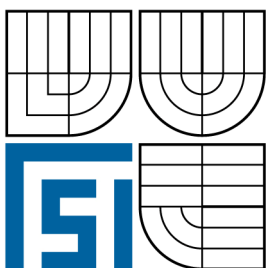


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ATEROSKLEROTICKÉ TEPNY

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF ARTERY WITH ATHEROMA

DIPLOMOVÁ PRÁCE
DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MAREK MAŠA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

BRNO 2008

ABSTRAKT

Podstatou této diplomové práce bylo řešení napětí a deformace kyčelní tepny člověka postižené aterosklerózou. Úloha byla řešena pomocí metody konečných prvků (MKP). Byly vytvořeny tři dvojrozměrné modely, na kterých se poté prováděl výpočet. Geometrie byla získána z příčných průřezů kyčelní tepny člověka postižené aterosklerózou. Tato geometrie vychází z použité literatury [2].

Výpočet byl proveden v programovém systému ANSYS 11.0.

ABSTRACT

The main goal of this diploma thesis was the stress-strain analysis of iliac artery with atheroma. This problem was solved using finite element method (FEM). For the calculation purposes three two-dimensional models were created. The geometry was gained from transversal sections through the iliac artery with atheroma. This geometry is deduced from used literature review.

The main calculation process was run by ANSYS 11.0 program system.

KLÍČOVÁ SLOVA

Tepna, ateroskleróza, deformačně-napěťová analýza

KEY WORDS

Artery, atheroma, stress-strain analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

MAŠA, M. Deformačně-napěťová analýza aterosklerotické tepny. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 82 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že jsem předkládanou diplomovou práci vypracoval samostatně, na základě vlastních znalostí a uvedené literatury pod vedením vedoucího diplomové práce.

Marek Maša, Brno 2008

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu mé diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za jeho odborné rady a připomínky, které mi pomohly při řešení této diplomové práce.

Děkuji také svým rodičům za veškerou pomoc a podporu, kterou mi poskytovali v průběhu celého studia.

OBSAH

1	ÚVOD	13
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	15
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ	16
3.1	FORMULACE PROBLÉMU.....	16
3.2	CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	16
4	MULTIKRITERIÁLNÍ ANALÝZA PROBLÉMU	17
4.1	BIOMECHANIKA	17
4.2	VYMEZENÍ ZÁKLADNÍCH LÉKAŘSKÝCH OBORŮ TÝKAJÍCÍCH SE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU	17
4.3	SOUČÁSTI KARDIOVASKULÁRNÍ SOUSTAVA A JEJICH ZÁKLADNÍ FUNKCE	18
4.4	KREVŇÍ OBĚH.....	22
4.5	STRUKTURA STĚNY TEPNY	26
4.6	ATEROSKLERÓZA	29
4.7	METODY CHIRURGICKÉ LÉČBY SKLEROTICKÝCH TEPEN.....	35
5	SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN.....	43
6	VOLBA METODY PRO ŘEŠENÍ PROBLÉMU	44
7	VSTUPNÍ ÚDAJE DO ALGORITMU METODY.....	47
7.1	MODEL KARDIOVASKULÁRNÍ SOUSTAV	47
7.2	MODEL GEOMETRIE ATEROSKLEROTICKÉ TEPNY A OKRAJOVÝCH PODMÍNEK	47
8	TVORBA MODELU A ŘEŠENÍ	52
8.1	MKP MODEL ARTERIA ILIACA S VYZNAČENÍM OBLASTÍ.....	52
8.2	SÍŤ KONEČNÝCH PRVKŮ U DANÉHO PROBLÉMU	56
8.3	MODEL VAZEB	59
8.4	MODEL ZATÍŽENÍ	60
8.5	NASTAVENÍ PARAMETRŮ ŘEŠENÍ.....	61
9	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	62
9.1	MODEL ARTERIA ILIACA M1	62
9.2	MODEL ARTERIA ILIACA M2	65
9.3	MODEL ARTERIA ILIACA M3	70
9.4	MODEL ARTERIA ILIACA M4	75
9.5	ANALÝZA VÝSLEDKŮ	78
10	ZÁVĚR	81
11	POUŽITÁ LITERATURA	82

1 ÚVOD

Problematika aterosklerózy je velice aktuální. Dnešní doba vede na jedné straně k pohodlnému způsobu života, na druhé straně ke stresu. A právě stres, nedostatek pohybu a nesprávná životospráva vede k ukládání tukových látek – především **cholesterolu** - do stěny našich cév. V časných fázích choroby se v cévách tvoří tzv. tukové proužky. Tyto změny jsou ještě plně vratné. Při dlouhodobě zvýšené hladině cholesterolu dochází však již k nevratné přestavbě stěny.

„Ta moje skleróza ...“, stěžujeme si občas na svou „stařeckou“ zapomnětlivost. Málokdo si už ale uvědomí, že přitom mluví právě o ateroskleróze. Ateroskleróza je degenerativní onemocnění cévní stěny. Je to dlouhodobý proces, při němž dochází k tunutí cévní stěny a zužování jejího průsvitu. Tvoří se tzv. **aterosklerotické pláty** připomínající nánosy nečistot ve starých vodovodních trubkách. Důsledkem tohoto zúžení je nedostatečné prokrvení orgánu, ke kterému daná céva míří.



Obr. 1 Tepna s usazeninou ve stěně

[www.ordinace.cz]

Ateroskleróza je nejběžnějším onemocněním elastických a muskulárních arterií. Její následky jsou nejčastější příčinou úmrtí u civilizovaných národů. Proto je toto onemocnění jedním z hlavních zdravotnických problémů. Způsobuje většinu srdečních i mozkových příhod a přitom ještě před sto lety byla vzácnou a neprobádanou chorobou. Ateroskleróza je pomalu postupující onemocnění, které může začít už v mládí. Někdy to trvá roky, než se na vnitřních stěnách tepen vytvoří pláty; může vést k různým onemocněním krevního oběhu. Nejzávažnějšími jsou srdeční infarkt a cévní mozková příhoda.

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Tato diplomová práce spadá do problematiky oboru nazývaného biomechanika. Konkrétně se zabývá biomechanikou cév.

Vnitřní stěny tepen jsou normálně hladké a pružné. Proudí jimi krev a rozvádí přitom kyslík a jiné živiny do všech částí těla. S přibývajícím věkem se vytvářejí tuky a jiné substance, které krev přenáší, usazeniny ve stěnách tepen, tzv. „aterosklerotické pláty“. Uvedený stav se nazývá kornatění cév - neboli ateroskleróza. Pokud se usazeniny zvětšují, průtok krve některými cévami se zmenšuje, a může dojít až k jejich úplnému uzavření.

Základními úlohami této práce je vytvoření geometrického a výpočtového modelu tepny na základě obdržených informací a geometrií. A dále na tomto provést deformačně-napěťovou analýzu s použitím nelineárních hyperelastických konstitutivních modelů v programu ANSYS 11.0.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

3.1 Formulace problému

Deformačně-napět'ová analýza aterosklerotické tepny.

Motivací pro počítání deformačně-napět'ových stavů tepny je skutečnost, že existuje mnoho chirurgických zákroků pro léčbu sklerotických tepen. Ať už se jedná nafukováním balónku v tepně (angioplastika) nebo při aplikaci stentů (interakce mezi stěnou tepny a samotným stentem) dochází ke značnému zatížení stěny tepny. Při použití cévních náhrad se v místě spoje vysoce zvyšuje napětí.

3.2 Cíl diplomové práce

Na vytvořeném geometrickém a výpočtovém modelu provést deformačně-napět'ovou analýzu kyčelní tepny člověka postižené aterosklerózou.

4 MULTIKRITERIÁLNÍ ANALÝZA PROBLÉMU

4.1 Biomechanika

Tato diplomová práce se zabývá úkolem, který náleží do oboru *biomechaniky*. Biomechanikou rozumíme nauku o struktuře a mechanismech chování živých organismů. Aplikuje zákony mechaniky na různé stránky hybnosti člověka. Je to obor s významným společenským dopadem, využívající pro řešení specifických problémů medicíny přístupy a metody inženýrské mechaniky. Řeší např. mechanické problémy spolehlivosti kloubních či cévních náhrad, vhodnost operačních postupů z hlediska budoucí funkce náhrad apod. S rychlým rozvojem výpočetní techniky se rozvíjí i obor biomechaniky.

Při řešení problému v této diplomové práci se můžeme setkat s lékařskou terminologií, proto považuji za vhodné zde uvést některé základní pojmy a popisy související s řešenou problematikou.

4.2 Vymezení základních lékařských oborů týkajících se řešeného problému

Anatomie – zabývá se popisem geometrie a topologie (topografická anatomie) tělních orgánů a orgánových soustav, tedy popisem jejich tvaru a rozmístění ve zdravém organismu.

Fyziologie – zabývá se popisem procesů, probíhajících ve zdravém organismu a zajišťujících jeho životní funkce. Přitom využívá poznatků biochemie, biofyziky i dalších oborů.

Histologie – zabývá se popisem složení a struktury jednotlivých tkání na mikroskopické úrovni.

Patologie (patologická anatomie a patologická fyziologie) – zabývá se změnami v anatomii a fyziologii, způsobenými chorobnými procesy v organismu (aterosklerotické změny v tepnách, vady a choroby srdce).

4.3 Součásti kardiovaskulární soustava a jejich základní funkce

- rozdělení kardiovaskulární soustavy:

- Srdce
- Krevní cévy – tvoří oba krevní okruhy (celkem 96 000 km), jsou trojího druhu.
- Krev – kromě základní funkce zásobování tkání kyslíkem a živinami a odvádění zplodin metabolismu zajišťuje řadu dalších funkcí – imunitní, termoregulační, udržování pH tělních tekutin aj.
- Mízní cévy + uzliny
- Kostní dřev (tvorba erytrocytů)
- Slezina (likvidace)
- Nervové řízení

- další tkáně, orgány a soustavy patřící do kardiovaskulární soustavy

- **Mízní cévy a uzliny** – zajišťují návrat mízy (lymfy) do krevního oběhu a její filtraci.
- **Kostní dřev** – zajišťuje krvetvorbu, především tvorbu erytrocytů.
- **Slezina** – zajišťuje likvidaci odumřelých erytrocytů
- **Nervové řízení** – řídí funkci soustavy a koordinaci s ostatními částmi.

4.3.1 Krevní cévy

- tepny (arterie) - zajišťují rozvod krve ze srdce do jednotlivých orgánů
 - velké ... $\varnothing 8 \div 26 \text{ mm}$
 - střední ... $\varnothing 3 \div 8 \text{ mm}$
 - malé ... $\varnothing < 3 \text{ mm}$
 - tepénky – arterioly ($\varnothing 0,1 \text{ mm}$)
- žíly (vény) - zajišťují návrat krve z těla do srdce
 - žilky – venuly $0,02 - 1 \text{ mm}$
 - malé
 - střední
 - velké
- vlasečnice (kapiláry) - zajišťují látkovou výměnu mezi krví a tkáněmi; $\varnothing < 20 \mu\text{m}$

Anastomózy – propojení mezi různými větvemi tepenné nebo žilní soustavy, vytvářející možnosti obtokových tras.

Arteriovenózní anastomózy – přímé propojení mezi tepnami a žilami silnější než kapiláry – slouží k regulaci průtoku a tlaku krve

4.3.2 Krev a její složení

a) krevní plazma

b) červené krvinky (erytrocyty)

- počet – cca $5 \cdot 10^6 \text{ mm}^3$
- mají tvar bikonkávního disku („piškotovitý“)
- hlavní funkcí je přenos O_2 z plic tkáním a přenos CO_2 ze tkání do plic a ven z těla.

c) bílé krvinky (leukocyty)

- počet – cca $6 \cdot 10^6 \text{ mm}^3$
- kulovitý tvar, $\varnothing 10 \div 15 \mu\text{m}$
- hlavní funkce - chrání stálost vnitřního prostředí organismu - imunita.

d) krevní destičky (trombocyty)

- počet – řádu 10^6 mm^3
- tyčinkovitý tvar velikost $2 - 4 \mu\text{m}$
- hlavní funkce - pomoc při zástavě krvácení (napomáhají srážení krve)

V širším smyslu k ní patří ještě další tkáně, orgány a soustavy:

- **Mízní cévy a uzliny** – zajišťují návrat mízy (lymfy) do krevního oběhu a její filtraci.
- **Kostní dřev** – zajišťuje krvetvorbu, především tvorbu erytrocytů.
- **Slezina** – zajišťuje likvidaci odumřelých erytrocytů
- **Nervové řízení** – řídí funkci soustavy a koordinaci s ostatními částmi.

4.3.3 Lidské srdce

Základním orgánem, který je podstatný pro oběh krve v krevním oběhu je srdce. Lidské srdce je ve své podstatě dutý svalový orgán, který zabezpečuje pumpování krve ke všem orgánům těla. Skládá se ze 4 oddílů nebo dutin, které fungují jako dvě čerpadla vedle sebe. Jedna síň a jedna komora jsou na pravé straně srdce, druhá síň a komora tvoří levou stranu srdce. Krev z celého těla přitéká žilami do pravé síně a ta po svém stahu naplní krví pravou komoru. Stah pravé komory vytlačí krev do plic a tam dochází k načerpání kyslíku a odstranění kysličníku uhličitého. Okysličená krev pokračuje do levé síně a po jejím stahu do levé komory. Stah levé komory pumpuje krev do celého těla.

Čerpací výkonnost srdce: 5,5 l/min. v klidu; až 25 l/min při námaze.

Počet cyklů celkově za život řádu miliard

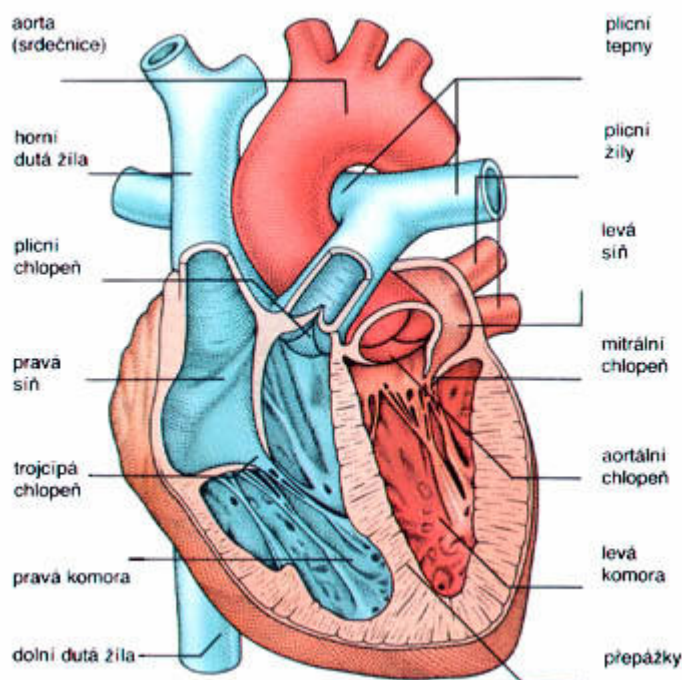
Srdce se přitom stáhne zhruba 100 000 x denně, přečerpávající v klidu okolo 5 - 7 000 litrů krve, při běžné zátěži až jednou tolik a při těžším cvičení až 5 x tolik v průběhu 24 hodin. K tomu, aby srdce mohlo plnit tuto svoji hlavní úlohu, tj. pumpovat krev bohatou na kyslík k ostatním orgánům lidského těla, potřebuje být rytmicky aktivováno elektrickými impulzy.



Obr. 2 Lidské srdce

[www.zdravi.cz]

Schéma lidského srdce



Obr. 3 Schéma lidského srdce

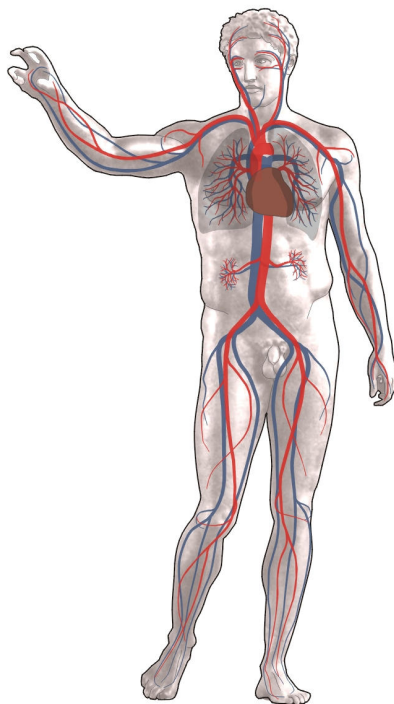
[www.zdravi.medicentrum.com]

Krev přináší kyslík a živiny do všech částí těla a odnáší odpadní látky. Obíhá směrem přes tepny, které nesou okysličenou krev a žilami vrací "použitou" krev do srdce. Dobrý krevní oběh má zásadní význam pro zdraví každého orgánu v těle a to je naopak částečně závislé na výkonnosti srdečního svalu a částečně na tom, jak snadno krev protéká tepnami. Dobrý zdravotní stav oběhového systému závisí na krevních cévách. Je také důležité, aby tlak obíhající krve nepřekročil určitou výši. Vysoký krevní tlak (hypertenze) může poškodit krevní cévy nebo zvýšit nebezpečí blokády krevních cév.

4.4 Krevní oběh

- v lidském těle existují 2 tělní oběhy:

- velký („tělní“, tepny vedou krev ze srdce)
- malý („plicní“)

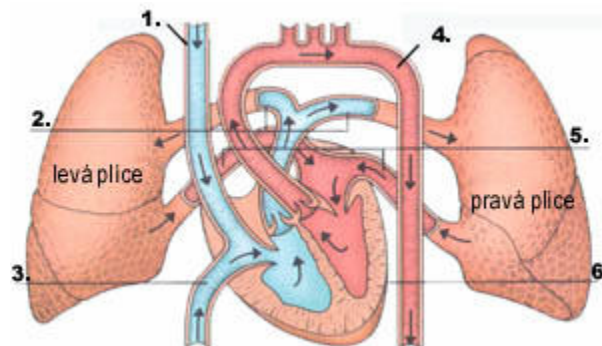


Obr. 4 Krevní oběh

[www.cs.pandapedia.com]

4.4.1 Krevní oběh srdcem a plícemi

Odkysličená ("použitá") krev je vedena zpět do srdce horní a dolní větví duté žíly, která vstupuje do pravé síně. Krev potom jde do pravé komory, odkud je vypumpována skrz plicní tepny do plic. Jak krev prochází sítí malých krevních cév obklopujících plicní sklípky, vstřebává kyslík z vdechnutého vzduchu a uvolňuje odpadní oxid uhličitý, aby se vydechl. Nově okysličená krev se vrací do srdce plicními žilami, vstupuje do levé síně a jde dále do levé komory. Okysličená krev je potom vypumpována skrz aortu do všech částí těla.



Obr. 5 Krevní oběh srdcem a plícemi

[www.zdravi.medicentrum.com]

Krevní oběh srdcem a plícemi obr. 5

1. Horní dutá žíla (přivádí použitou krev z horní části těla)
2. Plicní tepny (přinášejí použitou krev do plic)
3. Dolní dutá žíla (přivádí odkysličenou krev z dolní části těla)
4. Aorta (přivádí okysličenou krev ze srdce do těla)
5. Plicní žíly (nesou okysličenou krev z plic)
6. Srdce

4.4.2 Tlaky krve v krevním oběhu

V krevním oběhu rozeznáváme dva druhy krevních tlaků, a sice:

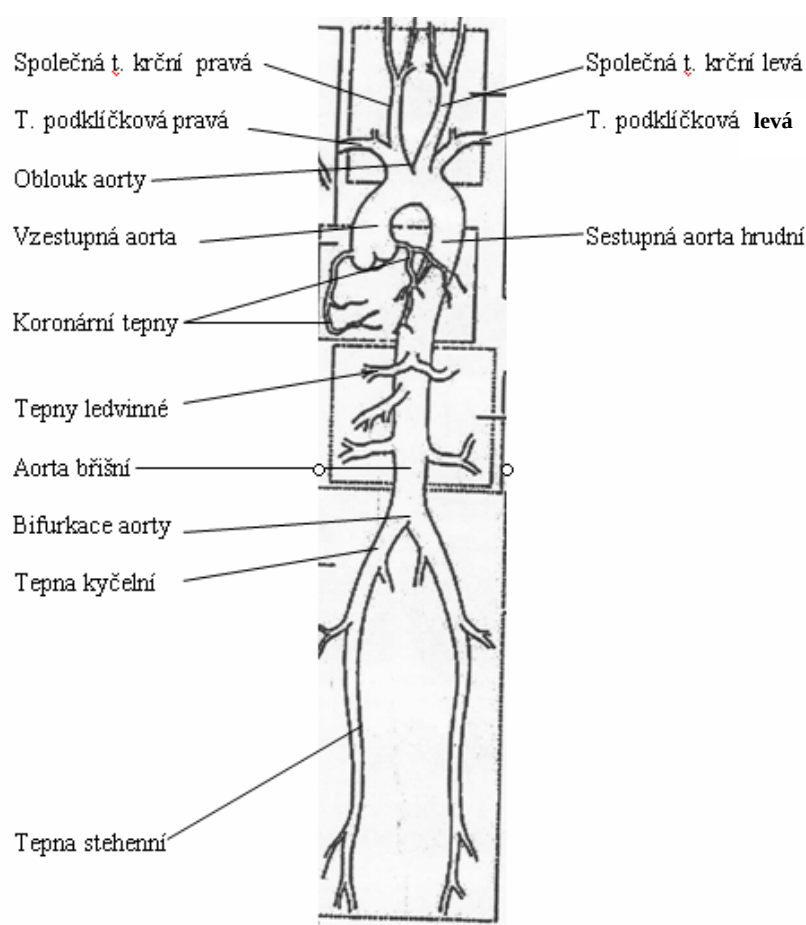
- ❖ systolický (vyšší, horní) – systola = výtlačná fáze srdečního cyklu
- ❖ diastolický (nižší, dolní) – diastola = sací fáze srdečního cyklu

- **Aorta a tepny** tělního oběhu – 16/10 kPa (120/80 mm Hg -systolický/diastolický)
- **Plícnice** (Arteria pulmonalis) 3,3/1,3 kPa
- **Kapiláry** (tělního oběhu) – 2 kPa
- **Velké žíly** – 0,8 kPa
- **Pravá síň** - $\leq 0,8$ kPa
- **Levá síň** - $\leq 1,6$ kPa

Mechanismy umožňující návrat žilní krve:

- Žilní chlopně
- Komprese žil pulsní vlnou v tepně v součinnosti s žilními chlopněmi
- Komprese žil svalovou činností v součinnosti s žilními chlopněmi
- Dýcháním (nárůst nitrohrudního podtlaku a břišního tlaku při vdechu poklesem bránice)

4.4.3 Schéma a názvy velkých tepen tělního oběhu



Obr. 6 Tepny velkého oběhu

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]

Vysvětlení nejdůležitějších pojmů, týkajících se řešení daného problému. Pro popis lidského těla se v mezinárodním měřítku používá latinského názvosloví.

Latinské názvy velkých tepen:

Společná tepna krční pravá/levá - Arteria carotis communis dextra/sinistra

T. podklíčková p./l. - A. subclavia dex./sin.

Oblouk aorty – Arcus aortae

Vzestupná aorta – Aorta ascendens

Sestupná aorta hrudní –

Aorta thoracica descendens

Koronární tepny –Arteriae coronariae

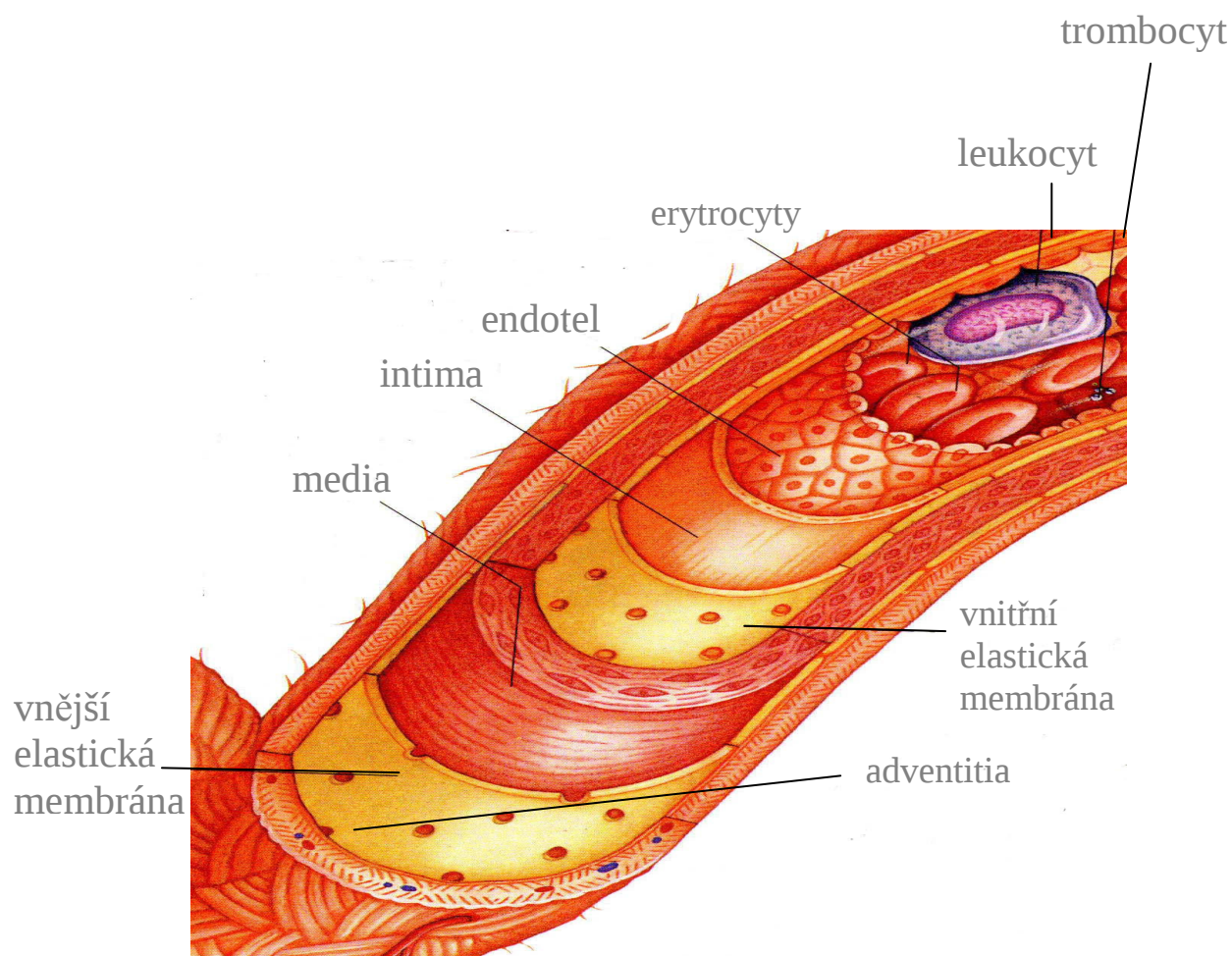
Tepna ledvinná p./l.– Arteria renalis d./s.

Aorta břišní – Aorta abdominalis

Tepna kyčelní – Arteria iliaca communis

Tepna stehenní – Arteria femoralis

4.5 Struktura stěny tepny



Obr. 7 Struktura stěny tepny

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]

Stěna tepny (rozdělení)

- Tunica intima - výrazně ortotropní, axiální tuhost vyšší než obvodová
 - endotel
 - vazivová vrstvička
 - Membrana elastica interna (elastická + kolagenní vlákna)
- Tunica media - membrána ze silných podélných elastických vláken a spirálních vláken kolagenních
- Tunica adventitia (vnější výztužný obal) - převážně kolagenní vlákna

(Tunica = „plášť“)

4.5.1 Vlastnosti stěny tepny

1) 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 (axiálním) směru
- nelineární závislost mezi napětím a deformací
- viskoelastické chování – závislost napětí na rychlosti deformace
- anizotropii – materiálové vlastnosti závislé na směru
- pravděpodobně odlišné hodnoty elastických parametrů v oblasti tahových a tlakových napětí
- velmi nepatrnou stlačitelnost
- výraznou teplotní závislost vlastností – se změnou teploty se mění modul pružnosti tkání
- závislost vlastností na historii zatěžování
- závislost na věku jedince - stárnutí

2) stěna cévy má významné odchylky od rotační symetrie, a to jak po stránce geometrie, tak materiálových vlastností

3) zatížení tepny je několikerého druhu: zbytkovou napjatostí, podélným protažením a pulzujícím neharmonickým zatížením vnitřním tlakem a prouděním krve

4) vazby cévy představují její spojení s okolním prostředím, jehož vlastnosti jsou velmi různorodé a těžce parametrizovatelné

- 5) pro chování cévy jsou charakteristické velké deformace, a to jak posuvy, tak i přetvoření
- 6) není jednoznačně definován výchozí stav materiálu cévy
- 7) aktivní chování tkáně - inervace může významně měnit mechanické vlastnosti tkáně například změnou podráždění svalových vláken

Faktory významné při experimentálním určování materiálových vlastností cévní stěny

- závislost na živočišném druhu
- závislost na věku vyšetřovaného jedince
- závislost na teplotě a chemickém složení tkáně
- rozdíly mezi živou a mrtvou tkání
- materiál cévní stěny není izotropní
- výrazně nelineární elastické chování
- viskoelastické vlastnosti
- vliv historie zatěžování

4.5.2 Materiálové vlastnosti strukturních složek stěny tepny

Elastin: $E = 200 \div 400$ kPa, tažnost až 130 %;

Kolagen: $E = 100 \div 2\,000$ MPa, tažnost 4 ÷ 10%

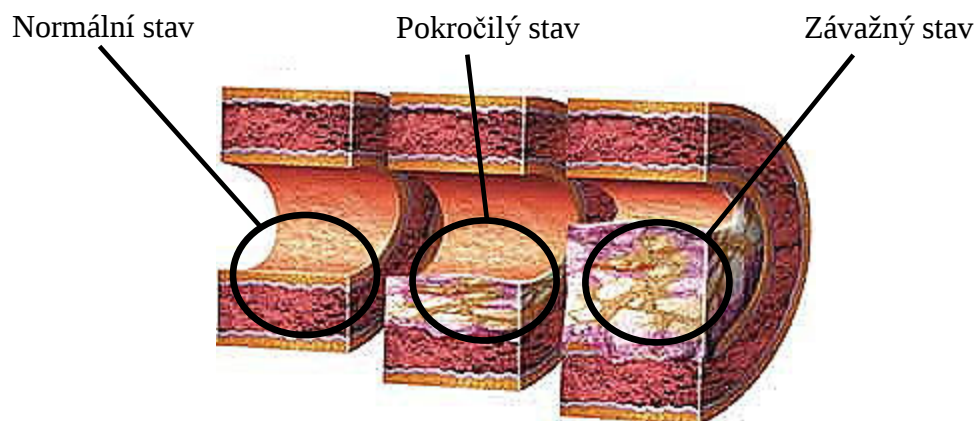
Hladká svalovina: $E = 15 \div 25$ kPa

4.6 Ateroskleróza

Jak již bylo výše popsáno. Ateroskleróza je dlouhodobý chorobný proces, postihující stěnu tepen. Vede k postupnému zužování průsvitu tepny, která se může také úplně uzavřít. To pak vede k poruchám tkání a orgánů, jež dotyčná tepna vyživuje. Dojde-li k úplnému uzávěru tepny, a tím i k úplnému přerušení přístupu živin, především kyslíku, postižené tkáně většinou odumírají.

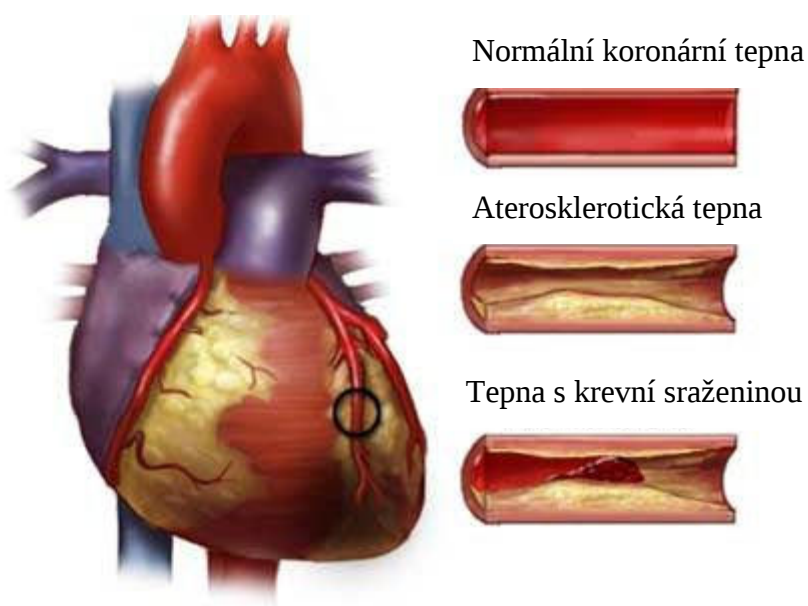
Klinické projevy aterosklerózy jsou mnohotvárné a závisí na tom, který orgán je postiženou tepnou zásobován. Krajním případem uzávěru tepny, zásobující srdeční sval (myokard), je známý infarkt myokardu. Pokud k podobnému uzávěru dojde na některé z tepen, vyživujících mozkovou tkáň, vzniká mozková mrtvice, popřípadě některá z jejích příznivějších variant. Poruchy cévního zásobení na podkladě aterosklerózy se však mohou týkat i dalších orgánů a částí těla - od očí přes nejrůznější břišní orgány až po horní a dolní končetiny.

V případech, kdy je taková tepna pouze zúžena, nikoli uzavřena, dochází k výraznému snížení funkce nedostatečně vyživovaného orgánu, především při zvýšených nárocích na přísun živin, např. při fyzické zátěži. Zúžením tepen, vyživujících srdeční sval, vzniká angina pectoris, projevující se při fyzické zátěži bolestí na hrudi. Při postižení tepen dolních končetin a pánve se projevuje bolest při chůzi v dolních končetinách, především v lýtkách. Jsou i další postižení a z nich plynoucí potíže.



Obr. 8 Ateroskleróza v tepně

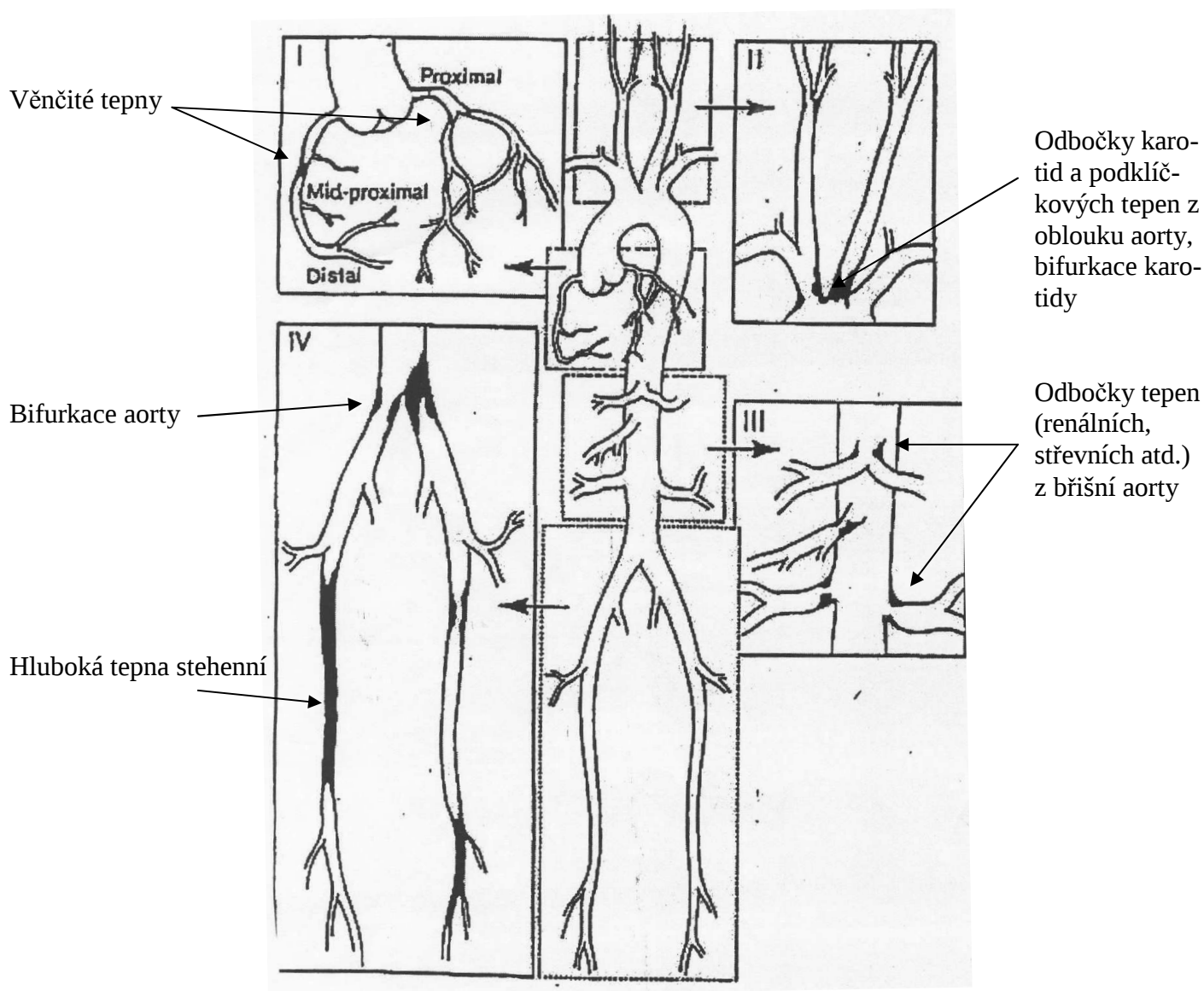
[<http://www.theholisticcare.com>]



Obr. 9 Ateroskleróza v koronární tepně

[<http://www.> <http://i.treehugger.com>]

4.6.1 Místa počátku sklerotických změn

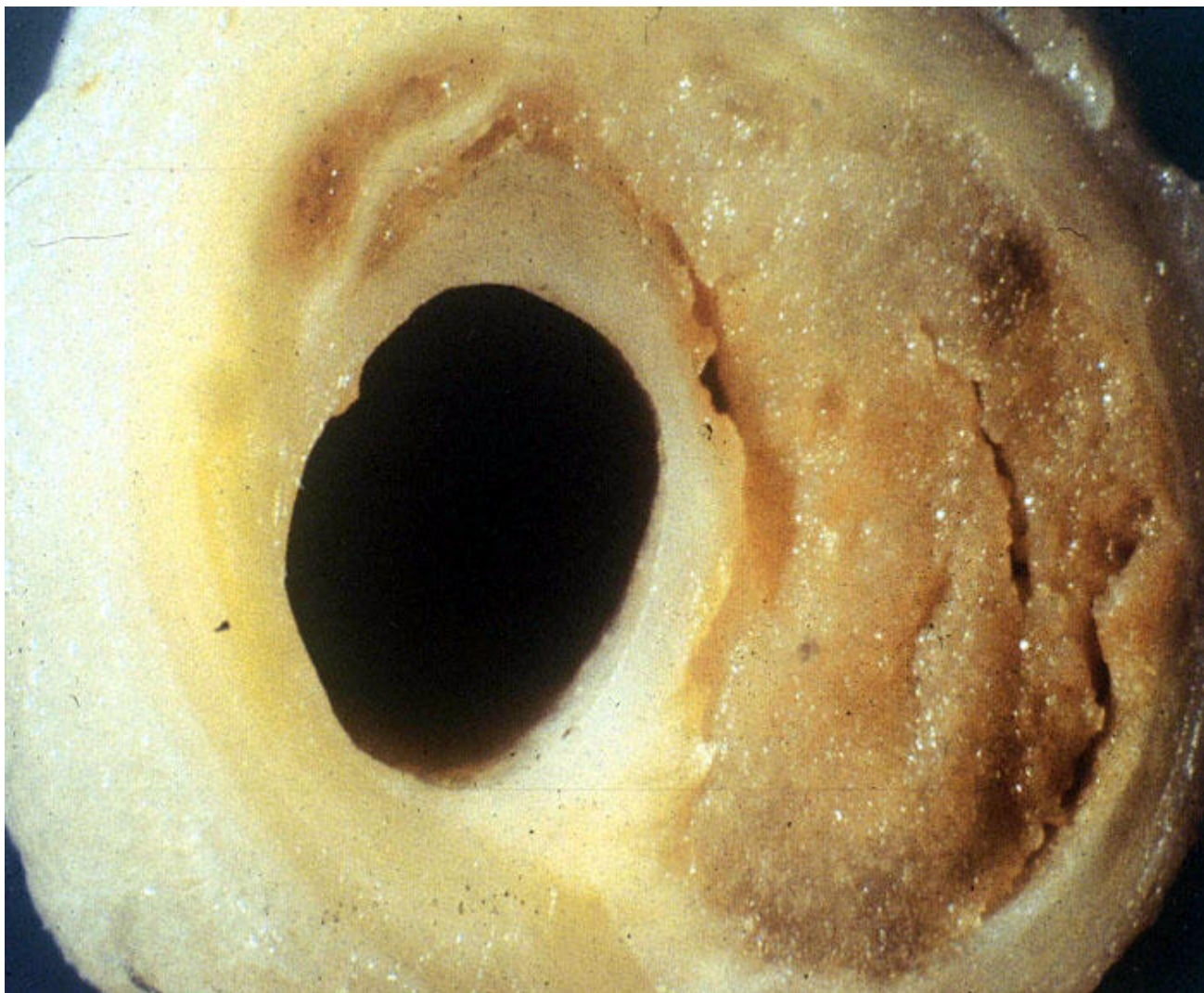


Obr. 10 Počátek sklerotických tepen

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]

4.6.2 Podstata a fáze aterosklerotického procesu

1. Cholesterol (o nízké hustotě - LDL-cholesterol) v krevním řečišti proniká do stěny tepny.
2. Imunitní systém vysílá makrofágy s cílem pohltit cholesterol. Makrofágy se tím mění na pěnové buňky.
3. Pěnové buňky se hromadí a stávají se hlavní složkou sklerotického plátu, který omezuje krevní průtok.
4. Tepna se snaží remodelací zvětšit svůj průměr, čímž může docházet ke vzniku aneurysmatu.
5. Buňky hladkého svalstva vytvářejí vazivový (fibrózní) kryt ateromu (sklerotického plátu), který zajišťuje, aby povrch zůstal smáčivý.
6. Pěnové buňky v plátu vylučují chemické látky oslabující vazivový kryt.
7. Pokud dojde k ruptuře (porušení) krytu plátu, kontakt krve s tukovým obsahem ateromu způsobí vznik krevní sraženiny, která může ucpat tepnu (pokud se jedná o koronární tepnu, dojde k infarktu myokardu).



Obr. 11 Reálná aterosklerotická tepna

[<http://fanaticcook.blogspot.com>]

4.6.3 Patologické jevy související s aterosklerózou

- Angina pectoris, endoteliální dysfunkce, demence... (důsledky chronického zhoršeného prokrvení různých tkání).
- Aneurysmata (výdutě) tepen – výrazně rozšířená místa na tepně.
- Infarkt myokardu (“srdeční mrtvice” – úmrtnost cca 1‰ ročně, několikanásobně větší množství postižených je ošetřeno angioplastikou nebo bypassem), náhlá mozková příhoda (“mozková mrtvice”) atd.
- Aneurysmata (výdutě) tepen – výrazně rozšířená místa na tepně.

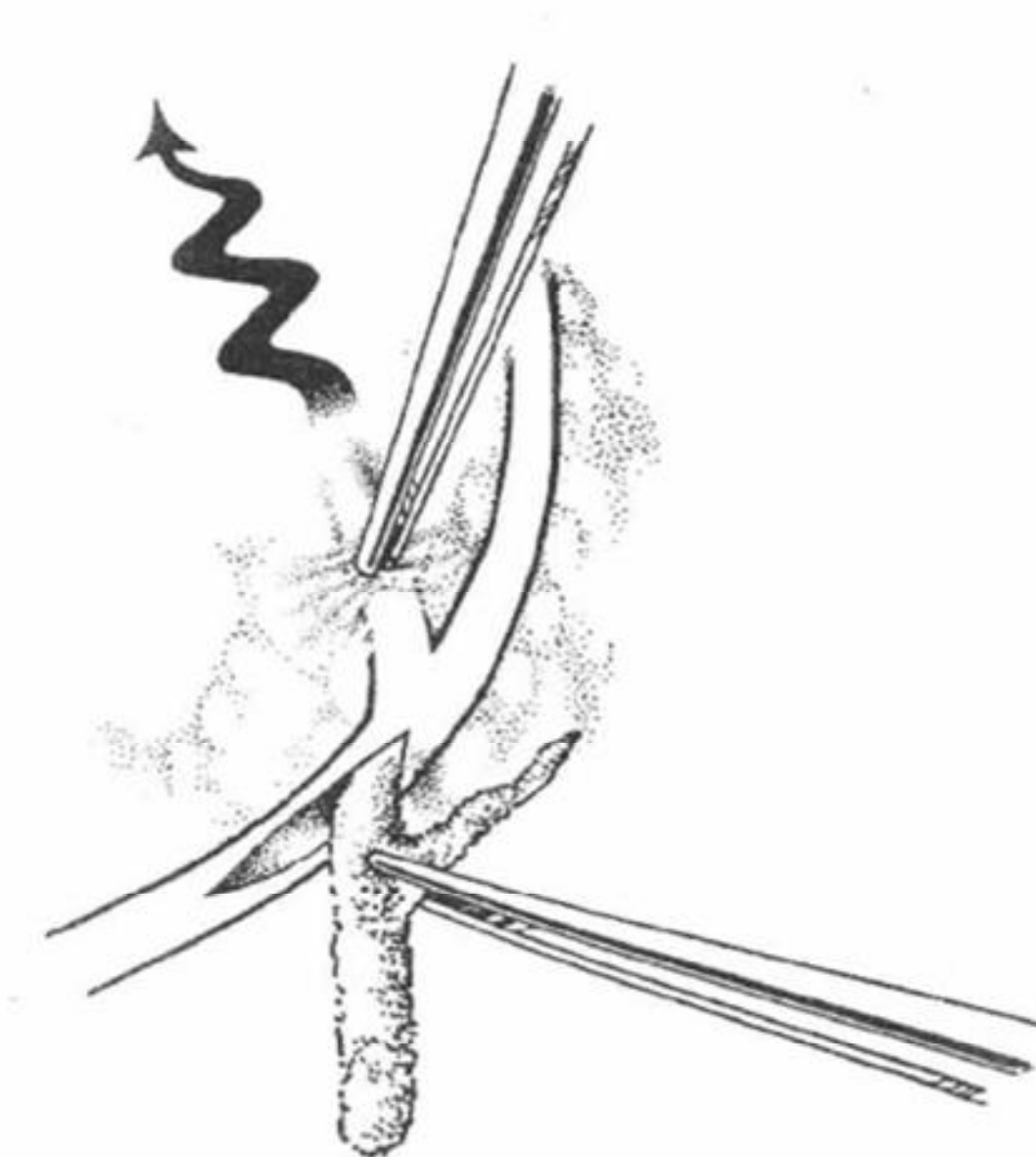
4.6.4 Důsledky sklerotických tepen

- sklerotické pláty na vnitřní stěně snižují průsvit tepny („zúží se“)
- aneurysma (výduť) – tepna se naopak roztahuje (dilatuje)

4.7 Metody chirurgické léčby sklerotických tepen

1) *Endarterektomie*

- chirurgické odstranění rozsáhlých ateromatózních plátů z věnčitých tepen, používá se především u jejich difúzního postižení, znemožňujícího použití bypassu

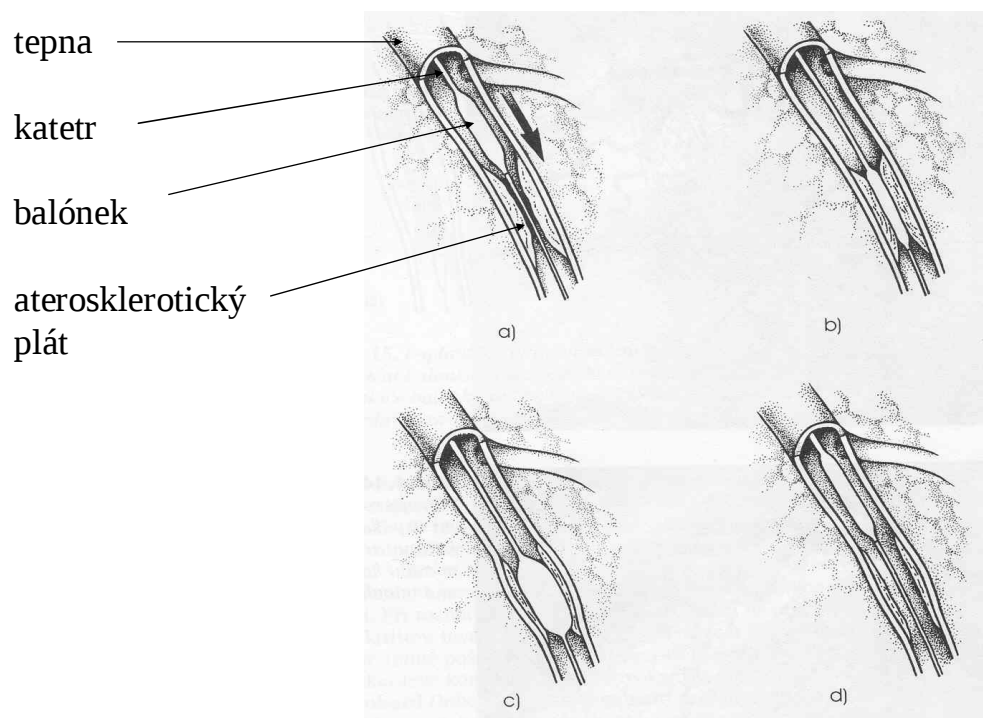


Obr. 12 Chirurgické provádění endarterektomie

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]

2) Angioplastika

- roztažení průsvitu cévy balónkem



Obr 13. Angioplastika

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]

- a) do stenózy je zaveden tenký vodič
- b) do místa stenózy zaveden balónek
- c) nafouknutí balónku tlakem několika desetin MPa
- d) výsledný stav

3) Arteriální stenty

Základní typy arteriálních stentů

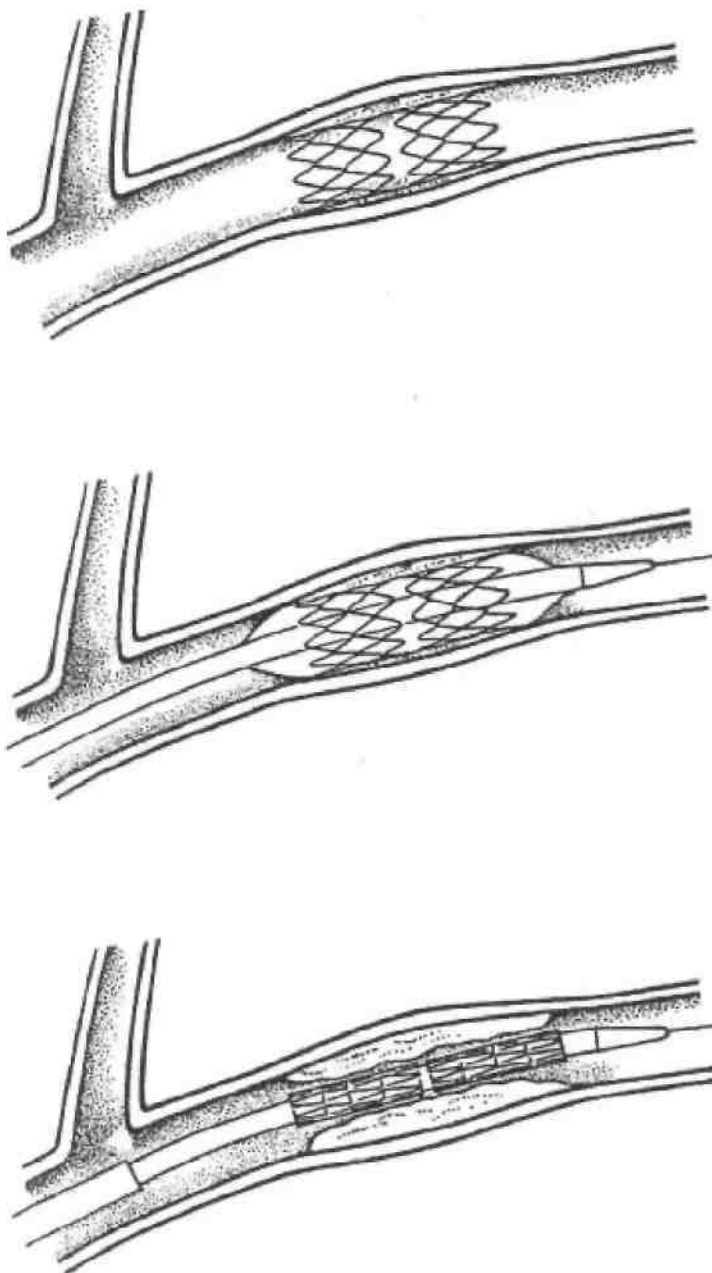
1) Podle typu způsobu roztažení

- balonkem roztažitelné
- samoroztažitelné
- biflexní

2) Podle technologie výroby

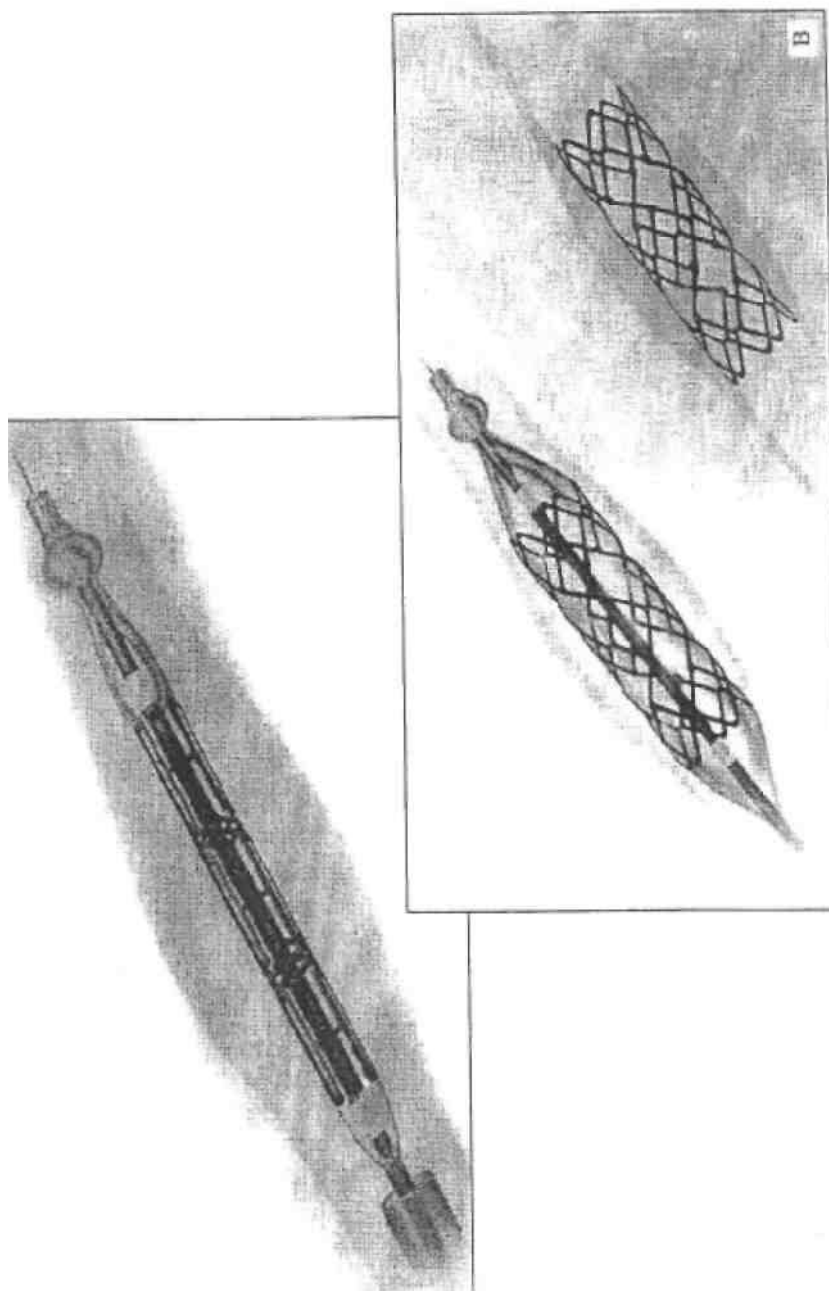
- trubičkové
- drátěné

3) Podle povrchové úpravy



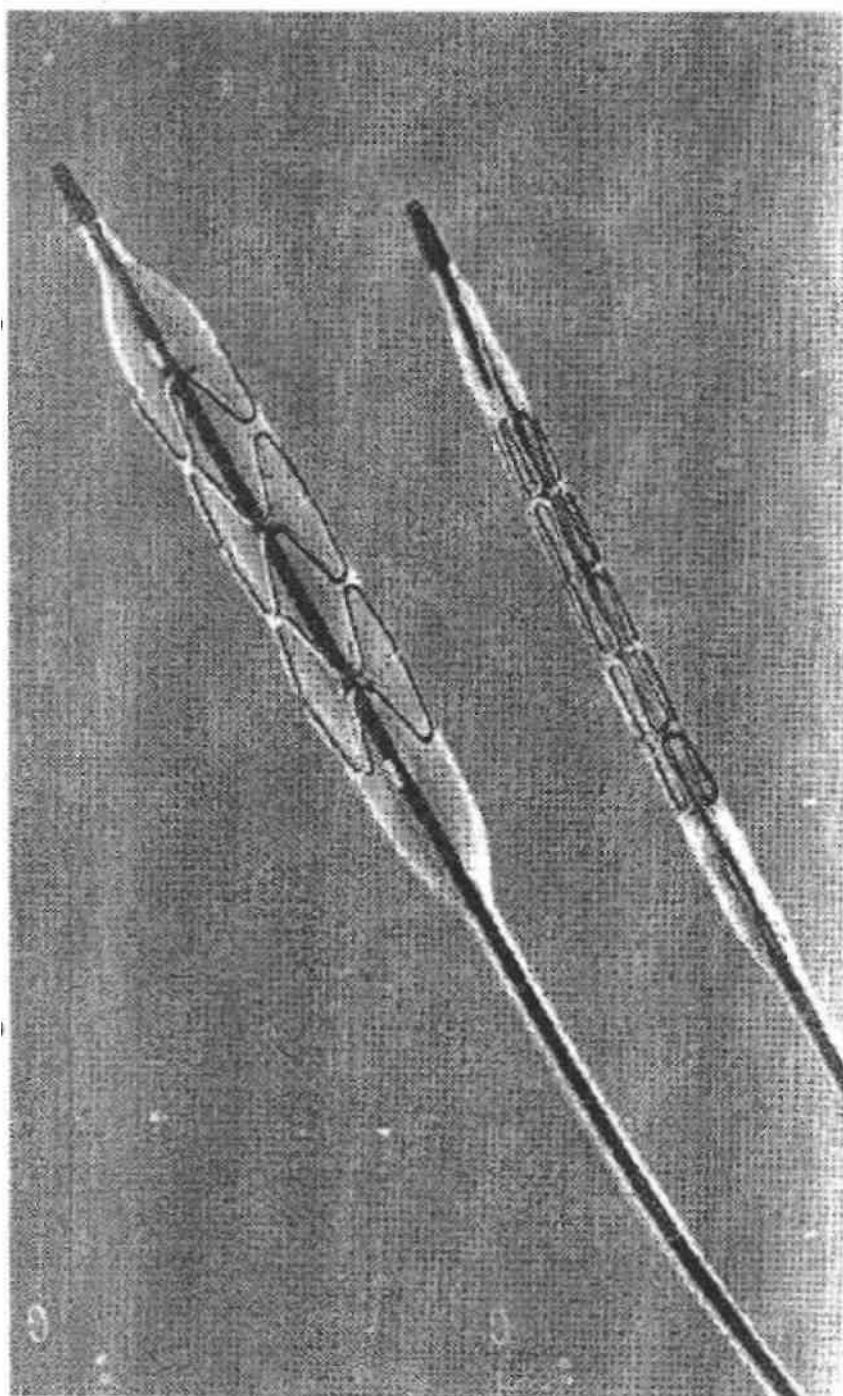
Obr 14. Aplikace roztažitelného stentu – balónkem

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]



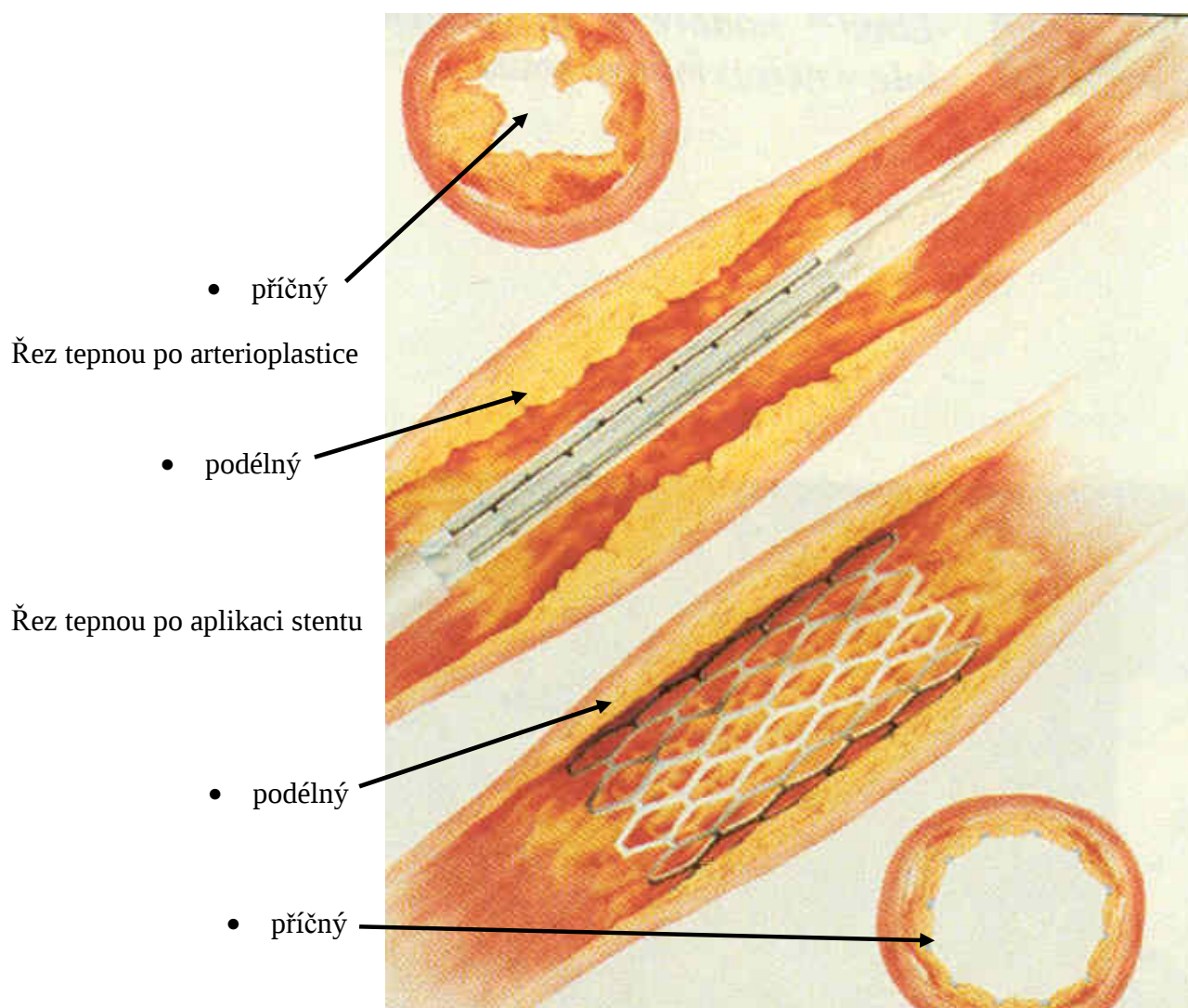
Obr 15. Aplikace trubičkového balonkem roztažitelného stentu

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]



Obr 16. Aplikace drátěného balonkem roztažitelného stentu

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]



Obr 17. Porovnání výsledku angioplastiky se stentem

[Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.]

4) Cévní náhrady – přemostění nebo náhrada zúžené artérie

Typy cévních náhrad

a) Biologické náhrady

- autotransplantát = cévní štěp odebraný z vlastního organismu
 - homologíí - pro náhradu tepny použít štěp ze stejného orgánu (tepny)
 - analogií - pro náhradu tepny použít štěp ze podobného orgánu (žilky)
 - heterologní - pro náhradu tepny použít štěp z jiného orgánu (např. střeva)
- allotransplantát = štěp odebraný z jiného člověka
- xenotransplantát = štěp odebraný z organismu jiného živočišného druhu (prase)

b) Umělé náhrady – cévní protézy

- neporézní
- porézní
 - tkané
 - pletené
 - hladké
 - vrapované
- kombinované

Používají se převážně pro náhrady tepen.

5 SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN

Úlohy pružnosti a pevnosti dělíme mimo jiné na přímé a nepřímé. Problém řešený v této práci je přímý. To znamená, že známe vstupní veličiny (geometrie soustavy, materiály prvky soustavy, vazby a zatížení) a hledáme výstupní hodnoty závislé na vstupních veličinách (posuvy, napětí, deformace).

Podstatné veličiny jsou ty, které nám významně ovlivňují řešenou soustavu. Nezahrnutím některé z podstatných veličin do systému může vést k nesprávným výsledkům.

- nezávislé veličiny:

- 1) materiálové charakteristiky sklerotické tepny
- 2) geometrie (průřez) tepny
- 3) zatížení tepny

- závislé veličiny:

- 1) deformace
- 2) napjatost

6 VOLBA METODY PRO ŘEŠENÍ PROBLÉMU

K řešení problému v této diplomové práci je možné obecně využít tyto metody řešení:

Druhy modelování: Analogové modelování
Podobnostní modelování
Experimentální modelování
Výpočtové modelování

Problém řešený v této diplomové práci je z oblasti biomechaniky. Protože jsou geometrie, vazby a zatížení objektu příliš složité, není možné použít řešení na základě analogového a podobnostního modelování. Je tedy nutné použít metodu jinou. Existují metody experimentální, např. fotoelasticimetrie nebo použití tenzometrického měření. Na živých objektech však tyto metody nejsou proveditelné nebo pouze velmi obtížné. Proto se nejspolehlivější cestou řešení jeví použití výpočtového modelování. To se provádí buď analyticky nebo pomocí metody konečných prvků (MKP). Analytické řešení se z důvodu složitosti tohoto problému použít nedá.

Z uvedených důvodů vyplývá volba metody pro řešení problému v této diplomové práci. Zvolil jsem metodu výpočtového modelování v programovém systému ANSYS 11.0.

Přehled problémů při výpočtovém modelování cév:

a) cévy (měkké tkáně)

1. velké (konečné deformace)
2. nehomogenita
3. fyzikální (materiálová) linearita
4. viskoelasticita
5. creep-relaxace
6. tuhost (konečná poddajnost) okolní tkáně
7. předpětí
8. aktivní chování
9. překvapivé geometrické utváření (pro techniky)
10. hystereze

11. výrazná teplotní závislost mechanických vlastností
12. závislost vlastností na historii zatěžování
13. anizotropie

b) krev

1. neneutonská kapalina
2. srážlivost – tvorba trombů
3. nestacionární proudění
4. proměnlivý průtočný odpor cév
5. hemolýza
6. proměnná geometrie stěny

Výpočtový model deformačně – napěťových stavů tepny

Výpočtový model aorty pro řešení napjatosti a deformace tepny předpokládá:

- rotační symetrii
- velké deformace
- vrstevnatou strukturu
- materiál v každé vrstvě
 - nelineárně elastický,
 - nestlačitelný,
 - izotropní,
 - homogenní,.
- zatížení
 - statickou hodnotou systolického krevního tlaku
 - axiální předpětí
 - zbytková napětí existující v tepnách.

Pro řešení problémů při výpočtovém modelování aterosklerotické tepny jsou podstatné nelinearita, velké (konečné deformace) a hyperelastická.

Model pro výpočet je dvojrozměrný, proto je axiální předpětí tepen a zbytkové napětí ve stěně tepny zanedbáváno. Taktéž nelze považovat aterosklerotickou tepnu považovat za rotačně symetrickou.

Zatížení od krve proudící v tepně považováno za konstantní zatížení – model byl zatěžován vnitřním tlakem 16 kPa (hodnota systolického tlaku krve).

Model se používá pro

- zdravé tepny
- patologické tepny (sklerotické pláty, výdutě apod.)
- spojení tepny s cévní náhradou
- simulace lékařských zákroků (aplikace stentů, balónková plastika aj.)

Cíle modelu:

- nalezení souvislostí mezi napjatostí a deformací tepny a vznikem a rozvojem sklerotických změn
- predikce porušení tepny při některých patologických stavech a léčebných zákrocích
- posouzení vlivu mechanických faktorů na riziko vzniku některých pooperačních komplikací (zarůstání cévních náhrad, výdutě v oblasti spoje apod.)

- Opory Biomechanika III., doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

V dnešní době existuje spousta výpočtových modulů, které se hodí k numerickému řešení problému. Mezi ně patří ABAQUS, NASTRAN, ANSYS. K řešení daného problému byl vybrán program ANSYS 11.0, na který má ÚMT v Brně zakoupenou licenci.

K výpočtu bude použit osobní počítač s procesorem INTEL Celeron s kmitočtem 3,2 GHz a 2 GB paměti.

7 VSTUPNÍ ÚDAJE DO ALGORITMU METODY

7.1 Modely kardiovaskulární soustavy

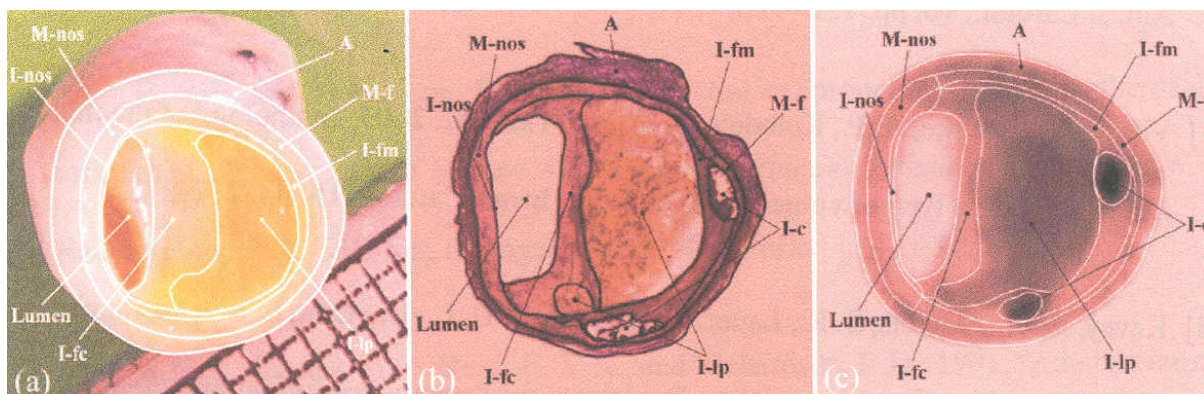
1. Celkové – extrémní složitost, dosud nerealizovatelné
2. Modely anatomických částí – srdce, tepny, kapiláry atd.
3. Modely funkčních podoblastí – např. regulace průtoku, krevního tlaku aj.

Model aterosklerotické tepny spadá do modelování pouze anatomických částí.

7.2 Modely geometrie aterosklerotické tepny a okrajových podmínek

V práci [2] byly zřejmě poprvé publikovány výsledky mechanických zkoušek jednotlivých vrstev cévní stěny postižené aterosklerotickými změnami. Jednalo se o vzorky arteria iliaca (kyčelní tepna) o vnějším průměru cca 9 mm, odebrané post mortem (po smrti) pacientům ve věku 75 ± 12 roků. Tyto tepny patří k nejzajímavějším z klinického pohledu, protože jsou častým objektem závažných aterosklerotických změn; i zkoumané vzorky byly silně sklerotické. Tepny byly navíc podrobeny i histologickému rozboru a byly k dispozici rovněž snímky z magnetické rezonance, takže je kromě základní geometrie příčného průřezu známo i přibližné rozložení jednotlivých typů tkání ve stěně tepny (viz obr. 18). Kromě základních vrstev stěny tepny jde o tkáně typické pro ateromatózní tepny; pro všechny s výjimkou tukové náplně ateromu byly určovány závislosti přetvoření - napětí při jednoosé tahové zkoušce.

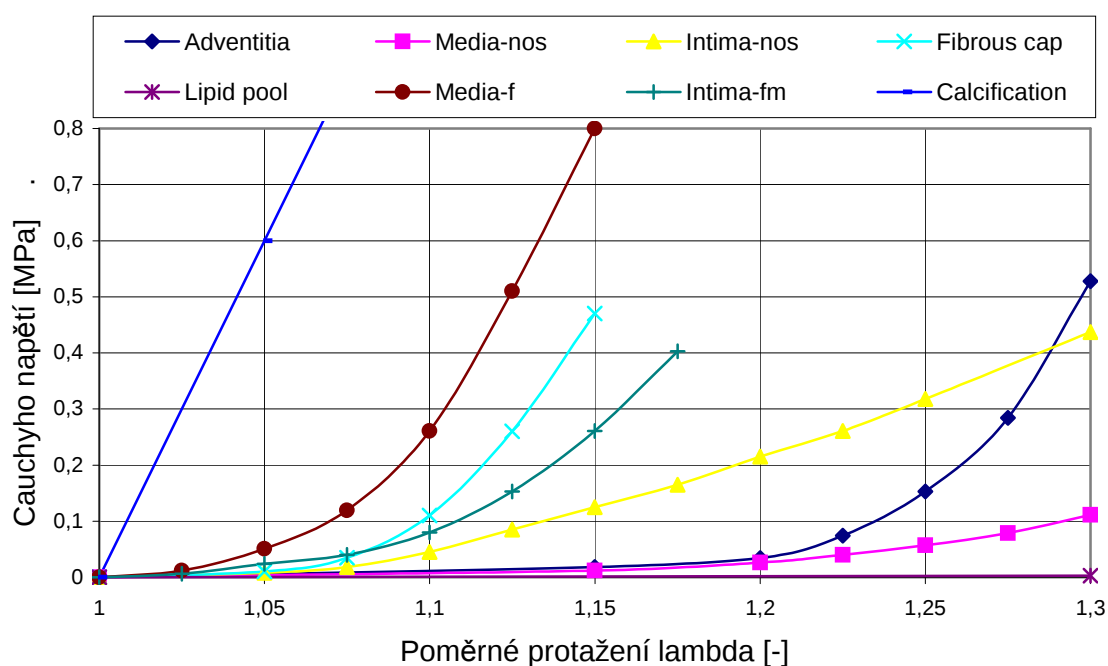
Jednalo se o tyto typy tkání (viz obr. 18) :



Obr. 18 Příčné průřezy kyčelní tepny člověka postižené aterosklerózou podle [2].

- (a) makroskopický pohled s vyznačením typických oblastí řezu a přiřazením typů tkání,
(b) segmentovaný histologický řez konkrétní tepnou,
(c) snímek téže arterie z magnetické rezonance, ručně segmentovaný.

- Adventitia nos („ not otherwise specified “, tj.blíže nespecifikovaná, v daném případě nesklerotická) [A]
- Media nos [M-nos]
- Intima nos [I-nos]
- Media fibrotic (vláknitá, postižená sklerotickými změnami) [M-f]
- Intima fibrotic [I-fm]
- Fibrous cap – vazivový kryt ateromu [I-fc]
- Lipid pool – tuková náplň ateromu [I-lp]
- Calcification – kalcifikovaná jádra [I-c]



Obr. 19 Materiálové charakteristiky aterosklerotické tepny podle [2]

K řešení byly použity následující modely geometrie kyčelní tepny:

- model M1 s ateromatickým plátem s geometrií podle obr. 18a), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání (viz obr. 21)
- model M2 s ateromatickým plátem s reálnou geometrií zjištěnou z histologického řezu podle obr. 18b), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání (viz obr. 22)
- model M3 s ateromatickým plátem s reálnou geometrií zjištěnou pomocí magnetické rezonance podle obr. 18c), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání (viz obr. 23)
- model M4 s ne zcela symetrickou geometrií, avšak bez ateromatického plátu (tři vrstvy odpovídající zdravé intimě, medii a adventitii – viz obr. 24)

Výpočtový model byl vytvořen za podmínek rovinné deformace, tzn. se zabráněnou deformací v podélném směru tepny. Axiální předpětí tepen je v tomto výpočtu zanedbáváno, autoři [2] uvádějí, že jeho velikost je $\varepsilon_a = (6 \pm 5) \%$. Stejně tak je zanedbáno zbytkové napětí ve stěně tepny. Model byl zatížen vnitřní tlakem 16 kPa, což odpovídá hodnotě sníženého systolického tlaku krve.

Pomocí programů RHINOCEROS 4.0 a SolidWorks 2003 Evaluation byla z obr. 18 vytvořena geometrie tří 2D modelů. Tyto se poté převedly prostřednictvím formátu IGES do programového systému ANSYS, kde byl prováděn výpočet.

Pro výpočet byl vybrán hyperelastický model **Yeoh 3. řádu**.

Model **Yeoh 3. řádu** je v podstatě modifikovaný Mooney-Rivlin, resp. polynomický model

▪ **Model Mooney-Rivlin**

- tento konstitutivní model je modifikován ve více variantách a to 2, 3, 5 a 9 parametrický. Všechny varianty Mooney-Rivlinova modelu fungují na stejném principu, jen s tím rozdílem, že se mění počet materiálových parametrů. Např. 2 parametrický Mooney-Rivlinův model.

V tomto modelu je hustota deformační energie dána vztahem:

$$W = c_{10} \cdot (\bar{I}_1 - 3) + (\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{d} \cdot (J - 1)^2$$

Tento model je použitelný do cca 100% přetvoření, pokud křivka přetvoření-napětí nevykazuje inflexi.

Mooney-Rivlin 5 parametrický je použitelný i tehdy, když křivka přetvoření-napětí vykazuje inflexi.

Mooney-Rivlin 9 parametrický je použitelný i pro komplikované tvary křivek přetvoření napětí.

W [Jm⁻³] hustota deformační energie, měrná energie napjatosti

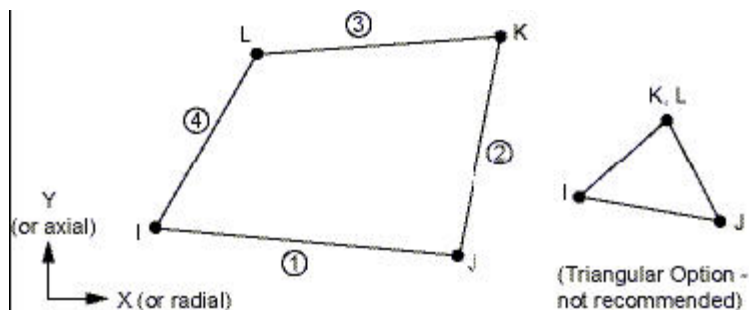
c_{10}, c_{01} [Pa] materiálové parametry Mooney-Rivlinova modelu

I_1, I_2 [-] modifikované invarianty pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace

J^2 [-] třetí invariant tenzoru deformačního gradientu

d [-] materiálový parametr

Jako prvek byl použit čtyřuzlový Plane 182. Jedná se o 2D prvek pro rovinnou napjatost. Geometrie prvku Plane 182.

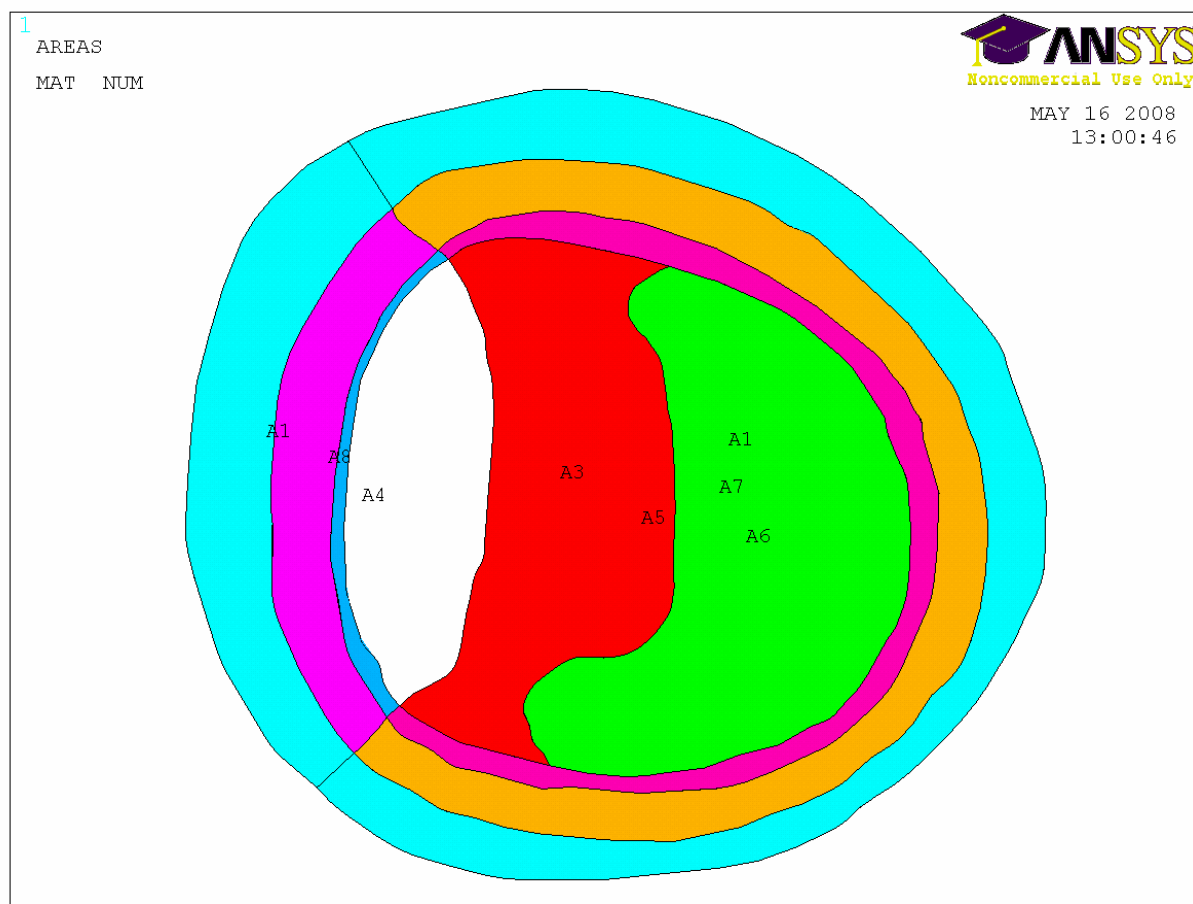


Obr. 20 Geometrie použitého prvku

[ANSYS User manual - hyperelasticity]

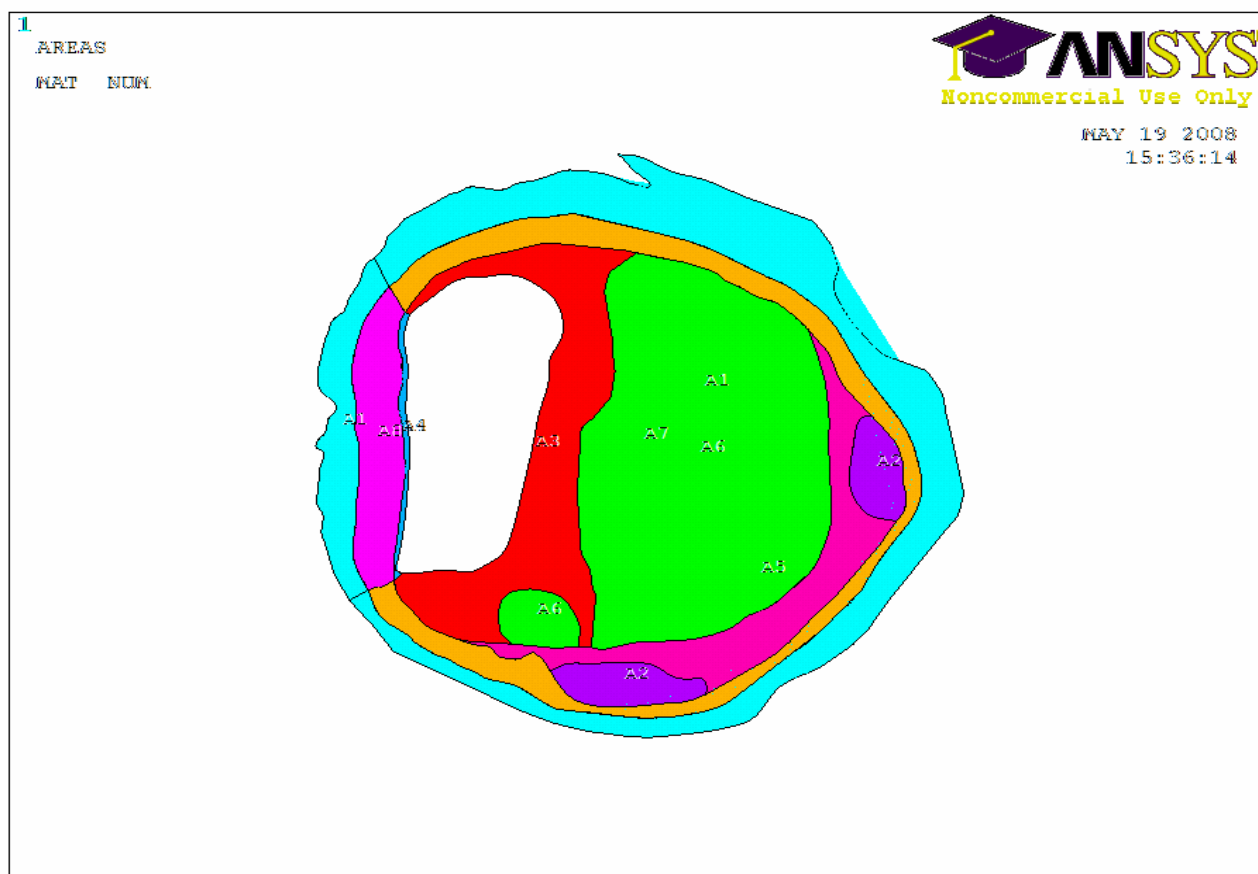
8 TVORBA MODELU A ŘEŠENÍ

8.1 MKP modely arteria iliaca s vyznačením oblastí



Obr. 21 MKP model arteria iliaca M1

Model s ateromatickým plátem s geometrií podle obr. 18 a), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání.



jhghgh

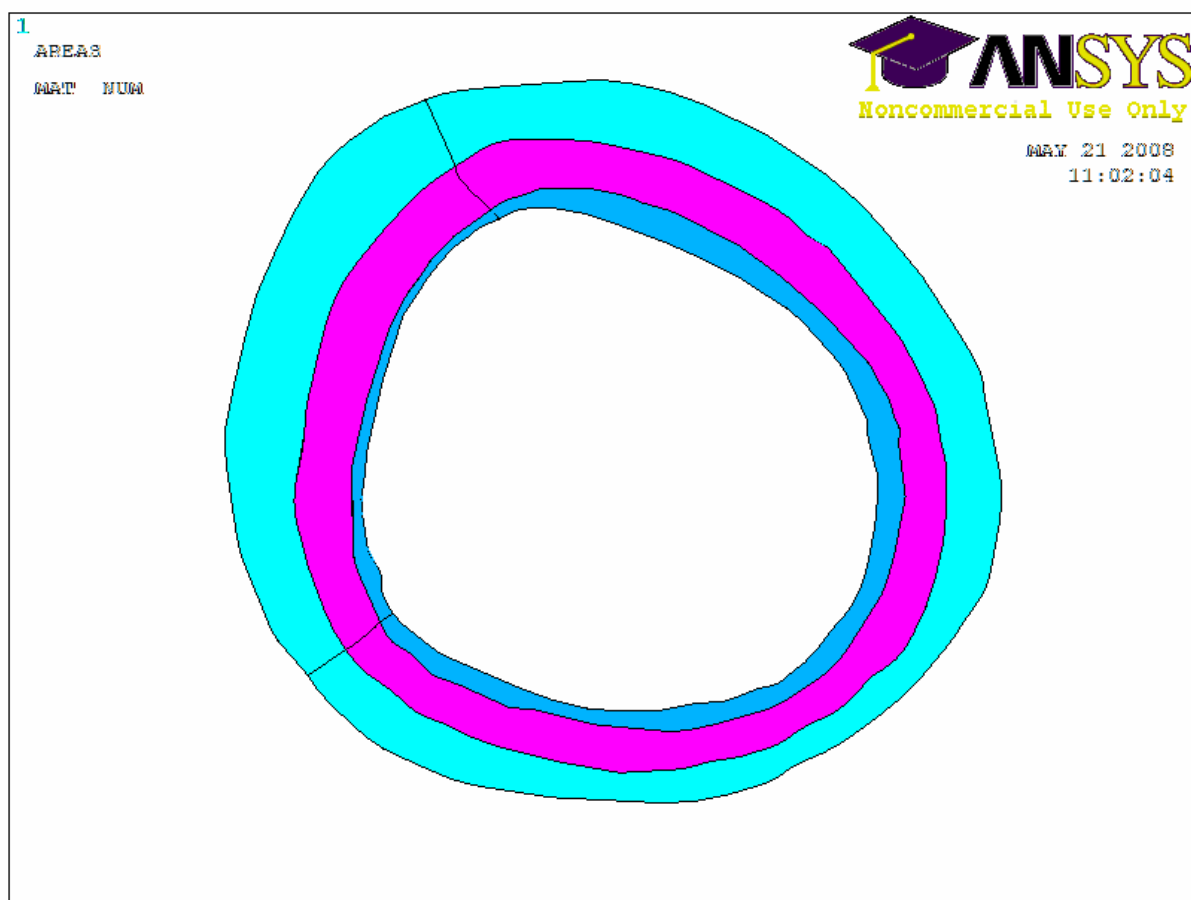
Obr. 22 MKP model arteria iliaca M2

Model s ateromatickým plátem s reálnou geometrií zjištěnou z histologického řezu podle obr. 18 b), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání.



Obr. 23 MKP model arteria iliaca M3

Model s ateromatickým plátem s reálnou geometrií zjištěnou pomocí magnetické rezonance podle obr. 18 c), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání.



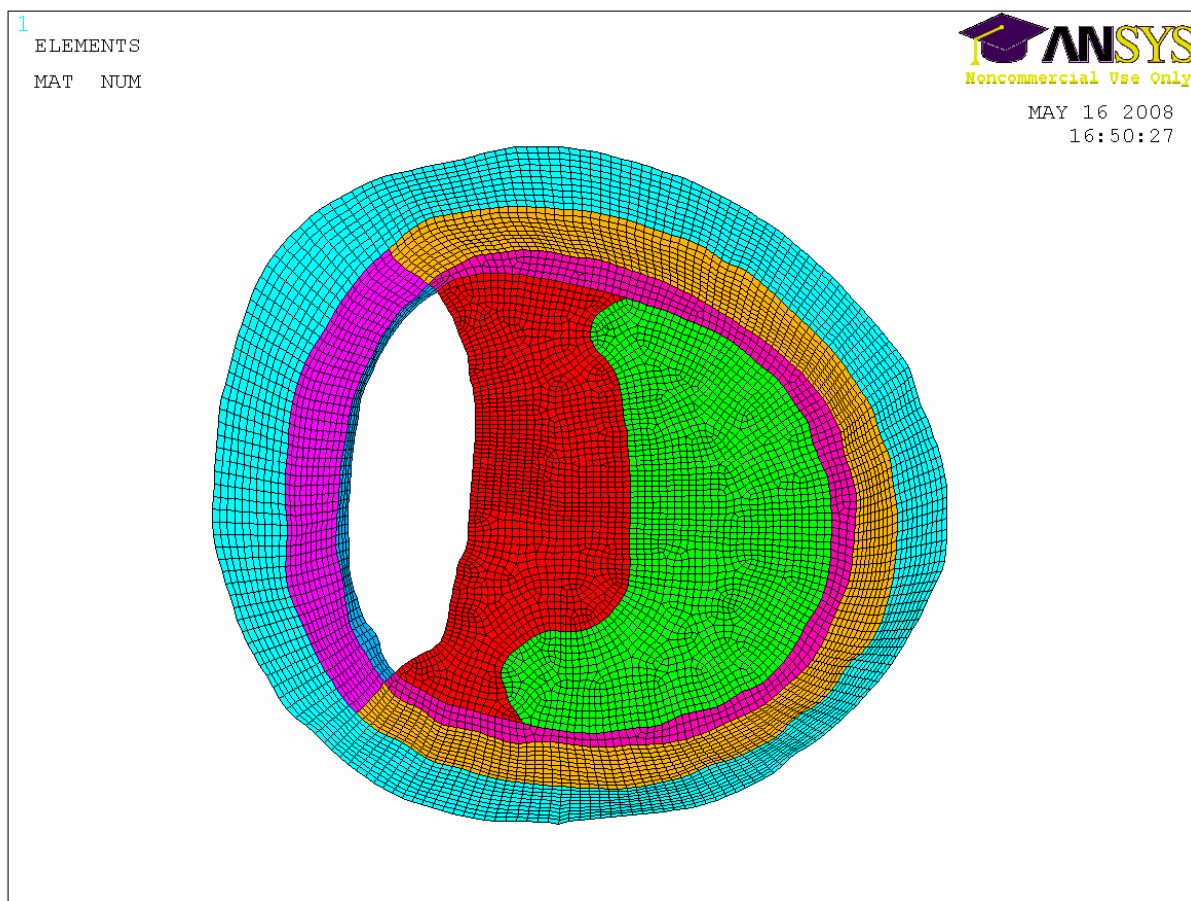
Obr. 24 MKP model arteria iliaca M4

Model s ne zcela symetrickou geometrií podle, avšak bez ateromatického plátu (tři vrstvy odpovídající zdravé intimě, medii a adventitii).

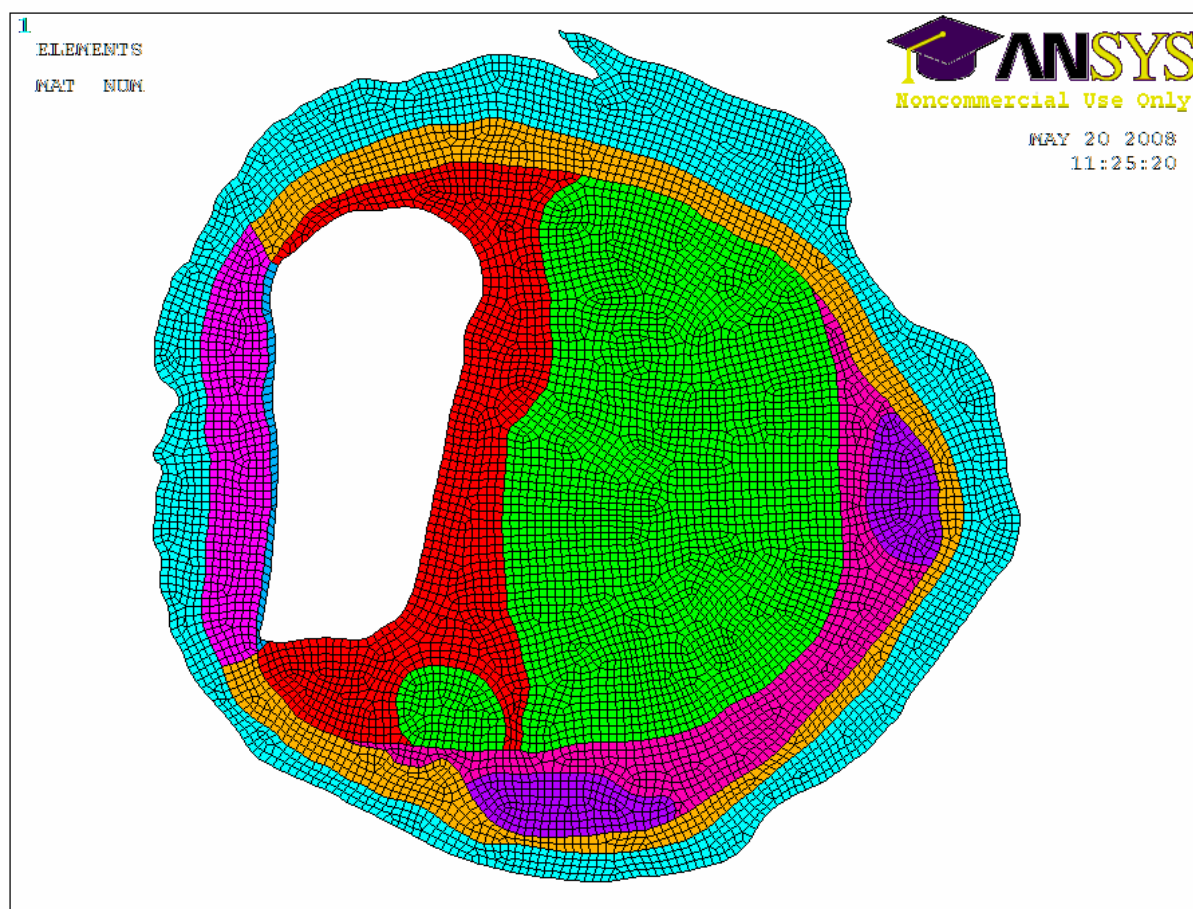
8.2 Síť konečných prvků u daného problému

Velikosti prvků použitých při tvorbě sítě:

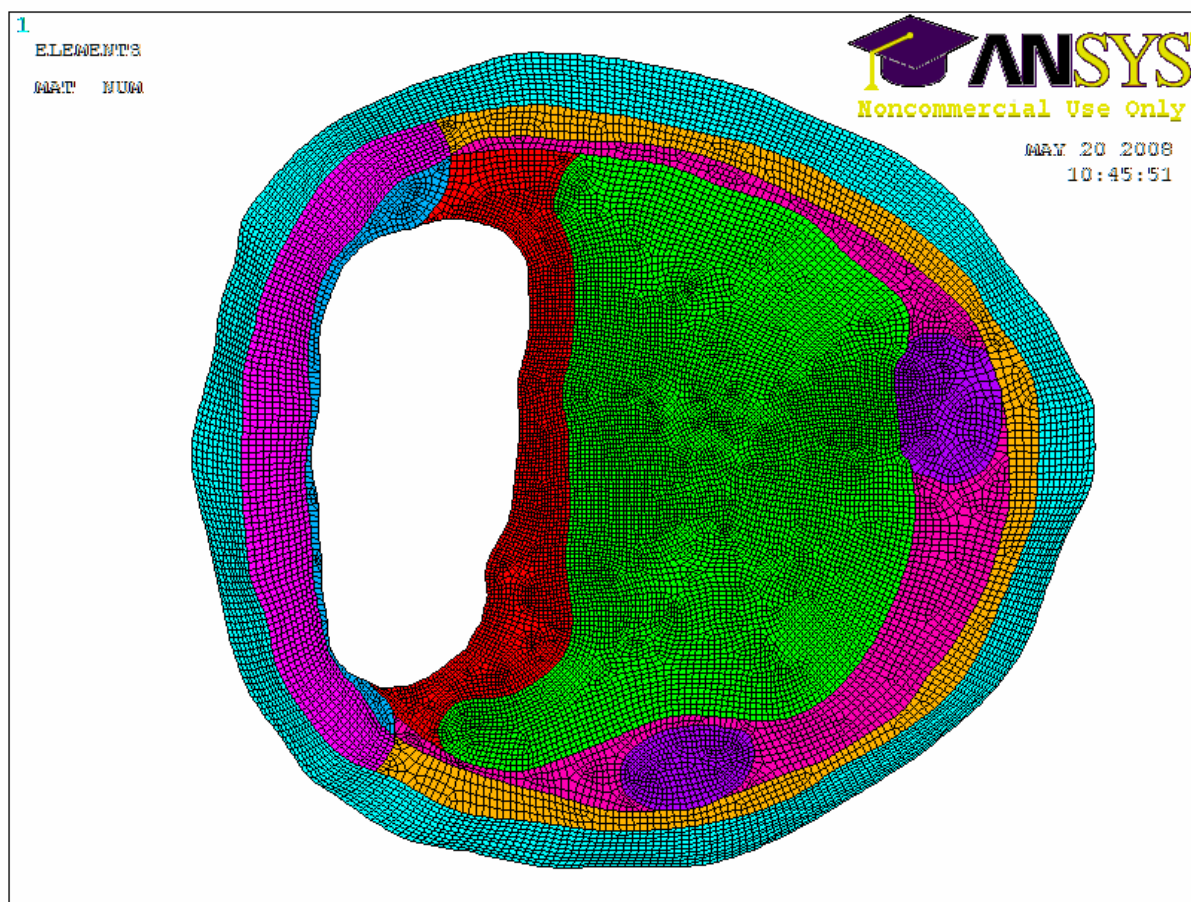
- jemná síť ... 0,05 mm
- hrubá síť ... 0,5 mm.



Obr. 25 Model M1 – jemná síť



Obr. 26 Model M2 – jemná síť

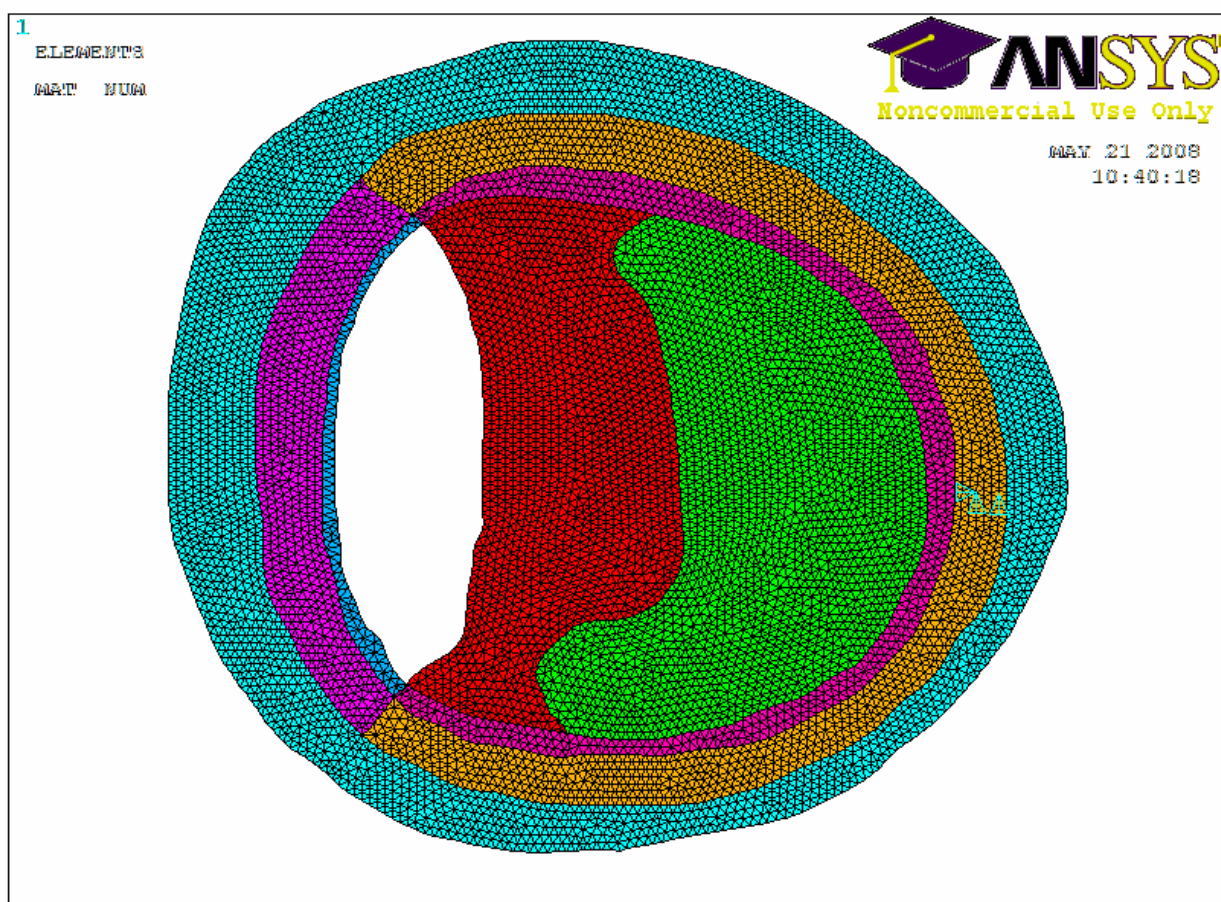


Obr. 27 Model M3 – jemná síť

8.3 Model vazeb

Vazby popisují vztahy mezi řešenou soustavou a jejím okolím. U problémů aterosklerotické tepny, jejíž model je dvojrozměrný, se uvažuje zabráněná deformace v podélném směru tepny (plane strain) – tomu se zabrání předepsáním okrajových podmínek alespoň ve dvou uzlech. V jednom se předepíše podmínka ALL DOF - zamezení všem stupňům volnosti. Ve druhém potom UY – zamezení posuvu ve směru osy y. Předpokládají se velké (konečné) deformace – large displacement. Tím je těleso jednoznačně určeno v prostoru.

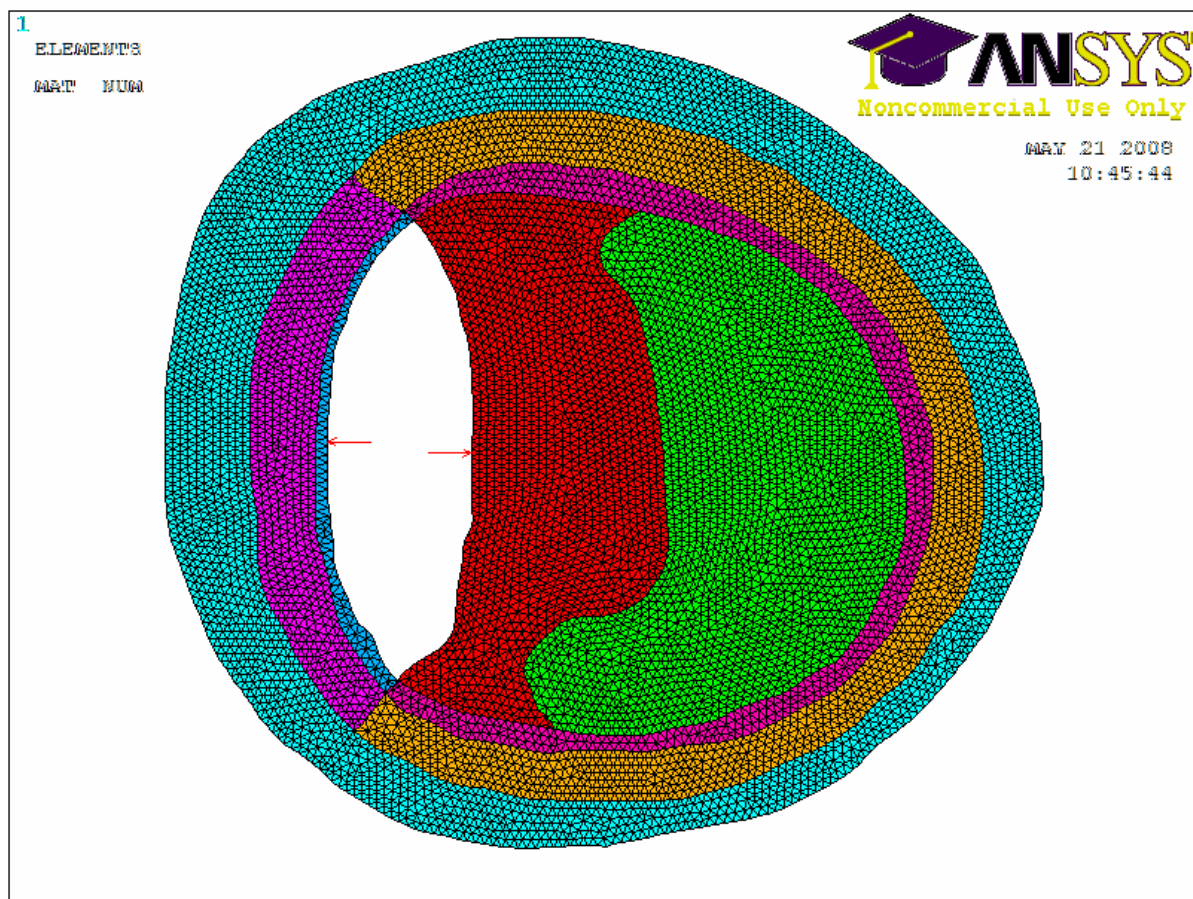
U všech řešených variant byly okrajové podmínky předepsány stejně. (viz. obr. 28)



Obr. 28 Model M1 – jemná síť

8.4 Model zatížení

Model byl zatěžován vnitřním tlakem 16 kPa. Tato hodnota vychází z průtoku krve vlastní tepnou. U všech modelů bylo zatížení předepsáno stejně. (viz. obr. 29)



Obr. 29 Model M1 – jemná síť

8.5 Nastavení parametrů řešení

Ve výpočtovém systému ANSYS 11.0 byl zvolen pro výpočet všech variant výpočtového modelu **Program chosen solver**.

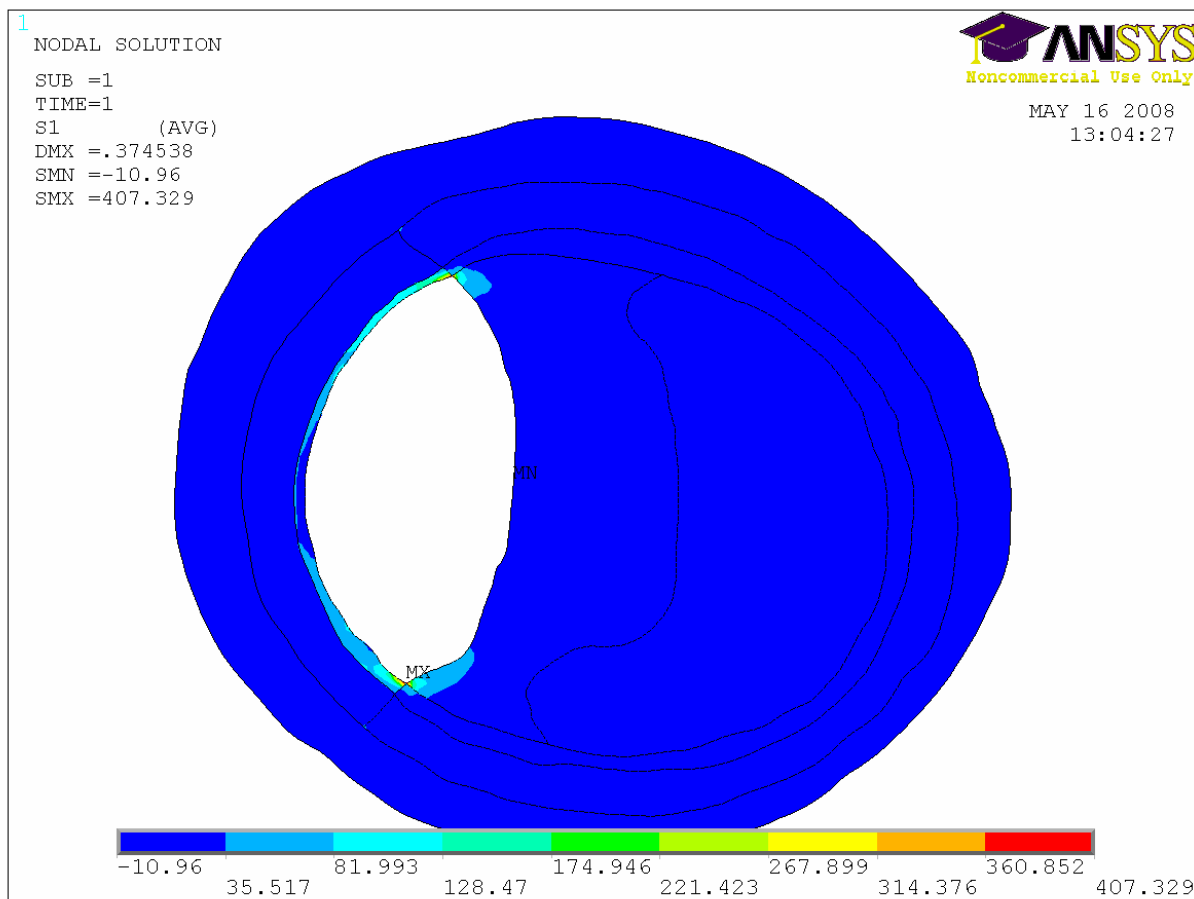
Stručný pracovní postup v systému ANSYS 11.0:

- sekce **Preprocessor**: volba typu prvků
 - tvorba modelu materiálu
 - tvorba modelu geometrie
 - tvorba sítí konečných prvků
- sekce **Solution**: definice okrajových podmínek
 - vlastní výpočet
- sekce **General postprocessor**: zobrazení (vykreslení) výsledků

9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

9.1 Model arteria iliaca M1 – pro jemnou síť

NAPĚTÍ

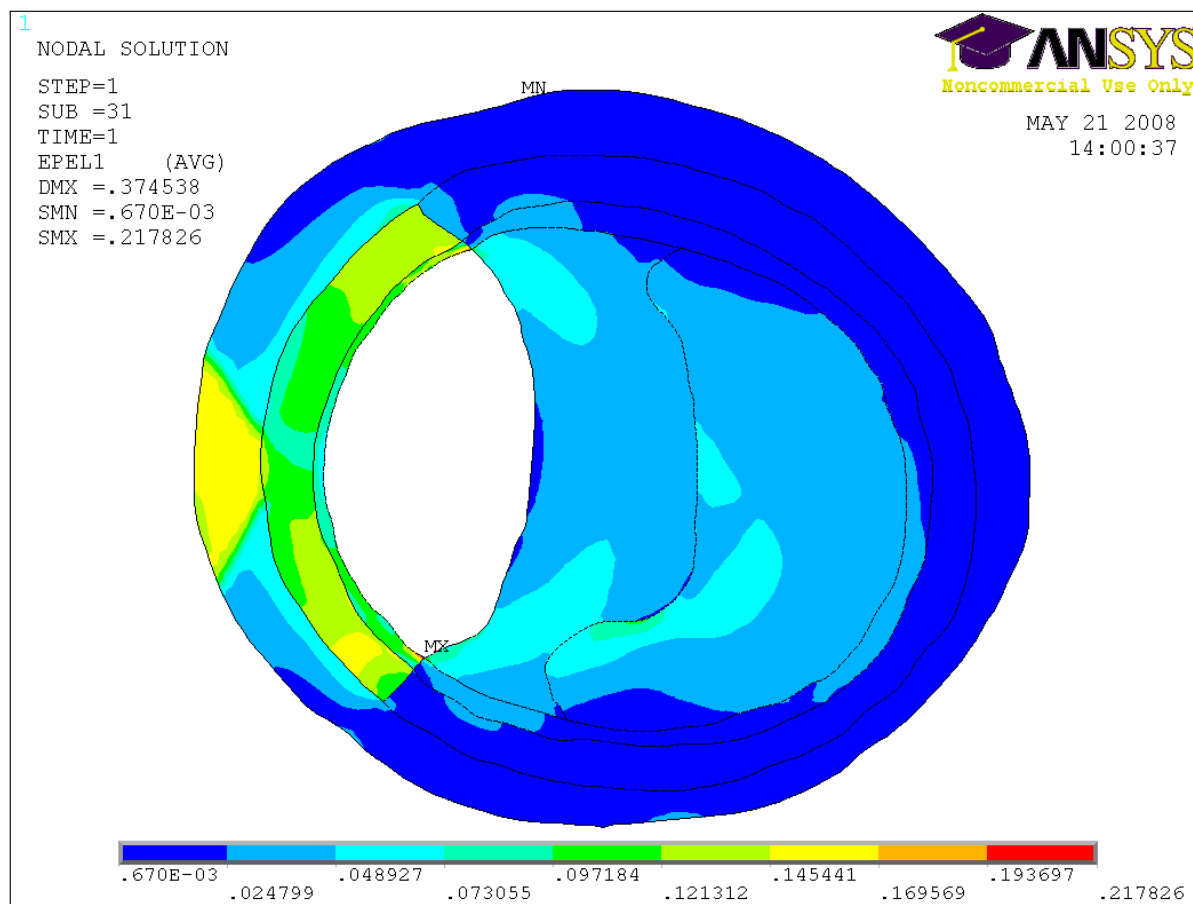


Obr. 30 Největší hlavní napětí [kPa]

Při zatížení vnitřním tlakem 16 kPa výpočet nekonvergoval. V posledním sub-
stepu bylo dosaženo zatížení 12 kPa. S touto hodnotou zatížení již varianta konvergo-
vala.

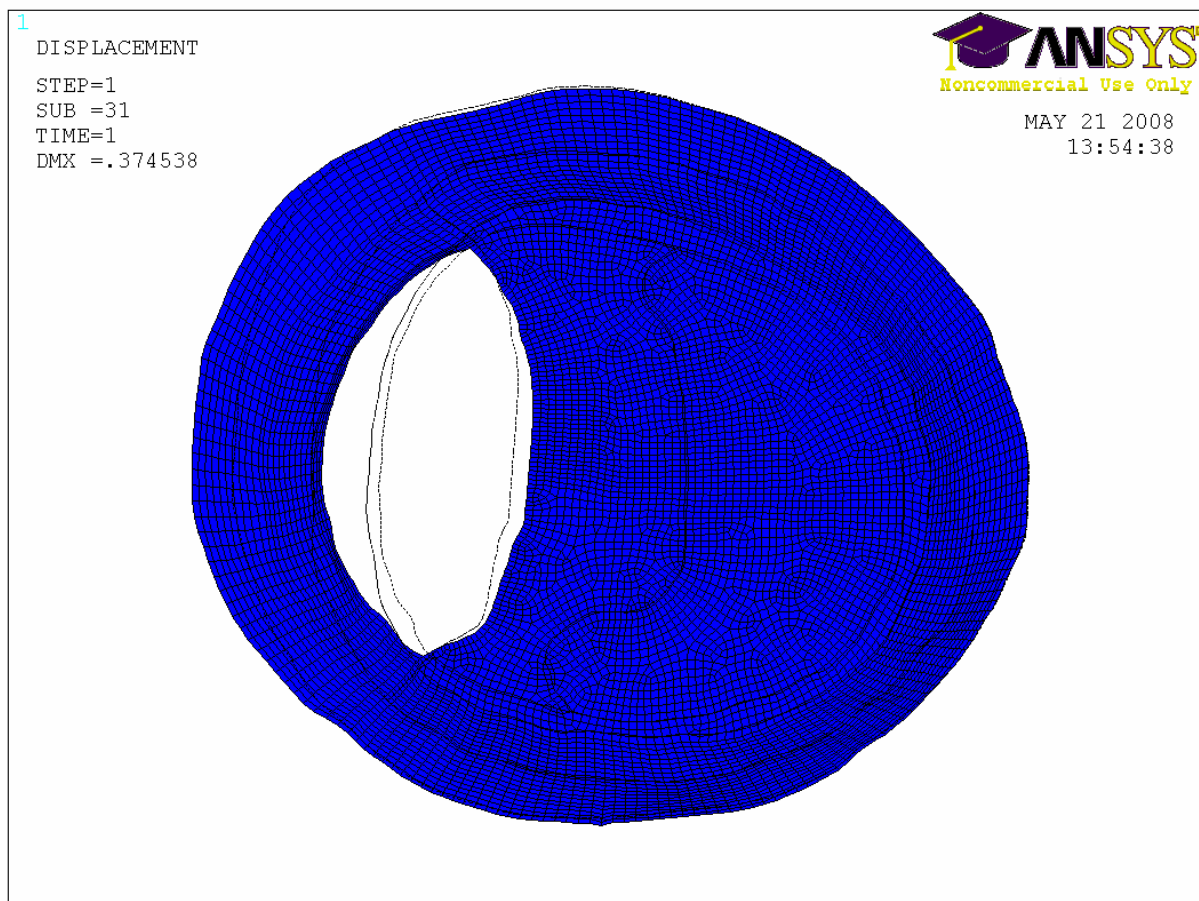
Výsledky této tepny jsou pro tlak 12 kPa.

PŘETVOŘENÍ



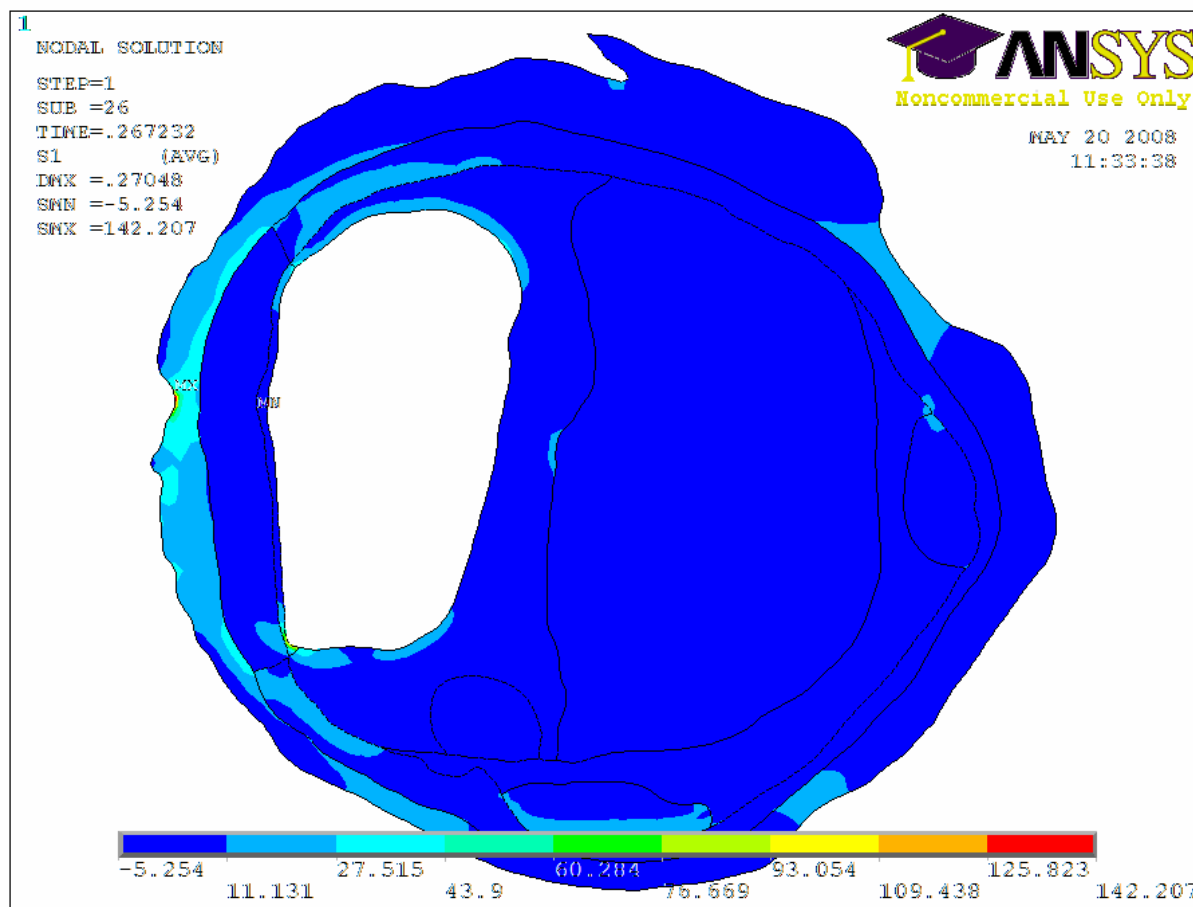
Obr. 31 Největší hlavní přetvoření (logaritmické) [-]

CELKOVÁ DEFORMACE



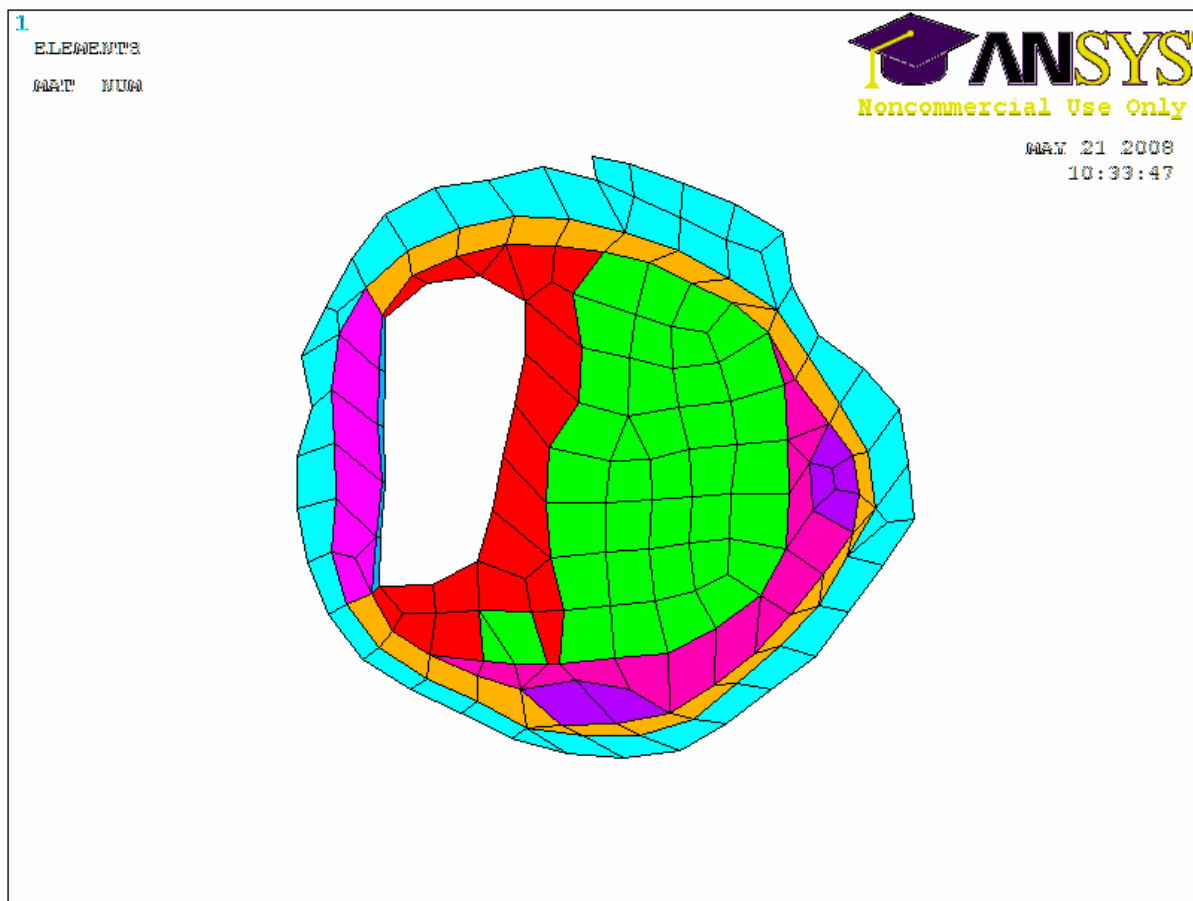
Obr. 32 Deformovaná síť modelu s obrysem jeho výchozí geometrie

9.2 Model arteria iliaca M2 – pro jemnou síť



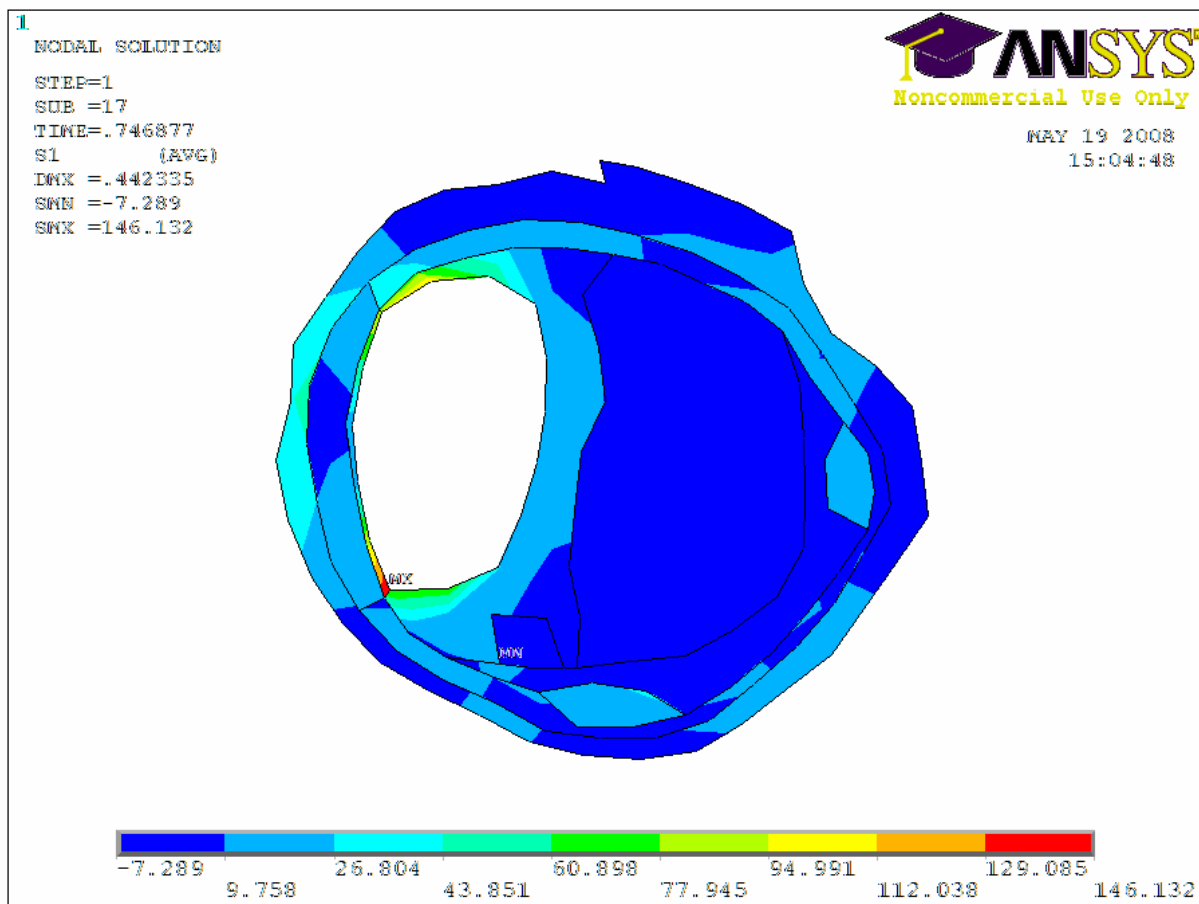
Obr. 33 Největší hlavní napětí [kPa]

Při zatížení vnitřním tlakem 16 kPa výpočet konvergoval při hodnotě 0,267232, což odpovídá velikosti zatížení tepny 4,3 kPa. Z tohoto důvodu jsem zvolil hrubou síť s velikostí prvku 0,5 mm, která je na obr. 34.



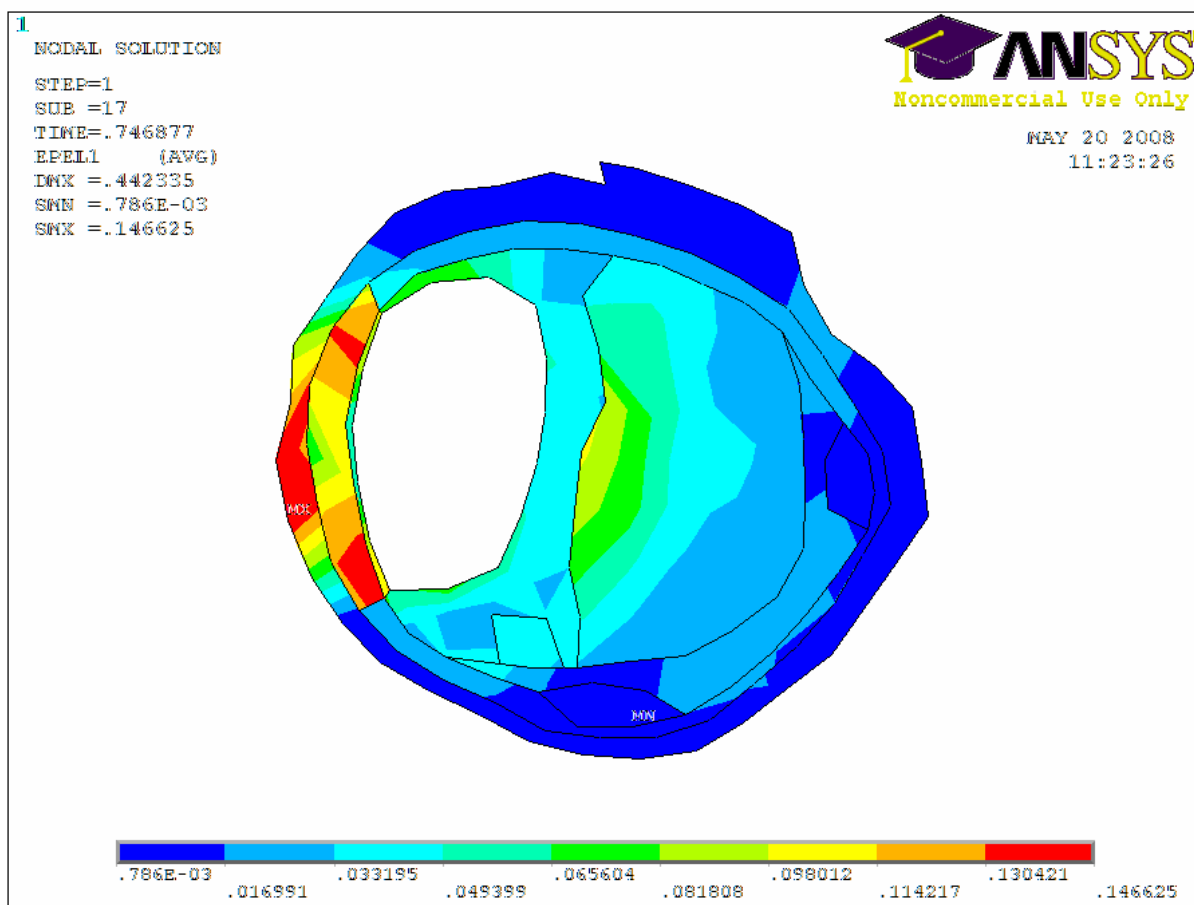
Obr. 34 Model M2 – hrubá síť

NAPĚTÍ



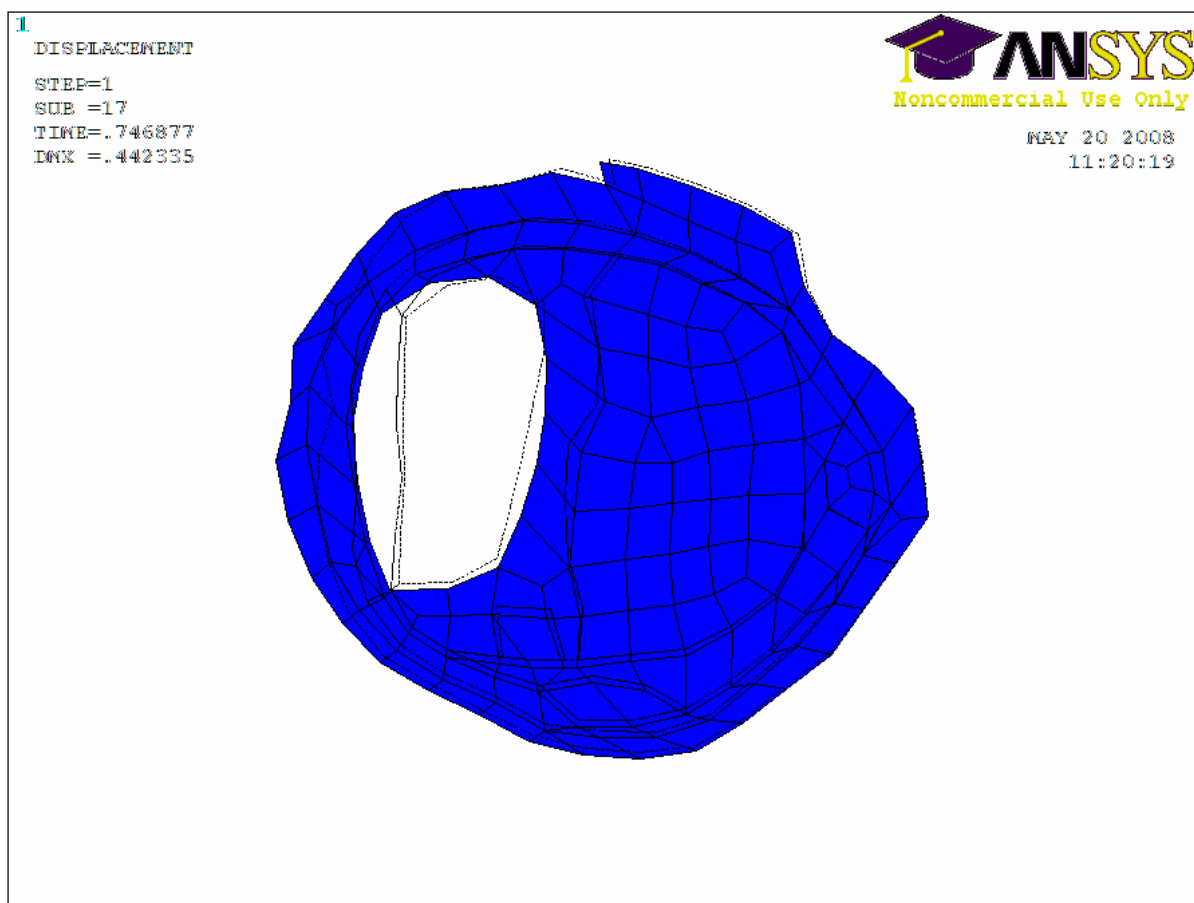
Obr. 35 Největší hlavní napětí [kPa]

PŘETVOŘENÍ



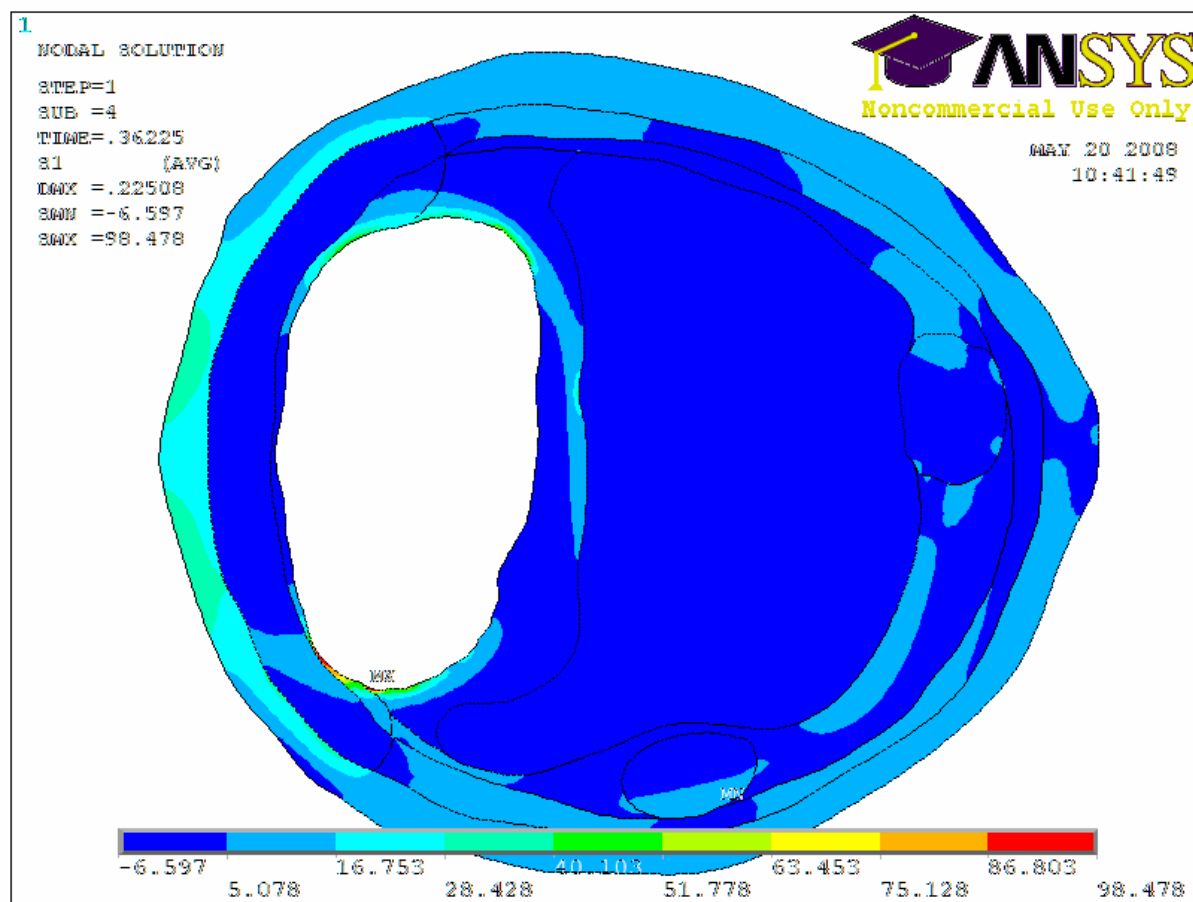
Obr. 36 Největší hlavní přetvoření (logaritmické) [-]

CELKOVÁ DEFORMACE



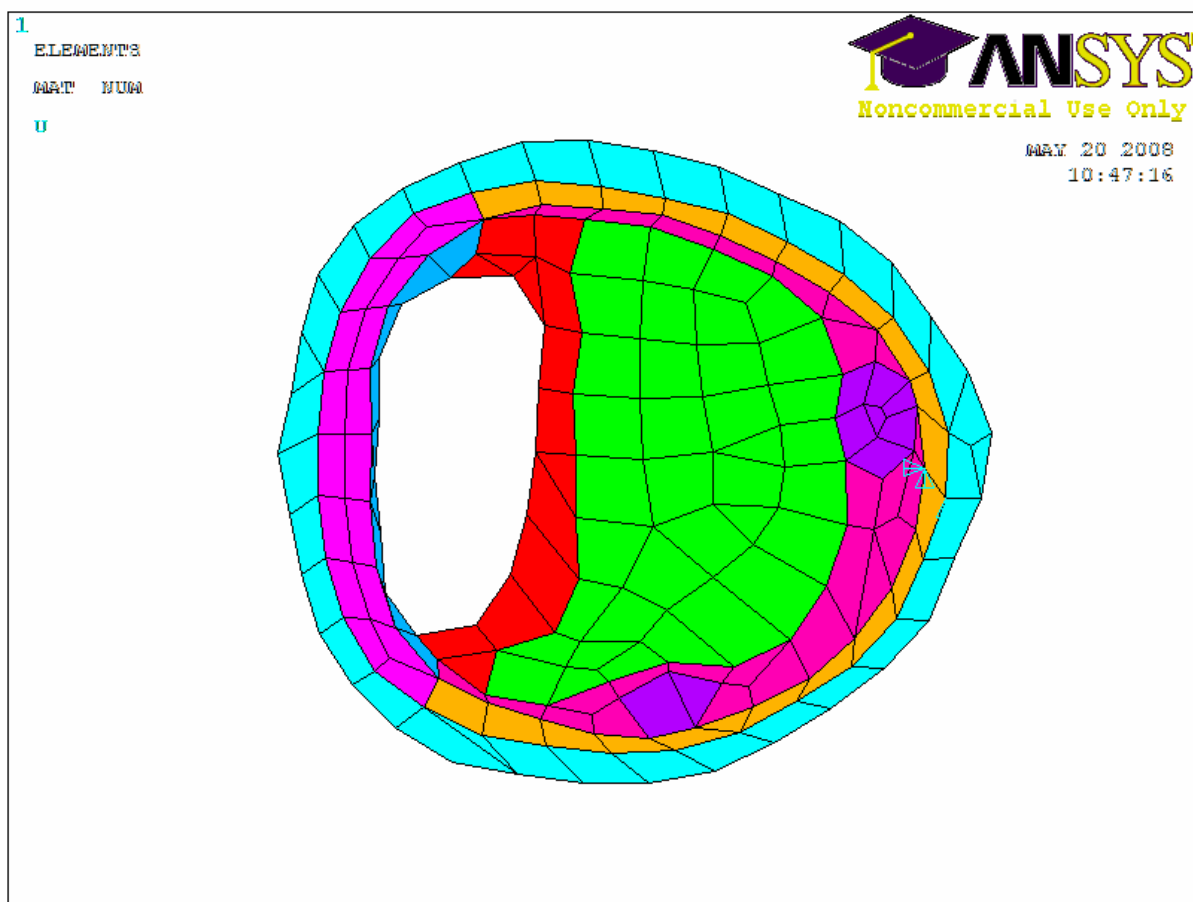
Obr. 37 Deformovaná síť modelu s obrysem jeho výchozí geometrie

9.3 Model arteria iliaca M3 – pro jemnou síť



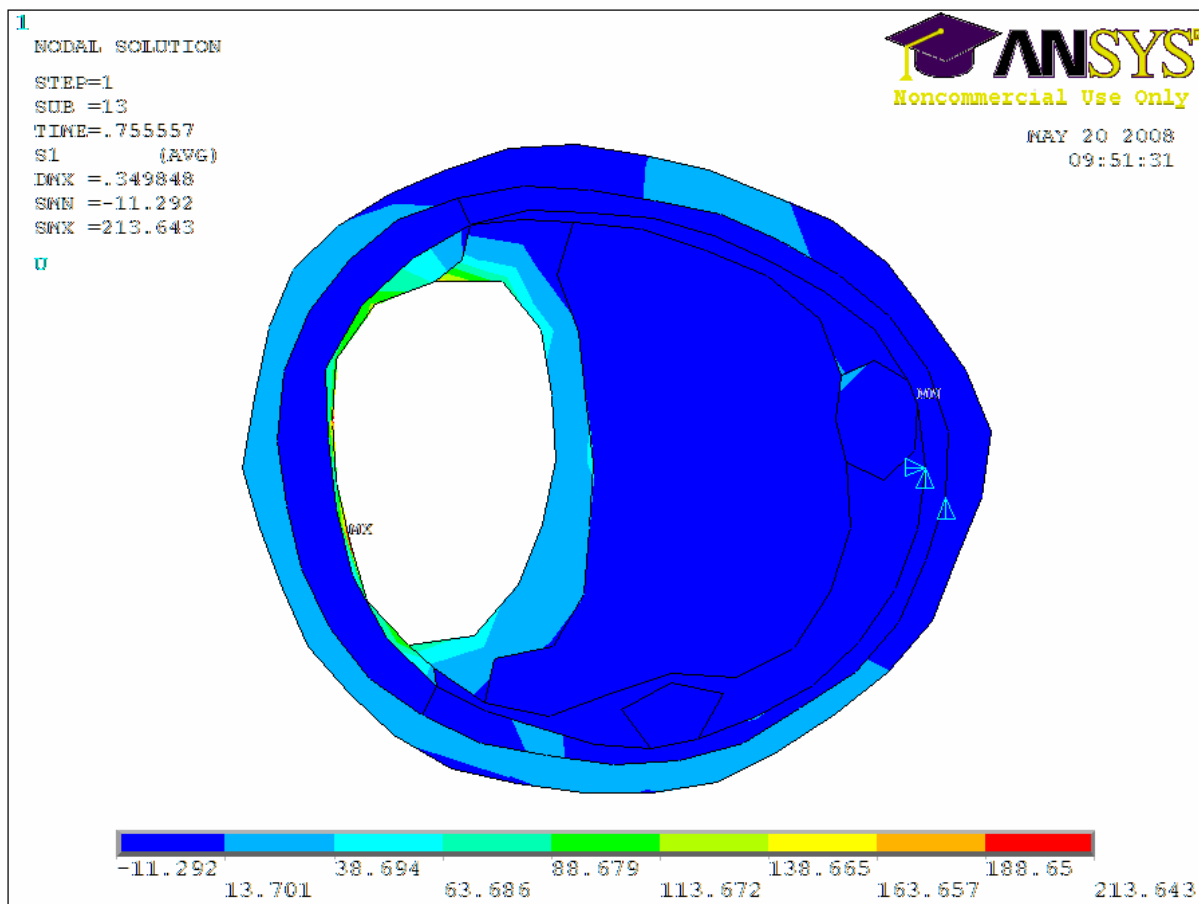
Obr. 38 Největší hlavní napětí [kPa]

Při zatížení vnitřním tlakem 16 kPa výpočet konvergoval při hodnotě 0,36225, což odpovídá velikosti zatížení tepny 5,8 kPa. Z tohoto důvodu jsem volil hrubou síť s velikostí prvku 0,5 mm, která je na obr. 39.



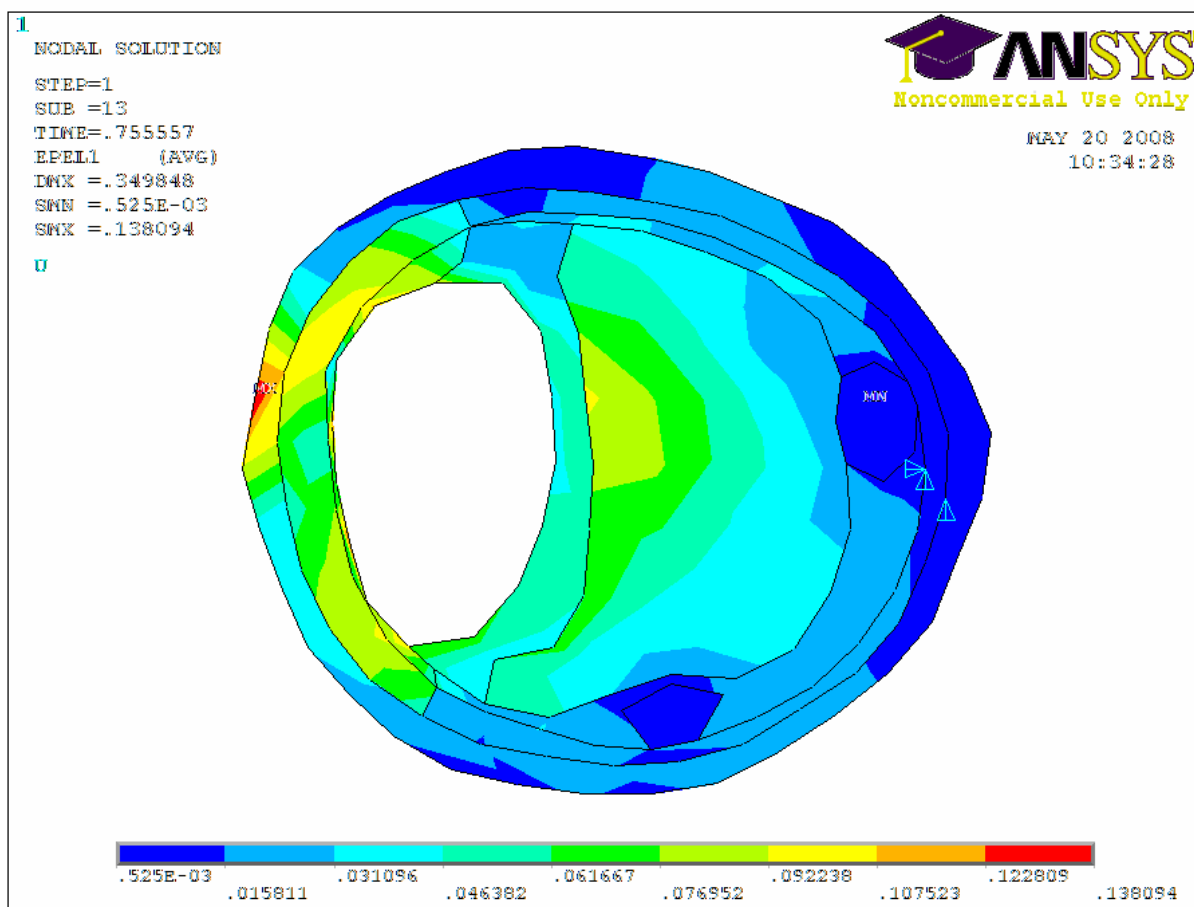
Obr. 39 Model M3 – hrubá síť

NAPĚTÍ



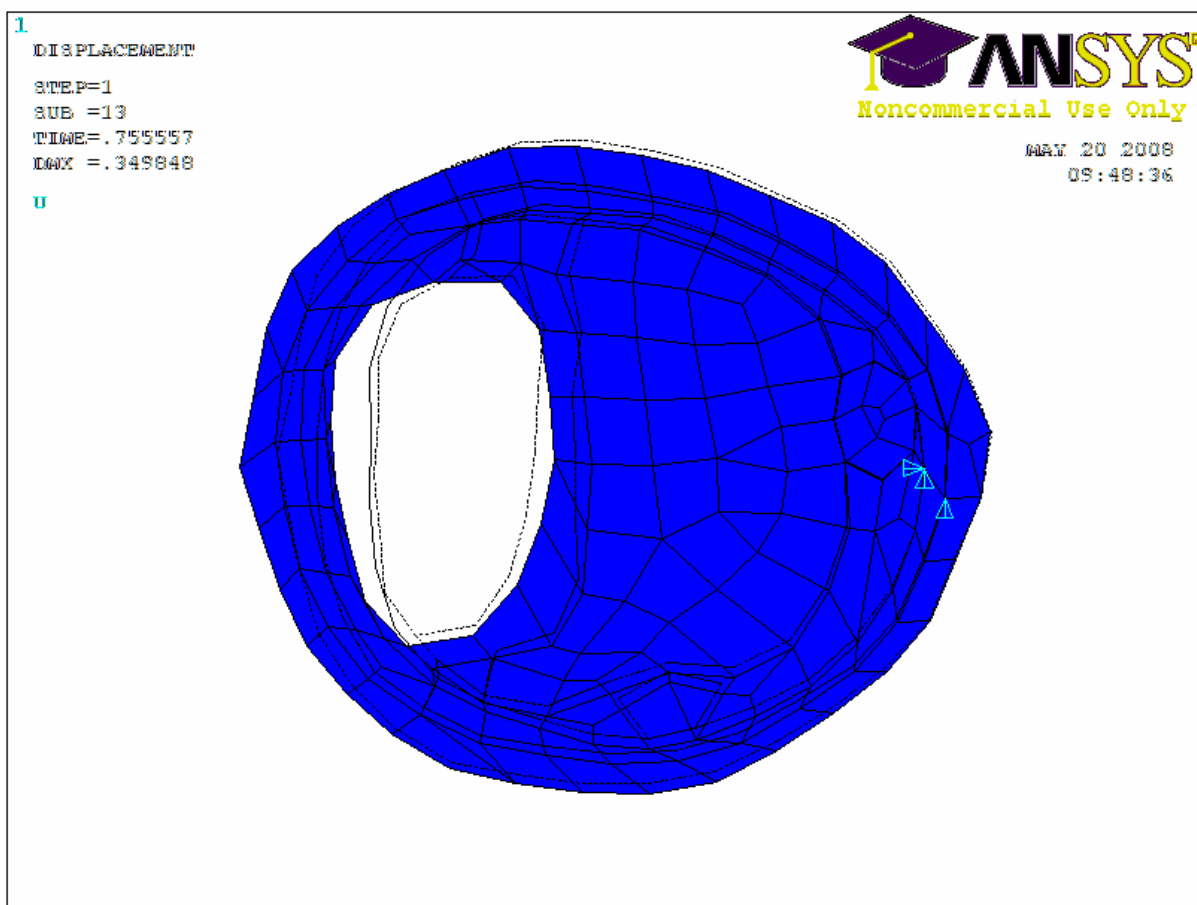
Obr. 40 Největší hlavní napětí [kPa]

PŘETVOŘENÍ



Obr. 41 Největší hlavní přetvoření (logaritmické) [-]

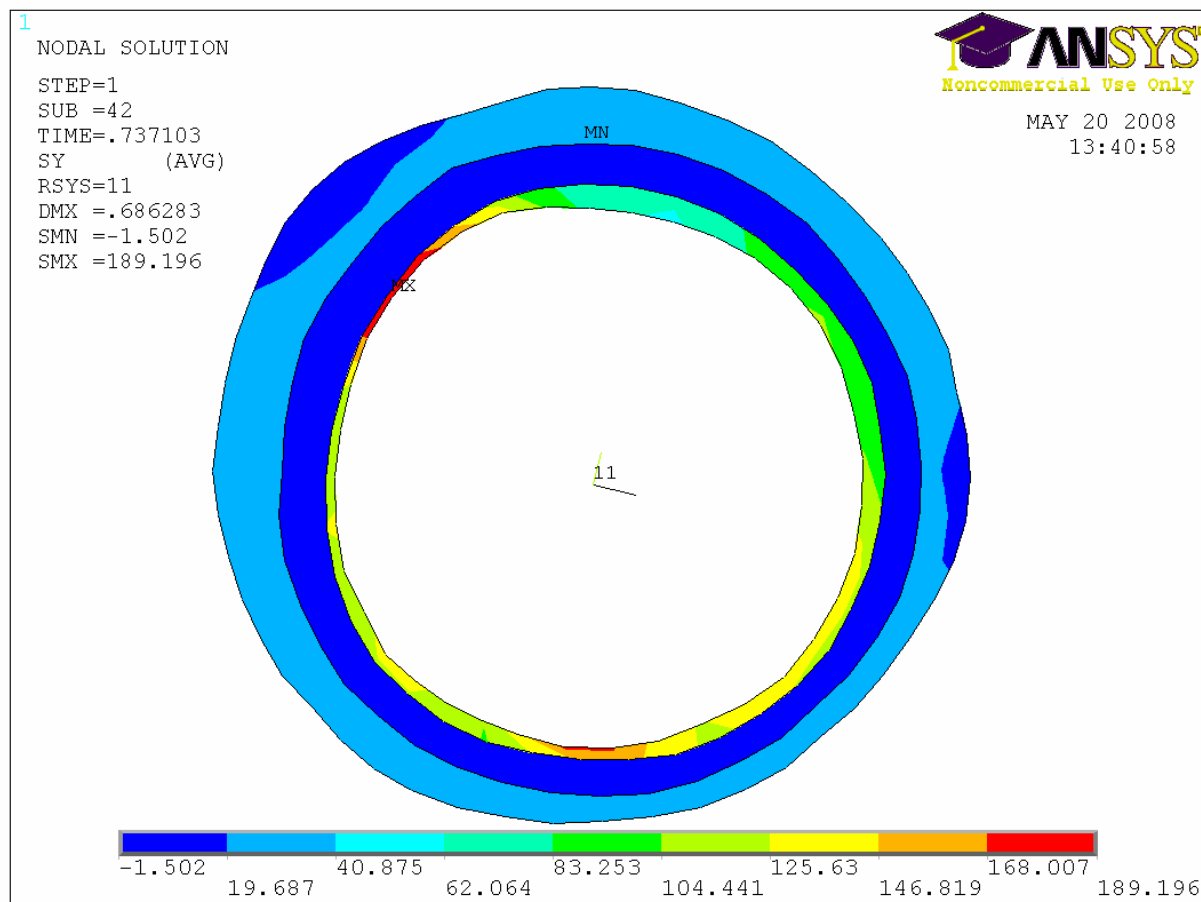
CELKOVÁ DEFORMACE



Obr. 42 Deformovaná síť modelu s obrysem jeho výchozí geometrie

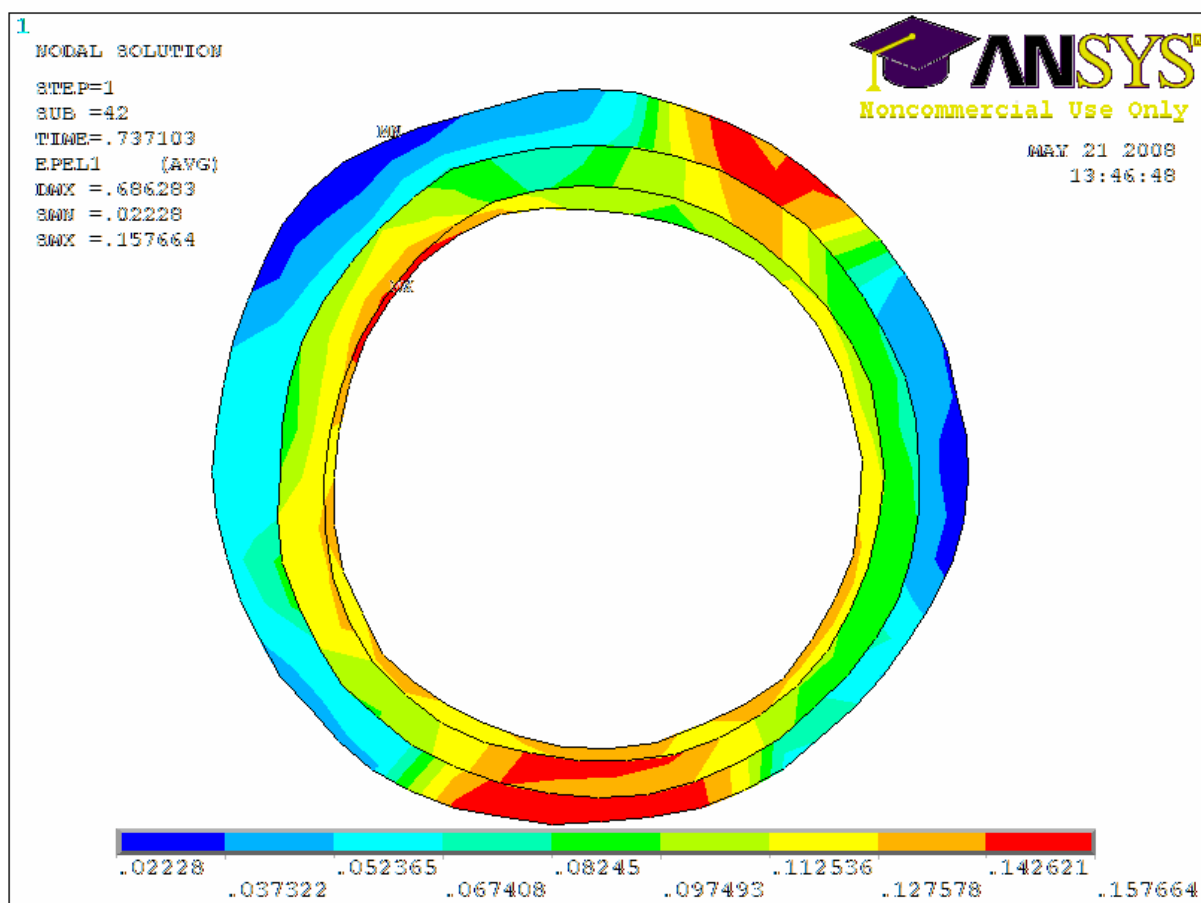
9.4 Model arteria iliaca M4 – pro jemnou síť

NAPĚTÍ



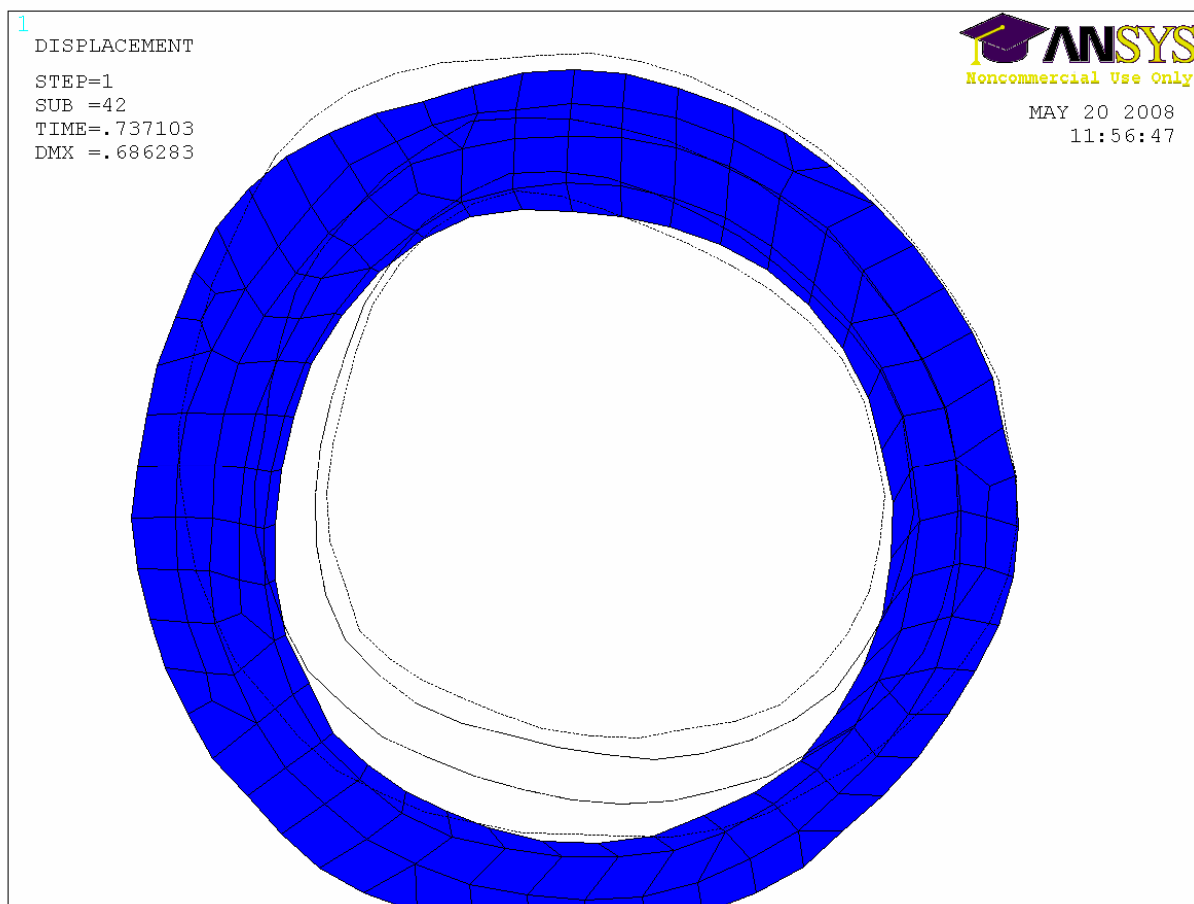
Obr. 43 Obvodové napětí [kPa]

PŘETVOŘENÍ



Obr. 44 Největší hlavní přetvoření (logaritmické) [-]

CELKOVÁ DEFORMACE



Obr. 45 Deformovaná síť modelu s obrysem jeho výchozí geometrie

9.5 Analýza výsledků

V následující kapitole budou prezentovány výsledky všech výpočtových modelů.

Vlivem zatěžování tepny vnitřním tlakem dochází k její deformaci. Při dodržení nastavení modelu vazeb - správné okrajové podmínky (viz. obr. 28), se tepna z důvodu zamezení všem stupňům volnosti v jednom uzlu a zamezení posuvu ve směru osy y v druhém uzlu deformuje („nafukuje“) ve směru osy x (např. obr. 32, 37).

Při zatěžování vnitřním tlakem 16 kPa, který odpovídá systolickému tlaku krve, výpočet konvergoval pouze k určité hodnotě. Tato hodnota poté ale neodpovídala zadanému tlaku (viz obr. 30, 33, 38). Tento výpočet se prováděl pro modely s jemnou sítí. Velikost prvku u takovéto sítě byl 0,05 mm (viz obr. 25, 26, 27).

Z tohoto důvodu jsem změnil síť u modelů na hrubší. Velikosti prvků u této sítě jsem volil 0,5 mm.

Tvorba sítě konečných prvků na modelech tepen není, z důvodu složité geometrie, snadná.

Pro model M1 (s ateromatickým plátem, geometrií podle obr. 18 a), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání) výpočet nekonvergoval, v posledním substupu bylo dosaženo zatížení 12 kPa. Celý výpočet poté s touto hodnotou zatížení a jemnou sítí konvergoval (viz obr. 30).

U modelu M2 (jedná se o model s ateromatickým plátem, reálnou geometrií zjištěnou z histologického řezu podle obr. 18 b) a s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání) výpočet konvergoval při hodnotě 0,267232 – to odpovídá zatížení tepny tlakem 4,3 kPa (viz obr. 33). Po změně na hrubší síť (viz obr. 34) výpočet konvergoval u hodnoty 0,746877, to odpovídá zatěžujícímu tlaku 11,95 kPa (viz obr. 35).

Model M3 - model s ateromatickým plátem s reálnou geometrií zjištěnou pomocí magnetické rezonance podle obr. 18 c), s reálnými vlastnostmi všech vyznačených tkání. Výpočet opět u jemné sítě konvergoval při malé hodnotě 0,36225 --> tlak 5,8 kPa (viz obr. 38). Pro hrubší síť (viz obr. 39) bylo dosaženo hodnotě tlaku 12 kPa (viz obr. 40).

U zdravé tepny (model M4 - model s ne zcela symetrickou geometrií, avšak bez ateromatického plátu, tři vrstvy odpovídající zdravé intimě, medii a adventitii) je hodnota vnitřního tlaku, který tepnu zatěžuje, 11,8 kPa.

Je tedy vidět, že u modelů s jemnou sítí výpočet nedosahuje potřebné konvergence, kromě modelu M1. Takto jemná síť obsahuje velké množství malých prvků, které se deforma-

jí více a tlak, kterým jsou zatěžovány nejsou schopny unést. Kdežto u hrubší sítě, kde je výrazně menší počet prvků dochází ke konvergenci.

U modelů M2 a M3 je nutná hrubší síť, protože tyto modely mají oproti modelu M1 složitější geometrii.

Z výsledků napětí vyplývá, že nejnamáhanější vrstvou stěny kyčelní tepny je intima (vnitřní stěna tepny), kdežto napětí v adventitii jsou za fyziologických podmínek nízké (viz obr. 30, 33, 35, 38, 40 a 43).

Velmi podstatný vliv na napětí má geometrie. Reálná geometrie tepen se liší od ideální (válcová). I velmi malá odchylka od válcového tvaru ihned zvýší extrémní napětí v intimě. Koncentrace napětí mohou způsobovat poškození intimy – to má za následek urychlení aterosklerotického procesu. V místě poškození endotelu dochází k pronikání lipoproteinu LDL (low density lipoprotein) do stěny. Lipoproteidy jsou bílkoviny, které jsou schopné na sebe vázat a přenášet tuky. Tím se ve stěně vytvářejí pěnivé buňky, které jsou podstatou a zárodkem tvorby ateromických plátů (viz. 4.6.2)

U silně sklerotické tepny klesá namáhání stěny v důsledku významného snížení průtočného průřezu i v části tepny nepostižené ateromem (viz obr. 30). Pokles se týká především silně namáhané intimy.

Pro modelování konstitutivních závislostí nelineárně elastických materiálů byl používán model Yeoh 3. stupně.

Z výsledků uvedeného výpočtového modelování tepen postižených aterosklerózou lze vyvodit, že:

- nejvíce namáhanou vrstvou stěny tepny je intima
- nepravidelnost stěny u reálných tepen má velký význam na napětí a to především v intimě
- tím, že se zmenšuje průtočný průřez tepny (lumen) – zapříčiněno tvorbou ateromů, dochází ke snižování napětí v intimě v určitých oblastech po obvodu tepny. Změnou geometrie (viz obr. 32) v těchto oblastech, napětí v adventitii spíše rostou. To se dá vysvětlit snahou živé tkáně dosáhnout i při zvýšeném namáhání návratu k fyziologickým hodnotám změnami ve struktuře a především geometrii.

Protože žádné jiné pracoviště ještě nedokázala změřit závislosti aterosklerotické stěny tepny potřebné k výpočtu, a to jakýmkoli způsobem (viz. 6), jsou závěry vyvozeny pouze ze

vzorků testovaných na jediném pracovišti (TU Graz) – viz [2]. Bez podložení dalšími experimenty není tedy možné závěry uvedeného výpočtového modelování rozšířit na tepny nepostižené sklerotickým procesem.

10 ZÁVĚR

Hlavními cíly této diplomové práce bylo nastudování problematiky výpočtového modelování konstitutivního chování tkání stěny člověka postiženého aterosklerózou, vytvoření výpočtového modelu aterosklerotické tepny a provedení analýzy napjatosti a deformace ve stěně takto postižené tepny. Konkrétně se jednalo o tepnu kyčelní. Tyto

Výchozí geometrie vycházela z použité literatury [2]. Následně z této upravené geometrie, jsem vytvořil geometrické a výpočtové modely pro určité tepny. Jednak pro tepnu postiženou různým stadiem aterosklerózy a poté pro tepnu zdravou.

Následně jsem vytvořil modely vazeb a zatížení. Jedná se o předepsání okrajových podmínek a zatížení.

Pro výpočet jsem použil metody konečných prvků, konkrétně program ANSYS 11.0.

Problematika výpočtového modelování zdravých tepen či tepen postižených aterosklerózou je velmi složitá. Ať už se jedná o vstupní údaje jako (geometrie a materiálové charakteristiky) nebo o vlastní zatížení. Se zdokonalováním lékařské techniky pro zjištění těchto údajů a současně s rozvojem MKP se toto modelování může nadále rozvíjet.

11 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Burša, J.: *Výpočtové modelování problémů mechaniky živých a neživých těles z kompozitních materiálů umožňujících velké deformace*. Habilitační práce, FSI VUT Brno, 2005, 113 stran.
- [2] Holzapfel G.A., Sommer G., Regitnig P.: *Anisotropic Mechanical Properties of Soft Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques*. *J. Biomechanical Engineering*, Vol.126, No.5, November 2004, pp.657-665.
- [3] Petruška, J., Burša, J.: *Nelineární úlohy mechaniky v MKP*
- [4] Burša, J.: *Opory- Biomechanika III*
- [5] Smith, T., vedoucí týmu autorů.: *Encyklopedie lidského těla*, Fortuna Print, čtvrté vydání, Praha 2005, 240 stran
- [6] *ANSYS User manual - hyperelasticity*
- [7] Burša, J.: *Opory -Konstitutivní vztahy materiálu ve výpočtovém modelování*
- [8] Čihák, R.: *Anatomie 3*, Grada Publishing, 672 stran
- [9] www.biomechanika.cz