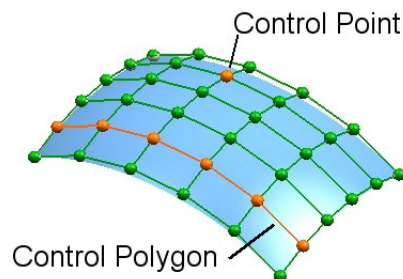
²vícenásobný uzavřený oběh



Obrázek 5.3: Posuv stěny aneurysmatu při systole a diastole [25].



Obrázek 5.4: Znázornění proudění krve[25].



Obrázek 5.5: Ukázka NURBS modelování[27].

5.3.2 Modelování Marching Cubes

Je algoritmus, který pomocí trojúhelníkové mřížky o stejné hustotě, modeluje 3D povrch. Nejčastěji se používá pro medicke aplikace. Data pro tento algoritmus mohou být výstupem z CT, magnetické rezonance a jiných zobrazovacích metod[28].

6 Závěr

Tato bakalářská práce je shrnutím informací o kardiovaskulární soustavě a mozkových výdutích. Následuje aplikace poznatků pružnosti a pevnosti na model sakulárního mozkového aneurysmatu a aorty, na kterém bylo provedeno vyhodnocení výsledků. Poslední kapitola ukazuje rešerši několika prací, zabývajících se výpočtovým modelováním mozkových aneurysmat a zlepšením možností predikace jejich ruptury.

Ruptura u mozkových výdutí znamená ve většině případů trvalé neurologické poškození nebo smrt. Mozkové aneurysma se však jen v málo případech diagnostikuje na základě příznaků. Častěji se objevuje až po prodělání ruptury nebo při vyšetření jiných nemocí. Pokud je aneurysma odhaleno, správná predikace je nutná pro úspěšnost léčby. Biomechanika v tomto případě hraje nepostradatelnou roli. Díky výpočtovému modelování je možno sestavit model aneurysmatu a můžeme snadněji porozumět jeho chování a určit dokonaleji směr, kterým se bude léčba nebo operace ucházet.

Výpočet, který byl uveden, ukazuje chování materiálu cévy jako nelineárního a znázorňuje, do jaké hodnoty tlaku se céva postižená aneurysmatem chová lineárně. Dále znázorňuje přírůstkový výpočet obdobnou cestou, jakou jej provádí moderní výpočtové programy. V závěru výpočtu je provedeno vyhodnocení hodnot.

První práce [23] pojednává o možnosti napěťové analýzy pomocí inverzního přístupu. Tato metoda je bezpochyby revoluční neboť vychází z deformované konfigurace aneurysmatu. Díky tomuto není potřeba znát elastické vlastnosti materiálu.

Druhá rešerše [24] pojednává o anizotropické napěťové analýze aneurysmatu, které bylo vymodelováno na základě 27 vzorků od reálných pacientů. Tato analýza ukázala určité zákony vláken. Dále zde byly porovnávány hodnoty napětí u jednotlivých pacientů. Výzkum ukázal, že maximální napětí nemá mezi vzorky velké odchylky.

Další studie [25] ukazuje jiný pohled na vytvoření modelu pro stanovení napětí aneurysmatu. Model je vytvořen na základě reálného pacienta pomocí CT-angiografie. Tato technologie umožňuje nasnímkování jednotlivých řezů mozku a předání těchto dat do počítače. Zde jsou pomocí jednotlivých procedur data vyhodnocena. Z těchto dat je vytvořen 3D model aneurysmatu vhodného pro napěťovou analýzu.

Bibliography

- [1] Moje krev [online]. 2009 [cit. 2010-01-02].
Dostupné z WWW:
<<http://www.moje-krev.cz/>>.
- [2] MUDr. Zbyněk Mlčoch. *MUDr. Zbyněk Mlčoch*[online]. 2009 [cit. 2010-03-08].
Lidské srdce, srdce člověka - obrázky, anatomie, popis funkce, fyziologie.
Dostupné z WWW:
<http://www.zbynekmlcoch.cz/info/anatomie_jak_funguje_lidske_telo/lidske_srdce_srdce_cloveka_obrazky_anatomie_popis_funkce_fyziologie.html>.
- [3] Naňka, Ondřej. Cévy hlavy a krku. Cévy hrudníku, břicha a pánve. Portální oběh. Portokavální anastomozy. [online]. 2009 [cit. 2010-03-08].
Dostupný z WWW:
<http://anat.lf1.cuni.cz/souhrny/bakz_14.pdf>.
- [4] *Brain Aneurysm Resources* [online]. 2010 [cit. 2010-03-02].
Dostupné z WWW:
<<http://www.brainaneurysm.com/>>.
- [5] *Vitalion: Aneurysma a disekce* [online]. 2010 [cit. 2010-05-08].
Dostupné z WWW:
<<http://nemoci.vitalion.cz/aneurysma-a-disekce/>>.
- [6] FERKO, Alexander; KRAJINA, Antonín. *Arteriální aneuryzmata: Základy endovaskulární a chirurgické léčby*. Hradec Králové : ATD, 1999. 166 s.
- [7] *www.brain-aneurysm.com* [online]. 2005 [cit. 2010-05-08].
Dostupné z WWW:
<<http://www.brain-aneurysm.com/>>.
- [8] L BRISMAN, MD, Jonathan. *Cerebral Aneurysm* [online]. 2009 [cit. 2010-05-08].
Dostupné z WWW:
<<http://emedicine.medscape.com/article/252142-overview>>.
- [9] S.E. Smith. *What Is a Fusiform Aneurysm?* 2003 [cit. 2010-05-08]. [online].
Dostupné z WWW:
<<http://www.wisegeek.com/what-is-a-fusiform-aneurysm.htm>>.
- [10] Brenda ScottOnline. *What Is a Saccular Aneurysm?* 2003 [cit. 2010-04-03]. [online].
Dostupné z WWW:
<<http://www.wisegeek.com/what-is-a-saccular-aneurysm.htm>>.
- [11] *FreeMD* [online]. 2009 [cit. 2010-05-09]. Mycotic Aneurysm Types.
Dostupné z WWW:
<<http://www.freemd.com/mycotic-aneurysm/types.htm>>.

- [12] *Kidney International* [online]. 2009 [cit. 2010-02-03].
Dostupné z WWW:
<<http://www.nature.com/ki/journal/v72/n6/images/5002323f2.jpg>>.
- [13] *FreeMD* [online]. 2009 [cit. 2010-05-09]. Mycotic Aneurysm Types.
Dostupné z WWW:
<http://mcck.pardubice.cz/obehovy_system.htm>.
- [14] doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D. *Studijní opory k předmětu BIOMECHANIKA III*
- [15] *Cévy - Obecný přehled* [online]. 2009 [cit. 2009-12-20].
Dostupné z WWW:
<<http://anat.lf1.cuni.cz/souhrny/cevyobec.ppt>>.
- [16] *Health and Fitness* [online]. 2008 [cit. 2010-03-03]. Aneurysm.
Dostupné z WWW:
<<http://healthforworld.blogspot.com/2008/11/aneurysm.html>>.
- [17] *FreeMD* [online]. 2009 [cit. 2010-04-04]. Atherosclerosis Definition.
Dostupné z WWW:
<<http://www.freemd.com/Atherosclerosis/definition.htm>>.
- [18] *Anamnéza* [online]. 2010 [cit. 2010-02-05]. Homeostáza.
Dostupné z WWW:
<http://www.anamneza.cz/moduly/lidsketelo.php?soubor=kapitola1_6.php>.
- [19] *Medcyclopaedia*[online]. 2010 [cit. 2010-01-02]. Oncotic Aneurysm.
Dostupné z WWW:
<http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_vi_1/o/oncotic_aneurysm.aspx>.
- [20] LARSON, M.D., Paul S. , et al. *Medscape* [online]. 2000 [cit. 2010-05-01]. Traumatic Intracranial Aneurysms.
Dostupné z WWW:
<<http://www.medscape.com/viewarticle/405566>>.
- [21] *@neurIST* [online]. 2009 [cit. 2010-03-05].
Dostupné z WWW:
<<http://cilab2.upf.edu/aneurist1/index.php>>.
- [22] *Patient-Specific Simulation to Improve Understanding of Cerebral Aneurysms*[online]. 2009 [cit. 2010-05-09].
Dostupné z WWW:
<<http://investors.ansys.com/releasedetail.cfm?releaseid=389652>>.
- [23] LU, Jia ; ZHOU, Xianlian ; L. RAGHAVAN, Madhavan. *SpringerLink* Jia Lu, Xianlian Zhou, Madhavan L. Raghavan: Inverse method of stress analysis for cerebral aneurysms.[online]. 2007 [cit. 2010-05-09]. Inverse method of stress analysis for cerebral aneurysms.

- Dostupné z WWW:
<<http://www.springerlink.com/content/cm72t474581v7274/>>.
- [24] B, Ma, et al. *PubMed* [online]. 2007 [cit. 2010-02-09]. Nonlinear anisotropic stress analysis of anatomically realistic cerebral aneurysms.
Dostupné z WWW:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17227102>>.
- [25] ISAKSEN, MD, Jorgen Gjernes, et al. *Stroke* [online]. 2008 [cit. 2010-05-09]. Determination of Wall Tension in Cerebral Artery Aneurysms by Numerical Simulation.
Dostupné z WWW:
<<http://stroke.ahajournals.org/cgi/content/full/39/12/3172>>.
- [26] *Rhinoceros* [online]. 2007 [cit. 2010-04-06].
Dostupné z WWW:
<<http://www.rhino3d.com/nurbs.htm>>.
- [27] *CADauno* [online]. 2009 [cit. 2010-05-01].
Dostupné z WWW:
<<http://cadauno.sourceforge.net/features.php>>.
- [28] *Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm* [online]. 1987 [cit. 2010-05-09].
Dostupné z WWW:
<<http://portal.acm.org/citation.cfm?id=37422>>.

Seznam použitých zkratk a označení

Seznam použitých zkratk

| Zkratka | Význam |
|---------|--|
| VUT | Vysoké učení technické |
| CT | Computed tomography; počítačová tomografie |
| 2D | Dvourozměrný |
| 3D | Třírozměrný |
| SAK | Subarachnoidální krvácení |
| ADPKD | Autosomal Dominant Polycystic Kidney Disease |
| AVM | Arterio-Venous Malformation |
| FMD | Fibromuskulární displazie |
| SLE | Systémový lupus erythematoses |
| CTA | Computed tomography-angiography; počítačová tomografie angiografie |
| CAD | Computer Aided Design - počítačem podporované navrhování |
| CAM | Computer Aided Manufacturing - počítačem podporovaná výroba |

Seznam použitých veličin

| Veličina | Význam |
|----------------|--|
| V | [m^3]Objem |
| S | [m^2]Obsah |
| r_t | [m]Střední poloměr |
| r_m | [m]Meridiánový poloměr |
| r_i | [m]Vnitřní poloměr |
| r_o | [m]Vnější poloměr |
| σ_m | [Pa]Meridiánové napětí |
| σ_t | [Pa]Tečné napětí |
| σ_z | [Pa]Napětí v z-souřadnici |
| σ_r | [Pa]Radiální napětí |
| σ_{ri} | [Pa]Radiální napětí na vnitřním poloměru |
| σ_{ro} | [Pa]Radiální napětí na vnějším poloměru |
| σ_{ti} | [Pa]Tečné napětí na vnitřním poloměru |
| σ_{to} | [Pa]Tečné napětí na vnějším poloměru |
| σ | [Pa]Napětí |
| $\Delta\sigma$ | [Pa]Rozdíl daného napětí podle indexu |
| p | [Pa]Tlak |
| h | [m]Tloušťka stěny |
| E | [kPa]Youngův modul pružnosti v tahu |
| μ | [-]Poissonova konstanta |
| u | [m]Posuv |
| u_i | [m]Posuv na vnitřním poloměru |
| u_o | [m]Posuv na vnějším poloměru |
| Δu | [mm]Rozdíl posuvů |
| ϵ | [-]Poměrné délkové přetvoření |