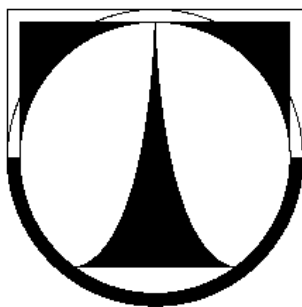


**TECHNICKÁ UNIVERZITA
V LIBERCI**

Fakulta strojní



Diplomová práce

Napětí ve stěnách velkých cév

2006

Jiří Klaudy



Technická univerzita v Liberci

Fakulta strojní

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Studijní rok 2005/2006

Zadání diplomové práce

Jméno a příjmení: **JIŘÍ KLAUDY**
Studijní program: M 2301 Strojní inženýrství
Obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika
Zaměření: Inženýrská mechanika

Ve smyslu zákona č 111/1998 Sb. o vysokých školách se Vám určuje diplomová práce na téma

Napětí ve stěnách velkých cév

Zásady pro vypracování

Úkolem diplomové práce je vypracovat numerické modely, popisující napětí ve stěnách velkých krevních cév, především tepen velkého průsvitu a koronárních tepen. Zohledněte zbytkové napětí (především v obvodovém směru) a pokuste se o zohlednění některých patologických změn (aterosklerózy) a jejich vlivů na napjatost cévní stěny.

1. Nalezení vhodného materiálového modelu a jeho parametrů na základě údajů z dostupné literatury
2. Numerický model cévní stěny
3. Analýza vlivu předpětí a některých patologických změn na stav napjatosti cévní stěny

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta strojní

Studijní program: M 2301 Strojní inženýrství

Obor: 3901T003

zaměření Inženýrská mechanika

Katedra aplikované mechaniky

Napětí ve stěnách velkých cév

Stress analysis of large blood vessels

Jméno autora: Jiří Klaudy

Vedoucí DP: Dr.Ing. Tomáš Hruš, TU Liberec

Konzultant DP: Ing. Lukáš Čapek.

Rozsah práce a příloh:

Počet stran: 63

Počet příloh: 16

Datum: 22. května 2006

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 o právu autorském, zejména § 60 (školní dílo).

Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé DP a prohlašuji, že souhlasím s případným užitím mé diplomové práce (prodej, zapůjčení apod.).

Jsem si vědom toho, že užít své diplomové práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše).

V Liberci 22. května 2006

.....

Jiří Klaudy

Místopřísežné prohlášení

„Místopřísežně prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury.“

V Liberci 22. května 2006

.....

Jiří Klaudy

ANOTACE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

TÉMA:

Napětí ve stěnách velkých cév

ANOTACE:

Tato diplomová práce se zabývá analýzou napjatosti ve stěnách velkých cév se zohledněním zbytkových napětí a možnosti výskytu aterosklerózy. Analýza byla prováděna metodou konečných prvků v programu ANSYS na základě hodnot uvedených v příslušné literatuře.

DIPLOMA PROJECT

THEME:

Stress analysis of large blood vessels

ANNOTATION:

The thesis deals with a stress analysis of large blood vessels with consideration of remanent stress and possibility of atherosclerosis. This analysis had been solved by finite element system ANSYS based on parameters referred to proper letters.

Děkuji vedoucímu diplomové práce Dr. Ing. Tomáši Hrušovi z katedry mechaniky, pružnosti a pevnosti TU v Liberci za cenné rady a připomínky, svému konzultantovi Ing. Lukáši Čapkovi za poskytnutí studijních materiálů a v neposlední řadě také svým rodičům za pomoc a podporu při celém studiu na TU v Liberci.

ÚVOD	10
1 POPIS SRDEČNĚ – CÉVNÍHO SYSTÉMU	11
2 ANATOMICKÝ POPIS CÉV.....	12
2.1 ARTÉRIE	12
2.2 AORTA.....	13
3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI CÉV	14
3.1 VISKOELASTICKÉ VLASTNOSTI MĚKKÝCH TKÁNÍ	15
3.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI TEPEN.....	15
3.3 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ MECHANICKÉ VLASTNOSTI TEPEN	16
3.3.1 Vliv předpětí.....	16
3.3.2 Vliv lokalizace	16
3.3.3 Vliv orientace vzorku.....	16
3.3.4 Vliv věku	17
3.3.5 Vliv teploty a rychlosti zatěžování.....	17
3.3.6 Vliv aterosklerózy	18
3.4 VISKOELASTICKÉ VLASTNOSTI TEPNY	19
3.5 VNITŘNÍ PNUTÍ V TEPNÁCH	20
4 HYDRODYNAMIKA SRDEČNĚ-CÉVNÍHO SYSTÉMU	22
5 SIMULACE - AORTA	24
5.1 GEOMETRIE.....	24
5.1.1 Geometrie rozevřené cévy	25
5.2 MATERIÁLOVÝ MODEL	28
5.2.1 Volba materiálového modelu.....	28
5.2.2 Výpočet konstant pro materiálový model Arruda – Boyce	29
5.3 Síť	30
5.3.1 Typ elementu	30
5.4 TVORBA SÍTĚ (MESHING)	31
5.5 OKRAJOVÉ PODMÍNKY	32
5.5.1 Obecné okrajové podmínky	32
5.5.2 Okrajové podmínky pro uzavření cévy	32
5.5.3 Okrajová podmínka pro zatížení cévy	33
5.6 ŘEŠENÍ SIMULACE.....	35
5.7 VÝSLEDKY.....	35
5.8 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	37
5.8.1 Poměr obvodových a radiálních napětí.....	37
5.8.2 Vliv velikosti úhlu rozevření na vnitřní napjatost cévy.....	38
6 SIMULACE S APLIKACÍ OSOVÉHO PŘEDPĚTÍ.....	42
6.1 GEOMETRIE A MATERIÁLOVÝ MODEL	42
6.2 Síť	42

6.3	ZATÍŽENÍ	43
6.4	VÝSLEDKY	45
7	SIMULACE – VĚNČITÉ TEPNY	46
7.1	GEOMETRIE.....	46
7.2	ZATÍŽENÍ	47
7.3	VÝSLEDKY	47
7.4	ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	50
7.4.1	<i>Poměr obvodových a radiálních napětí.....</i>	<i>50</i>
7.4.2	<i>Vliv velikosti úhlu rozevření na vnitřní napjatost cévy.....</i>	<i>51</i>
8	SIMULACE – AORTA POSTIŽENÁ ATEROSKLERÓZOU	54
8.1	MATERIÁLOVÝ MODEL POUŽITÝ PRO ATEROSKLEROTICKOU VRSTVU	54
8.2	ATEROSKLEROTICKÁ VRSTVA	55
8.3	VÝSLEDKY:.....	55
8.4	RŮST ATEROSKLERÓZY	57
9	3D MODEL ROZBOČENÍ	58
10	OBJEMOVÁ TUHOST CÉVNÍ STĚNY	59
	ZÁVĚR.....	62
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	63
	PŘÍLOHA	

Použité značení

Označení	Jednotky	Název veličiny
Θ	$^{\circ}$	úhel rozevření
α	$^{\circ}$	úhel výseče
O	mm	obvod střednice
r	mm	vnější poloměr uzavřené cévy
r_0	mm	střední poloměr uzavřené cévy
r_2	mm	vnitřní poloměr rozevřené cévy
r_{10}	mm	střední poloměr rozevřené cévy
r_1	mm	vnější poloměr rozevřené cévy
t	mm	tloušťka stěny
d	mm	vnější průměr uzavřené cévy
σ_{kv}	kPa	ekvivalentní napětí dle HMM
σ_o	kPa	obvodové napětí
σ_{rad}	kPa	radiální napětí
σ_{ax}	kPa	axiální napětí
p	kPa	vnitřní přetlak, zatěžující tlak
μ	kPa	počáteční modul pružnosti ve smyku
λ_L	-	limitní protažení sítě
k_o	$\text{kPa} \cdot \text{mm}^{-3}$	objemová tuhost
Δp	kPa	změna tlaku
ΔV	mm^3	změna objemu
m	-	dělení sítě po obvodu
n	-	dělení sítě po tloušťce stěny
LS1	-	zatěžovací stav 1
LS2	-	zatěžovací stav 2
ε	-	poměrná deformace

Úvod

Problematicke srdečně cévní chirurgie se v poslední době věnuje značná pozornost v mnohých vědních oborech. Je to dáno jistě i tím, že nemoci spojené se srdečně–cévním systémem patří k velmi rozšířeným. Počtem úmrtí na kardiovaskulární onemocnění se naše země řadí mezi „špičku“ v Evropě. Za rok 2002 zemřelo na infarkt myokardu téměř 9 807 lidí [8].

Tato diplomová práce se zabývá napětíovou analýzou cévní stěny aorty a koronárních tepen. Na základě měření uvedených v příslušné literatuře definuje odpovídající materiálový model s přihlédnutím k určitým zjednodušením.

V první části se tento materiálový model použije k dvourozměrné simulaci aorty, kde se budou zkoumat průběhy napětí po tloušťce stěny a hledat optimální konfiguraci jež by nejlépe odpovídala cévě ve fyziologickém prostředí. Bude zde aplikováno radiální a axiální předpětí. Obdobná simulace bude provedena i pro koronární tepnu.

Další část se bude zabývat působením aterosklerotické vrstvy cévní stěny a její působení na nepoškozenou část cévy. Na základě hypotéz uvedených v příslušné literatuře bude vytvořena přibližná simulace růstu aterosklerotické vrstvy (opět s určitým zjednodušením).

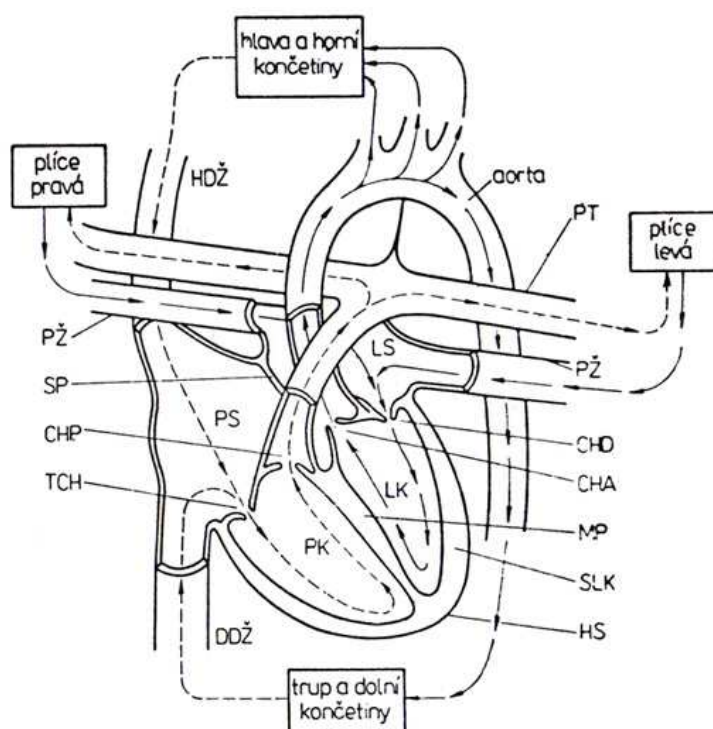
Poslední kapitola se bude zabývat pojmem objemové tuhosti a vlivem tohoto parametru na průchod pulzní vlny cévou.

Veškeré simulace budou prováděny v konečně-prvkovém systému ANSYS.

1 Popis srdečně – cévního systému

Cévní systém je složen ze srdce, cév, mízních uzlin, sleziny a nervových řídicích prvků. Ústředním orgánem tohoto systému je srdce (*cor*). Je to svalová pumpa, skládající se z pravé a levé síně (*atrium*) a pravé a levé komory (*ventriculus cordis*).

Žilní krev z celého těla (kromě plic) vstupuje do pravé části srdce. Odtud se dostává do plicnice a dále do plicních tepen a z nich pak do pravé a levé plice. Zde se tepny dělí až na ty nejmenší cévy (tzv. vlásečnice, kapiláry), ve kterých pak probíhá okysličené krve a snížení CO_2 v ní obsažené. Tato okysličená krev se pak vrací čtyřmi plicními žilami do levé části. Toto je označováno za malý (neboli také plicní) krevní oběh. Krev dále přechází do největšího tepenného kmene zvaného srdečnice (*aorta*). Z ní je pak krev pomocí různých větvení rozváděna do celého těla a přes kapilární síť orgánů a tkání sváděna do žilek a žil které se spojují ve dvě hlavní duté žíly, kterými se krev vrací zpět do pravé části srdce. Tato část oběhu se nazývá velký (nebo také tělní) krevní oběh.



Obr. 1

LK – levá komora; PK – pravá komora; LS – levá síň; PS – pravá síň; HDŽ – horní dutá žíla; DDŽ – dolní dutá žíla; MP – mezikomorová přepážka; SP – síňová přepážka; HS – hrot srdeční; TCH – trojcípá chlopeč mezi pravou síní a komorou; CHP – chlopeč aorty; CHD – chlopeč dvoucípá; PŽ – plicní žíly; PT – plicní tepny; SLK – svalovina levé komory [1]

Krev slouží jako zdroj kyslíku a živin pro tkáně v organismu, navíc zprostředkovává transport odpadových produktů do ledvin a transport hormonů do buněk. Rovněž se podílí na řízení teploty v organismu. Po odevzdání kyslíku tkáním a odebrání CO₂ se z takovéto krve stává tzv. žilní (*venosní*) krev.

Všechny tělní žíly se sbíhají ve dva velké žilní kmeny – horní dutou žílu (*vena cava superior*), která sbírá krev z oblasti hlavy, krku, horních končetin a vrchní části trupu a dolní dutou žílu (*vena cava inferior*), jež přivádí krev z dolních končetin, pánve a z orgánů břicha. Obě duté žíly končí v pravé části srdce.

2 Anatomický popis cév

Cévy jsou trubice, které v lidském těle vedou krev a mizu (lymfu). Jejich stavba je závislá na funkci jednotlivých cév a uložení v lidském těle.

Dělí se na:

1. **Tepny** (*arterie*) - vedou krev od srdce
2. **Žíly** (*vény*) – vedou krev k srdci
3. **Kapiláry** – v nich se odehrává látková výměna mezi tkání a krví (například plicní kapiláry)
4. **Lymfatické cévy** – vedou lymfu, tj. tkáňovou tekutinu zpět do krevního systému.

2.1 Artérie

Rozlišujeme několik druhů artérií :

1. **Arterioly** – cévy nejmenší velikosti, jejich průměr se pohybuje kolem 100 μm
2. **Arterie malého až středního kalibru** – tzv arterie svalového typu (jejich stěna sestává převážně z hladkého svalstva což umožňuje regulaci zásobení krve). Střední průměr se pohybuje kolem cca 3 mm
3. **Arterie velkého kalibru** – cévy elastického typu. Jejich průměr se pohybuje v rozmezí 8-26 mm.

Každá artérie (stejně jako žíla) se skládá ze tří vrstev:

1. Vnitřní vrstva (*tunica intima*)
2. Střední vrstva (*tunica media*)
3. Vnější vrstva (*tunica adventia*)

Vnitřní vrstva (*tunica intima*) je tvořena buněčnou vrstvou (*endotel*) a elastickou membránou, tvořenou elastickými a kolagenními vlákny. U dospělého člověka dosahuje tato vrstva v aortě až 100 μm .

Střední vrstva (*tunica media*) je tvořena 40-60 elastickými membránami (každá z nich cca 2,5 μm silná). Mezi těmito membránami prochází pod úhlem 30° - 50° k podélné ose vlákna hladkých svalů, která jsou obtočena dalšími kolagenními vlákny. Tato konfigurace umožňuje „pružinové“ zpětné smrštění cévy po průchodu pulsní vlny.

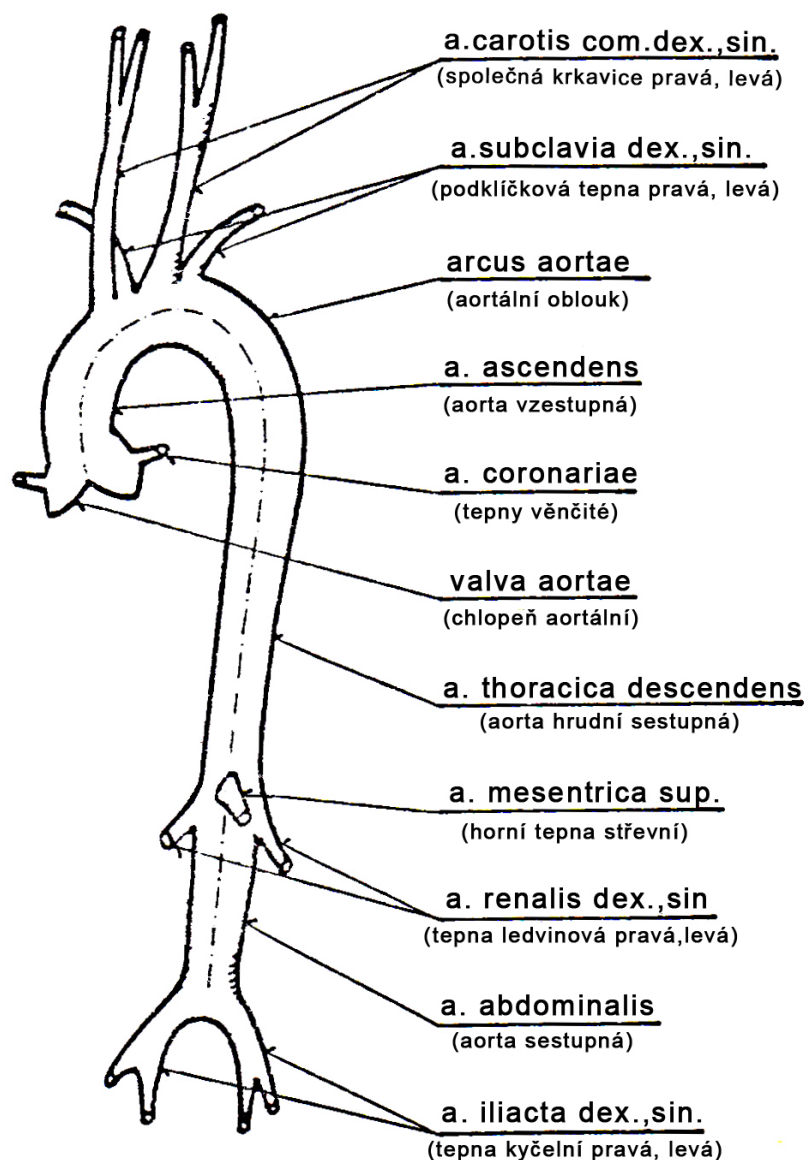
Vnější vrstva (*tunica adventia*) je tvořena převážně z kolagenních vláken. Obsahuje zevní elastickou blanku, která brání nadměrnému roztažení cévy při průchodu pulsní vlny. Obsahuje také slabé tepny (*vasa vasorum*), které se starají o výživu stěn cévy a větví se až do svrchní části *tunica media*. Vnitřní část této vrstvy je pravděpodobně živena přímo difúzí z krevního proudu.

2.2 Aorta

Významnou artérií velkého krevního oběhu je aorta. V její vzestupné části se nacházejí dvě věnčité (koronární) tepny, které mají za úkol vyživovat srdce (viz obr.2). Pravá věnčitá tepna bývá většinou větší než levá, je více větvená a vyživuje část pravé komory, část mezikomorové přepážky a spodní část levé komory. Levá věnčitá tepna zásobuje krví levou síň, téměř celou levou komoru a část pravé komory. Průtok krve těmito cévami nastává zejména při diastole. V klidu se tento průtok pohybuje okolo 250 cm^3/min ale při zvýšené aktivitě může stoupnout až na čtyřnásobek.

Z aortálního oblouku pak odstupují silné větve zásobující hlavu a horní končetiny (obr. 2). Z hrudní aorty vystupuje 10 párů mezižeberních artérií, z aorty sestupné pak větve orgánové, které se dělí na tepny jaterní, žaludeční a slezinovou. Další větve

vyživují střeva a ledviny. Na úrovni čtvrtého bederního obratle se aorta dělí na dvě tepny kyčelní, jež vyživují dolní končetiny [1].



Obr. 2

Schéma aortálního kmene s některými odstupujícími větvemi [1]

3 Mechanické vlastnosti cév

Stěna cévy je v podstatě kompozitní materiál, který nemá jednoznačný výchozí stav. V podmínkách *in vivo* (tj. v živém organismu) jsou všechny tkáně v dynamické rovnováze (ať už ve smyslu mechanickém či biologickém) a jakákoliv změna v životních podmínkách tento ustálený stav mění [1].

3.1 Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání

Měkké tkáně obecně vykazují tyto vlastnosti:

1. Závislost napětí – deformace je nelineární (viz graf 1)
2. Projevuje se u nich relaxace při konstantní deformaci, creep při konstantním tahu, hystereze při cyklickém namáhání, závislost elastických modulů na rychlosti zatěžování a únavová životnost.
3. Vykazují závislost na historii zatěžování (tzv. *hereditárnost*)
4. Je u nich obtížné určit počáteční stav (cévy jsou v těle předeplatě)

Z uvedených skutečností vyplývá, že výzkum této oblasti je značně složitý. Na pacientovi lze výjimečně provádět pouze určité experimenty a některé údaje nejdou zjišťovat vůbec. Proto se většina experimentů provádí na zvířatech, přičemž se předpokládá, že při vhodném výběru vzorků a vhodném postupu mají výsledky jistý stupeň zevšeobecnění, zejména na člověka. Tato pracovní hypotéza o extrapolaci je základem většiny fyziologických, klinických a farmaceutických výzkumů [1].

3.2 Mechanické vlastnosti tepen

Jak bylo již bylo uvedeno v kapitole 2.1, každá tepna má svou cévní stěnu složenou ze tří vrstev, které obsahují svalovinu, kolagen a elastin. V následující tabulce jsou uvedena procentuální zastoupení jednotlivých složek v aortě a plicnici psa [1] :

Tabulka 1

	kolagen (%)	elastin (%)	hladký sval (%)
vzestupná část aorty (<i>aorta ascendens</i>)	15,2 - 17,2	46,8 - 48,6	35
kmen plicnice (<i>truncus pulmonalis</i>)	9,1	21,0	65
pravá plicnice (<i>a. pulmonalis dextra</i>)	9,1	17,4	65
levá plicnice (<i>a. pulmonalis dextra</i>)	7,6	17,4	68

3.3 Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti tepen

3.3.1 Vliv předpětí

Ve fyziologickém stavu jsou tepny v lidském těle předepnuty. V [1] je uvedeno, že aorta pracuje kolem počátečního stavu napjatosti, při kterém je deformace její stěny v podélném směru v rozmezí od 20%-70%. Dle experimentů bylo zjištěno, že stupeň zkrácení vzorků vyjmutých z organismu definuje přímo typ cévy a že na míru smrštění vzorků má vysoký vliv věk. Proto je velmi nesnadné určit počáteční stav a uvádí se, že přirozená délka cévy je jedna z nejméně přesných veličin měření. Cévní stěna ve fyziologickém stavu dále obsahuje předpětí v obvodovém směru, které je dále popsáno v kapitole 3.5.

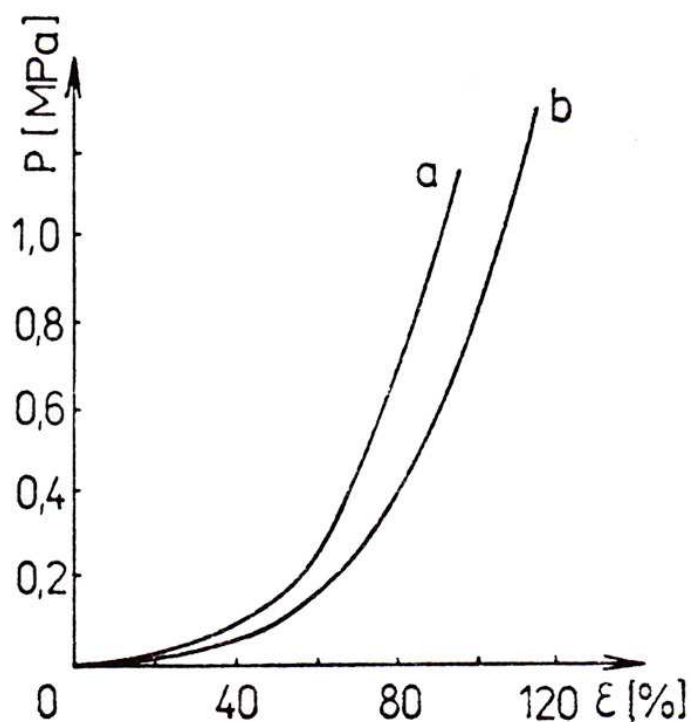
3.3.2 Vliv lokalizace

Řada mechanických vlastností není závislá pouze na typu dané tepny, ale také na lokalizaci vzorku – tj. u jedné tepny se mohou měnit funkční podmínky se vzdáleností od srdce, což ovlivňuje řadu mechanických vlastností. V [1] jsou uvedeny průměrné hodnoty maximálního prodloužení v podélném směru pro různé tepny:

Břišní aorta (<i>aorta abdominalis</i>)	148%
Hrudní aorta (<i>aorta thoracica</i>)	145%
Stehenní tepna (<i>arteria femoralis</i>)	124%
Společná krční tepna (<i>arteria karotis communalis</i>)	124%

3.3.3 Vliv orientace vzorku

Rozdílné mechanické vlastnosti v závislosti na orientaci vzorku jsou výsledkem rozdílných požadavků na funkčnost cévní stěny. Na grafu 1 je zobrazena závislost napětí-deformace pro obvodový a podélný směr. Z těchto závislostí vyplývá, že mez pevnosti v tahu i maximální deformace jsou v obvodovém směru vyšší než v podélném. Toto zjištění odpovídá funkčním požadavkům na stěnu tepny.



Graf 1

Závislost napětí – deformace aorty pro podélný (a) a obvodový (b) směr [1].

3.3.4 Vliv věku

Jedním z nejvýznamnějších parametrů ovlivňující mechanické vlastnosti cév je věk a zdravotní stav. Změny mechanických vlastností v závislosti na těchto parametrech mohou být až ve stovkách procent. V tabulce 2 je ukázáno, že nejvyšší pokles s věkem je u maximálního procentuálního protažení [1].

Tabulka 2

věk (roky)	10 - 19	20 - 39	40 - 59	60 - 79
Tahová síla do porušení na jednotku tloušťky (N/mm)	$0,85 \pm 0,03$	$0,82 \pm 0,02$	$0,82 \pm 0,02$	$0,79 \pm 0,03$
Mez pevnosti v tahu (MPa)	$1,40 \pm 0,03$	$1,14 \pm 0,09$	$1,04 \pm 0,05$	$1,04 \pm 0,05$
Maximální protažení (%)	99 ± 2	78 ± 2	68 ± 4	45 ± 4

3.3.5 Vliv teploty a rychlosti zatěžování

Vliv teploty na cévy se projevuje dvojím způsobem - jednak jsou podrážděny termoreceptory (buňky, jež jsou schopny zaznamenávat změnu teploty) a termoregulace se provádí pomocí nervové soustavy. Za druhé se vlivem teploty mění mechanické vlastnosti jednotlivých komponent, ze kterých se céva skládá. V tomto

případě se tedy jedná o odezvu pasivní. Aktivně reagovat na změnu teploty však může pouze ta část, která obsahuje vlákna hladkého svalstva. Je zajímavé, že přestože mezi obecné vlastnosti měkkých tkání patří smrštitelnost při zvyšování teploty, tak dle [1] bylo zjištěno, že vzorky šlach, žil a svalů se při zvýšené teplotě prodlužovaly. Tyto rozdílné vlastnosti vysvětlují rozdílné množství kolagenu a elastinu v tkáni.

3.3.6 Vliv aterosklerózy

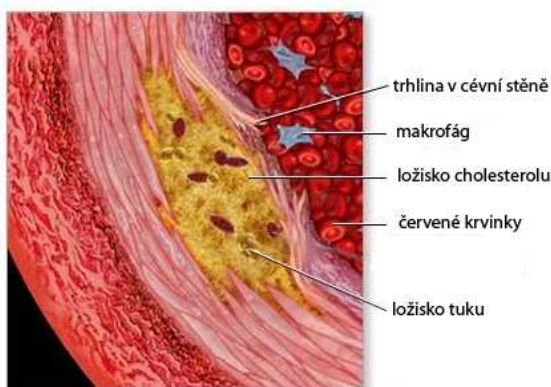
Jedná se o patologickou (tj. chorobnou) změnu tepny. Projevuje se hromaděním vaziva a tuku v jejích stěnách, což vede ke snížení průsvitu tepny (v krajním případě až do úplného uzavření) a ke ztrátě její elasticity. Tento patologický jev postihuje tepny velkých a středních rozměrů (zejména aortu, věnčité tepny a tepny vyživující mozek).

Dle [1] nejsou názory vzniku aterosklerózy jednotné, avšak přijímají se následující dvě hypotézy:

- a) reakce na poranění tkáně
- b) následek hromadění lipoproteinů (bílkovin, jež v krvi přenášejí tuk) na stěně cévy

Dále se v [1] uvádí, že nejpravděpodobnější je působení obou vlivů. Krevní destičky které se shlukují na místě poranění cévy působí za určitých podmínek na buňky hladkého svalstva obdobně jako lipoproteiny. Hladké svalstvo je podněcováno ke tvorbě kolagenu a tím ve stěně roste vazivová vrstva. Při dostatečné koncentraci lipoproteinů se ve vazivové tkáni také hromadí tuk.

V prvním stupni aterosklerózy vznikají na vnitřní straně tepen tukové proužky. Tyto proužky se v dalším stádiu spojují ve sklerotické plátky. V poslední etapě vznikají ve stěně cévy rozsáhlé jizvy nebo vředy a může dojít ke krvácení, trombóze (krevní sraženině) či kalcifikaci (zvápenatění nánosu).



Obr.3

3.3.6.1 Mechanické vlastnosti aterosklerózy

V tabulce jsou uvedeny některé mechanické vlastnosti břišní aorty člověka. Výsledky jsou pro dvě věkové skupiny :

Skupina A : 35-55 let

Skupina B: 56-77 let

V prvním sloupci (I) jsou uvedeny mechanické vlastnosti napadené vrstvy. Ve druhém sloupci (II) pak mechanické vlastnosti zbytku stěny.

Tabulka 3

	Skupina A		Skupina B	
	I	II	I	II
Počáteční tloušťka (mm)	$0,467 \pm 0,124$	$1,335 \pm 0,110$	$0,580 \pm 0,120$	$1,521 \pm 0,156$
Mez pevnosti (MPa)	$0,955 \pm 0,117$	$0,633 \pm 0,093$	$0,831 \pm 0,124$	$0,497 \pm 0,089$
Maximální deformace	$0,380 \pm 0,094$	$0,661 \pm 0,989$	$0,279 \pm 0,025$	$0,450 \pm 0,079$

Je zřejmé, že tloušťka napadené vrstvy i zbytku stěny roste s věkem a dále, že mez pevnosti v tahu je vyšší u vrstvy napadené aterosklerózou a klesá s věkem.

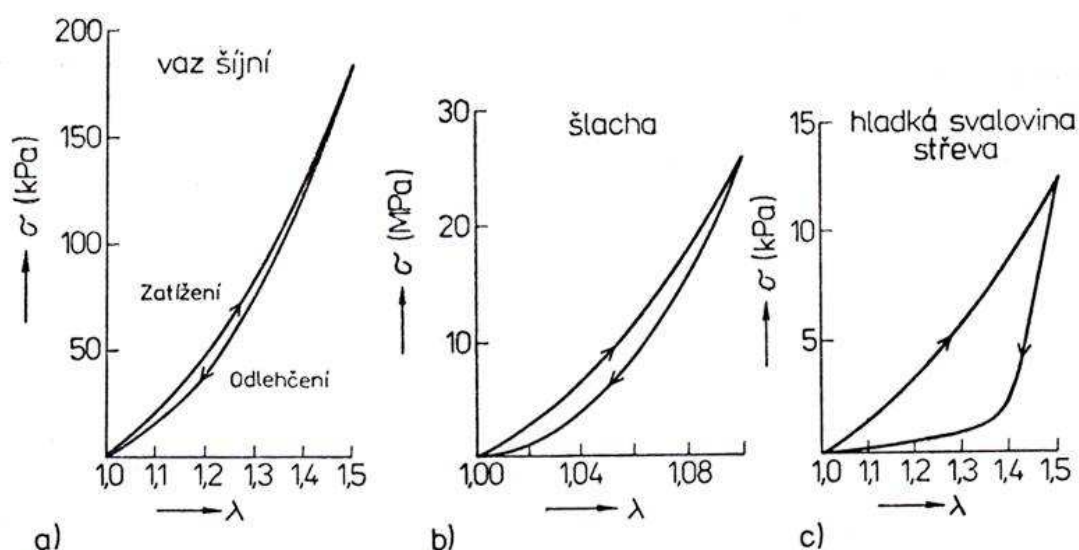
3.4 Viskoelastické vlastnosti tepny

Výsledné mechanické vlastnosti tepny jsou určeny kombinací mechanických vlastností komponentů vyskytujících se v její stěně, tj. elastinu, kolagenu a hladké svaloviny.

Jako zástupce elastinu může být použit vaz šíjný (obr.4a). Má nízký modul pružnosti, vytváří úzkou hysterezní smyčku a má zanedbatelnou relaxaci.

Kolagen může být reprezentován šlachou (obr.4b). Ta má jisté relaxační schopnosti, určitou disipaci při cyklickém zatěžování a klade zvýšený odpor proti svému protažení.

Hladké svalstvo je možno charakterizovat tkání střeva (obr.4c). Tato tkáň je velice poddajná, vytváří výrazné hysterezní smyčky při zatížení a odlehčení a má výborné relaxační vlastnosti, které vedou k rychlému vymizení napjatosti.



Obr. 4

Průběh napětí-deformace pro jednotlivé komponenty [1]

3.5 Vnitřní pnutí v tepnách

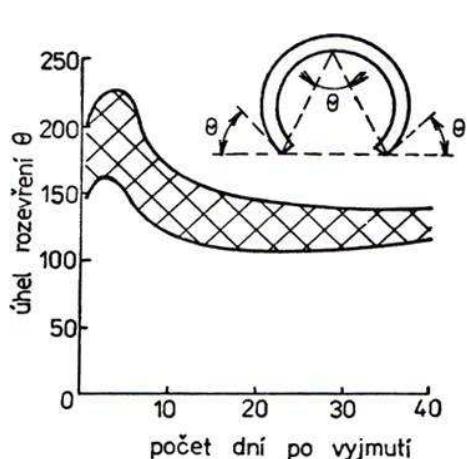
Jak již bylo uvedeno, tepna je ve fyziologickém stavu předeprnuta jak v podélném tak i obvodovém směru.

Vnitřní pnutí v podélném směru dokazuje fakt, že se tepna po vyjmutí z těla zkrátí o určitou délku, a jak bylo uvedeno v kap. 3.3.1, může tato míra zkrácení určovat přímo typ cévy.

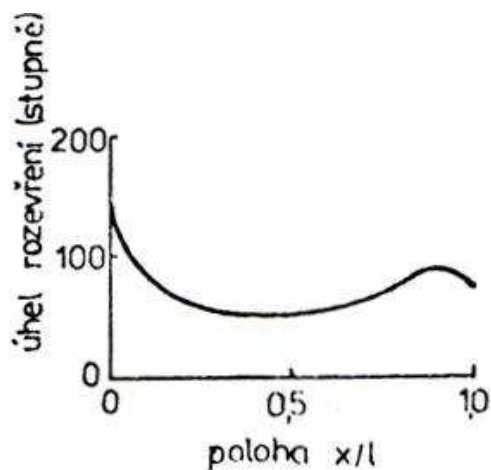
Vnitřní pnutí v obvodovém směru obsažené v nezatížené cévní stěně jde dokázat na následujícím příkladu:

Část příslušné tepny se vyjme a uloží do neutrálního fyziologického roztoku. Po přestřižení tepny v místě, kde prochází podélná osa se segment okamžitě rozevře o určitý úhel Θ (viz obr.7 a 8). Tento úhel se časem mění v důsledku viskoelasticity tkáně stěny.

Obecně úhel rozevření závisí na době po vyjmutí, na místě vyjmutí a na poloze řezu, neboť tepna nemá kruhový průřez a jak bylo uvedeno v kapitole 3.1, její stěna je viskoelastická.



Obr. 5



Obr. 6

Obr. 5 : Rozsah úhlu Θ rozevření kroužku tepny v závislosti na počtu dnů po vyjmutí. Kroužky byly vyjmuty ze vzestupné aorty krysy [1].

Obr. 6 : Úhel rozevření Θ kroužku aorty prasete v čase 10 minut po jeho rozříznutí v závislosti na místě vyjmutí x/l , kde $x = 0$ je kořen aorty a $x = 1$ je rozdělení (bifurkace) aorty [1].



Obr. 7
Reálný vzorek lidské aorty uzavřený



Obr. 8
Reálný vzorek lidské aorty po rozevření

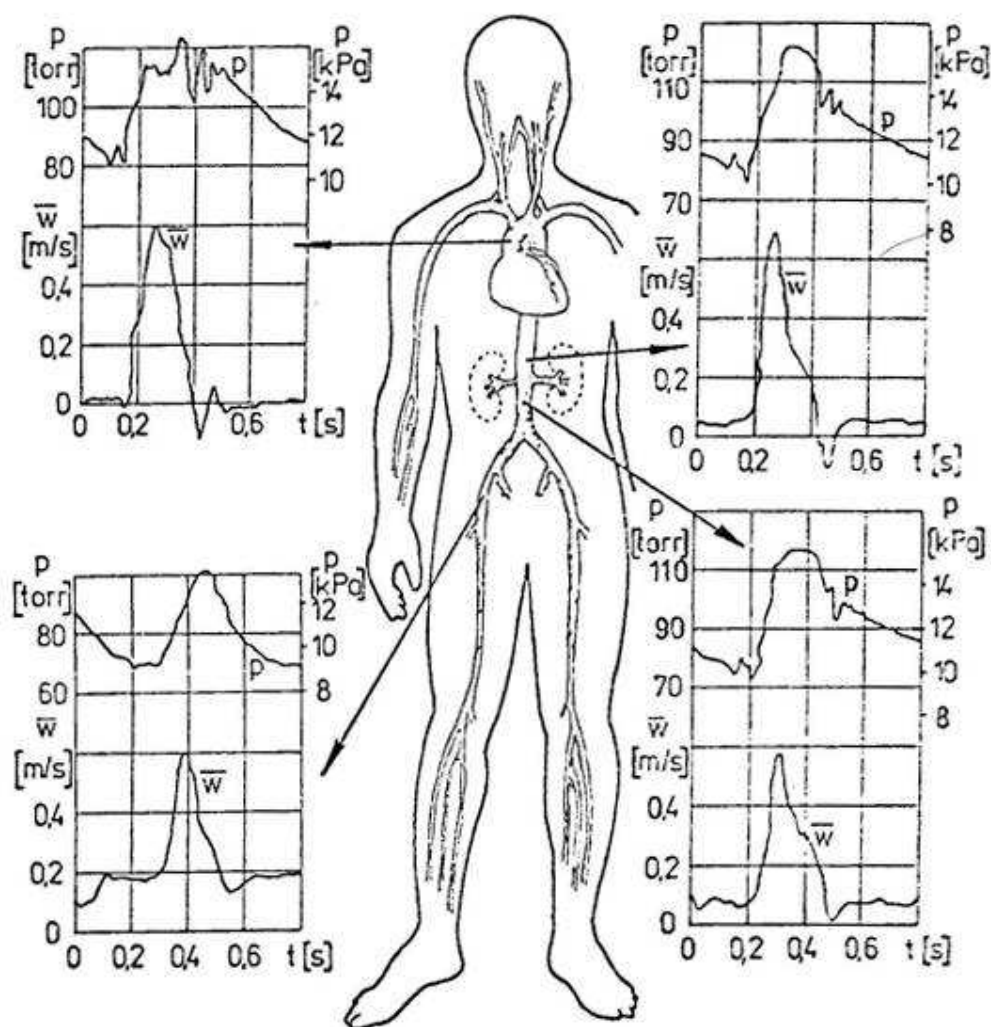
4 Hydrodynamika srdečně-cévního systému

Srdce pracuje ve dvou fázích – systola a diastola. Systola je stažení srdeční svaloviny při kterém je krev vytlačována do velkého nebo malého krevního oběhu. Diastola je ochabnutí svaloviny srdeční, které následuje po jejím stažení a dochází při ní k plnění komory krví. Systolický tlak je nejvyšší krevní tlak vznikající při stahu komor. Diastolický krevní tlak v tepnách je tlak při ochabnutí komor a je ovlivňován zejména průtokovým odporem malých tepen a tepének. Na obr. 9 je vyznačen průběh krevního tlaku a rychlost pulsni vlny v jednotlivých úsecích tepenného kmene. Střední arteriální tlak je přibližně 13,3 kPa a je aritmetickým průměrem systolického a diastolického tlaku.

Z hlediska namáhání můžeme srdečně-cévní systém rozdělit na dvě části – vysokotlakou a nízkotlakou. Do nízkotlaké části patří kapiláry, žilky, žíly a všechny části plicní cirkulace. Systémové vény (žíly) a vény plicní cirkulace jsou přibližně 8x poddajnější než plicní artérie a asi 4x poddajnější než artérie systémové.

Arteriální tlak je určován vzájemným působením několika faktorů a především závisí na:

- celkovém objemu krve
- tepové frekvenci
- perifernímu odporu
- objemové kapacitě srdečního systému a na stupni tuhosti (rigidity) systémových artérií.



Obr. 9

Časový průběh pulsací tlaku a středních rychlostí v některých místech aortálního kmene

5 Simulace - Aorta

Jak již bylo uvedeno v kapitole 3.3.6 a jak je patrné z kapitoly 4, nejvíce namáhanou tepnou je aorta, navíc se sklonem k tvorbě aterosklerózy. Proto se v simulacích budeme zabývat zejména jí.

Deformačně-napěťová analýza byla provedena v systému konečných prvků ANSYS. Výpočtový model je osově symetrický a model materiálového chování předpokládá izotropní, nestlačitelný materiál s nelineárním průběhem napětí-deformace [4]

Úkolem této simulace je vytvořit výpočtový model s dostatečným přiblížením ke skutečnosti, s přihlédnutím na možnosti použitého systému konečných prvků ANSYS, a aplikovat na něj takové okrajové podmínky, jež odpovídají reálnému zatížení lidské cévy. Dále se bude hledat optimální úhel rozevření cévy jenž má příčinu v existenci zbytkových napětí (jak bylo uvedeno v kap. 3.5) a který bude nejlépe odpovídat cévě ve fyziologickém prostředí. Byla zde použita určitá zjednodušení – například použití hyperelastického materiálu Arruda–Boyce, jenž má určitou odchylku od skutečných materiálových vlastností stěny tepny, nebo zjednodušení geometrie rozevřené cévy. Další použitá zjednodušení byla nutná pro dosažení řešitelnosti modelu a přijatelné doby výpočtu jako například výpočet pouze poloviny modelu díky osově symetrii se zavedenými příslušnými okrajovými podmínkami.

5.1 Geometrie

Světlost a tloušťka stěny aorty je závislá na velkém množství faktorů. Jednak se tyto parametry mění podél aorty (také např. tloušťka stěny není po obvodu konstantní), ale je také například závislá na věku a pohlaví jednotlivce.

Dle [1] má aorta následující hodnoty jednotlivých rozměrů:

Minimální průměr:	16,00 mm
Maximální průměr:	30,30 mm
Střední průměr:	24,14 mm
Tloušťka stěny:	$2,5 \pm 0,03$ mm

Pro simulaci byly použity tyto průměrné hodnoty:

Vnější průměr: 24 mm

Tloušťka stěny: 2,5 mm

5.1.1 Geometrie rozevřené cévy

Pro nasimulování vnitřního pnutí bylo zapotřebí zjistit, jaké rozměry bude mít rozevřená céva (viz kap. 3.8). Vycházelo se z faktu, že délky střednice uzavřené i rozevřené cévy zůstávají konstantní a že úhel rozevření cévy Θ je poloviční než úhel výseče α (obr. 11). Výsledná geometrie je pak doplňkem výseče určené úhlem α .

Pro obvod uzavřené cévy platí:

$$O = 2 \cdot \pi \cdot r \quad (1)$$

Kde r je poloměr střednice nezatížené cévy.

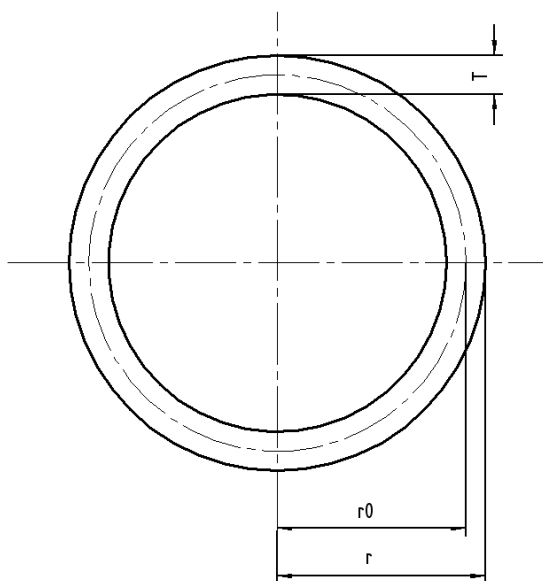
Pokud mají být délky střednic stejné, musí platit:

$$O = 2 \cdot \pi \cdot r_{10} - \alpha \cdot r_{10} \quad (2)$$

Kde r_{10} je poloměr střednice rozevřené cévy a α úhel výseče.

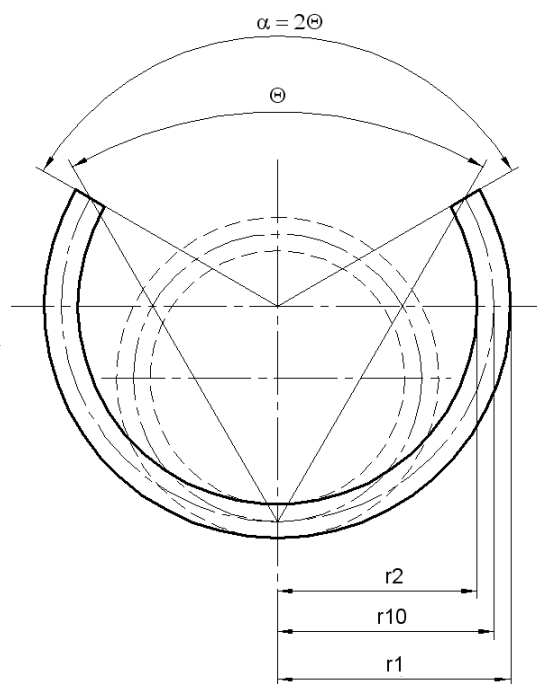
Poloměr r_{10} je tedy roven

$$r_{10} = \frac{O}{(2 \cdot \pi - \alpha)} \quad (3)$$



Obr. 10

Uzavřená céva



Obr. 11

Rozevřená céva

Pro vytvoření geometrie pro různé hodnoty poloměrů cévy a úhlů rozevřený bylo použito systému ANSYS makro¹ obsahující parametry jednotlivých rozměrů. Těmito parametry jsou:

- 1) Vnější průměr nezatížené cévy d
- 2) Tloušťka cévní stěny t
- 3) Úhel rozevření cévy Θ

Jsou to veličiny, které jdou přímo odměřit na zkušebním vzorku [3]

Změnou těchto parametrů dosáhneme vytvoření požadované geometrie rozevřené cévy.

¹ Kompletní makro viz příloha

Fini

/clear

/PREP7

!definovani parametru

omega=60 !uhel rozevreni cev

d=24 !vnejsi prumer nezatizene cev

t=2.5 !tloustka steny nezatizene cev

m=200 !jemnost deleni site po obvodu

n=30 !jemnost deleni site po prurezu

r=d/2 !vnejsi polomer nezatizene cev

alpha=120 !uhel vysece ve °

r0=r-(t/2) !polomer strednice nezatizene cev

r10=(2*3.14*r0)/(2*3.14-((3.14*alpha)/180)) !polomer
strednice rozevrene cev

r1=r10+(t/2) !vnejsi polomer rozevrene cev

r2=r1-t !vnitrni polomer rozevrene cev

!*****

!generace 1/2 modelu

CYL4,0,0,r1,90-(alpha/2),r2,-90

!*****

Úhel rozevření cévy Θ je opět veličina závislá na velkém množství ovlivňujících faktorů a jeho hodnoty mohou nabývat hodnot v širokém rozsahu. Pro dobrou řešitelnost této úlohy bylo zvoleny úhly 50° - 80° odpovídající hodnotám zjištěných v [3].

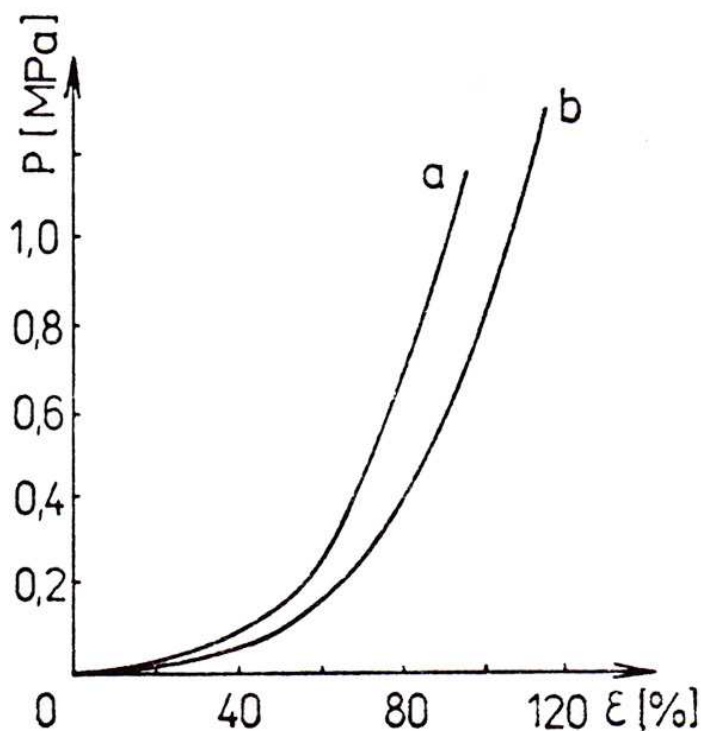
5.2 Materiálový model

Jak bylo popsáno v kapitole 3.1 a 3.7, materiál cévní stěny vykazuje mnoho nelineárních vlastností. Vstupní data pro řešení takovéto úlohy jsou velice obtížně získatelná a to nejenom z etických, ale také technických důvodů. Většina zkušebních zařízení není přizpůsobena pro experimenty s měkkými tkáněmi – nemají odpovídající rozsah měřených veličin a nejsou schopna dostatečně postihnout nelineární vlastnosti těchto materiálů. Dalším problémem jsou také upínací zařízení. Je velmi obtížné najít takové, jež by nezkreslovalo výsledky měření.

5.2.1 Volba materiálového modelu

Pro určité zjednodušení byl použit takový hyperelastický materiálový model, který se těmito vlastnostem nejvíce přibližuje [4]

Při volbě materiálového modelu se vycházelo z naměřených dat závislosti napětí–deformace pro aortu [1]



Graf 1

Závislost napětí – deformace aorty pro podélný (a) a obvodový (b) směr[1].

Takovéto materiálové vlastnosti dobře popisuje materiálový model Arruda–Boyce.

Tento model jde také popsat vztahem pro měrnou energii napjatosti [2]:

$$W = \mu \left[\frac{1}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2} (\bar{I}_1^2 - 9) + \frac{11}{1050\lambda_L^4} (\bar{I}_1^3 - 27) + \frac{19}{7050\lambda_L^6} (\bar{I}_1^4 - 81) + \frac{519}{673750\lambda_L^8} (\bar{I}_1^5 - 243) \right] \quad (4)$$

Kde $\bar{I}_1$ je první invariant deviátoru tenzoru přetvoření, μ počáteční modul pružnosti ve smyku a λ_L limitní protažení sítě.

V prostředí systému ANSYS je tento materiál popsán posledními dvěma zmiňovanými konstantami.

5.2.2 Výpočet konstant pro materiálový model Arruda – Boyce

Hodnoty pro definici materiálového modelu byly získány v prostředí systému ANSYS pomocí metody Cuve Fitting. Jedná se o přímý výpočet konstant tak, aby výsledná závislost co nejlépe odpovídala zadané.

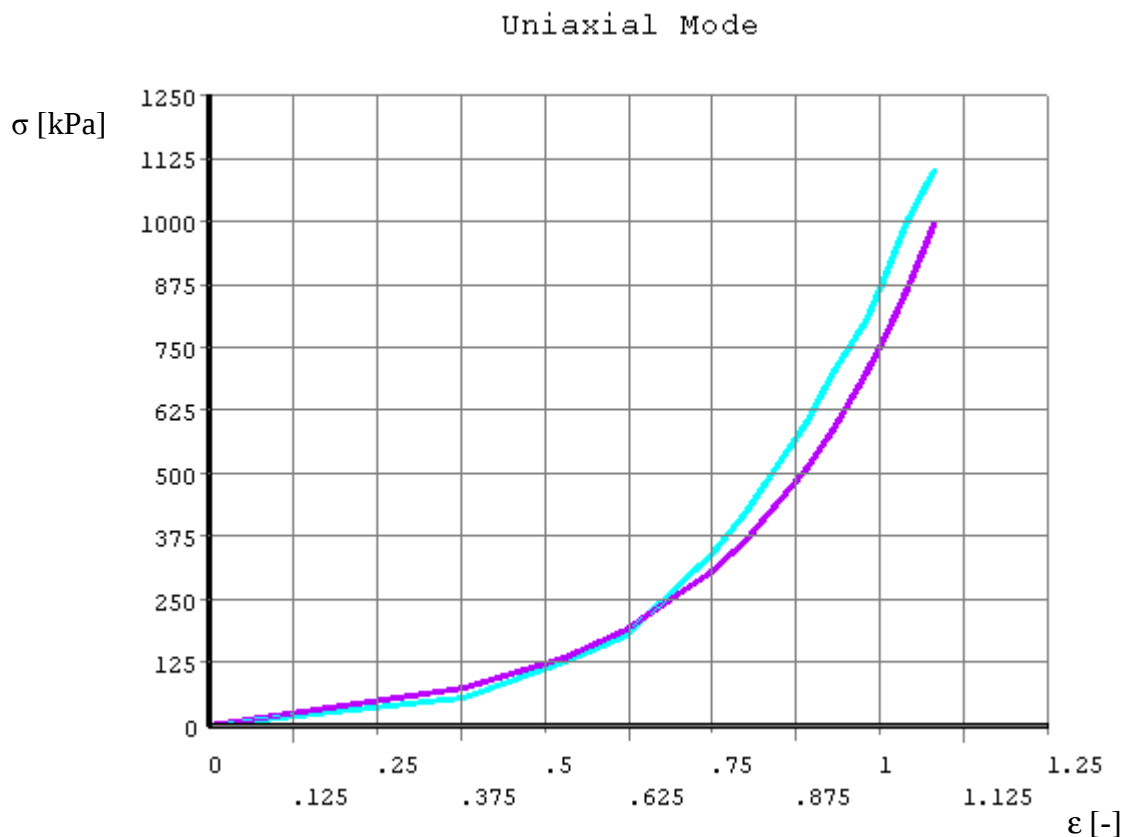
Pro tento postup je třeba opět vytvořit jakýsi program (makro) podle kterého proběhne výpočet konstant. Toto makro sestává ze dvou částí – zdrojového souboru s daty (v tomto případě jsou v datovém souboru obsaženy hodnoty napětí-deformace získané z [1]) a z makra, které provede výpočet konstant a přímo nadefinuje nový materiálový model do prostředí systému ANSYS.

Toto makro vypadá následovně:

```
TBFT, EADD, 1, UNIA, a_b_input_1, txt
TBFT, FADD, 1, HYPER, boyc, 2
TBFT, SET, 1, HYPER, boyc, , 1, 1
TBFT, SOLVE, 1, HYPER, boyc, 2, 1, 100, ,
TBFT, PLOT, 1, unia, HYPER, boyc, 2
TBFT, FSET, 1, HYPER, boyc, 2
```

V jednotlivých řádcích makra dochází nejdříve k načtení datového souboru, dále pak nadefinování použitého modelu a dalších parametrů potřebných pro provedení Curve Fittingu [2]

Výsledná aproximace:



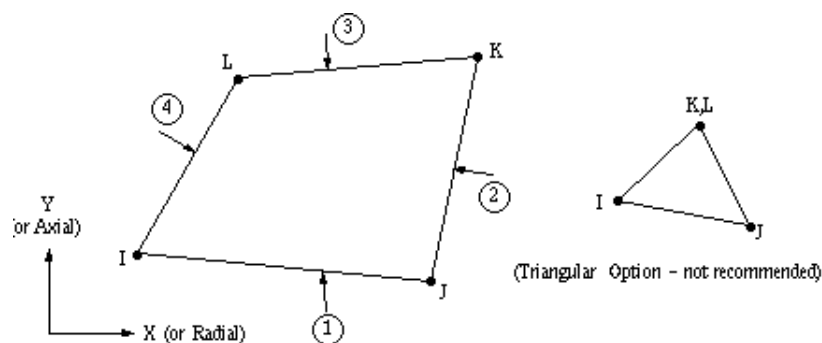
Modrá křivka odpovídá naměřeným hodnotám, fialová je pak výsledek Curve Fittingu

5.3 Síť

Na provedení konečně-prvkového výpočtu je třeba mít danou geometrii rozdělenou tzv. sítí (mesh). Tato síť se skládá z elementů, které jsou dále tvořeny uzly (obr.12). Těmto uzlům pak lze předepsat různé okrajové podmínky závislé na zatížení, geometrii modelu atp.

5.3.1 Typ elementu

Typ elementu byl zvolen v závislosti na druhu simulace (2D model) a na materiálovém modelu, tj. je nutné zvolit takový prvek, který je schopen pracovat s hyperelastickým materiálovým modelem. Typ PLANE182 tyto nároky splňuje. Jedná se o čtyřuzlový prvek, který je schopen postihnout plasticitu, hyperelasticitu a velké deformace [2].



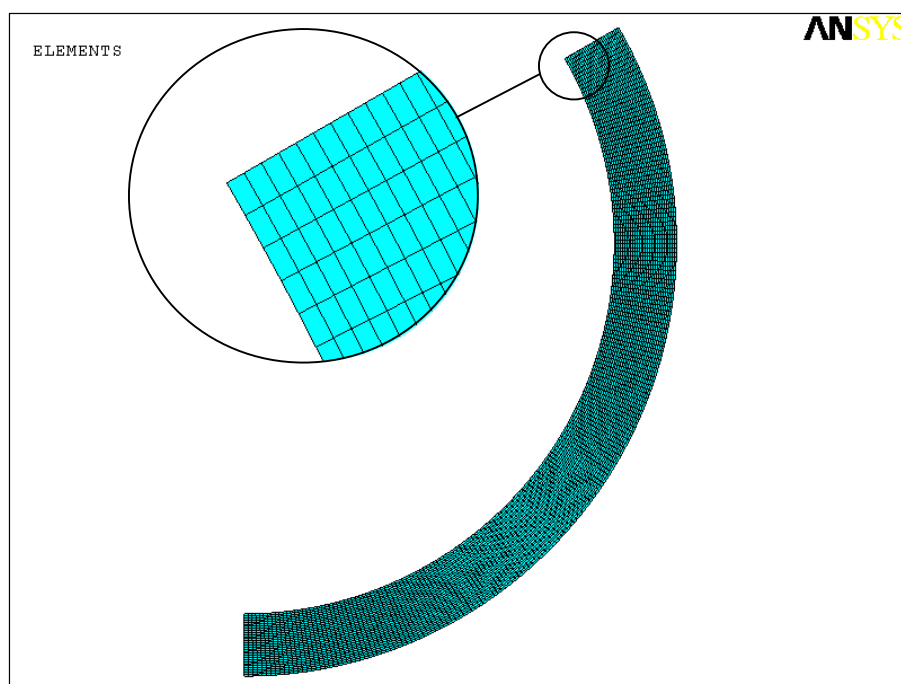
Obr. 12

Geometrie elementu typu PLANE182

5.4 Tvorba sítě (meshing)

Na hustotě sítě a na tvaru a uskupení elementů v ní obsažených závisí kvalita a přesnost vypočtených hodnot. Obecně platí, že čím jemnější síť a čím lépe uspořádaná struktura elementů, tím přesnější výsledky celé simulace. Ovšem čas potřebný k výpočtu náležitě vzroste. Proto je třeba volit určitý kompromis, kdy bude zvolena dostatečně jemná síť jejíž výpočet bude trvat přijatelnou dobu.

Hustota sítě je v našem případě parametricky zadána pomocí parametru **m** a **n** (viz výpis celého makra v příloze). Hodnota těchto parametrů je vlastně počet elementů podél a napříč danou geometrií. Jejich změnou dosáhneme hustší nebo naopak řidší sítě pro zpřesnění výsledků nebo urychlení výpočtu. Elementy jsou kvadratické.



Obr. 13

5.5 Okrajové podmínky

Celý výpočet je proveden pomocí dvou kroků (loadstepů) – v prvním dojde k „uzavření“ geometrie a ve druhém pak k zatížení vnitřním přetlakem. V každém kroku jsou proto zadány určité okrajové podmínky závislé na geometrii a zatížení. Další okrajové podmínky zaručují řešitelnost simulace a zohledňují vlastnosti polovičního modelu.

5.5.1 Obecné okrajové podmínky

Základní okrajovou podmínkou shodnou pro všechny výpočty zde uvedené je okrajová podmínka symetrie (vycházející z použití polovičního modelu). Tato podmínka se zadává na uzly, které jsou na dělicí rovině a zabraňuje jim pohybu ve směru kolmém na tuto dělicí rovinu - v našem případě to jsou uzly, které jsou zobrazeny na obr.14 a zamezený pohyb je ve směru osy X (hodnota posunutí [*displacement*] je rovna nule).

Další okrajovou podmínkou shodnou pro všechny simulace je podmínka, která zaručuje řešitelnost simulace. Jelikož jsou všechny ostatní okrajové podmínky typu posunutí pouze ve směru osy X, je nutné jednomu uzlu zamezit posuvu ve směru osy Y (viz obr.14). Tím jsou modelu odebrány všechny stupně volnosti a je tedy zaručena řešitelnost simulace.

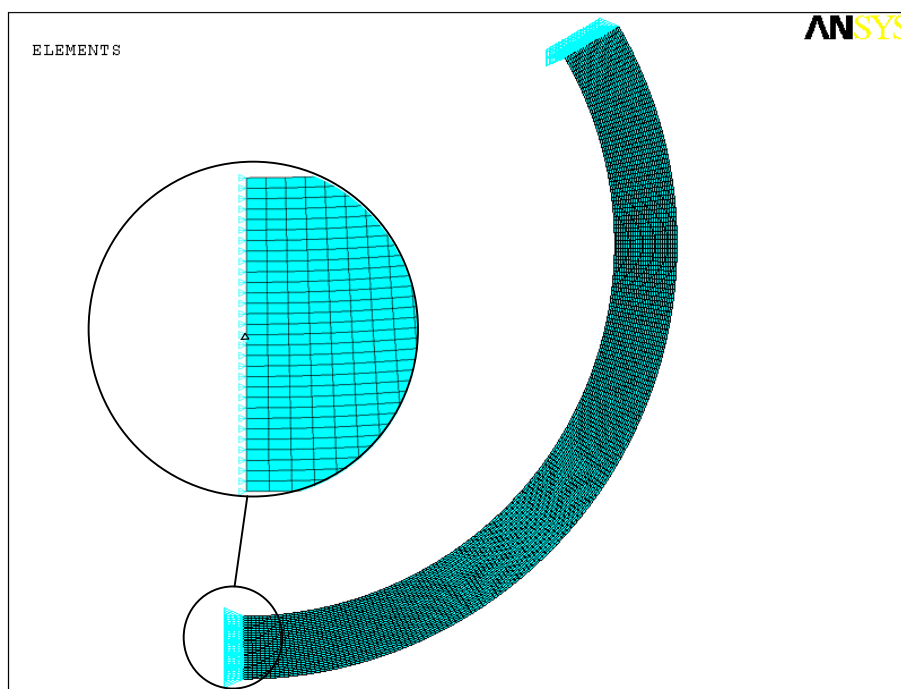
5.5.2 Okrajové podmínky pro uzavření cévy

Okrajové podmínky pro uzavření cévy byly zadávány na krajní uzly geometrie (viz obr. 15). Jednalo se o posuvy ve směru osy X. Každý uzel byl posunut o takovou hodnotu, aby se dostal na osu symetrie a došlo tedy k uzavření geometrie. Hodnoty těchto posuvů byly určeny následovně:

- 1) Byl proveden výběr daných uzlů a vypsány jejich souřadnice
- 2) Hodnoty těchto souřadnic byly převedeny do programu EXCEL, kde byly vynásobeny -1 (posuv uzlů je tedy roven záporné hodnotě jejich X-ové souřadnice) a upraveny do formy makra, které se dá použít přímo pro definování okrajové podmínky v prostředí ANSYS.

Výpis jednoho řádku tohoto makra:

D, 2, , -15.047, , , , UX, , , , ,



Obr. 14

Okrajová podmínka osové symetrie modelu

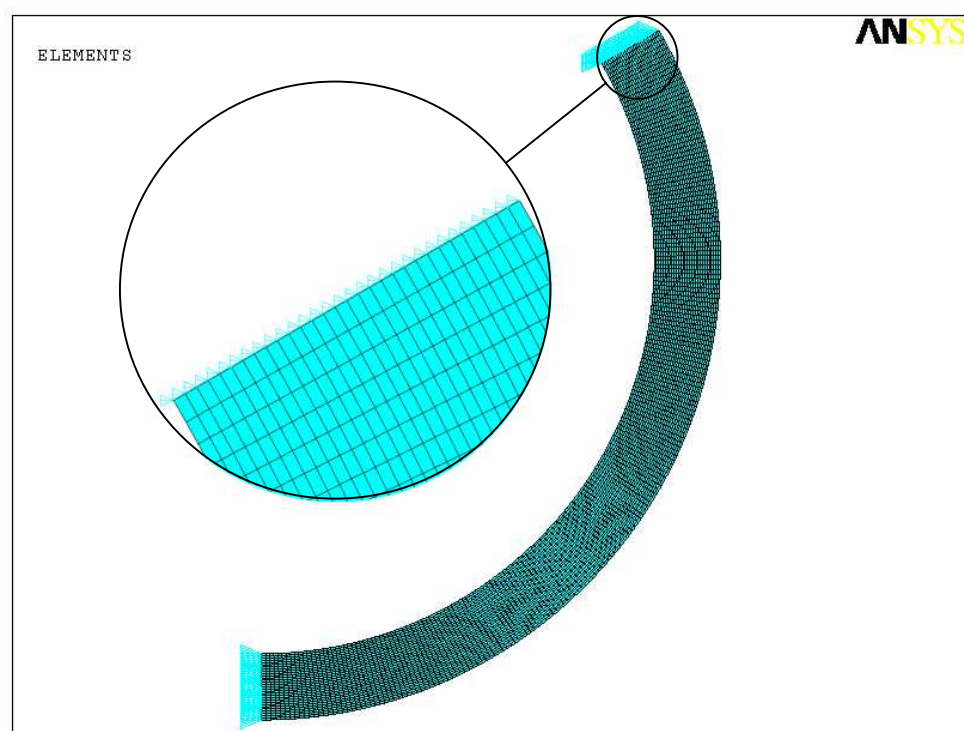
Vystupuje v něm příkaz pro určení typu okrajové podmínky (v tomto případě D znamená displacement tedy posunutí), číslo uzlu kterému okrajovou podmínku přiřadíme, směr a velikost posunutí.

Tento postup je vhodný zejména proto, že nehledě na hustotu sítě lze celkem rychle získat požadované hodnoty posunutí a za pomoci takto vytvořeného makra je zadávání okrajových podmínek velice rychlé.

Z modelu obsahujícího obecné okrajové podmínky a okrajové podmínky pro uzavření cévy byl vytvořen zatěžující soubor č.1 (loadstep).

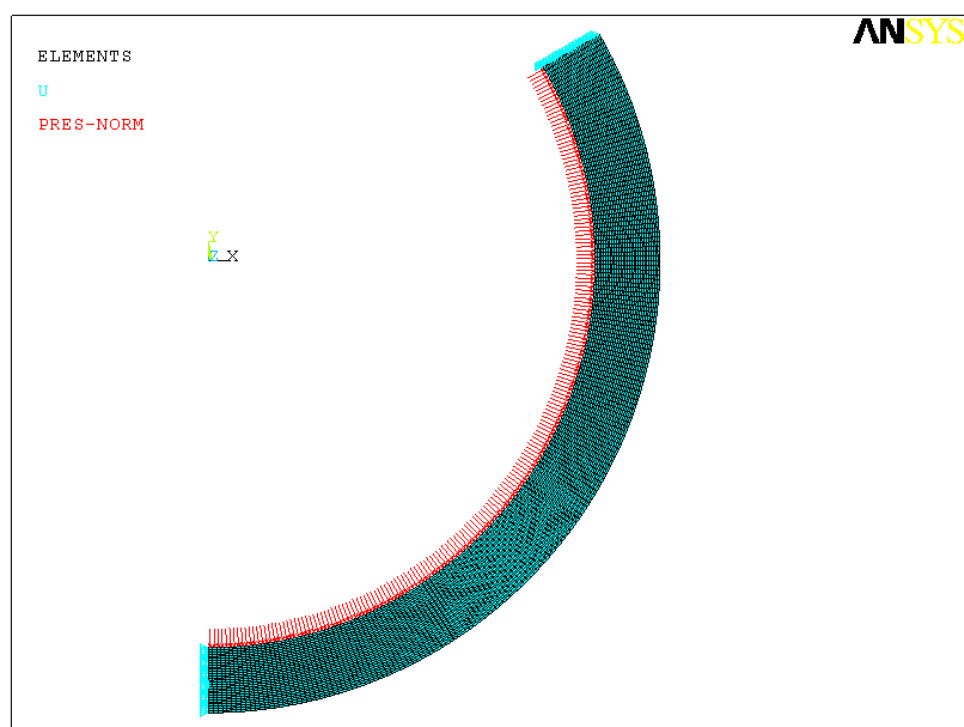
5.5.3 Okrajová podmínka pro zatížení cévy

Další okrajovou podmínkou bylo zatížení vnitřním přetlakem. Tato podmínka byla definována na vnitřní průměr dané geometrie a její hodnota byla zadávána v rozmezí 12-16 kPa [1]. Z modelu obsahujícího všechny předchozí okrajové podmínky a zatížení tlakem byl vytvořen zatěžující soubor č.2. Pomocí těchto souborů pak probíhá samotný výpočet (viz kapitola 5.6).



Obr. 15

Okrajová podmínka pro uzavření pro uzavření cévy (loadstep 1)



Obr. 16

Okrajové podmínky se zatížením vnitřním tlakem (loadstep 2)

5.6 Řešení simulace

Pro výpočet simulace byl zvolen nelineární řešič pro úlohy s velkými posuvy. Jak již bylo uvedeno, zatížení bylo aplikováno pomocí dvou zatěžovacích souborů (loadstepu) – každý z nich obsahuje příslušné okrajové podmínky pro příslušné uzly. Tyto zatěžovací soubory jsou řešičem načítány postupně – dojde tedy nejprve k uzavření cévy a poté k zatížení vnitřním přetlakem. Pro lepší přehlednost výsledků a lepší konvergenci řešení byl každý z loadstepů rozdělen na 10 tzv. substepů. To znamená, že bylo zatížení postupně aplikováno na model o velikosti 1/10 skutečného zatížení pro každý substep. Zápis výsledků byl nastaven pro každý substep, aby bylo možné sledovat jednotlivá napětí v průběhu zatěžování.

5.7 Výsledky

Bylo provedeno celkem 30 simulací tohoto modelu - pro pět zatěžujících tlaků a pět úhlů rozevření. V tabulkách níže jsou uvedeny maximální hodnoty napětí pro jednotlivé simulace (zatížení a rozevření) a loadstepy.

Tabulka 4

Hodnoty maximálních ekvivalentních napětí po provedení obou loadstepů pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

σ_{ekv} HMH max [kPa] - LS2						
[kPa] / [°]	0°	40°	50°	60°	65°	80°
12	103,69	89,48	86,46	82,96	81,18	85,49
13	116,52	100,70	97,22	93,44	91,47	93,98
14	129,87	112,34	108,45	104,31	102,13	102,64
15	143,70	124,39	120,09	115,53	113,16	111,44
16	157,99	136,81	132,09	127,04	124,46	120,38

Tabulka 5

Hodnoty maximálních ekvivalentních napětí po provedení prvního loadstepu (uzavření) pro jednotlivé úhly rozevření.

σ_{ekv} HMH max [kPa] - LS1				
40°	50°	60°	65°	80°
4,56	5,67	6,82	7,33	8,69

Tabulka 6

Hodnoty maximálních obvodových napětí po provedení obou loadstepů pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

σ_o max [kPa] - LS2					
[kPa] / [°]	40°	50°	60°	65°	80°
12	82,95	79,57	77,96	79,77	85,33
13	93,62	89,89	86,22	87,69	93,88
14	104,78	100,61	96,56	95,75	102,52
15	116,30	111,71	107,25	105,51	111,32
16	128,21	123,18	118,29	115,89	120,24

Tabulka 7

Hodnoty maximálních obvodových napětí po provedení prvního loadstepu (uzavření) pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

σ_o max [kPa] - LS1				
40°	50°	60°	65°	80°
-4,63	-5,76	-6,89	-7,44	-9,09

Tabulka 8

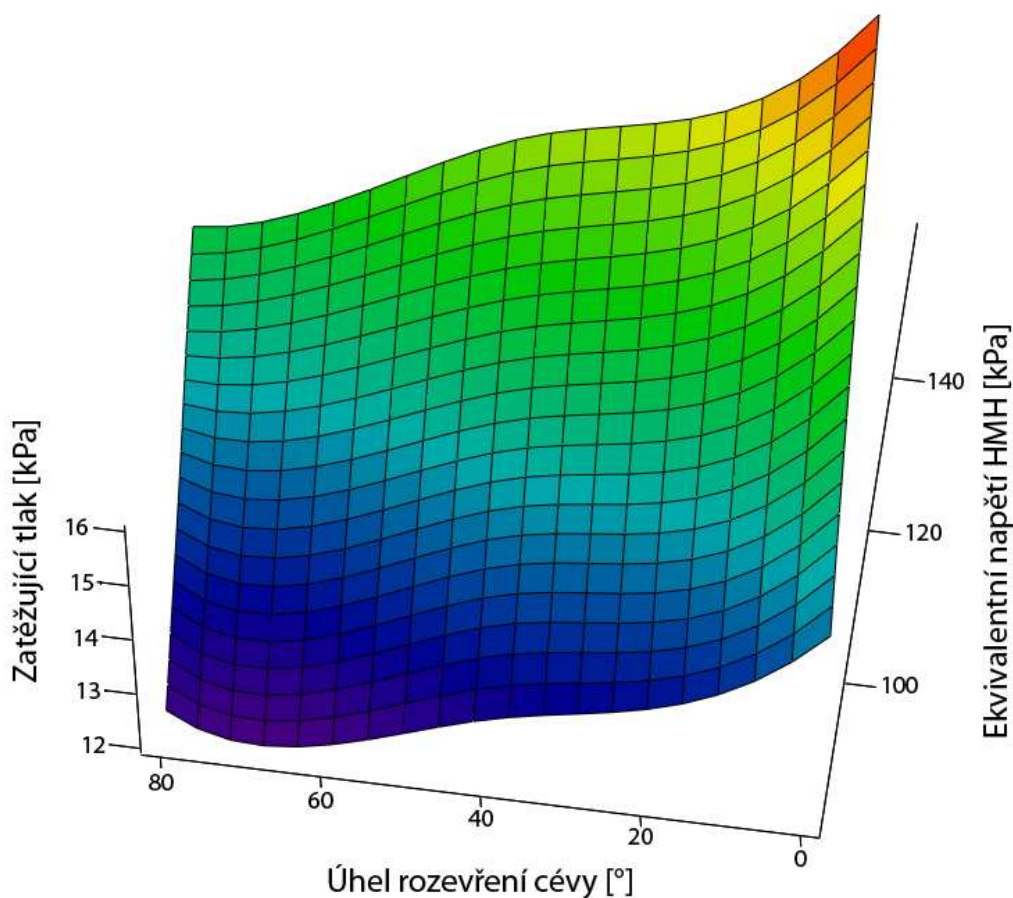
Hodnoty maximálních radiálních napětí po provedení obou loadstepů pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

σ_{rad} max [kPa]- LS2					
[kPa] / [°]	40°	50°	60°	65°	80°
12	-11,62	-11,71	-11,75	-11,76	-11,81
13	-12,64	-12,68	-12,72	-12,73	-12,79
14	-13,61	-13,65	-13,69	-13,71	-13,76
15	-14,71	-14,62	-14,66	-14,68	-14,73
16	-15,55	-15,59	-15,63	-15,65	-15,71

Tabulka 9

Hodnoty maximálních radiálních napětí po provedení prvního loadstepu (uzavření) pro jednotlivé úhly rozevření.

σ_{rad} max [kPa] - LS1				
40°	50°	60°	65°	80°
-0,25	-0,31	-0,38	-0,41	-0,51



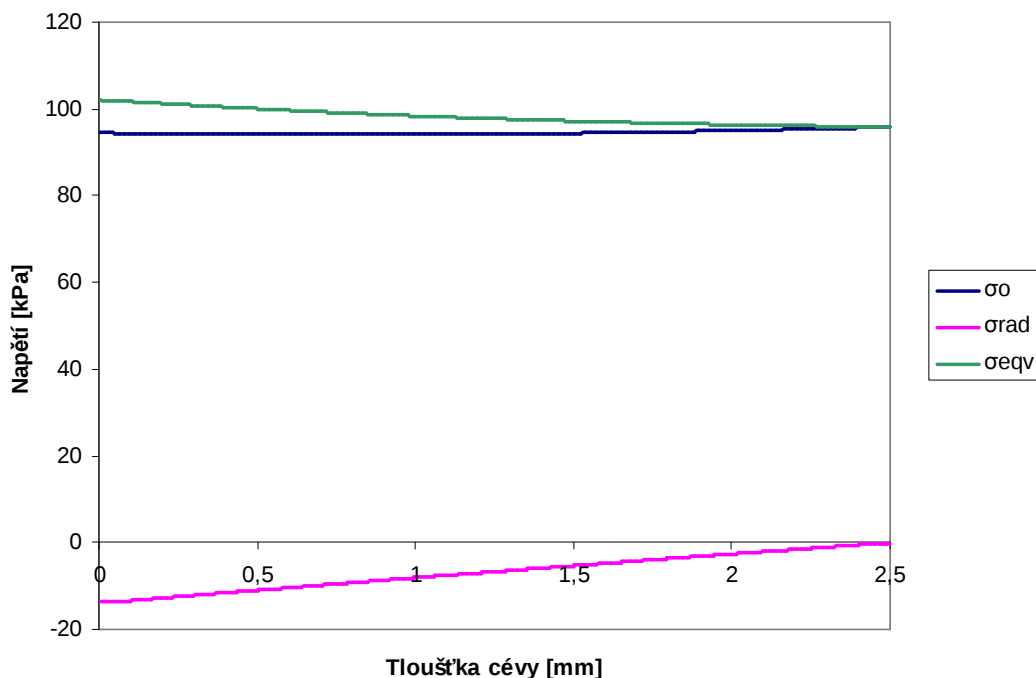
Graf 3

Závislost napětí na zatěžujícím tlaku a na úhlu rozevření

5.8 Zhodnocení výsledků

5.8.1 Poměr obvodových a radiálních napětí

Jak je z výsledků patrné, u obou dvou zatěžujících stavů a pro všechny hodnoty zatížení a všechny úhly rozevření Θ platí, že radiální napětí je řádově menší než obvodové (viz příslušné tabulky). Proto lze s určitým zjednodušením říci, že hodnota ekvivalentního napětí přibližně odpovídá hodnotě napětí obvodového (viz graf 4).



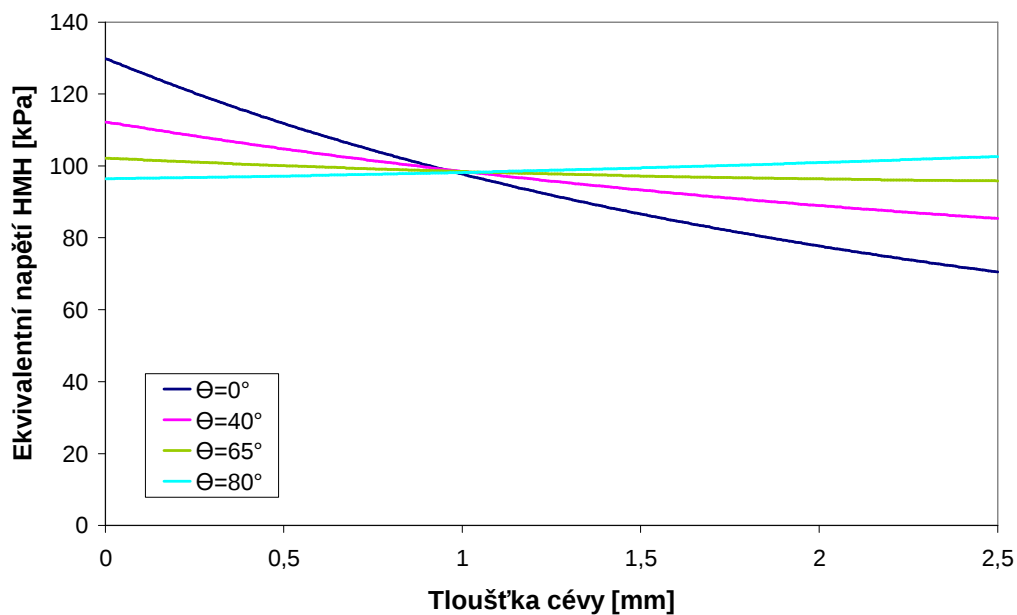
Graf 4

Průběhy ekvivalentního, radiálního a obvodového napětí po tloušťce cévy (0 je pro vnitřní stěnu) pro cévu zatíženou předpětím (vzniklém při uzavření cévy při úhlu $\Theta=65^\circ$) a vnitřním přetlakem 14 kPa.

5.8.2 Vliv velikosti úhlu rozevření na vnitřní napjatost cévy

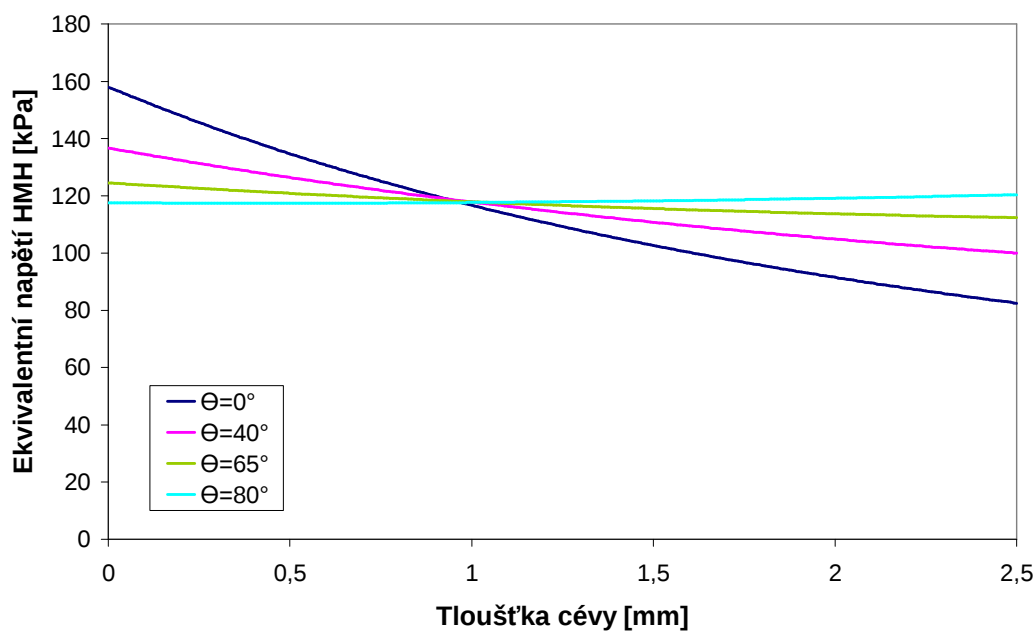
Ve fyziologickém stavu se živá tkáň snaží chovat tak, aby napjatost v ní obsažena byla co nejmenší a vykazovala co nejmenší napět'ové špičky [1]. Z výsledků je zřejmé, že velikost úhlu rozevření významným způsobem ovlivňuje výslednou napjatost v cévní stěně (viz graf 3,5,6). Výsledné hodnoty ukazují, že při daném zatížení a daných materiálových vlastnostech je při určitých úhlech hodnota ekvivalentního napětí menší než u jiných úhlů. Dále je patrné, že se průběh napětí po průřezu pro některé úhly více blíží konstantnímu průběhu napětí než pro jiné. Z těchto výsledků je tedy možné určit tyto úhly a prohlásit o nich, že pro daný materiálový model a pro dané zatížení nejlépe odpovídají reálné cévě ve fyziologickém stavu.

Pro zatížení 14,15 a 16 kPa to je úhel je optimální rozevření $\Theta = 65^\circ$ a pro 12 a 13 kPa úhel $\Theta = 60^\circ$ (viz obr. 17-20)



Graf 5

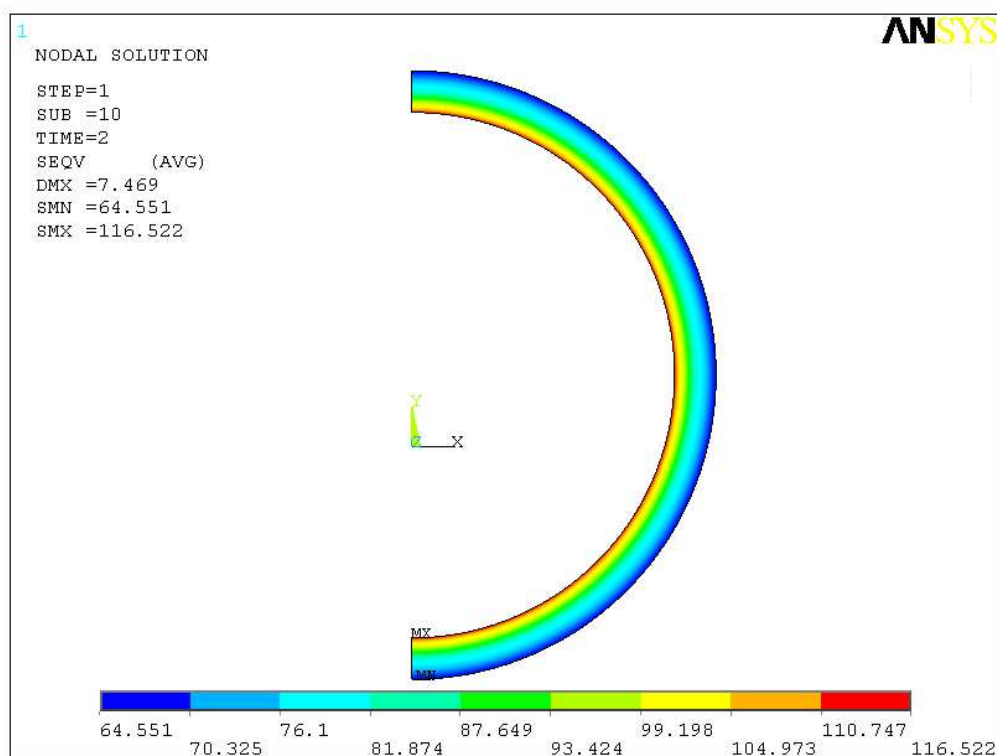
Srovnání průběhů ekvivalentních napětí (HMH) pro cévu zatíženou vnitřním přetlakem 14 kPa pro různé úhly rozevření.



Graf 6

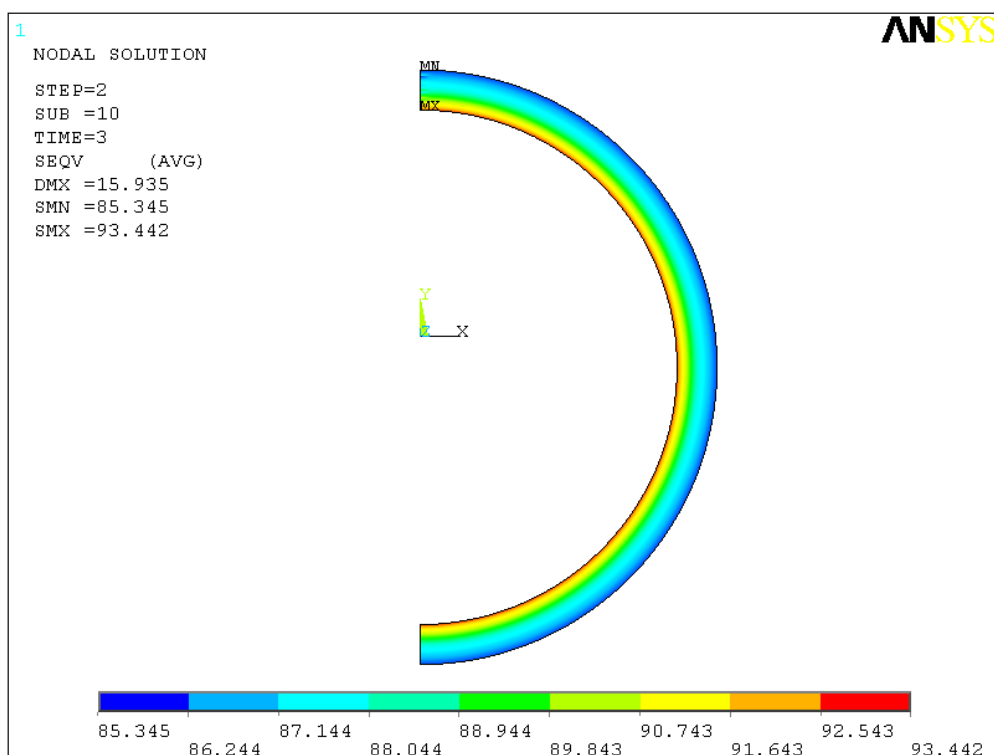
Srovnání průběhů ekvivalentních napětí (HMH) pro cévu zatíženou vnitřním přetlakem 16 kPa pro různé úhly rozevření.²

² Průběhy pro další zatěžovací stavy viz příloha.



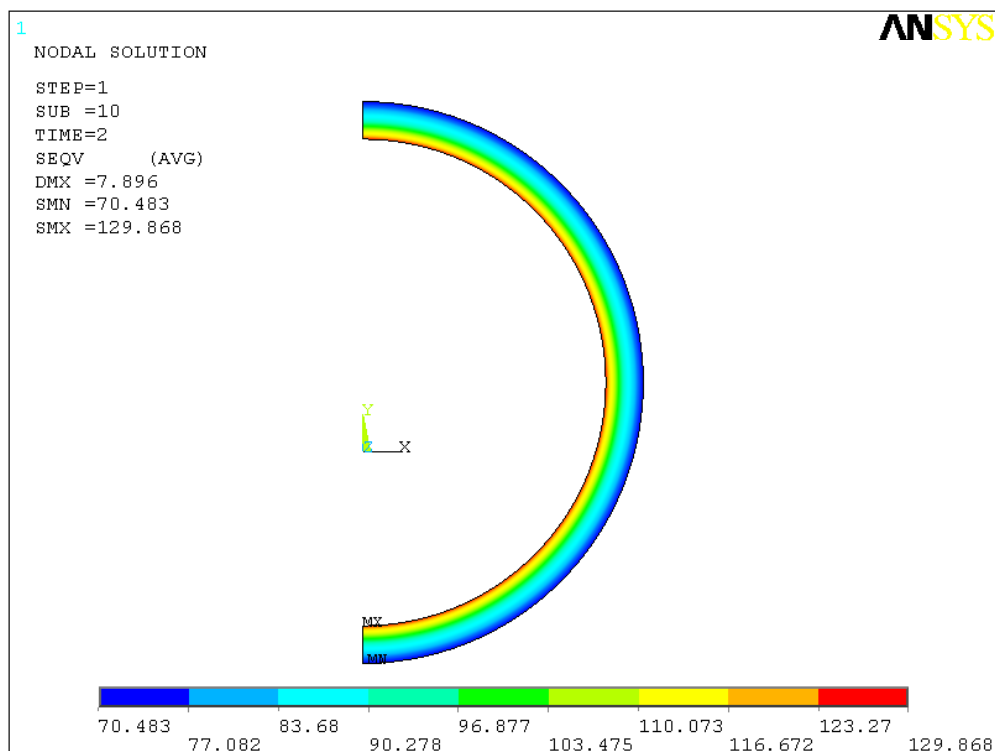
Obr. 17

Průběh ekvivalentního napětí HMH [kPa] při zatížení pouze vnitřním přetlakem $p=13$ kPa



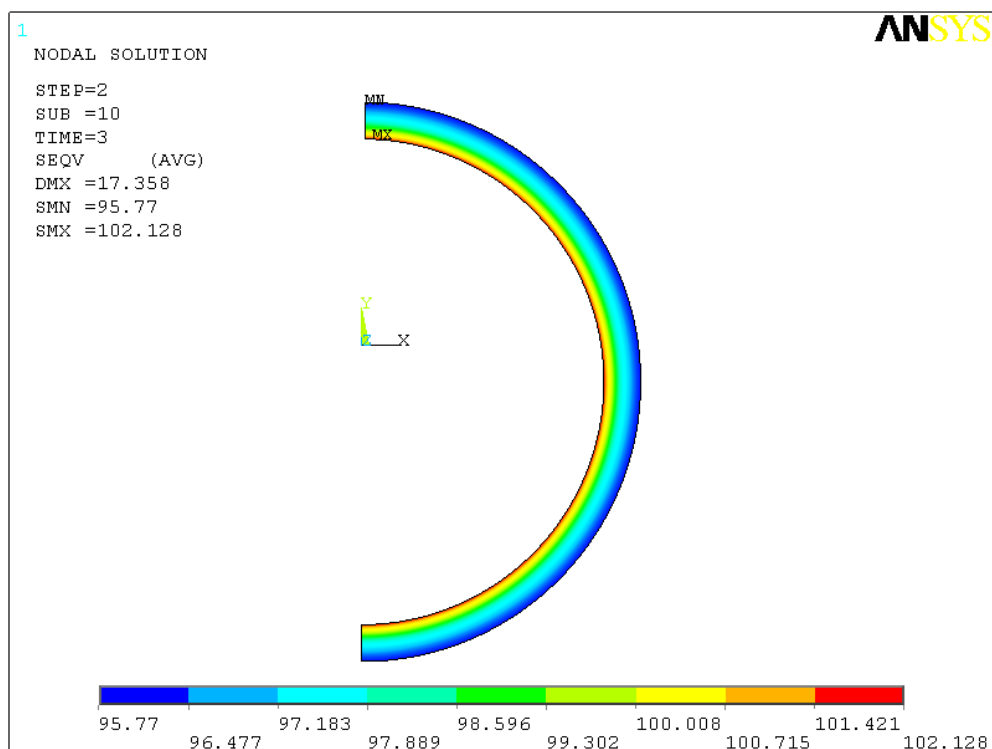
Obr. 18

Průběh ekvivalentního napětí HMH [kPa] pro cévu zatíženou předpětím (vzniklém při uzavření cévy při úhlu $\Theta=60^\circ$) a vnitřním přetlakem $p=13$ kPa.



Obr. 19

Průběh ekvivalentního napětí HMM [kPa] při zatížení pouze vnitřním přetlakem $p=14$ kPa



Obr. 20

Průběh ekvivalentního napětí HMM [kPa] pro cévu zatíženou předpětím (vzniklém při uzavření cévy při úhlu $\Theta=65^\circ$) a vnitřním přetlakem $p=14$ kPa.

6 Simulace s aplikací osového předpětí

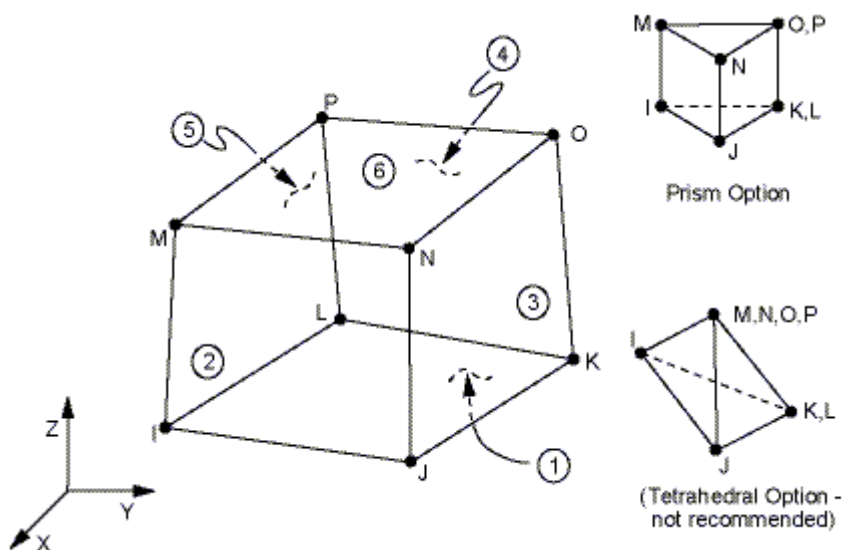
Jak bylo uvedeno v kapitole 3.3.1 a 3.5 je každá céva v lidském těle předepjata jak v radiálním směru, tak i v osovém (to se projevuje zkrácením cévy po jejím odstranění z těla). Tato simulace má za úkol ukázat jakým, způsobem toto osově předpětí ovlivňuje celkovou napjatost v cévě.

6.1 Geometrie a materiálový model

Pro tuto simulaci byla použita geometrie a zatížení vycházející z výsledků kapitoly 5, tj. optimální úhel rozevření, jenž zaručuje rozložení napětí nejlépe odpovídající fyziologickému stavu cévy – úhel $\Theta = 65^\circ$ a zatížení vnitřním přetlakem $p = 14$ kPa. Délka modelu cévy je 2 mm. Materiálový model je opět stejný jako v předchozích simulacích vycházející z vypočtených parametrů metody „Curve Fitting“.

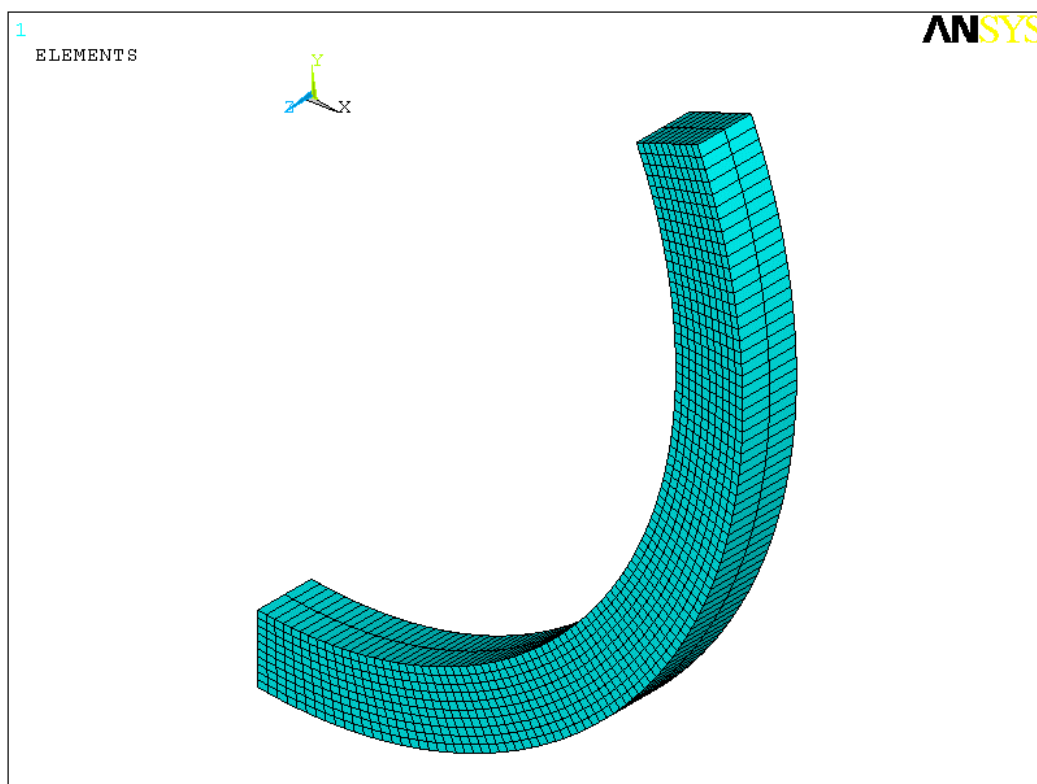
6.2 Sít'

Jelikož jde v tomto případě o trojrozměrnou nelineární analýzu, bylo nutné použít typ prvku jenž daným podmínkám nejlépe vyhovuje a to 8mi uzlový SOLID185 [2].



Obr. 21

Na celý model pak byla aplikována síť jež je zobrazena na obr 22.

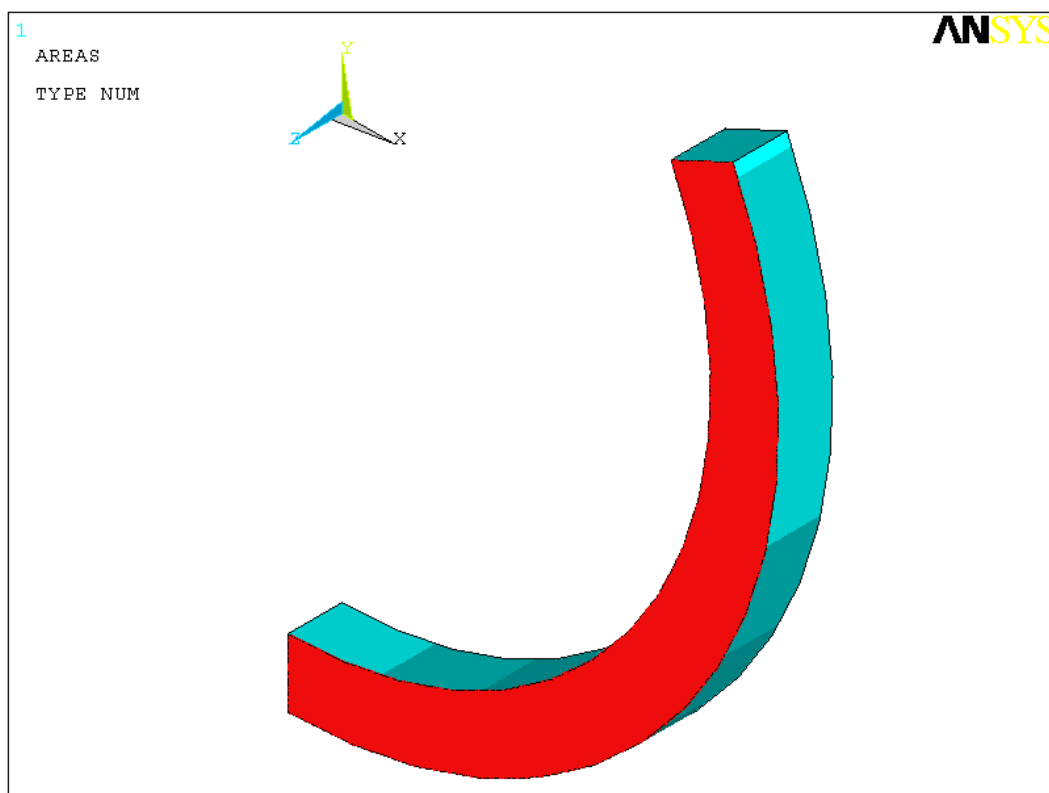


Obr. 22

6.3 Zatížení

Osové předpětí bylo simulováno protažením cévy v axiálním směru. Hodnota tohoto posuvu byla převzata z [1] a to 25% z celkové délky cévy. Zde je ovšem nutné poznamenat, že tato hodnota je závislá na velkém množství parametrů (zejména na věku) a značně se u různých jedinců liší. Obecně se uvádí, že je velmi obtížné určit počáteční stav cévy a proto je i původní délka cévy ve fyziologickém stavu jednou z nejméně přesných veličin.

Okrajové podmínky pro osové předpětí byly aplikovány na uzly v ploše dle obr. 23 a na uzly v ploše na opačné straně. Na jedné ploše byl uzlům předepsán posuv v axiálním směru, zatímco na opačné ploše byl posuv v tomto směru zamezen. Dále byly jednomu uzlu odebrány všechny stupně volnosti, aby byla zaručena řešitelnost simulace. Ostatní okrajové podmínky byly stejné jako v předchozí simulaci pro dvourozměrný model.



Obr. 23

Byly zde zavedeny 3 zatěžovací stavy:

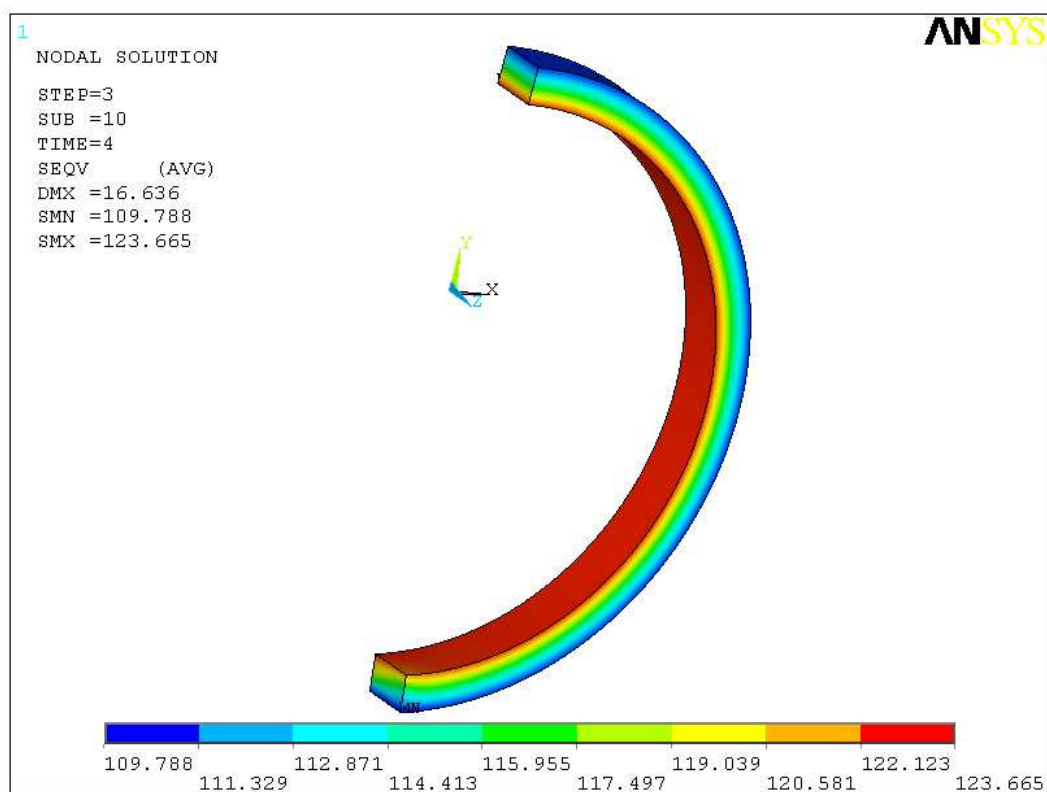
1 – uzavření cévy

2 – aplikace osového posuvu

3 – zatížení vnitřním přetlakem

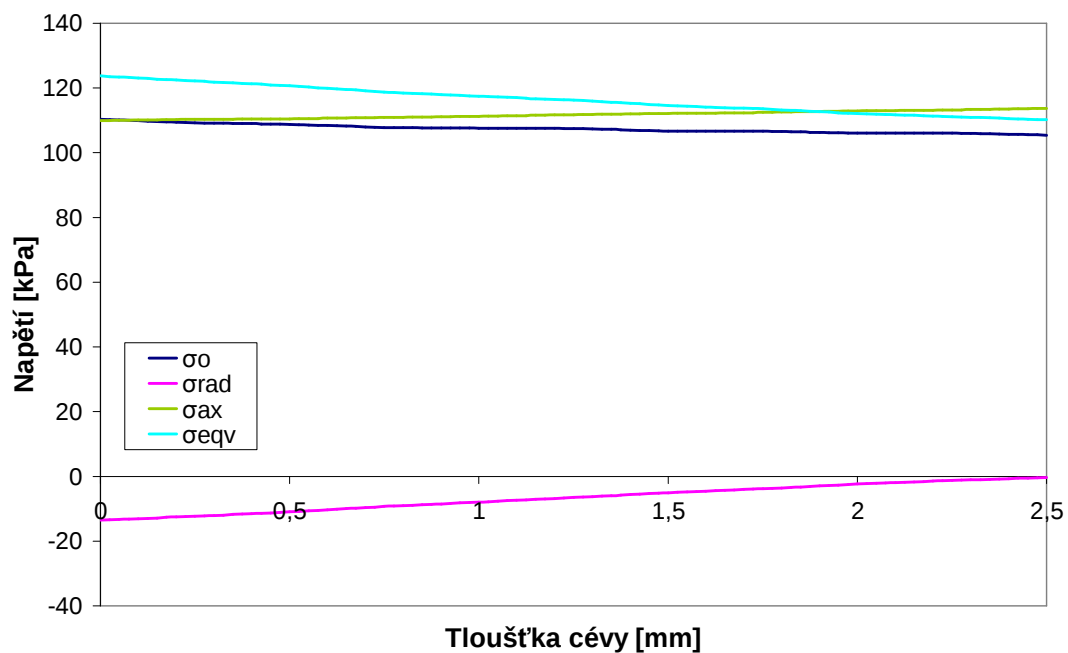
Řešič byl nastaven stejným způsobem jako ve dvourozměrném případě.

6.4 Výsledky



Obr. 24

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) [kPa]



Graf 7

Průběhy ekvivalentního, radiálního, obvodového a osového napětí po tloušťce cévy (0 je pro vnitřní stěnu)

Z výsledků je patrné, že axiální předpětí nezanedbatelně ovlivňuje hodnotu ekvivalentního napětí. Oproti dvojrozměrné simulaci, kde pro tento model byla hodnota maximálního ekvivalentního napětí $\sigma_{ekv} = 102,2$ kPa, je zde tato hodnota $\sigma_{ekv} = 123,7$ kPa.

Zde by bylo opět možné provést obdobnou optimalizaci jako u předchozích případů, která by mohla zohledňovat zároveň parametry jako jsou zatížení, úhel rozevření cévy, materiálové vlastnosti a hodnotu axiálního prodloužení. Z ní by pak bylo možné určit takové hodnoty těchto parametrů, pro něž by rozložení napětí v cévě opět nejlépe odpovídalo reálnému fyziologickému stavu.

7 Simulace – věnčité tepny

Významnou částí srdečního systému jsou také věnčité (koronární) tepny. Jejich funkcí je vyživování srdečního svalu (*myokardu*) a jak již bylo uvedeno v kapitole 3.3.6, patří do skupiny cév nejvíce postižované vlivem aterosklerózy. Takovéto postižení je podstatou ischemické choroby srdeční (nedokrevnost srdeční tkáně), jež může vést až k infarktu myokardu, což je odumření srdeční svaloviny v důsledku přerušení krevního zásobení [5].

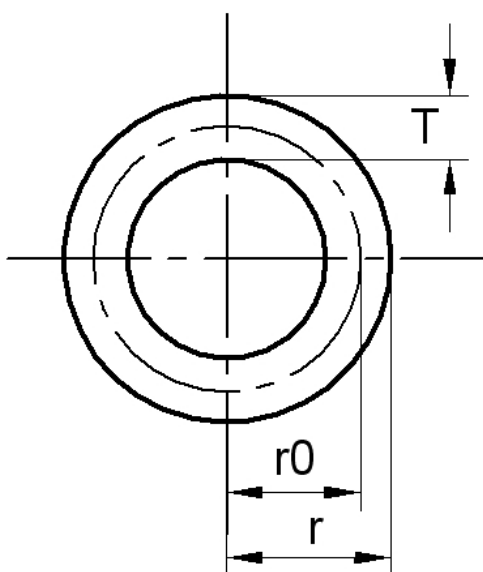
Napětíová analýza byla opět provedena v systému ANSYS obdobným způsobem jako předchozí analýza aorty. Byl použit stejný materiálový model, obdobná aplikace okrajových podmínek, stejný druh typu prvku i stejné nastavení řešiče simulace.. Model je opět osově symetrický.

7.1 Geometrie

Dle [1] byly zjištěny hodnoty středního průměru a tloušťky stěny, které byly aplikovány na parametrické makro z předchozího případu. S jeho pomocí byla opět vytvořena geometrie a síť přímo v systému ANSYS.

Střední průměr: 3,2 mm

Tloušťka stěny: 0,63 mm



Obr. 25

Do makra je dále třeba zadat hodnoty rozevření cévy. Ty v tomto případě byly v rozmezí $20^\circ - 70^\circ$. Jelikož příslušná literatura neuvádí hodnoty rozevření koronárních cév, byly tyto hodnoty určeny odhadem s tím předpokladem, že v tomto rozsahu úhlů se nachází ideální úhel rozevření který, opět určíme stejným způsobem jako v předchozím případě.

7.2 Zatížení

Zatížení cévy bylo prováděno opět nejprve jejím „uzavřením“ a po té zatížením vnitřním přetlakem. Pro koronární tepny je tento přetlak v rozmezí 11-14 kPa [1]

7.3 Výsledky

Bylo provedeno celkem 24 simulací tohoto modelu - pro pět zatěžujících tlaků, 4 úhly rozevření a pro zatížení pouze přetlakem (úhle rozevření $\Theta = 0$). V tabulkách níže jsou uvedeny maximální absolutní hodnoty napětí pro jednotlivé simulace (zatížení a rozevření) a loadstepy.

Tabulka 10

Hodnoty maximálních ekvivalentních napětí po provedení obou loadstepů pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

$\sigma_{\text{ekv}} \text{ max [kPa] - LS2}$						
[kPa] / [°]	0°	20°	40°	50°	60°	70°
11	40,72	33,16	27,29	30,58	33,98	37,44
12	45,89	37,81	30,76	32,94	36,51	40,15
13	51,27	42,64	35,14	35,27	39,12	42,95
14	56,99	47,77	39,73	37,75	41,80	45,84

Tabulka 11

Hodnoty maximálních ekvivalentních napětí po provedení prvního loadstepu (uzavření) pro jednotlivé úhly rozevření.

$\sigma_{\text{ekv}} \text{ max [kPa] - LS1}$				
20°	40°	50°	60°	65°
5,25	10,27	12,76	15,22	17,64

Tabulka 12

Hodnoty maximálních obvodových napětí po provedení obou loadstepů pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

$\sigma_o \text{ max [kPa] - LS2}$					
[kPa] / [°]	20°	40°	50°	60°	70°
11	26,59	27,22	30,43	33,18	37,40
12	30,69	29,41	32,77	36,33	40,10
13	35,01	31,65	35,19	38,93	42,89
14	39,61	33,95	37,66	41,60	45,77

Tabulka 13

Hodnoty maximálních obvodových napětí po provedení prvního loadstepu (uzavření) pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

$\sigma_o \text{ max [kPa] - LS1}$				
20°	40°	50°	60°	65°
-5,36	-10,51	-13,02	-15,53	-18,04

Tabulka 14

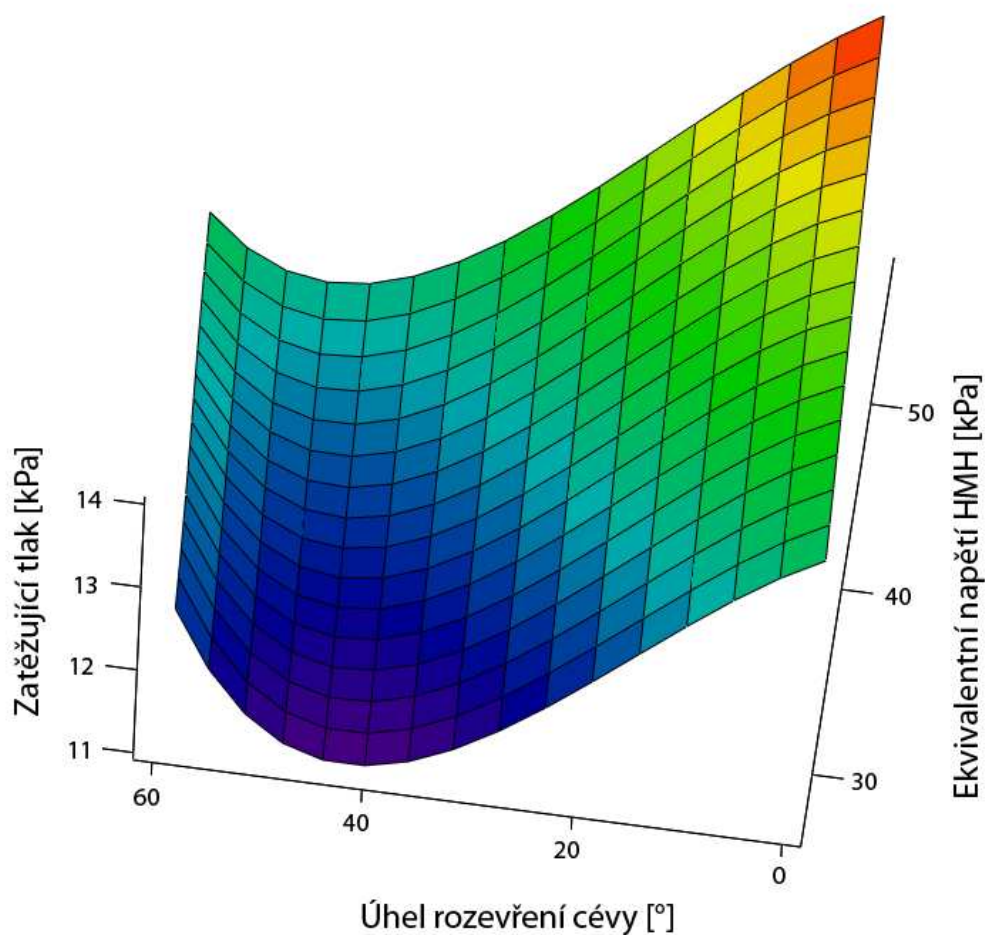
Hodnoty maximálních radiálních napětí po provedení obou loadstepů pro jednotlivé úhly rozevření a zatížení.

σ_{rad} max [kPa]- LS2					
[kPa] / [°]	20°	40°	50°	60°	70°
11	-10,56	-10,771	-10,87	-10,97	-11,07
12	-11,51	-11,72	-11,82	-11,92	-12,02
13	-12,46	-12,67	-12,77	-12,87	-12,97
14	-13,41	-13,62	-13,72	-13,82	-13,92

Tabulka 15

Hodnoty maximálních radiálních napětí po provedení prvního loadstepu (uzavření) pro jednotlivé úhly rozevření.

σ_{rad} max - LS1				
20°	40°	50°	60°	65°
-0,57	-1,13	-1,41	-1,69	-1,97



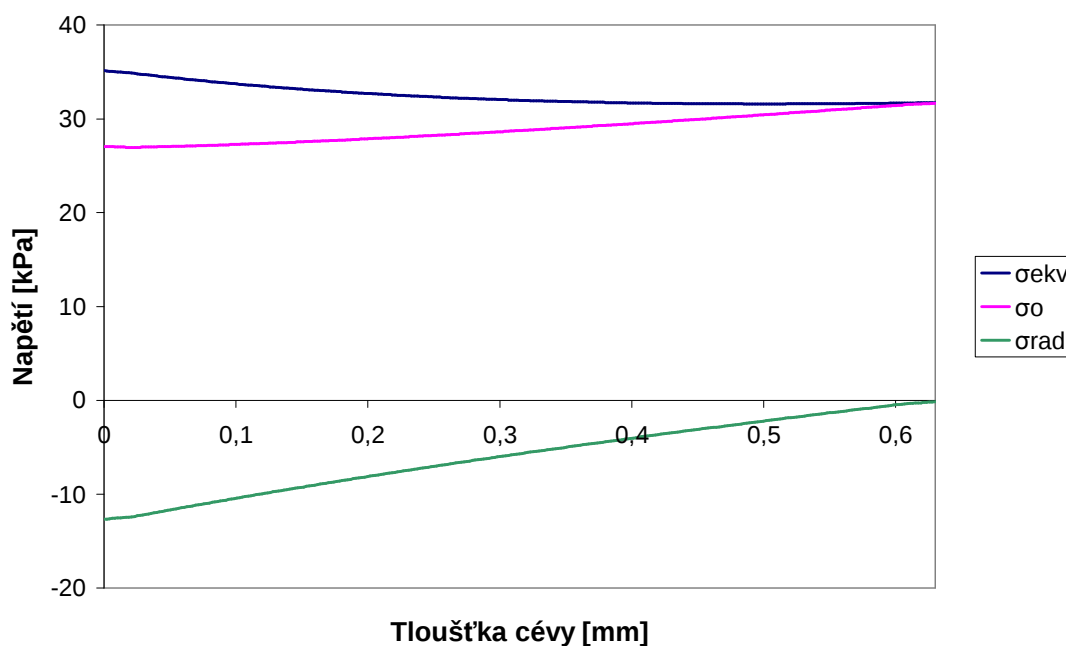
Graf 8

Závislost napětí na zatěžujícím tlaku a na úhlu rozevření

7.4 Zhodnocení výsledků

7.4.1 Poměr obvodových a radiálních napětí

Na rozdíl od předchozího případu kde byl rozdíl mezi obvodovým a radiálním napětím znatelný, tady tomu tak není (viz graf 9). Je to zřejmě kvůli menším poměrům mezi vnějším průměrem cévy a tloušťkou cévní stěny. Proto radiální napětí vzniklé při uzavírání cévy má na výsledné ekvivalentní napjatost určitý nezanedbatelný vliv. Z průběhu napjatosti po tloušťce cévní stěny je dále patrné, že největší rozdíly v napětí jsou na vnitřní stěně, kdežto na vnější straně (kde dle výsledků je $\sigma_{rad} = 0$) je σ_{ekv} totožné se σ_o .



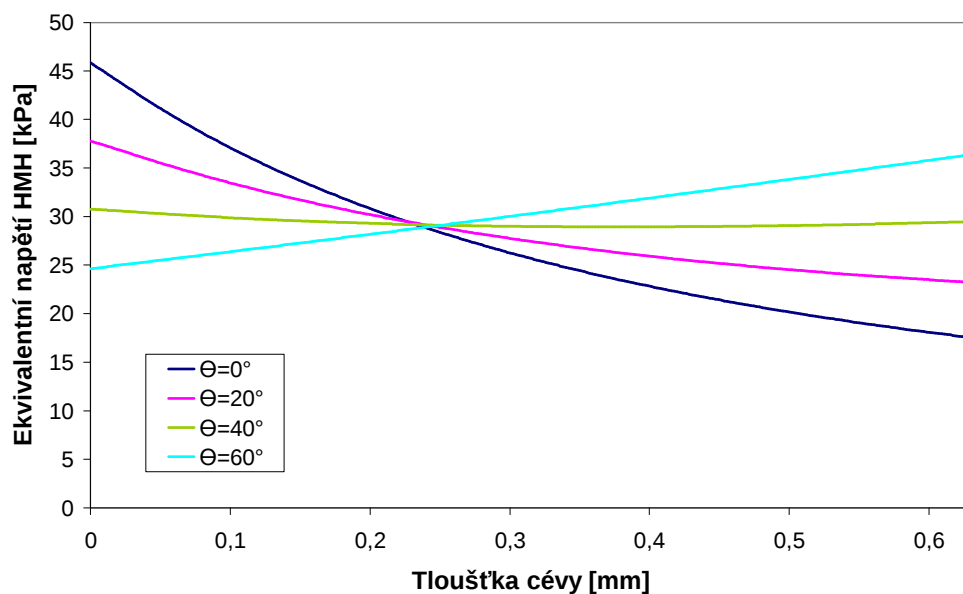
Graf 9

Průběhy ekvivalentního, radiálního a obvodového napětí po tloušťce cévy (0 je pro vnitřní stěnu) pro cévu zatíženou předpětím (vzniklém při uzavření cévy při úhlu $\Theta=40^\circ$) a vnitřním přetlakem 13 kPa.

7.4.2 Vliv velikosti úhlu rozevření na vnitřní napjatost cévy

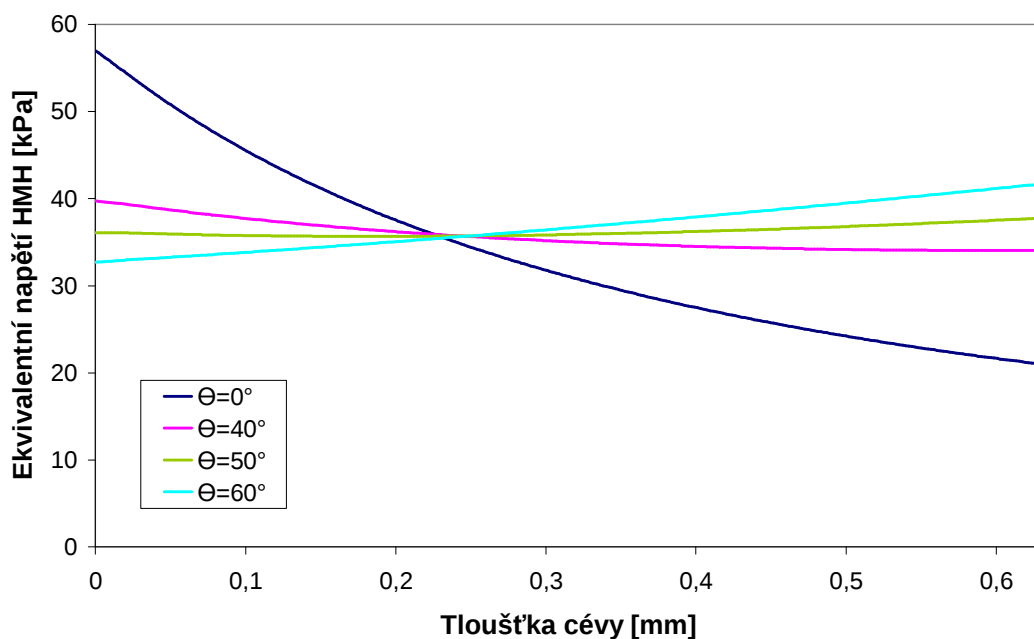
Stejně jako v předchozím případě na základě naměřených hodnot můžeme určit úhly, pro které je hodnota ekvivalentního napětí nejmenší a kdy se rozložení tohoto napětí po tloušťce stěny blíží konstantě.

Pro zatížení 11,12 a 13 kPa to je úhel je optimální rozevření $\Theta = 40^\circ$ a pro 14 kPa úhel $\Theta = 50^\circ$ (viz. obr. 26 a 27)



Graf 10

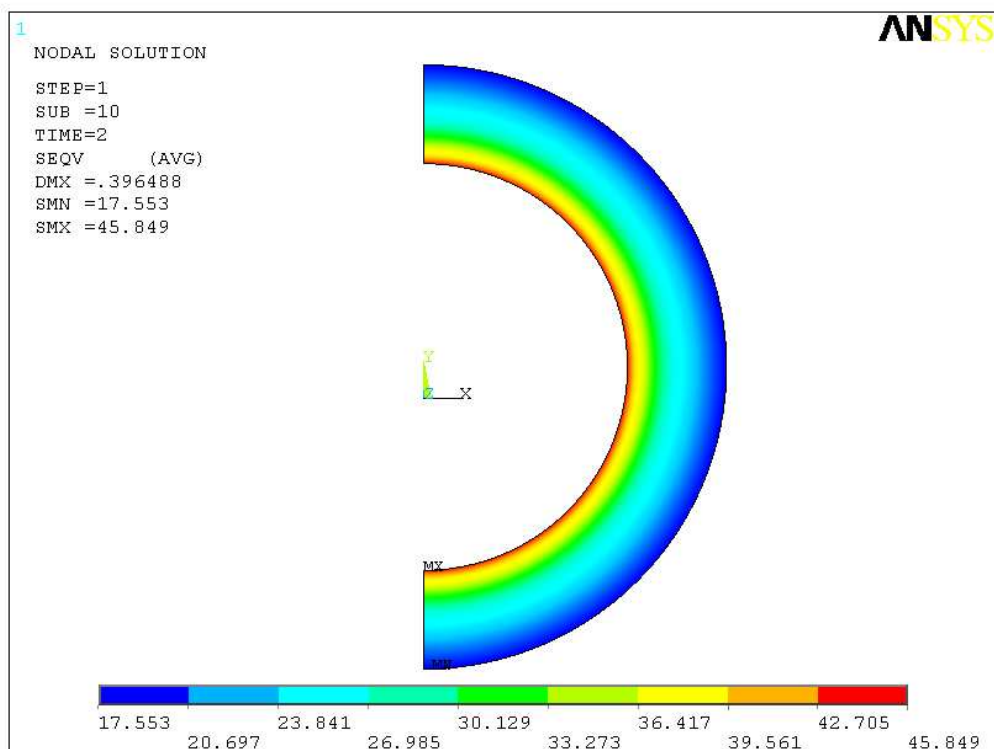
Srovnání průběhů ekvivalentních napětí (HMH) pro cévu zatíženou vnitřním přetlakem 12 kPa pro různé úhly rozevření.



Graf 11

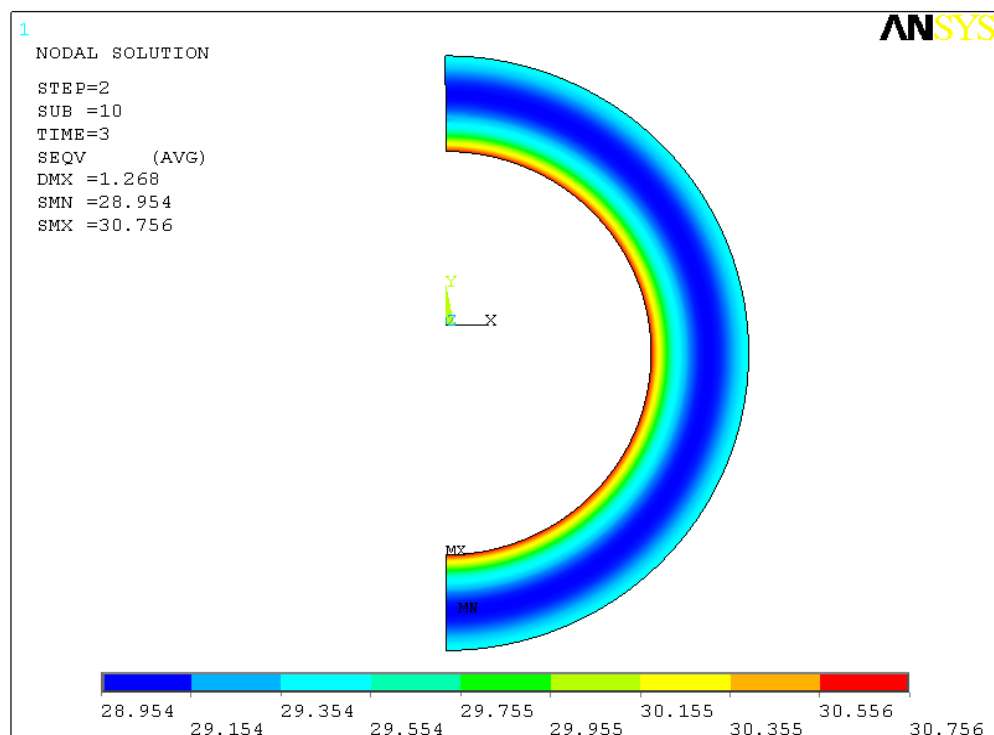
Srovnání průběhů ekvivalentních napětí (HMH) pro cévu zatíženou vnitřním přetlakem 14 kPa pro různé úhly rozevření³.

³ Průběhy pro další zatěžovací stavy viz příloha.



Obr. 26

Průběh ekvivalentního napětí HMH [kPa] při zatížení pouze vnitřním přetlakem $p = 12$ kPa



Obr. 27

Průběh ekvivalentního napětí HMH [kPa] pro cévu zatíženou předpětím (vzniklém při uzavření cévy při úhlu $\Theta = 40^\circ$) a vnitřním přetlakem 12 kPa.

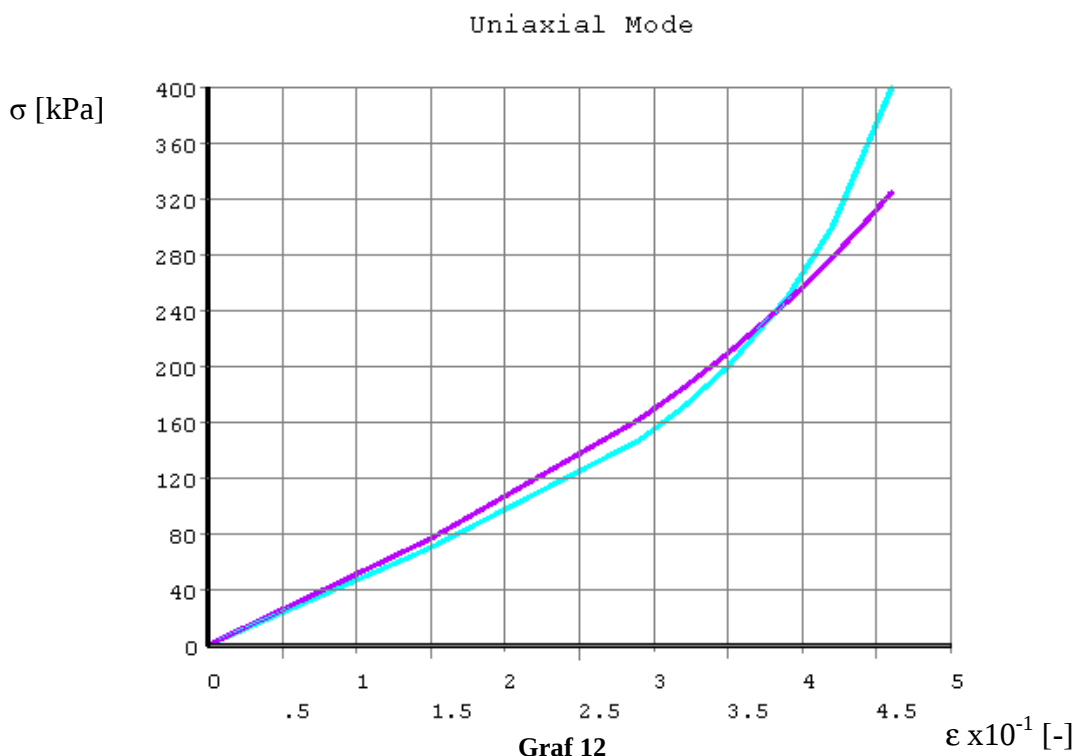
8 Simulace – aorta postižená aterosklerózou

Jak bylo uvedeno v kapitole 3.6.3.1, mechanické vlastnosti aterosklerotické vrstvy se dosti liší od mechanických vlastností zbytku cévní stěny. Tato simulace se bude zabývat napěťovou analýzou aorty, jejíž cévní stěna obsahuje aterosklerotickou vrstvu – především vliv této vrstvy na napjatost v nezasazené cévní stěně. Pro simulaci byl použit model aorty vycházející z výsledků uvedených v kapitole 5, tj. takové hodnoty zatížení a okrajových podmínek, jež nejlépe odpovídají cévě ve fyziologickém prostředí.

8.1 Materiálový model použitý pro aterosklerotickou vrstvu

Stejně jako v předchozích případech byl materiálový model vypočítán metodou „Curve Fitting“ (popsanou v kapitole 5.2.2). Vstupní data pro tuto metodu (tedy závislost napětí/deformace) byly získány z [1].

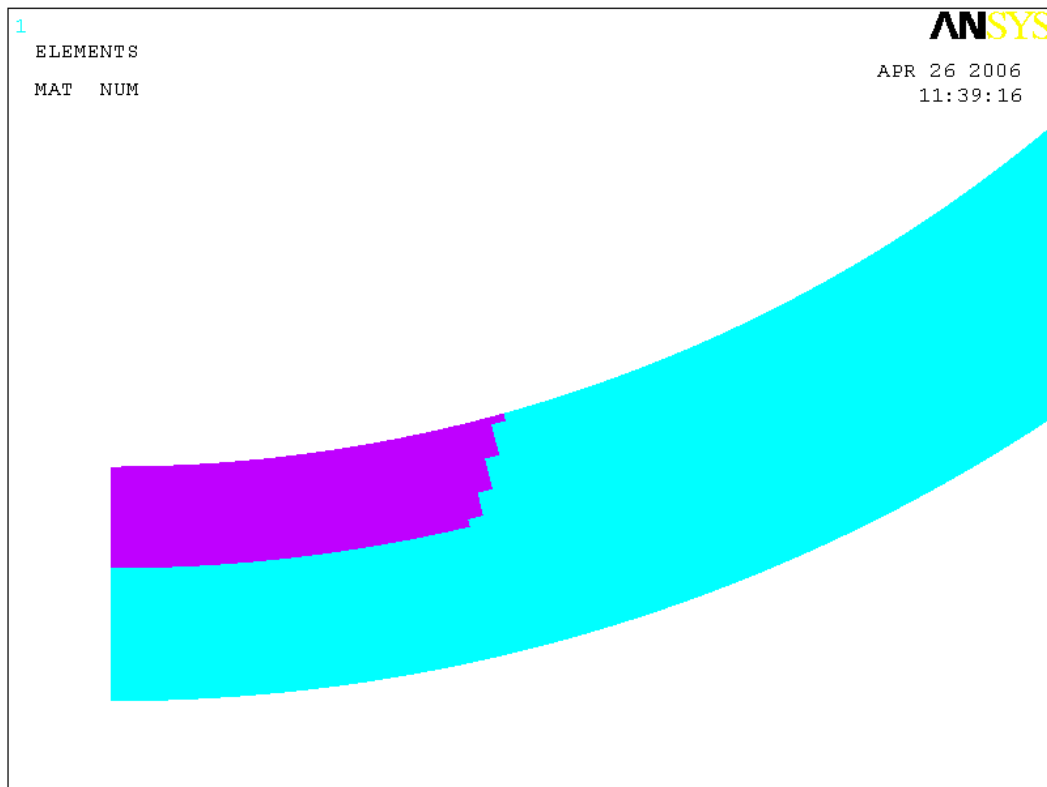
Výsledná aproximace:



Závislost napětí (kPa) na deformaci ($\times 10^{-1}$) Modrá křivka odpovídá naměřeným hodnotám, fialová je pak výsledek Curve Fittingu

8.2 Aterosklerotická vrstva

Velikost postižení aterosklerózou byla zvolena tak, že postihuje přibližně dvě pětiny tloušťky stěny (viz obr. 28).

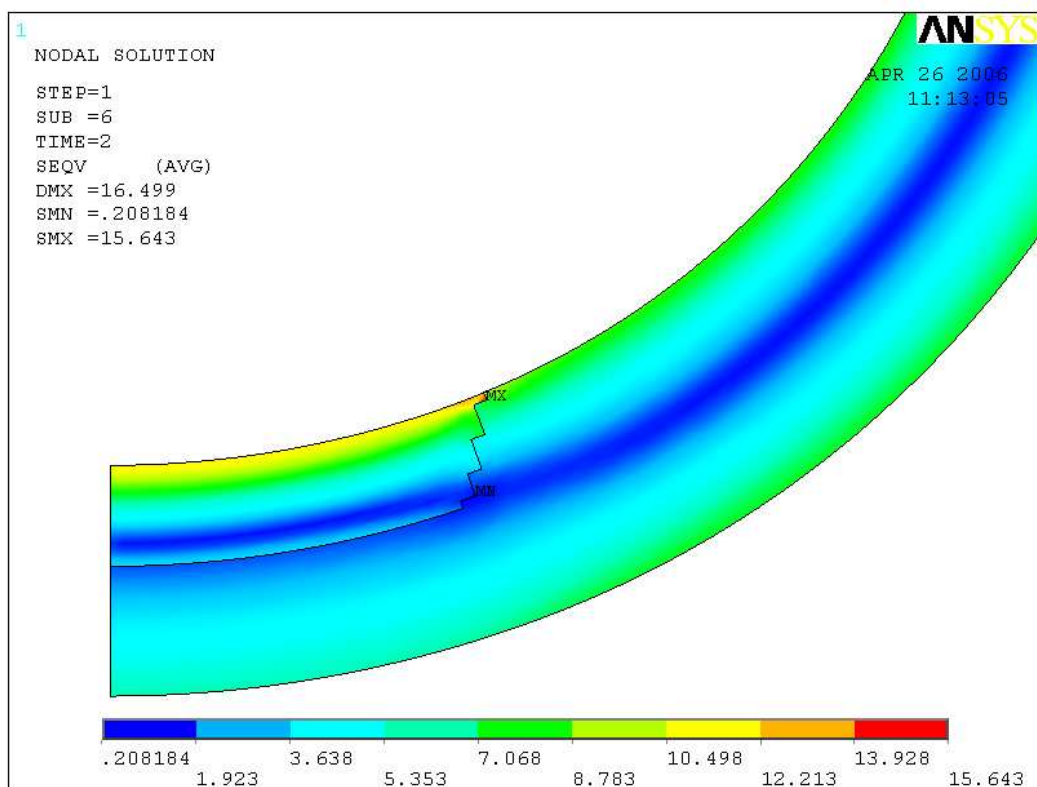


Obr. 28

Fialová barva vyznačuje aterosklerotickou vrstvu

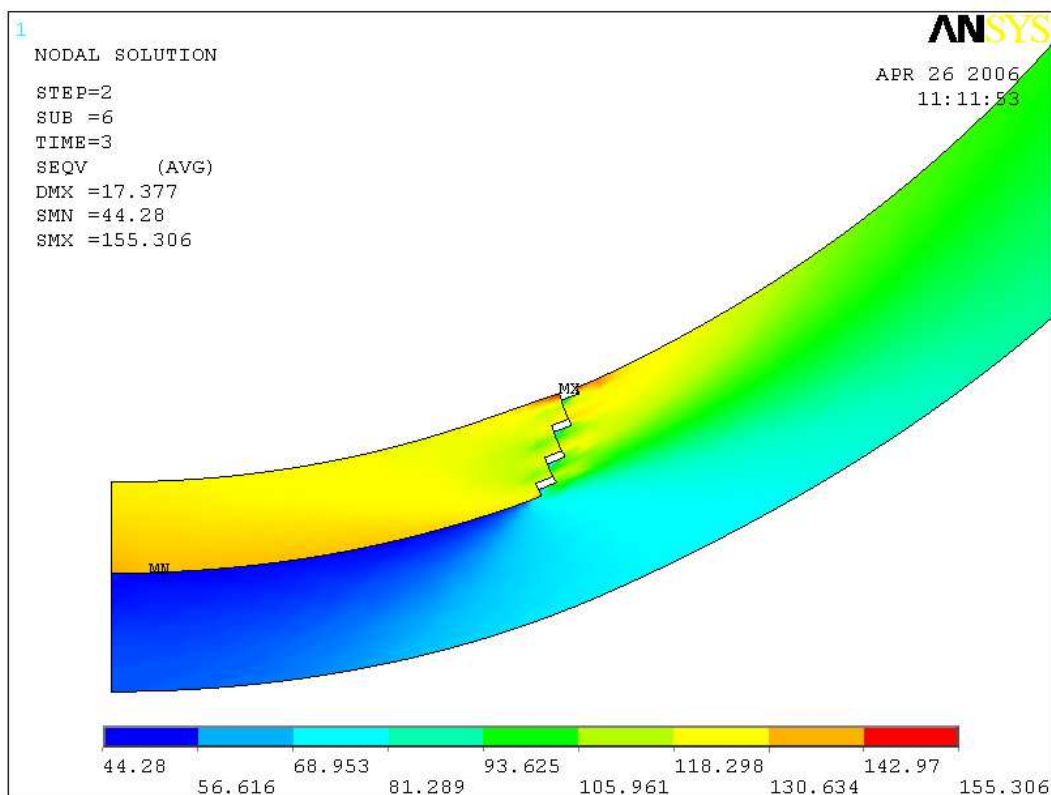
8.3 Výsledky:

Z výsledků je patrné, že aterosklerotická vrstva ovlivňuje napjatost ve zbytku cévní stěny (viz obr. 28). Tato napjatost pak má vliv na další růst aterosklerózy (viz kapitola 8.4).



Obr. 29

Průběh ekvivalentního napětí [kPa] po provedení prvního loadstepu (uzavření cévy)



Obr. 30

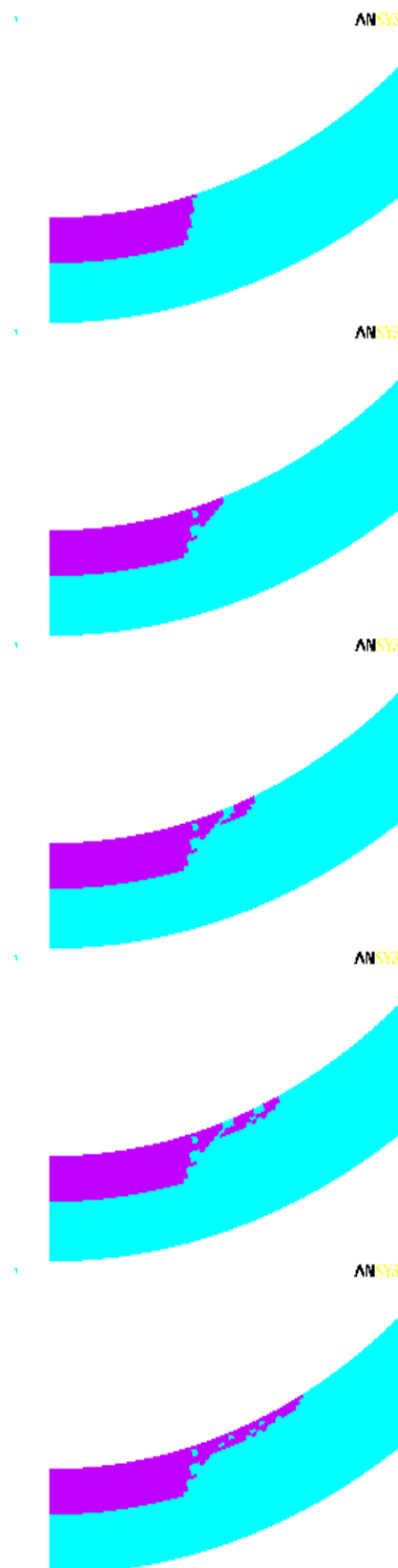
Průběh ekvivalentního napětí [kPa] po provedení obou loadstepů (pro lepší přehlednost výsledků byly odebrány elementy ve kterých vznikla napětíová špička díky malé hustotě sítě).

8.4 Růst aterosklerózy

Tato simulace se snaží zobrazit růst aterosklerózy na základě hypotézy uvedené 3.3.6 a to, že vznik aterosklerózy je určitou reakcí na poranění tkáně. Předpokládáme, že poranění vznikne na místě největšího napětí a z toho můžeme usuzovat že, se ateroskleróza rozšíří právě tam.

Vycházelo se z předešlého modelu s tím, že po provedení simulace byla každému elementu přiřazena příslušná hodnota napětí. Takto upravené elementy bylo možné vybírat přes určený rozsah hodnot napjatosti. V daném případě byl tento rozsah 125-150 kPa, kde v tomto rozmezí byl předpokládán růst aterosklerózy. Těmto vybraným elementům byl poté změněn typ materiálu z cévní stěny na aterosklerózu a celá simulace byla zopakována. Byly provedeny 4 tyto cykly. Výsledkem je simulace růstu aterosklerózy u dané cévy.

Tabulka 16



krok	přírůstek elementů AS vrstvy
------	---------------------------------

1.	23
2.	17
3.	13
4.	19

Z tabulky 16 se dá usuzovat, že na základě uvedené simulace je růst aterosklerózy spíše degresivní. Nutno však dodat, že ve skutečnosti se ateroskleróza šíří i dovnitř prostoru cévy (čímž dochází k jejímu ucpávání) a její růst ovlivňuje mnoho dalších faktorů jež byly v této simulaci pominuty.

Obr. 31

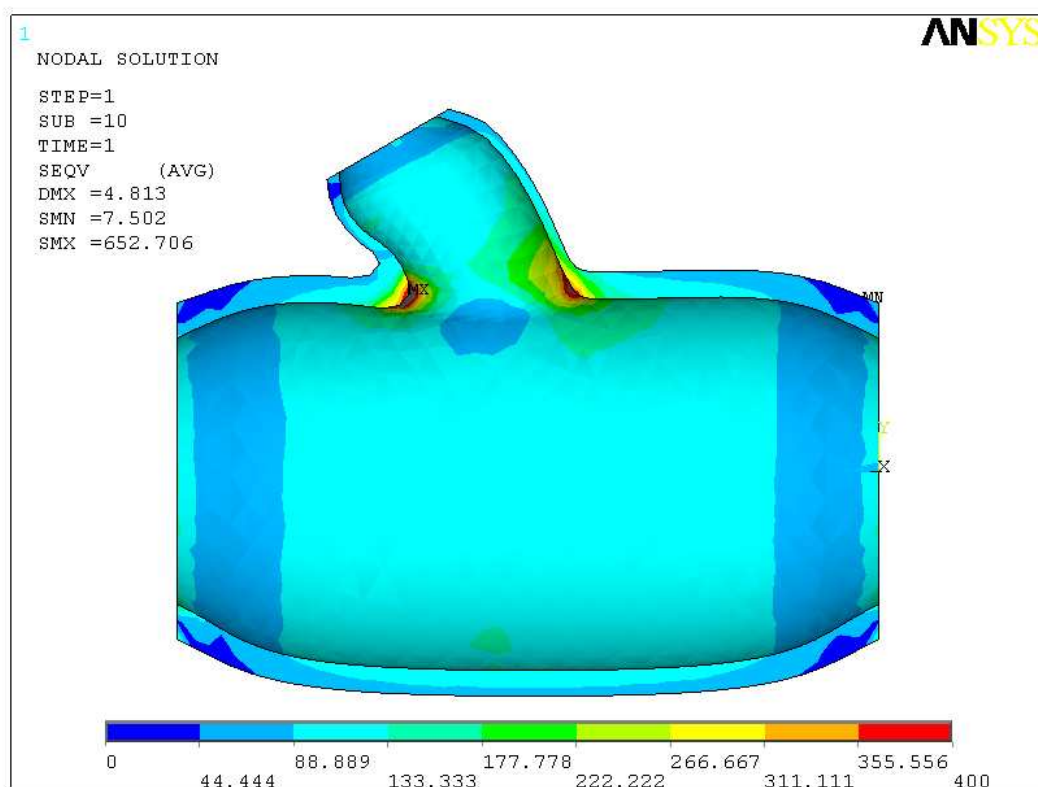
9 3D model rozbočení

Tato analýza by měla ukázat, na kterých místech cévního rozbočení vzniká koncentrace napětí a kde je tedy zvýšená pravděpodobnost (dle hypotéz uvedených výše) tvorby aterosklerózy.

Pro tuto simulaci byl použit zjednodušený trojrozměrný model odbočení levé společné tepny krční (*a.carotis communis sin.*) z aorty.

Jelikož jde o trojrozměrný případ, byly použity odpovídající typy elementu pro trojrozměrnou nelineární úlohu a to SOLID187. Stejně jako v předchozích případech byl použit materiálový model zjištěný pomocí metody „curve fitting“ (viz kapitola 6.2.2) a zatížení vnitřním přetlakem 14 kPa.

Jelikož byl použit poloviční model, na uzly v dělicí rovině byla aplikována okrajová podmínka symetrie (zamezení pohybu ve směru kolmém na rovinu symetrie). Další okrajová podmínka byla zadána na okrajové uzly modelu a to vetknutí (tj. zamezení posuvu uzlům ve všech směrech).



Obr. 32

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) s upravenou stupnicí pro lepší přehlednost výsledků

Z obr. 32 jsou patrná místa se zvýšenou koncentrací napětí. Nutno dodat, že tento trojrozměrný model je značně zjednodušený – nebylo tu aplikováno předpětí a byly použité zjednodušené okrajové podmínky.

10 Objemová tuhost cévní stěny

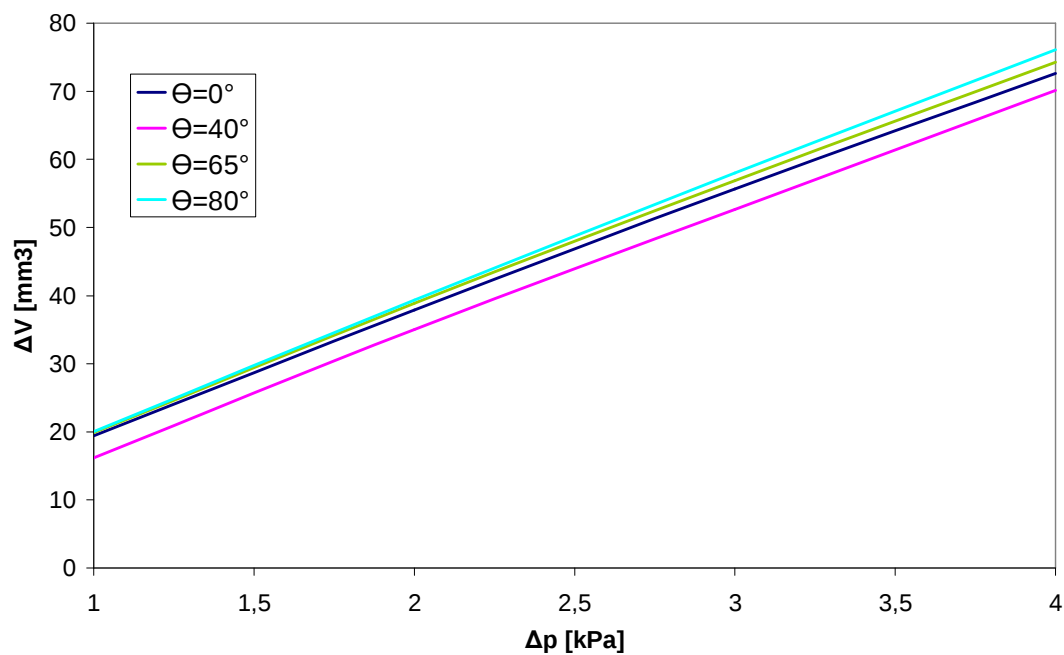
Jak vyplývá z článku uvedeného v [6] existuje vztah mezi rychlostí šíření pulzní vlny a objemovou tuhostí cévy. Jak je v [6] dále uvedeno, je v současné době rychlost aortální pulzové vlny zlatým standardem pro měření aortální tepenné tuhosti. Tato kapitola ukazuje, jakým způsobem lze ze simulací provedených výše tuto tuhost určit.

Objemová tuhost je definována jako

$$k_o = \frac{\Delta p}{\Delta V} \quad (5)$$

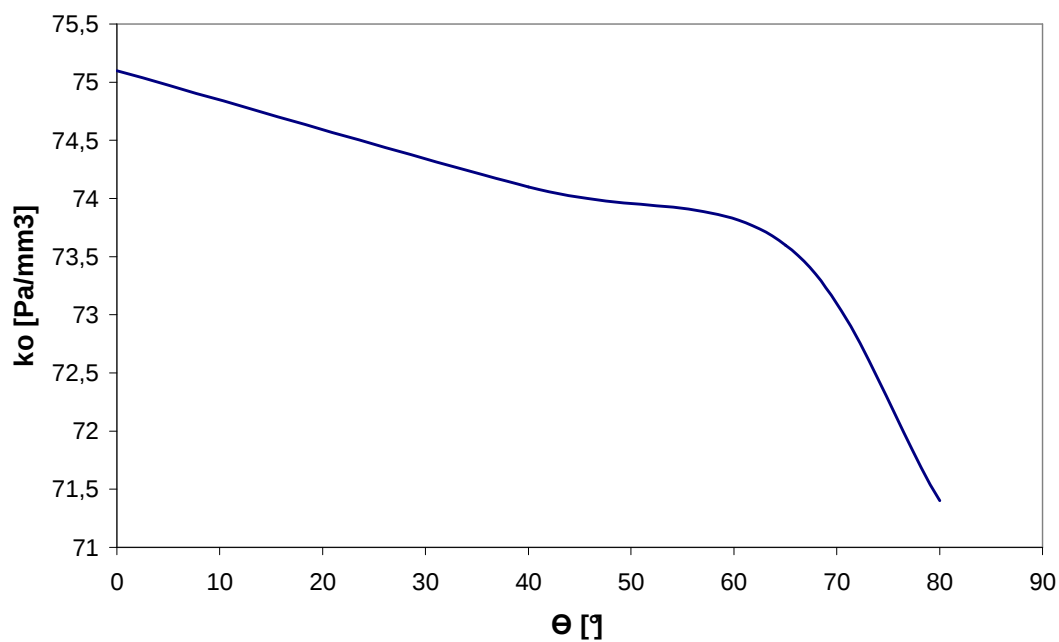
Kde Δp je změna tlaku a ΔV změna objemu.

Z dvourozměrné analýzy provedené v kapitole 5 je možné zjistit hodnotu vnitřního průřezu cévy před aplikováním vnitřního přetlaku a po něm a pokud uvažujeme délku cévy 1mm, pak je tedy i možné zjistit zkoumaný objem v dané cévě. Pro úhly $\Theta = 0^\circ, 40^\circ, 65^\circ$ a 80° a pro jednotlivé tlaky zatížení (12-16 kPa) byly zjištěny hodnoty Δp , ΔV a vyneseny do grafu 13. V grafu 14 je pak zobrazena závislost objemové tuhosti na úhlu rozevření.



Graf 13

Průběh změny tlaku v závislosti na změně objemu pro různé úhly rozevření



Graf 14

Závislost objemové tuhosti na úhlu rozevření

Jelikož jsou tyto závislosti téměř lineární lze zjistit výslednou objemovou tuhost pro danou konfiguraci jako podíl maximální hodnoty Δp a ΔV .

$$\Theta = 0^\circ: \quad k_o = 75,1 \text{ Pa/mm}^3$$

$$\Theta = 40^\circ: \quad k_o = 74,1 \text{ Pa/mm}^3$$

$$\Theta = 65^\circ: \quad k_o = 73,6 \text{ Pa/mm}^3$$

$$\Theta = 80^\circ: \quad k_o = 71,4 \text{ kPa/mm}^3$$

Rychlost šíření pulsní vlny v cévách je závislá na objemové tuhosti. Čím je hodnota této tuhosti nižší, tím lépe dokáže absorbovat systolický tlak a tedy její namáhání se sníží.

Z naměřených hodnot vyplývá, že objemová tuhost s rostoucím úhlem rozevření klesá. Pro určení optimálního úhlu rozevření, při kterém by hodnota objemové tuhosti byla nejmenší, by bylo potřeba provést více simulací pro větší hodnoty těchto úhlů. Nicméně tato kapitola ukazuje možnost určení objemové tuhosti z naměřených simulací a její možné srovnání s hodnotou této tuhosti, zjištěnou konvenčním způsobem z rychlosti šíření pulzní vlny [6].

Závěr

Tato práce ukazuje analýzu napjatosti v cévách velkého průřezu a koronárních cévách.

Základním bodem této práce bylo určit materiálový model, jenž by svými vlastnostmi dostatečně odpovídal materiálovým vlastnostem reálné cévy. Na základě měření uvedených v [1] byl takovýto materiálový model vytvořen (viz kapitola 5.2).

S tímto modelem pak byla prováděna většina simulací uvedených v této práci. V kapitole 5 je napěťová analýza aorty. Zde bylo provedeno několik simulací pro různé zatěžovací tlaky a úhly rozevření. Z výsledků pak bylo možné určit vliv těchto zatěžovacích podmínek na napjatost uvnitř cévní stěny. Byl určen optimální úhel a optimální zatížení, které nejlépe odpovídají cévě ve fyziologickém (tj. reálném, živém) prostředí. Obdobná simulace byla provedena pro koronární cévu (viz kapitola 7). Dále byla ukázána možnost dalšího postupu v této problematice a to s aplikací osového předpětí.

V následujících kapitolách je zkoumán vliv aterosklerotické vrstvy na napjatost v cévní stěně. Obdobným způsobem jako v předchozím případě byl vytvořen materiálový model aterosklerózy a aplikován na geometrický model cévy. Dále dle hypotéz uvedených v [1] byl nasimulován růst aterosklerotické vrstvy (viz kapitola 8). Také byla provedena zjednodušená simulace pro trojrozměrný model s rozbočením, který zobrazuje místa s koncentrací napětí a tedy místa, kde je nejpravděpodobnější výskyt a vznik aterosklerotické vrstvy.

Poslední kapitola se zabývá objemovou tuhostí cévní stěny, jež má vliv na rychlost šíření pulzní vlny.

Ze simulací zde provedených je patrné, že nelze jednoznačně určit počáteční stav cévy, neboť tato skutečnost je ovlivněna velkým množstvím aspektů. Např. optimální úhel rozevření podle simulace provedené v kapitole 5 je s největší pravděpodobností jiný než ten, který vychází z analýzy objemové tuhosti. V další práci by bylo vhodné zhodnotit tyto aspekty současně a určit počáteční stav z více hledisek (např. radiální předpětí, axiální předpětí, materiálové vlastnosti, objemová tuhost atd.).

Seznam použité literatury

- [1] **J. Valenta, F. Klimeš, P. Komárek, O. Kittnar:** *Biomechanika srdečné cévního systému*, ČVUT FS, Praha, 1992
- [2] **ANSYS Help**
- [3] **T. Hruš:** *Zbytková napětí v cévách a myokardu – disertační práce*, 1996
- [4] **P. Ryšavý, J. Burša, R. Lebiš:** *Stress-strain analysis of surgical connection between two aortic parts with different geometry*, Sborník konference Inženýrská mechanika 2004, Svratka
- [5] **M. Vokurka, J. Hugo:** *Praktický slovník medicíny*, MAXDORF, Praha, 1996
- [6] **J. Kučerová, J.A. Stassen, T. Kuznetsova:** *Intrafamiliální agregace tepenných vlastností*, bulletin HYPERTENZE, 2/2005
- [7] **Sinělnikov:** *Anatomie*, AVICENUM, Praha, 1981
- [8] **Ústav zdravotnických informací a statistiky České Republiky:** *Hospitalizovaní a zemřelí na infarkt myokardu v ČR v letech 2001-2002*, ÚZIS, Praha, 2004
- [9] **T.R. Canfield, P.B. Robin:** *Static Elastic Properties of Blood Vessels*, Handbook of Bioengineering, McGraw-Hill Comp, New York, 1987

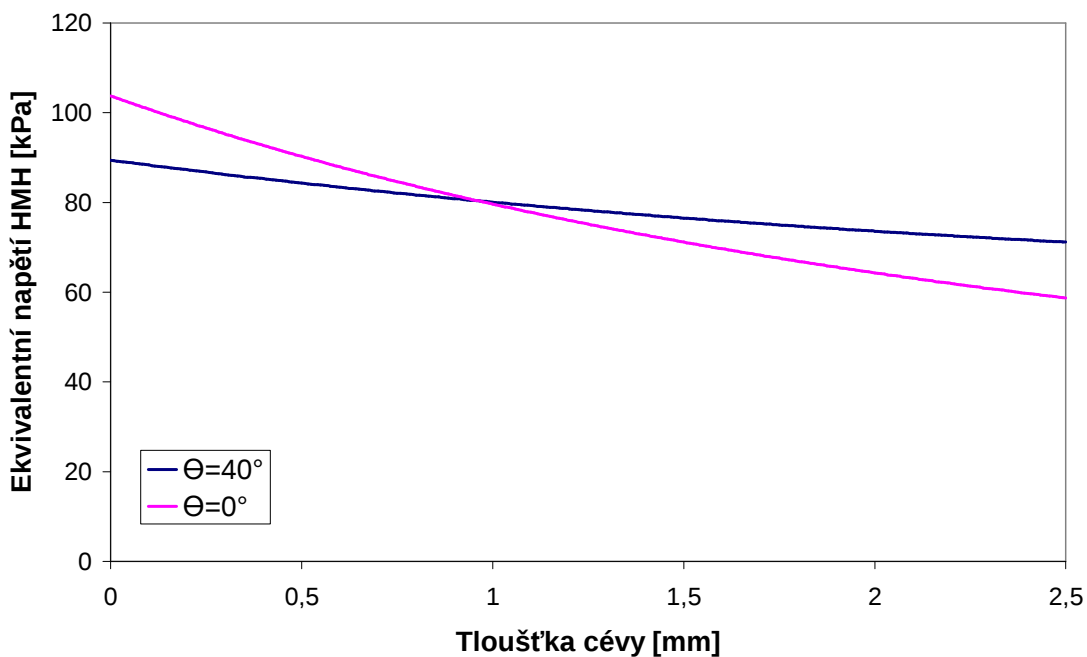
Příloha

V příloze jsou uvedeny závislosti ekvivalentního napětí pro aortu a koronární cévu po tloušťce cévy pro některé úhly rozevření a zatěžující tlaky. V grafu je vždy srovnání s průběhem pro cévu zatíženou pouze vnitřním přetlakem.

Dále jsou zde uvedena příslušná makra, která byla použita v systému ANSYS pro tvorbu geometrie a sítě a pro výpočet materiálových charakteristik metodou Curve Fitting.

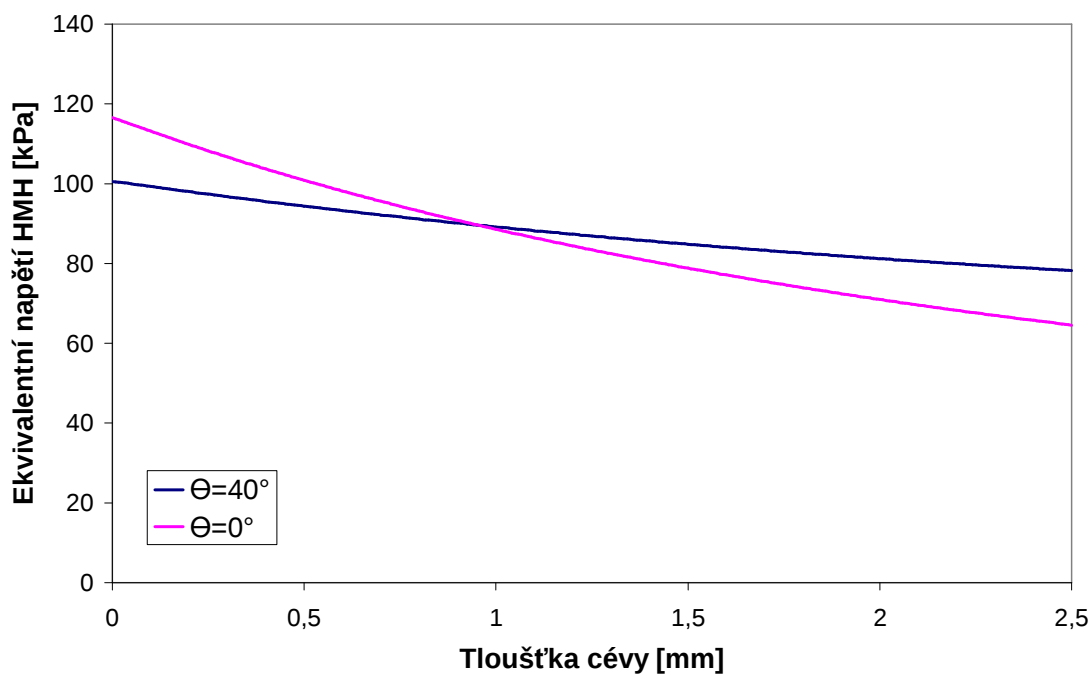
1. Průběhy napětí po tloušťce stěny pro aortu

Úhel rozevření $\Theta = 40^\circ$



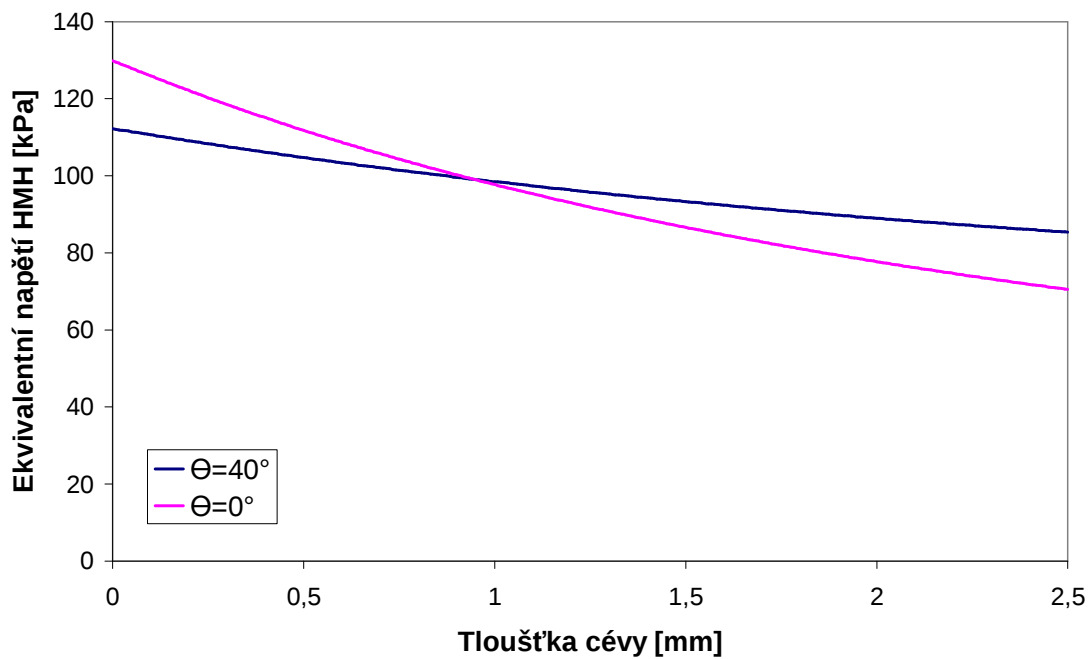
Graf 1

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 12 kPa



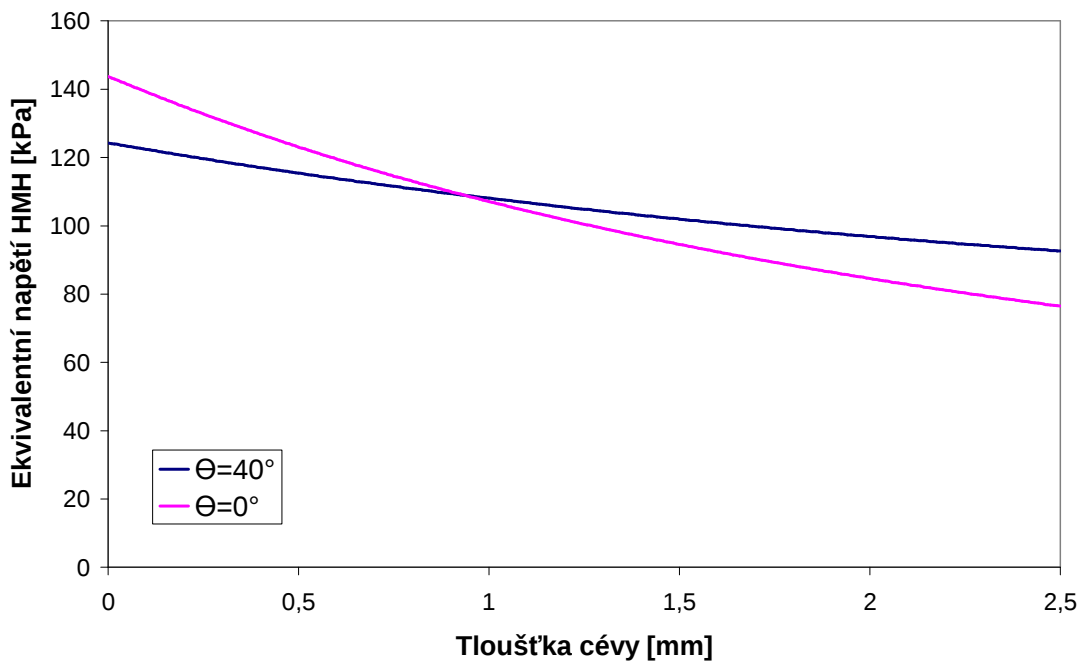
Graf 2

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 13 kPa



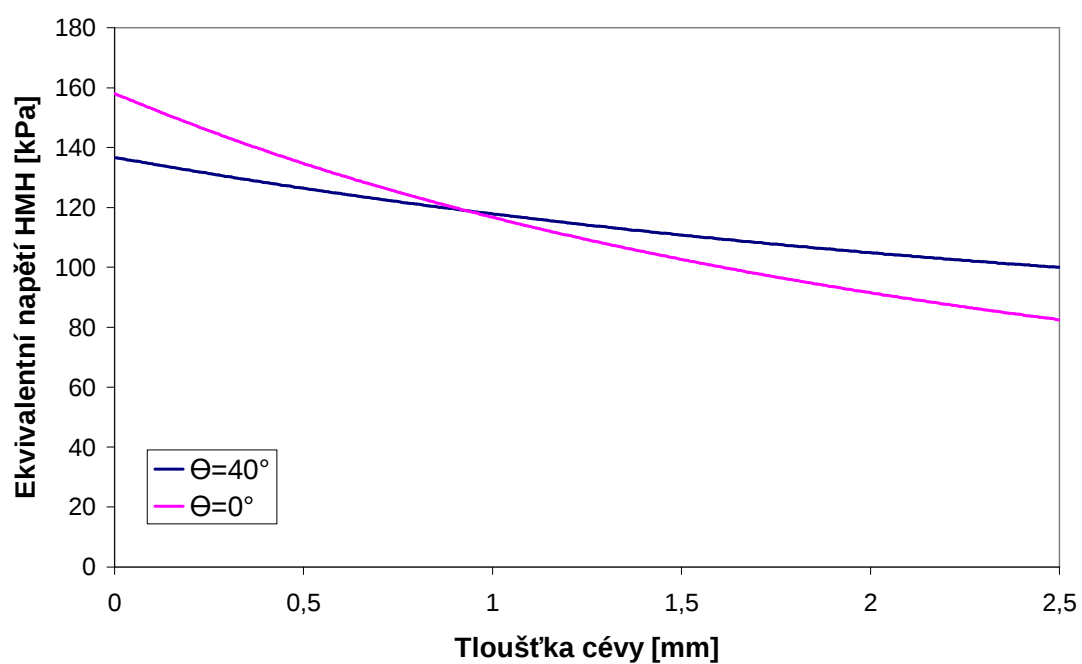
Graf 3

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 14 kPa



Graf 4

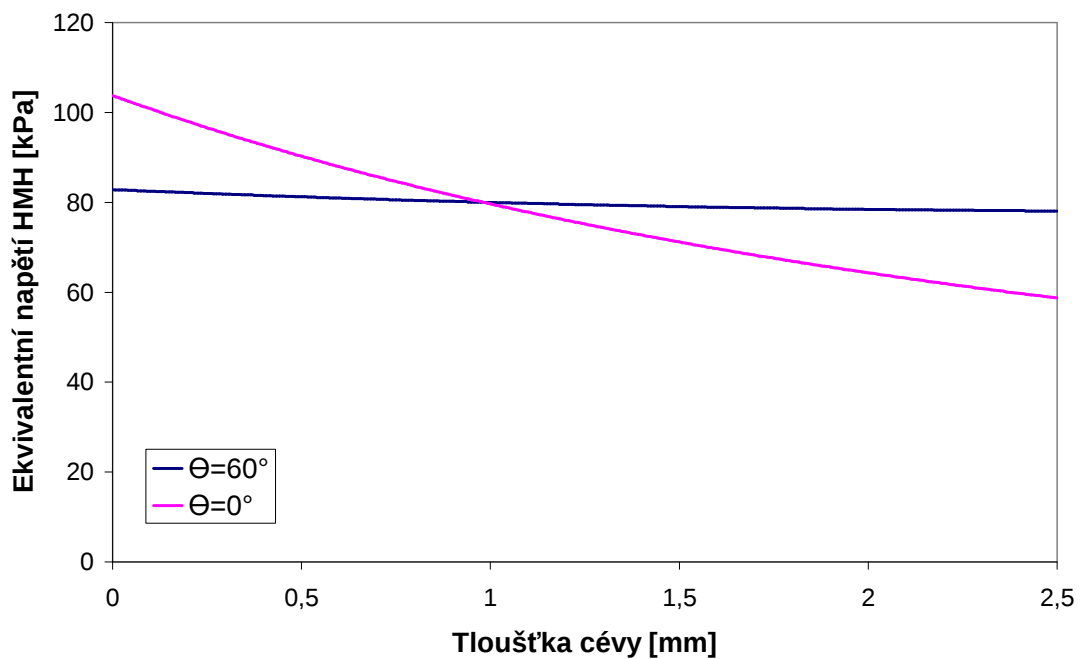
Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 15 kPa



Graf 5

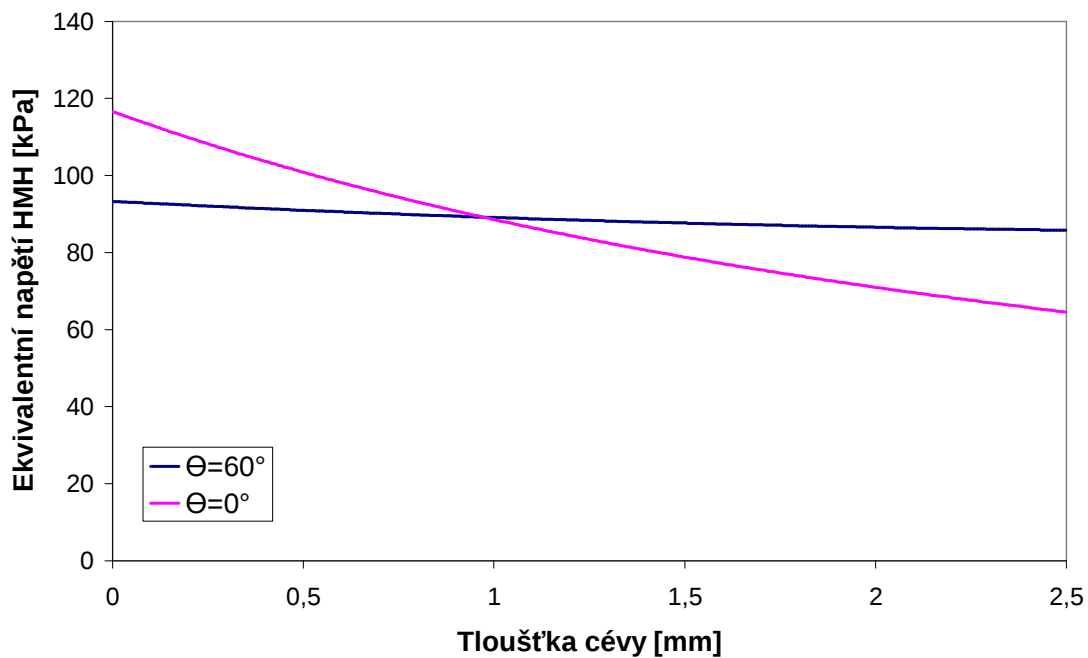
Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 16 kPa

Úhel rozevření $\Theta = 60^\circ$



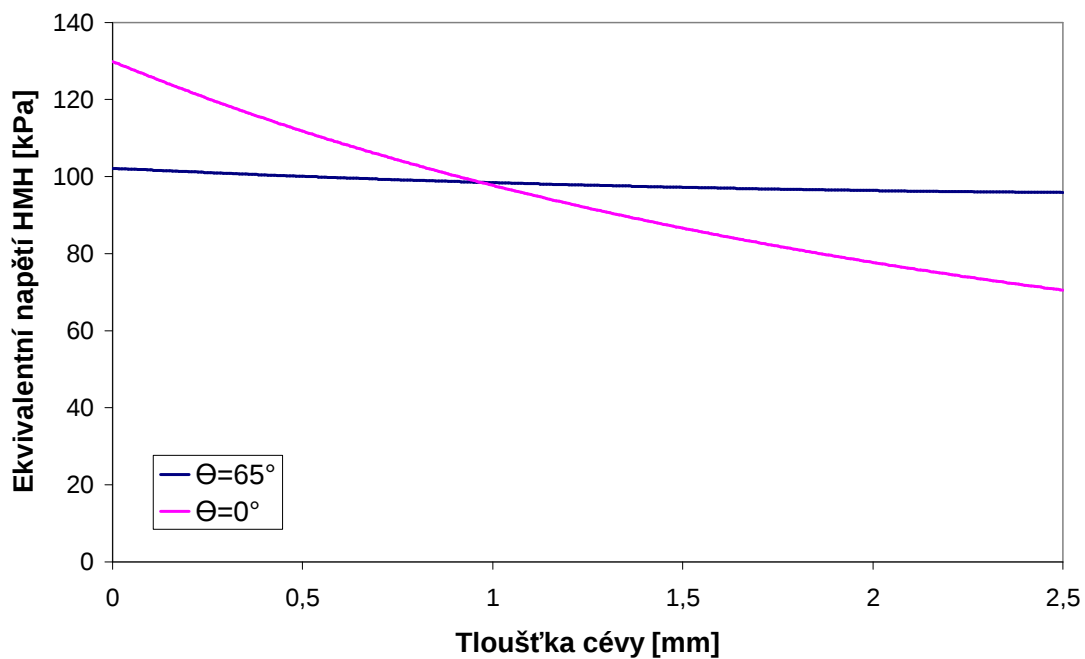
Graf 6

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 12 kPa



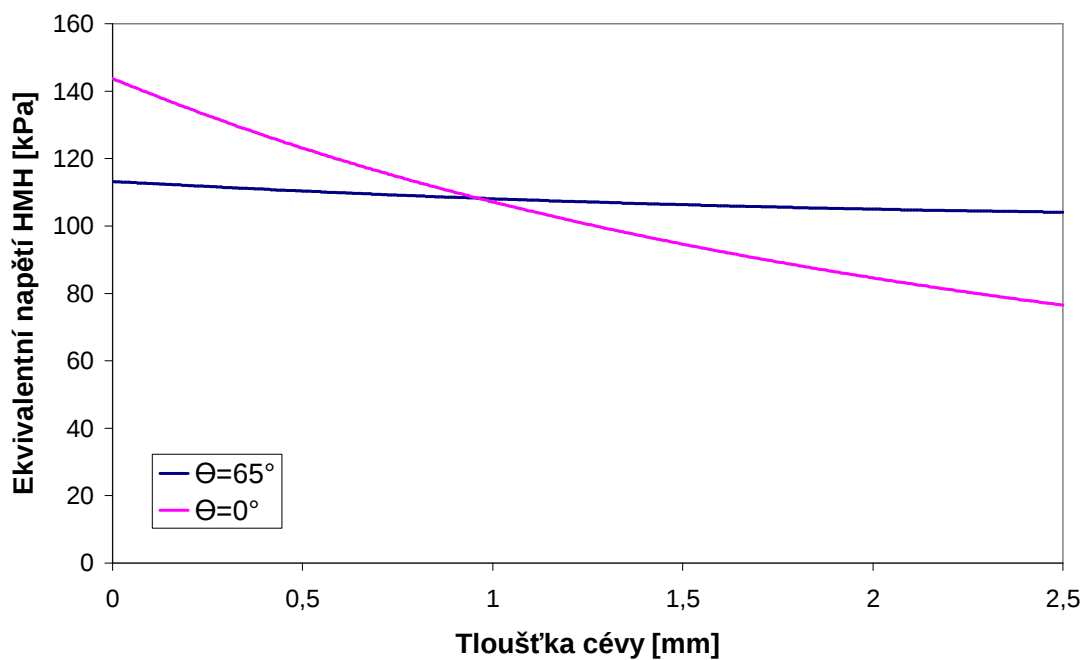
Graf 7

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 13 kPa

Úhel rozevření $\Theta = 65^\circ$ 

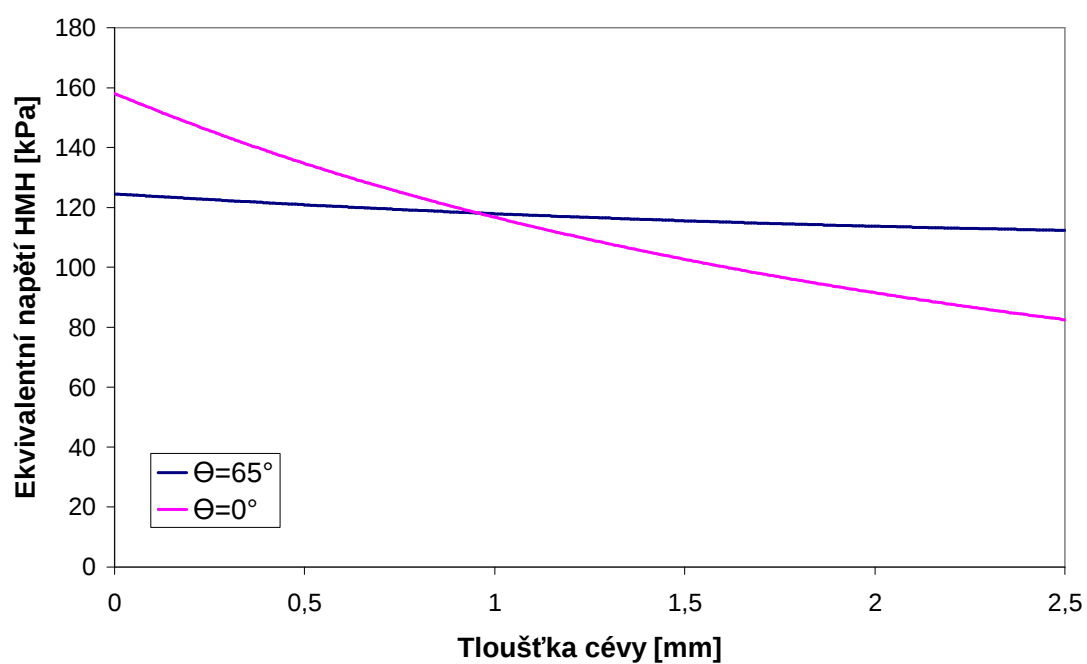
Graf 8

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 14 kPa



Graf 9

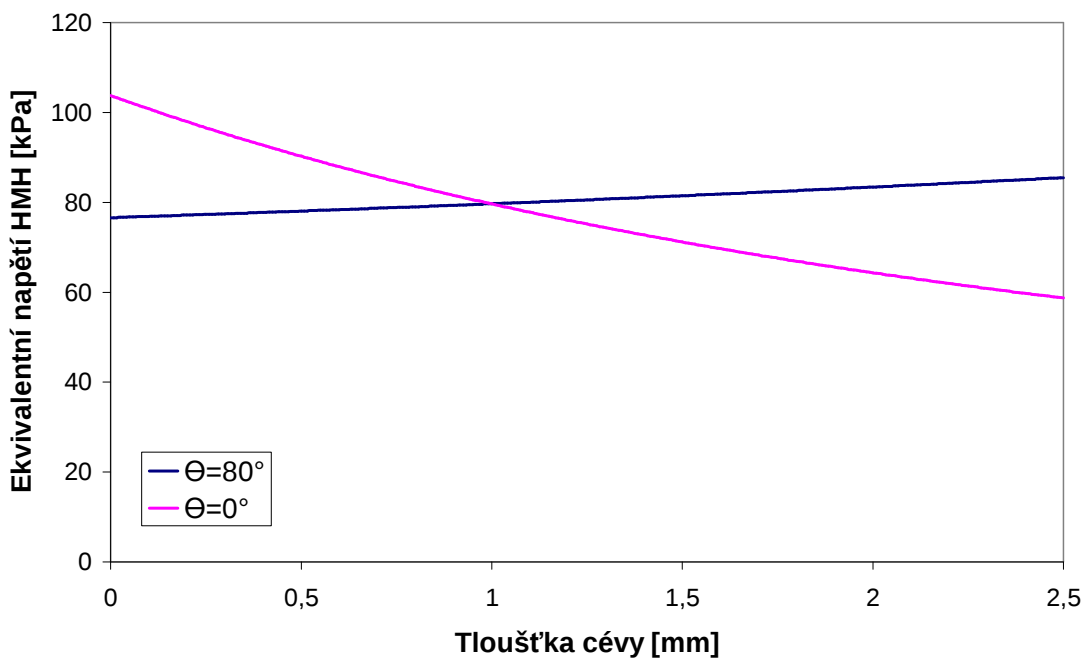
Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 15 kPa



Graf 10

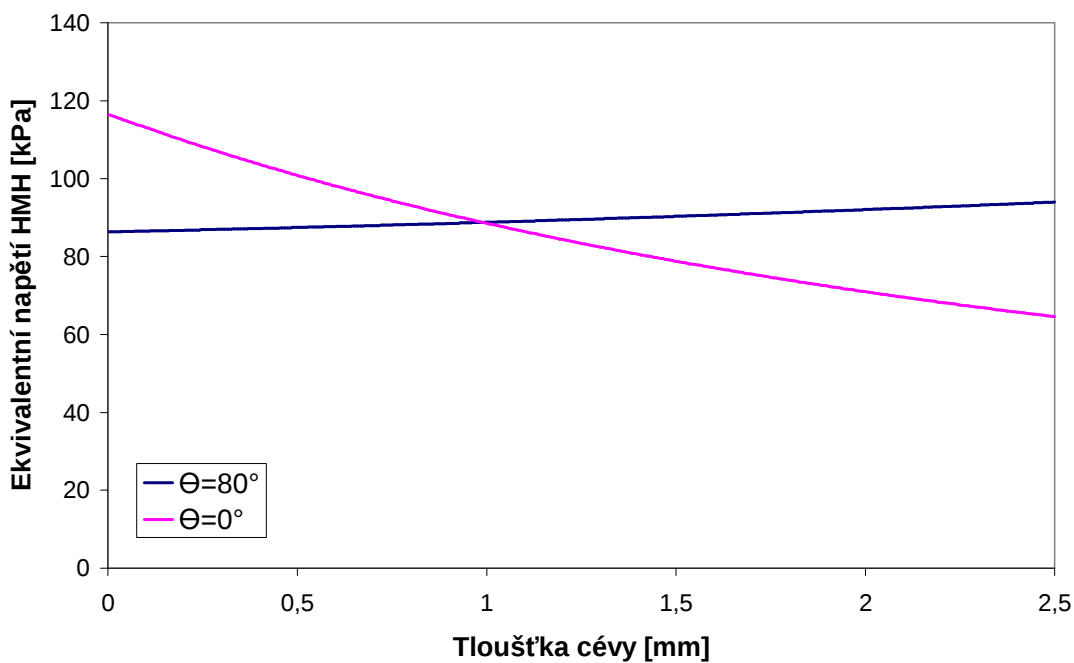
Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 16 kPa

Úhel rozevření $\Theta = 80^\circ$



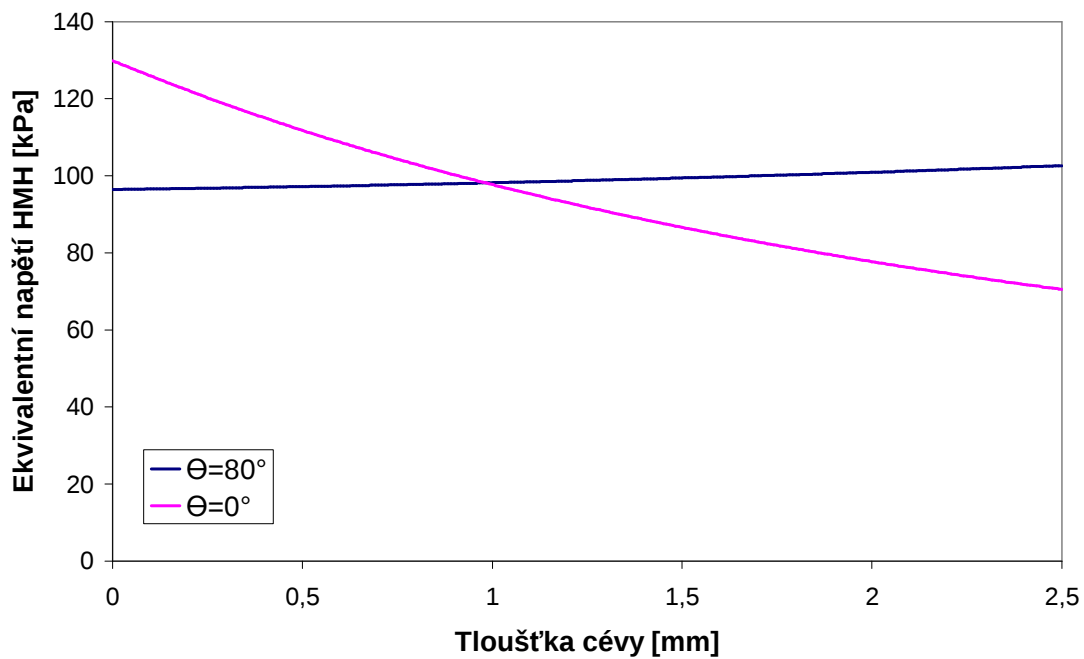
Graf 11

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 12 kPa



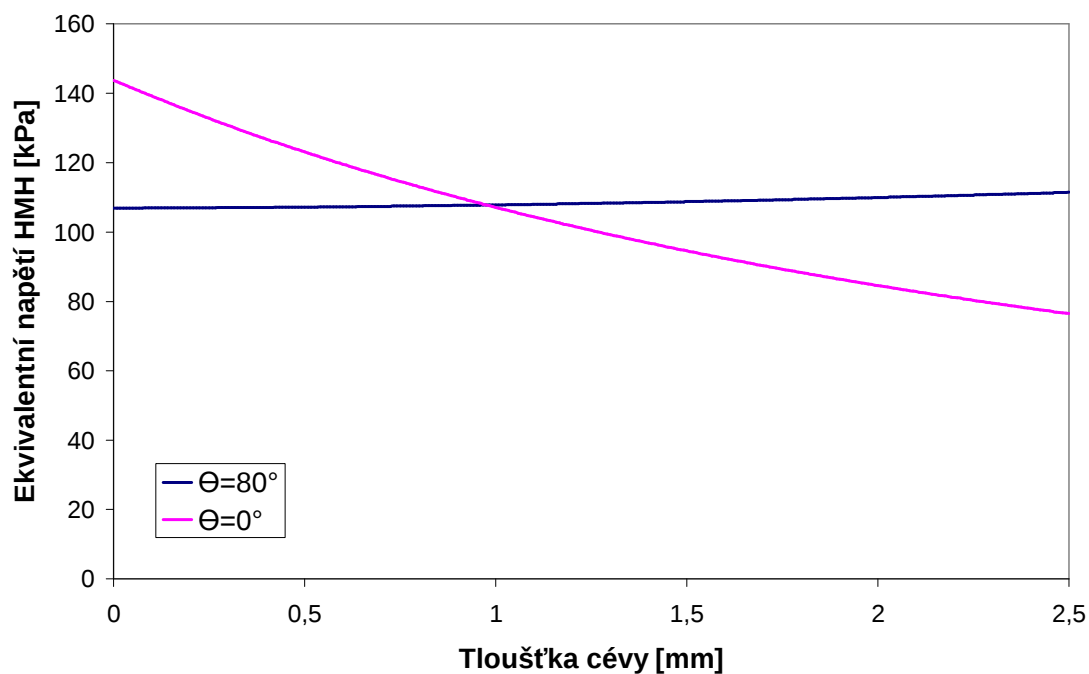
Graf 12

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 13 kPa



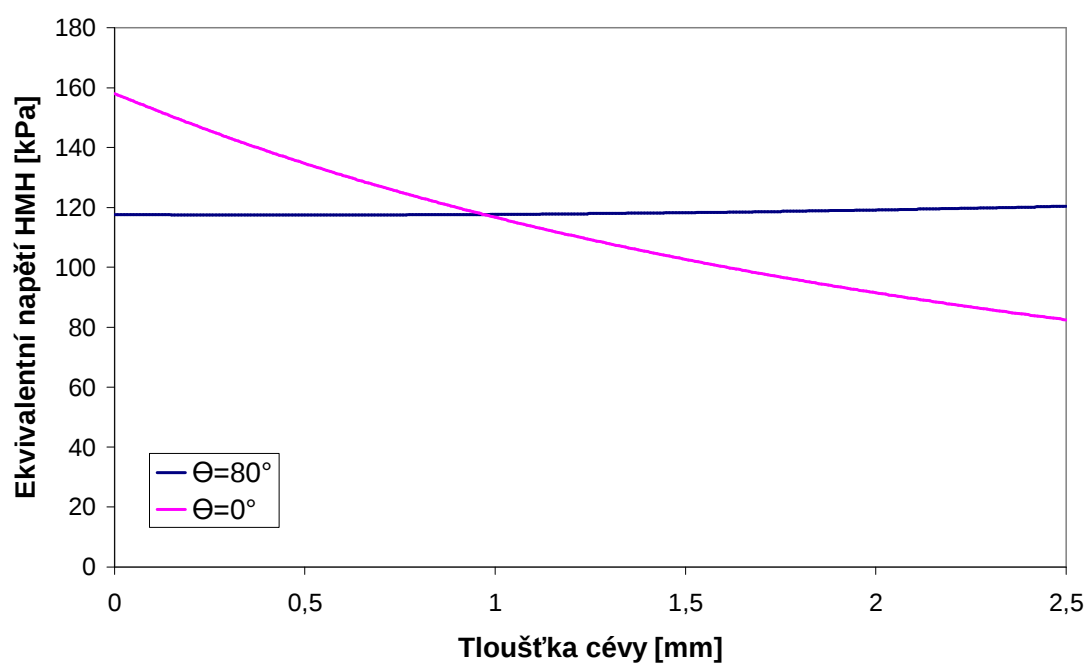
Graf 13

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 14 kPa



Graf 14

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 15 kPa

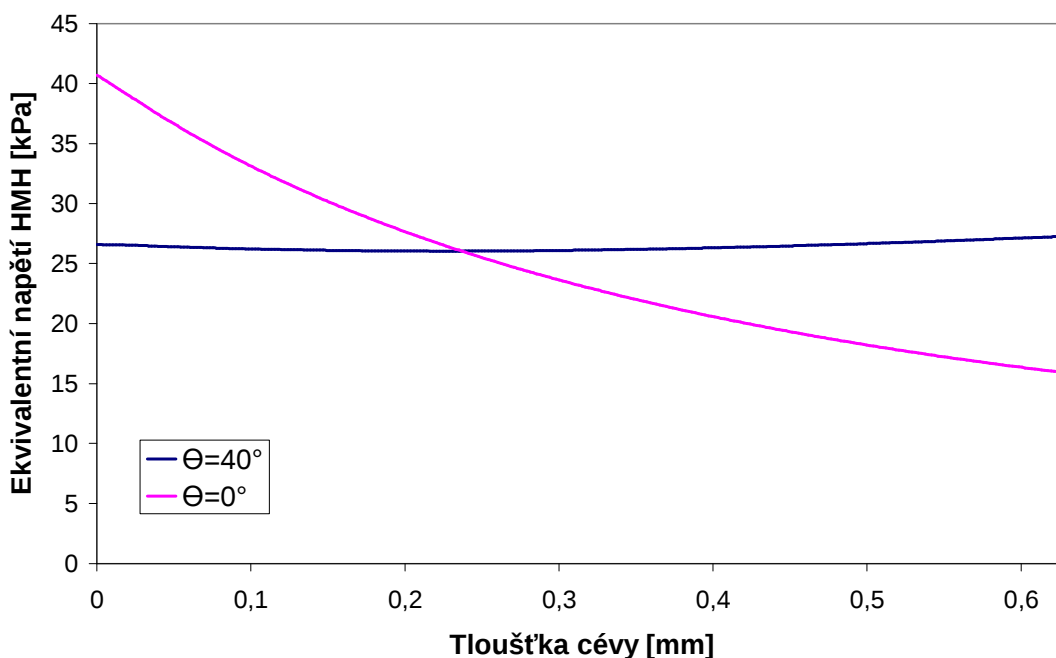


Graf 15

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 16 kPa

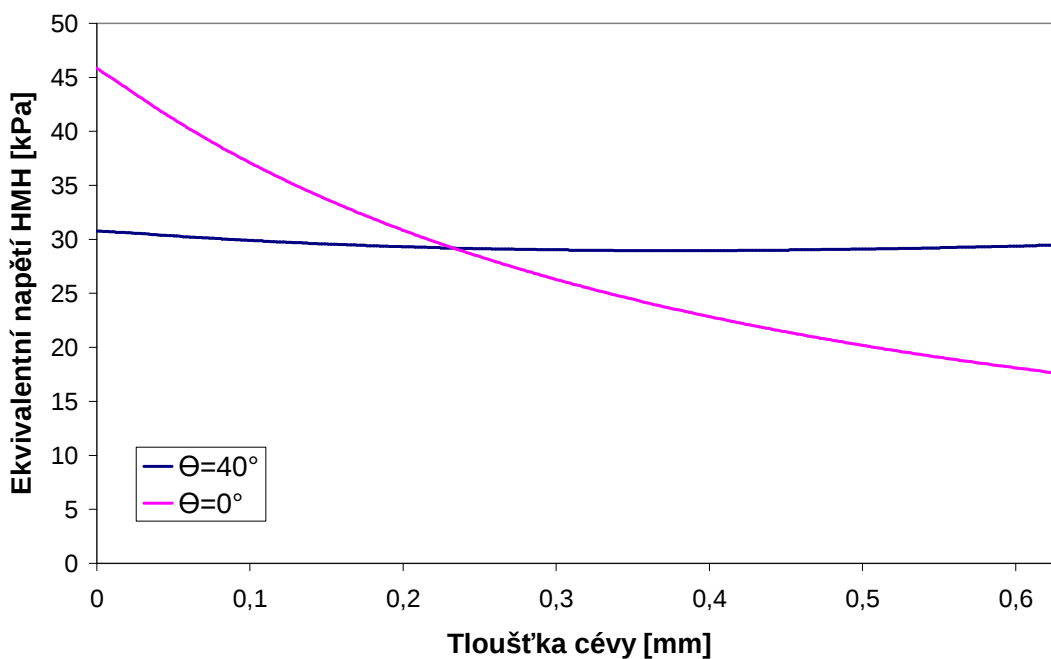
2. Průběhy napětí po tloušťce stěny pro koronární cévu

Úhel rozevření $\Theta = 40^\circ$



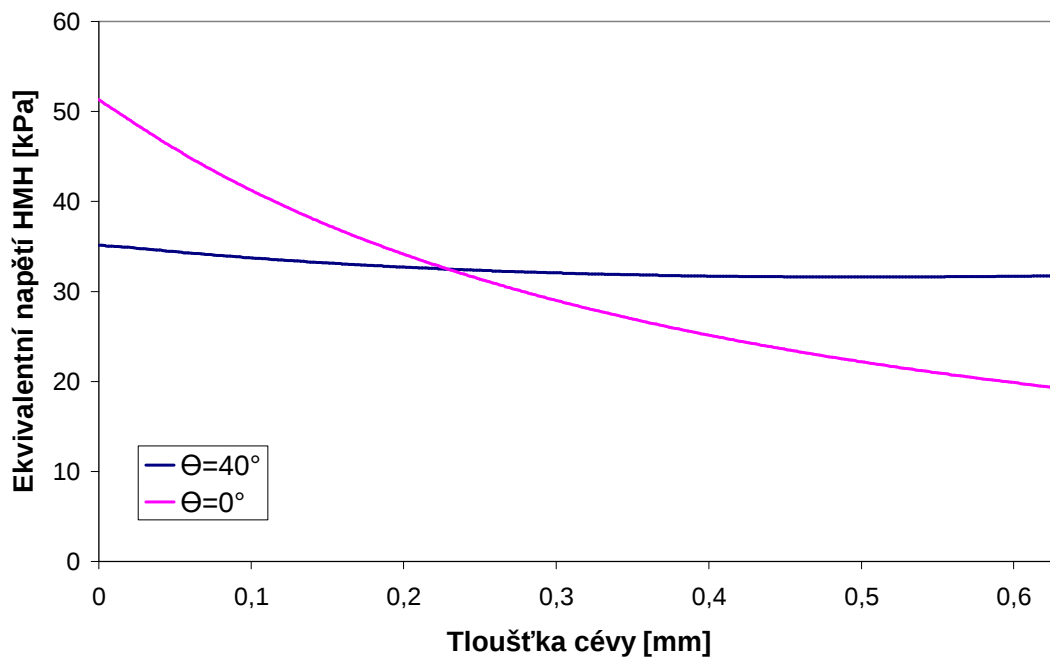
Graf 16

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 11 kPa



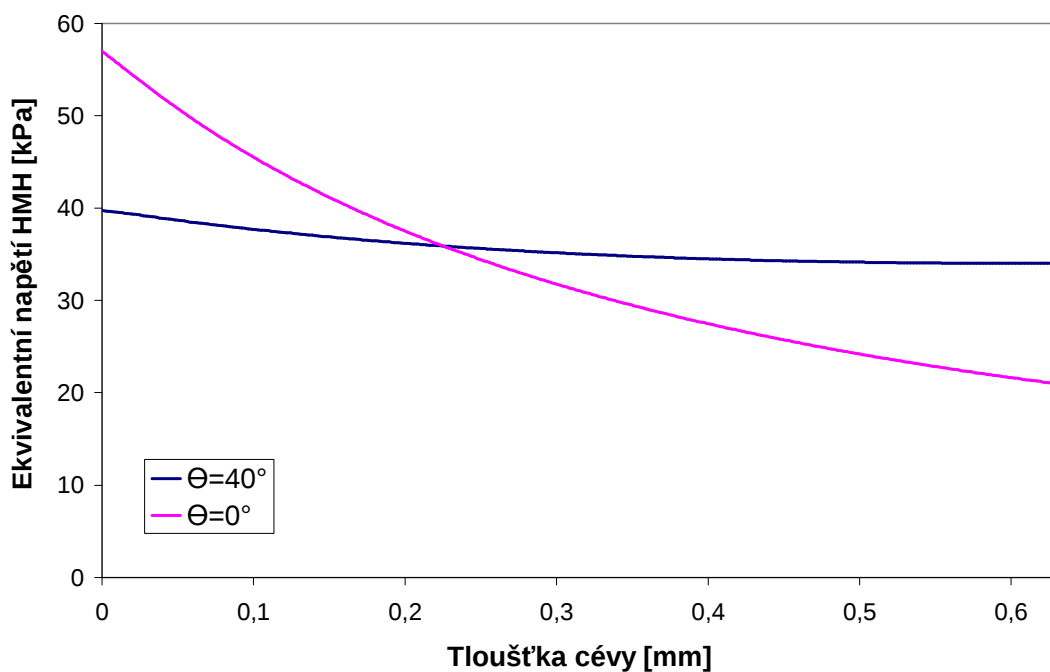
Graf 17

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 12 kPa



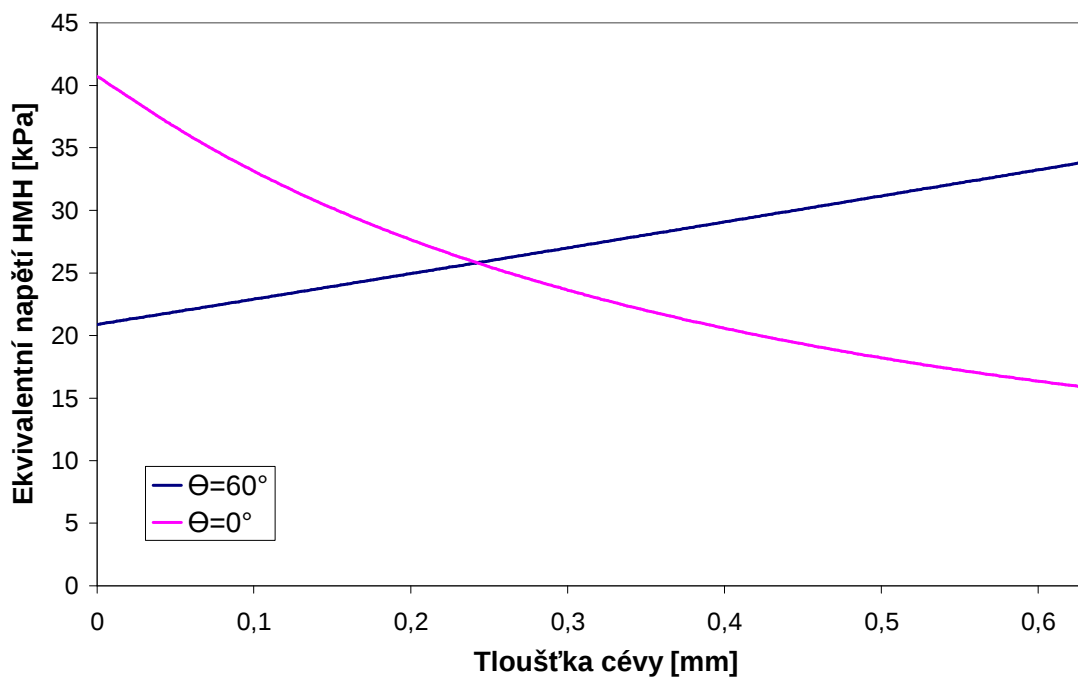
Graf 18

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 13 kPa



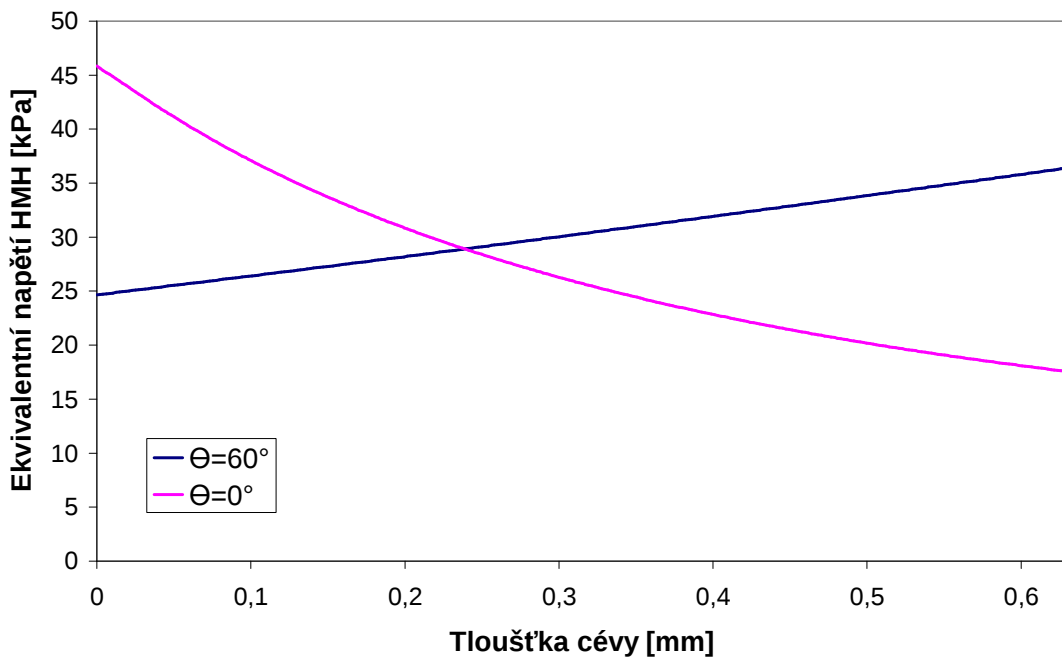
Graf 19

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 14 kPa

Úhel rozevření $\Theta = 60^\circ$ 

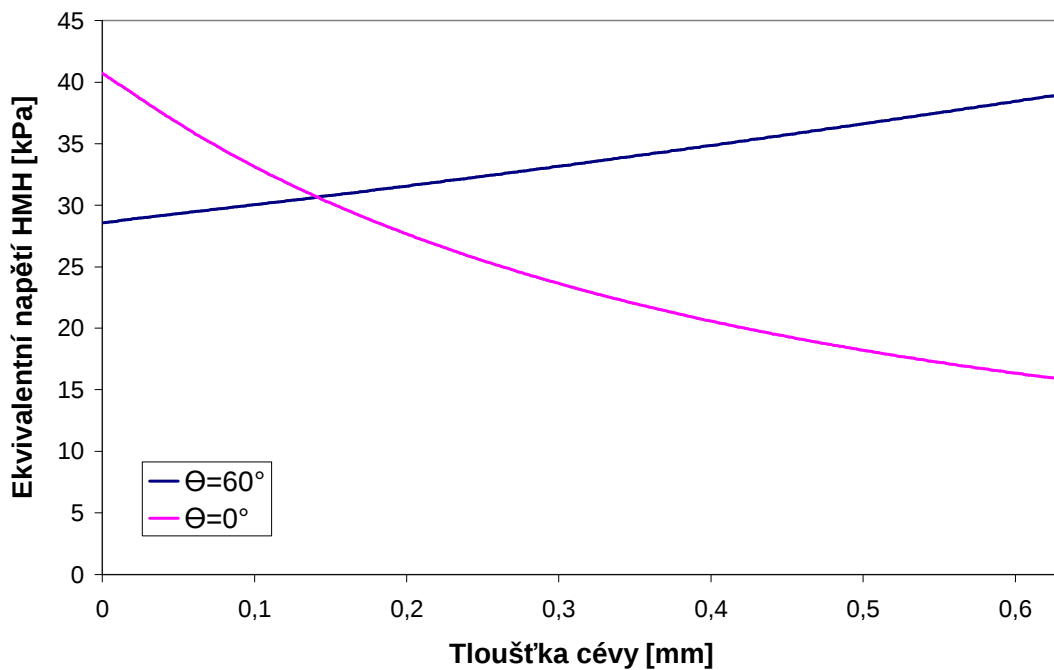
Graf 20

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 11 kPa



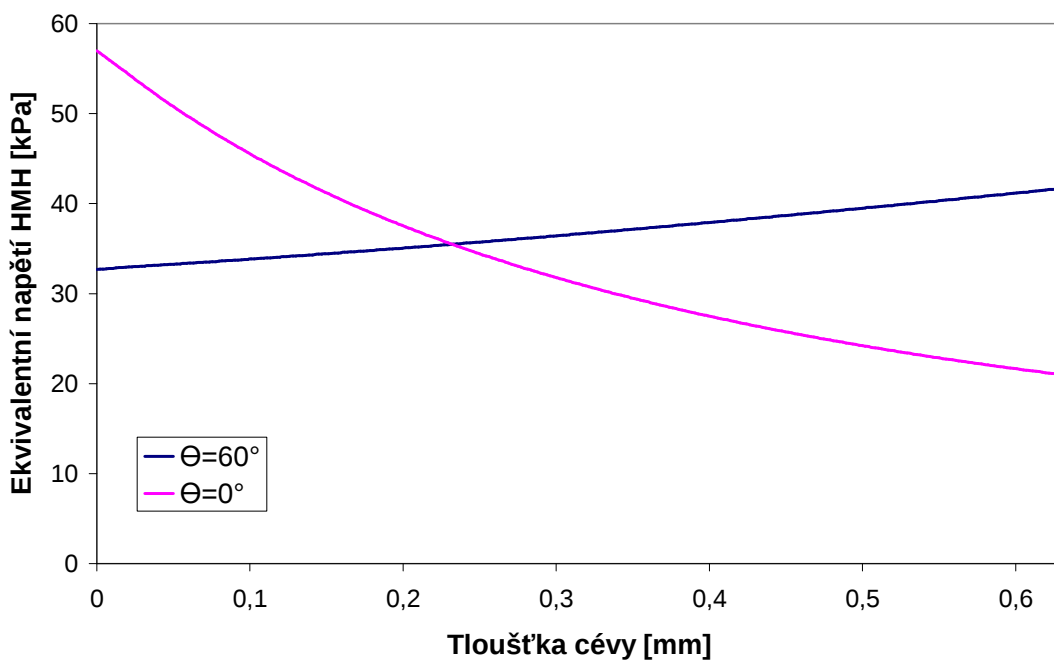
Graf 21

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 12 kPa



Graf 22

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 13 kPa



Graf 23

Průběh ekvivalentního napětí (HMH) při zatížení vnitřním přetlakem 15 kPa

3. Ansys makro pro tvorbu geometrie a sítě

```

fini
/clear
/PREP7
!definovani parametru

omega=60                                !uhel rozevreni cevy
d=24                                    !vnejsi prumer nezatizene cevy
t=2.5                                  !tloustka steny nezatizene cevy

r=d/2                                  !vnejsi polomer nezatizene cevy
alpha=omega*2                          !uhel vysece ve °

m=200                                  !jemnost deleni site po obvodu

n=30                                  !jemnost deleni site po prurezu
r0=r-(t/2)                             !polomer strednice nezatizene
cevy
r10=(2*3.14*r0)/(2*3.14-((3.14*alpha)/180)) !polomer
strednice rozevrene cevy
r1=r10+(t/2)                           !vnejsi polomer rozevrene cevy
r2=r1-t                                !vnitrni polomer rozevrene cevy

!*****
!generace 1/2 modelu

CYL4,0,0,r1,90-(alpha/2),r2,-90

!*****
!definice typu elementu

et,1,182
!*****
!definice materialu

/input,curve_fitting_1.txt
!*****
!tvorba site

FLST,5,2,4,ORDE,2
FITEM,5,1
FITEM,5,3
CM,_Y,LINE
LSEL,, , , ,P51X
CM,_Y1,LINE
CMSEL,,_Y
!*
LESIZE,_Y1, , ,m, , , , ,1
!*
```

```

FLST, 5, 2, 4, ORDE, 2
FITEM, 5, 2
FITEM, 5, 4
CM, _Y, LINE
LSEL, , , , , P51X
CM, _Y1, LINE
CMSEL, , _Y
!*
LESIZE, _Y1, , , n, , , , 1

MSHAPE, 0, 2D
MSHKEY, 1
!*
CM, _Y, AREA
ASEL, , , , , 1
CM, _Y1, AREA
CHKMSH, 'AREA'
CMSEL, S, _Y
!*
AMESH, _Y1
!*
CMDELE, _Y
CMDELE, _Y1
CMDELE, _Y2

! *****

```

4. Ansyes makro pro Curve Fitting

```

TBFT, EADD, 1, UNIA, a_b_input_1, txt
TBFT, FADD, 1, HYPER, boyc, 2
TBFT, SET, 1, HYPER, boyc, , 1, 1
TBFT, SOLVE, 1, HYPER, boyc, 2, 1, 100, ,
TBFT, PLOT, 1, unia, HYPER, boyc, 2
TBFT, FSET, 1, HYPER, boyc, 2

```