

Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

COMPLIANCE MISMATCH

neboli nesoulad v poddajnosti...

...biologické tkáně a implantovaného tělesa (typicky zdravotnického prostředku jako jsou např. kloubní implantáty, cévní náhrady, stenty ad.)

ZADÁNÍ ZKOUŠKOVÉ ÚLOHY

zadání připravil Lukáš Horný

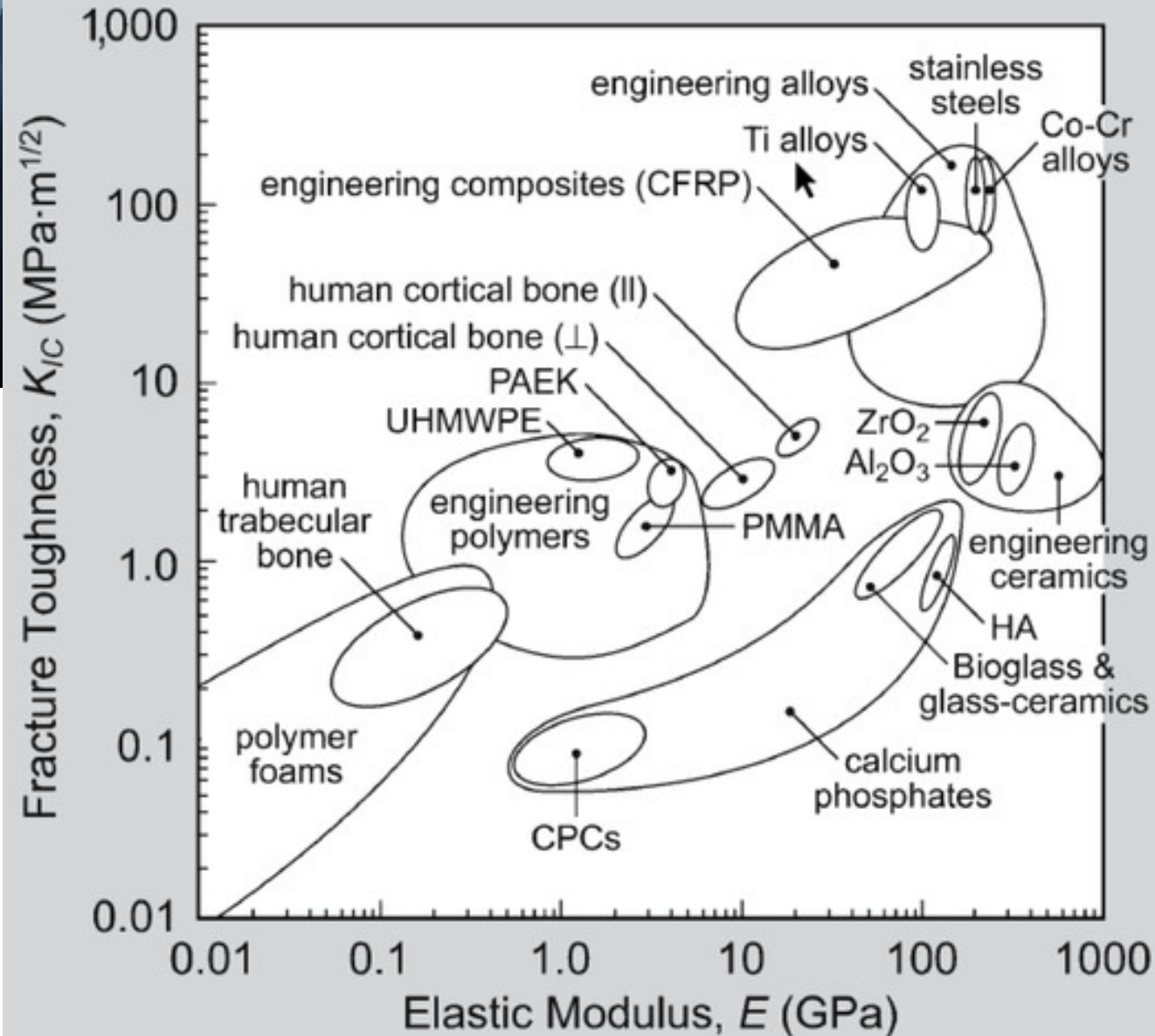
lukas.horny@fs.cvut.cz

určeno studentům 2. ročníku navazujícího magisterského studia biomechaniky

Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

COMPLIANCE MISMATCH

Východisko:
Implantát a tkáň
mají často
řádově
odlišné
mechanické
vlastnosti...



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

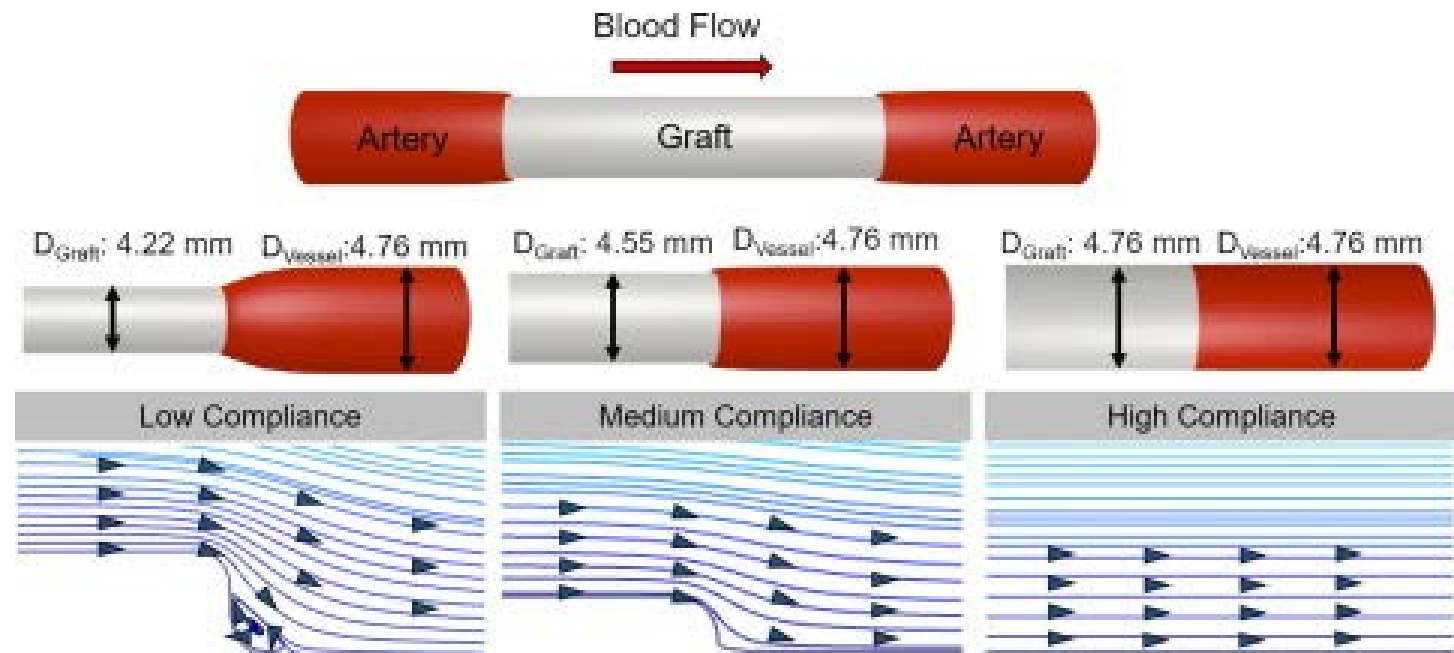
COMPLIANCE MISMATCH

1. Spojení tuhého implantátu a poddajné tkáně typicky vede k lokálním změnám polí deformace a napjatosti.
2. V blízkosti rozhraní implantát–tkáň vzniknou gradienty napětí/deformace
3. Tím dojde k vychýlení z homeostatických hodnot a následuje remodelační/adaptační reakce, která může přispět i k selhání terapeutického zákroku.

Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

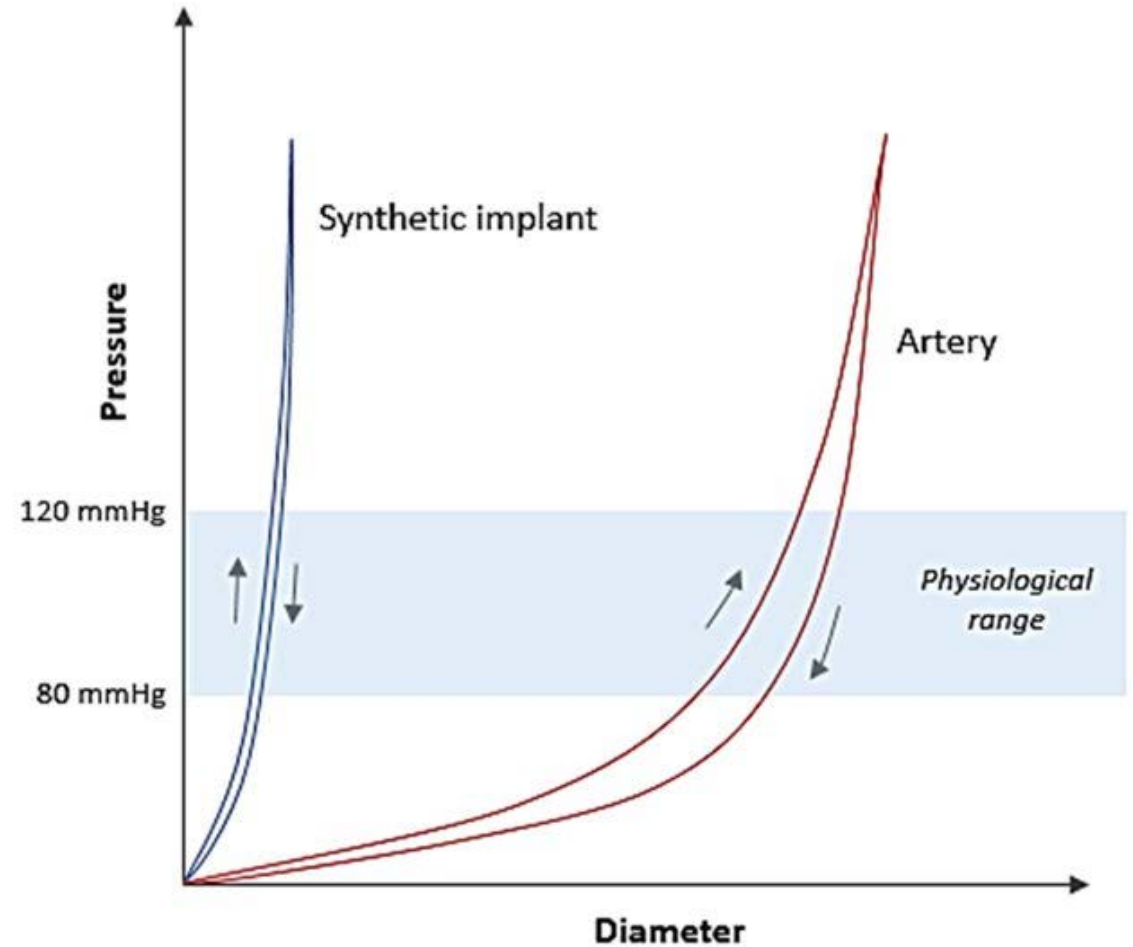
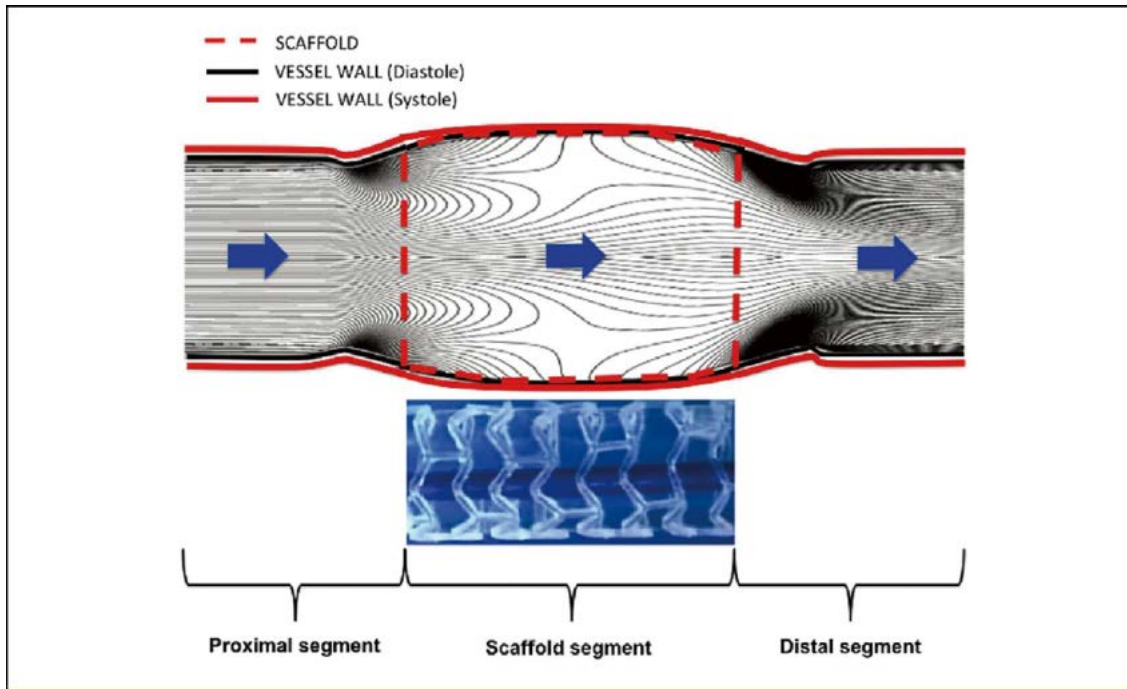
COMPLIANCE MISMATCH

V oběhové soustavě navíc nejde jen o změny v napjatosti a deformaci stěn cév ale i o změny hemodynamiky vyvolané změnou tvaru kanálu nebo změnou rozsahu pohybu hranice kanálu v důsledku změny tuhosti stěny.



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

COMPLIANCE MISMATCH



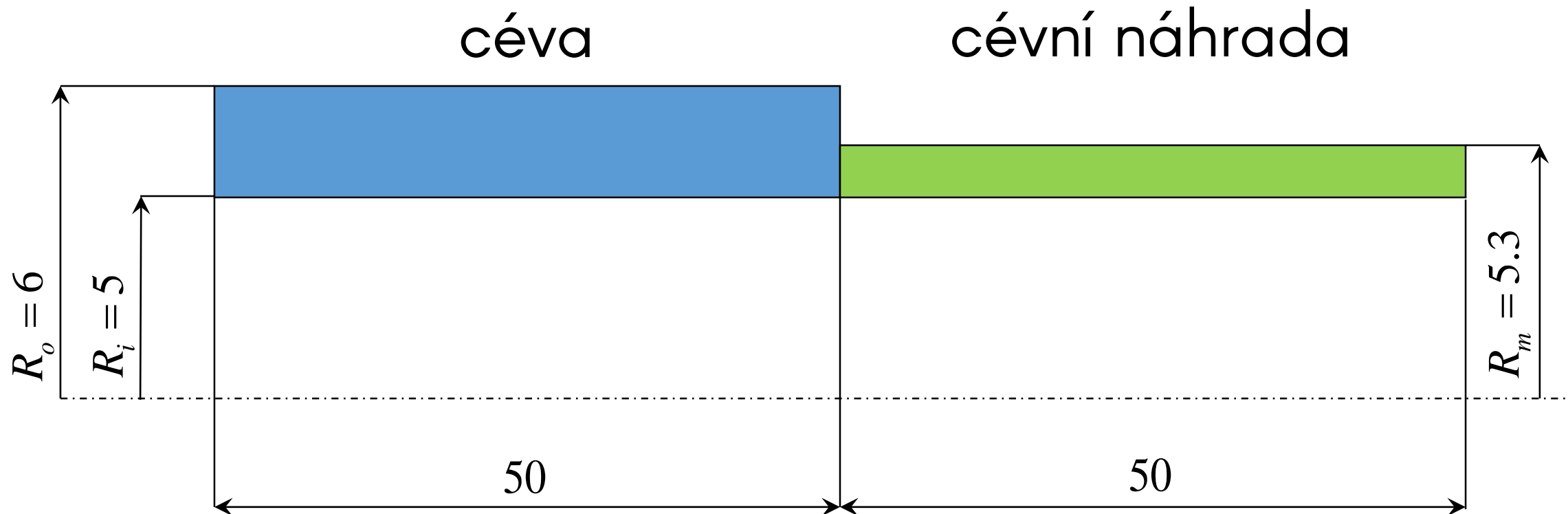
Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Zkoušková úloha se týká *compliance mismatch* při spojení cévy a cévní náhrady:

1. Pomocí MKP simulace (v prostředí Abaqus) určete rozložení napětí a deformace v cévě při spojení cévní náhrady a cévy.
2. Zjistěte, k jaké změně gradientů povede podélné natažení cévy spojené s náhradou.

Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Geometrie modelu spojení cévy a náhrady:
Úlohu modelujte 2D s využitím rotační symetrie

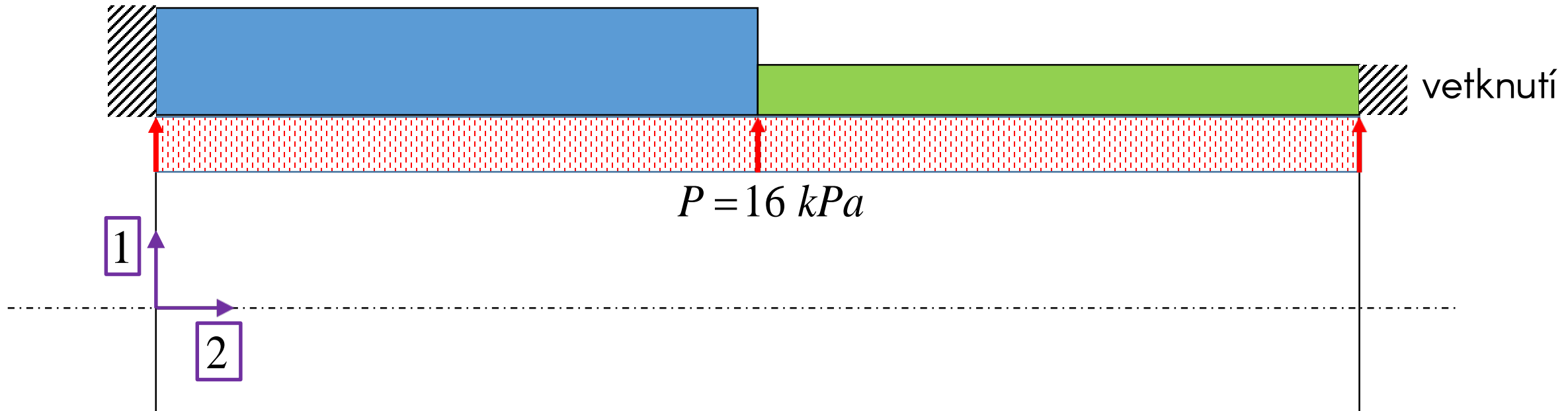


Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Uvažujme následující okrajové podmínky:

Simulace 1 vetknutí

Simulace 2 $u_1 = 0$, $u_2 = -5$, $u_R = 0$

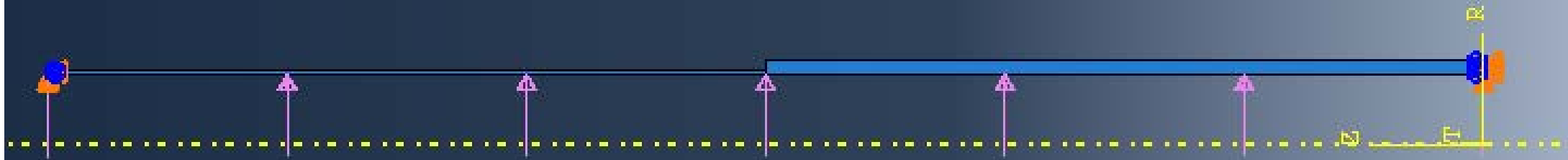


Směr 3 je kolmý na rovinu obrázku a ve válcových souřadnicích představuje obvodový směr. 1 = radiálně, 2 = axiálně.

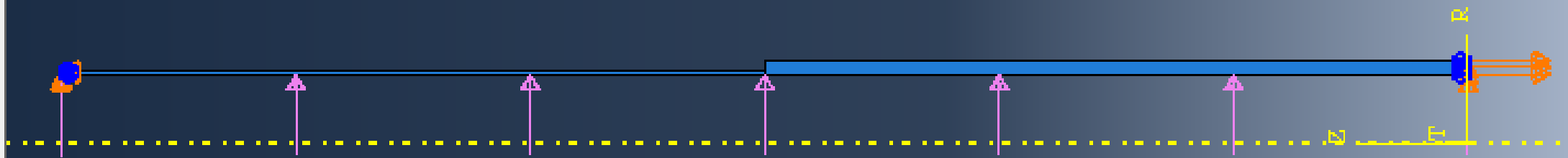
Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Uvažujme následující okrajové podmínky:

Simulace 1 vetknutí

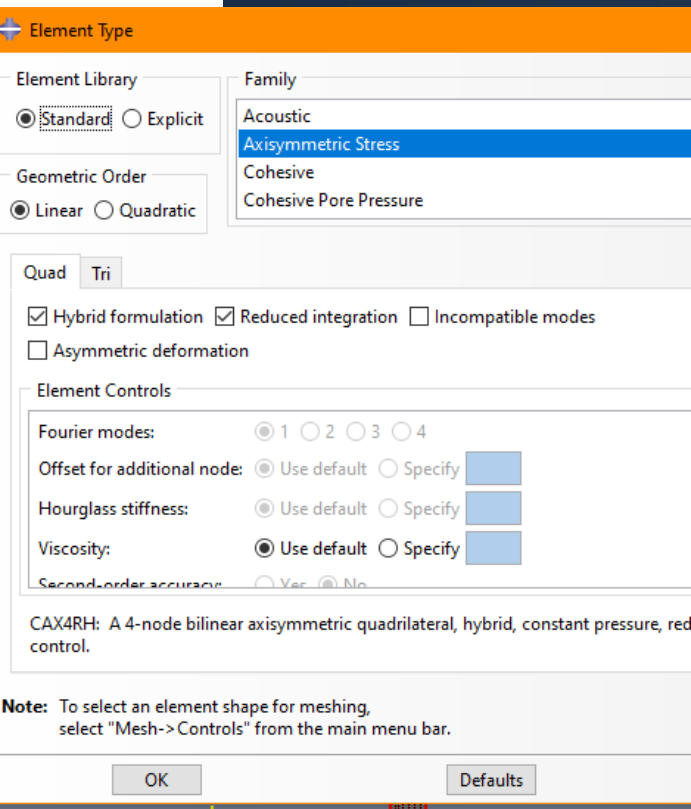


Simulace 2 $u_1 = 0$, $u_2 = -5$, $u_R = 0$

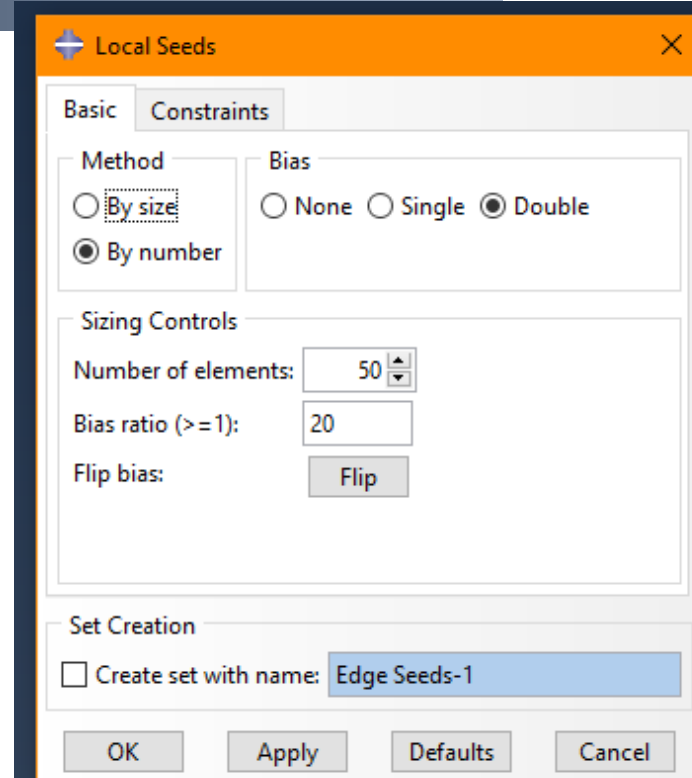


Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Konečněprvková síť

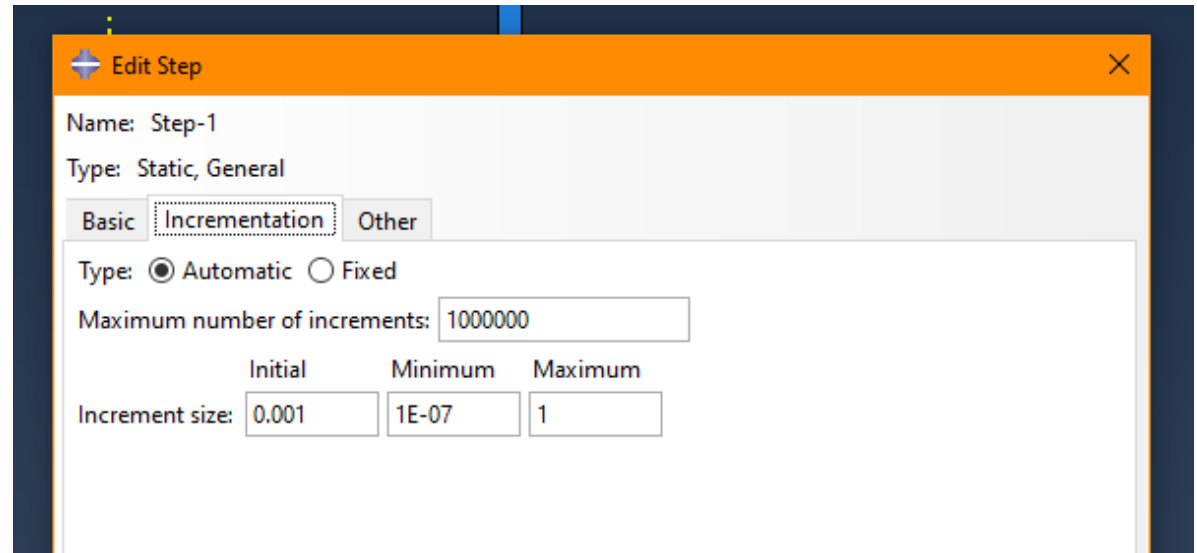


1. Dejme řekněme 50 a 50 elementů na délku
2. Zjemněme jejich dělení na koncích
3. Dejme alespoň 3 elementy na tloušťku v cévní náhradě a např. 7 v cévě
4. Typ elementu hybridní s redukovanou integrací, Abaqus CAX4RH



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

- Step – nezapomeňme na NLGEOM → ON
- Nastavme malý počáteční přírůstek inkrementace, třeba 0.001
- Dejme raději vysoký počet možných inkrementů



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

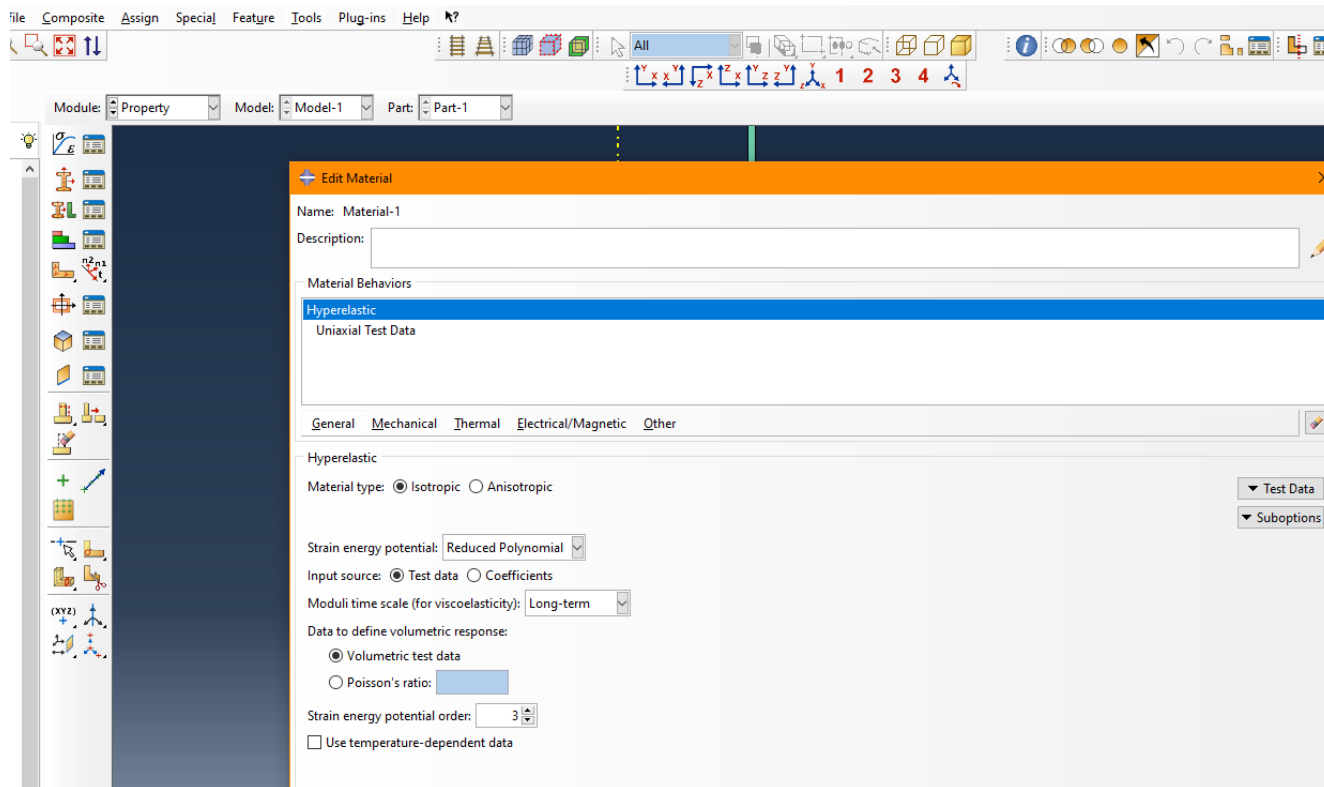
Materiálový model cévy

Pro zjednodušení modelujeme mechanickou odezvu izotropním nelineárním chováním.

Soubor <http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/files/Tahova-zkouska-AbA.xlsx>

obsahuje data ve formě smluvního napětí a inženýrské deformace pro 4 vzorky břišní aorty. Proložte je redukovaným polynomiálním modelem buď v Maple (předpokládejte nestlačitelnost), nebo pomocí Abaqusu, který umožňuje použít k vytvoření materiálového modelu přímo data z jednoosé tahové zkoušky.

$$W = c_{10} (I_1 - 3) + c_{20} (I_1 - 3)^2 + c_{30} (I_1 - 3)^3$$



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Materiálový model cévní náhrady

Východiskem budiž např. bakalářská práce A. Kafkové nazvaná *Evoluce mechanických vlastností kompozitní kolagenní trubice v průběhu cyklického zatěžování* obhájená na ČVUT FS v r. 2017. <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/70722>

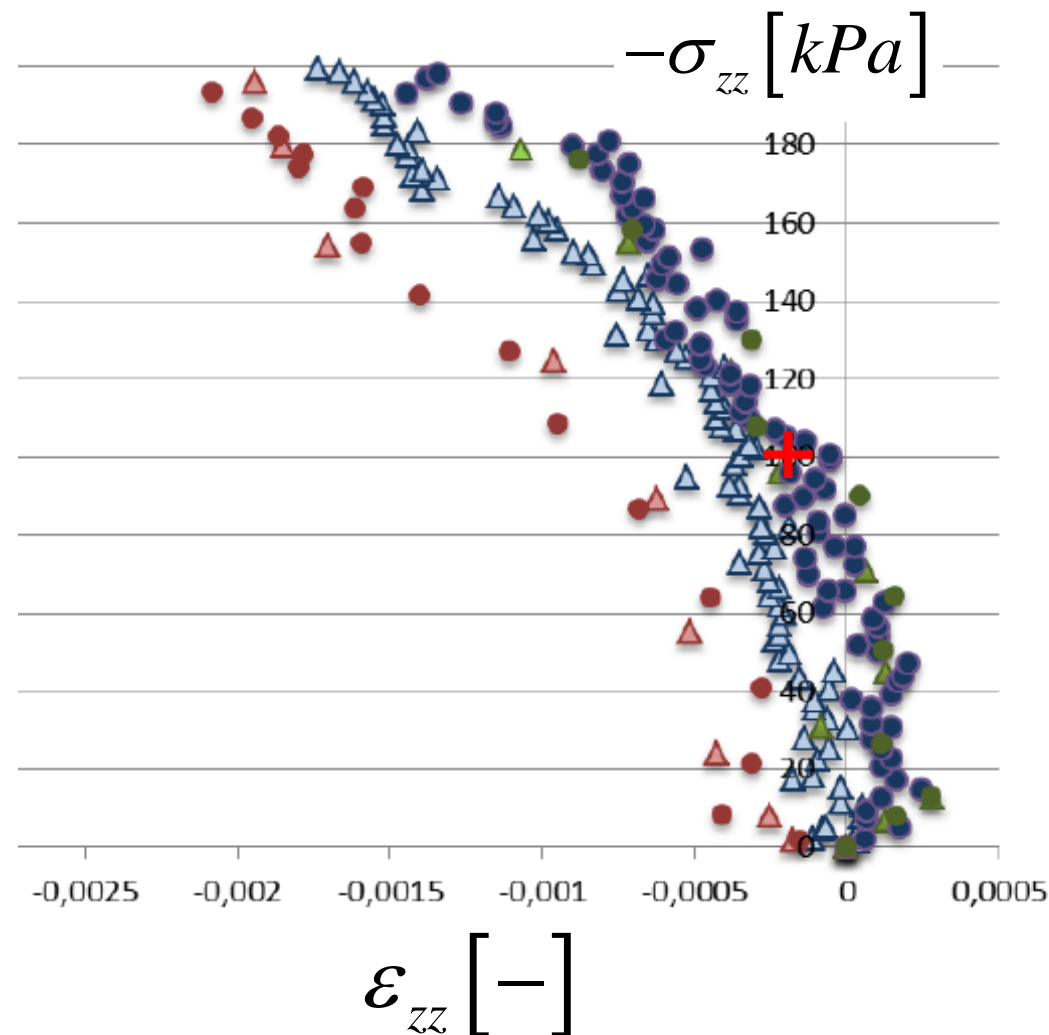
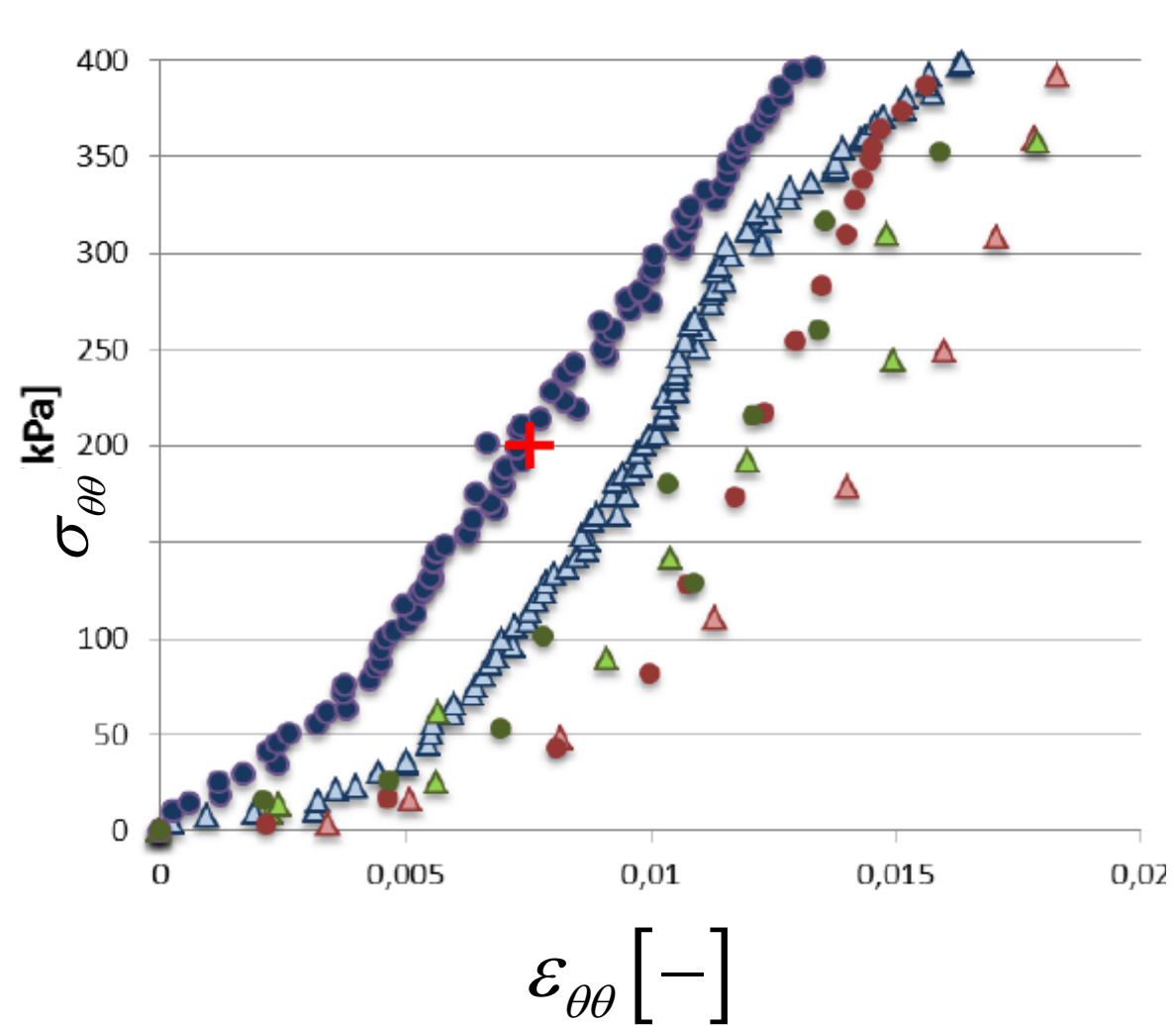
Nechť je trubice zkoumaná v této práci pro nás modelem pro potenciální cévní náhradu. Vyjděme z výsledků inflačně–extenzních experimentů popsaných tam jako vzorek I a vzorek III. Modelovým předpokladem 2D stavu napjatosti a současným přijetím hypotézy o lineárně pružném chování náhrady řídící se zobecněným Hookeovým zákonem, je vztah mezi napětím a deformací při experimentu popsán rovnicemi:

$$\varepsilon_{\theta\theta} = \frac{1}{E}(\sigma_{\theta\theta} - \nu\sigma_{zz}) \quad \varepsilon_{zz} = \frac{1}{E}(\sigma_{zz} - \nu\sigma_{\theta\theta})$$

Řešením těchto rovnic pro nějaký známý zatěžovací stav dostaneme odhady E a ν , které použijeme v MKP výpočtu.

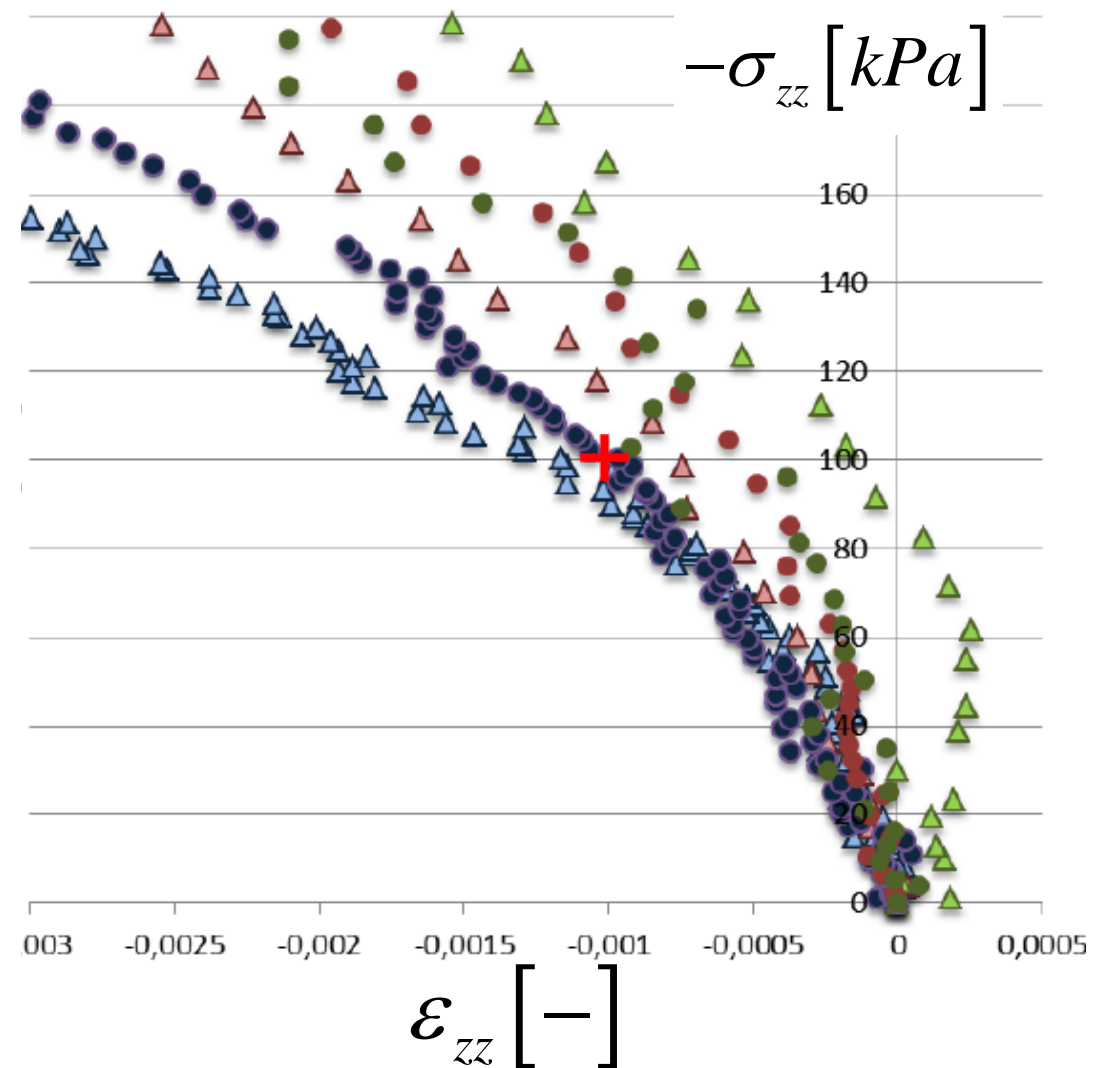
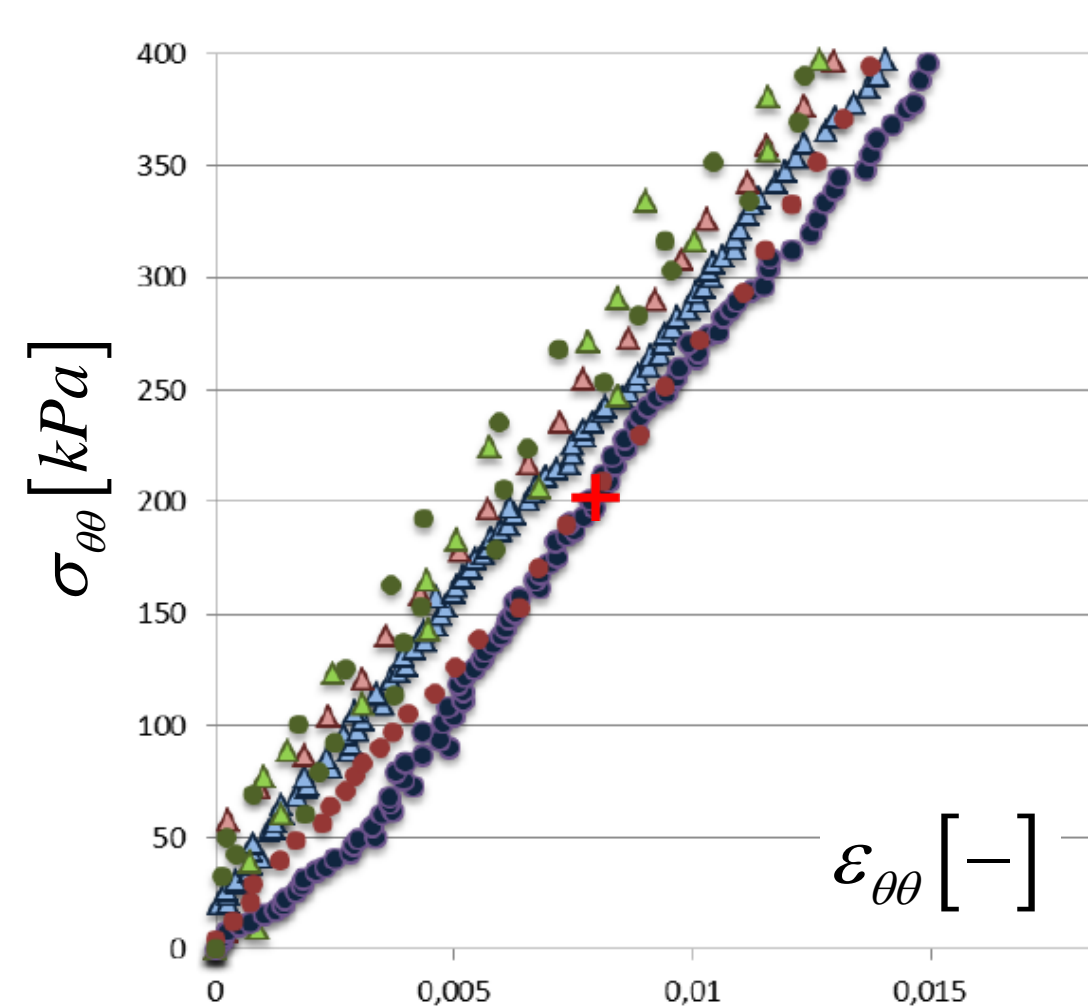
Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Materiálový model cévní náhrady Vzorek I



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Materiálový model cévní náhrady Vzorek III



Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Materiálový model cévní náhrady

Modul pružnosti a Poissonovo číslo odhadneme jako řešení rovnic

$$\varepsilon_{\theta\theta} = \frac{1}{E}(\sigma_{\theta\theta} - \nu\sigma_{zz}) \quad \varepsilon_{zz} = \frac{1}{E}(\sigma_{zz} - \nu\sigma_{\theta\theta})$$

pro stav napjatosti a deformace odhadnutý z obrázků v místech červených křížků. Nezapomeňme, že ε_{zz} a σ_{zz} jsou na obrázcích záporné.

Úloha ke zkoušce z patobiomechaniky

Provedení úlohy dokumentujte zprávou, ve které popíšete a graficky zdokumentujete konstrukci MKP modelu, způsob určení materiálových modelů a výsledky analýzy napjatosti a deformace. Výsledky prezentujte jako závislost **normovaného napětí** a **normované deformace** určené na **středním poloměru cévy** na délkové souřadnici z . Jako hodnotu s indexem *ref* berte hodnotu určenou ve středu délky cévy (tj. po odeznění efektu napojení cévy a cévní náhrady).

$$\frac{\sigma_{\theta\theta}(z)}{\sigma_{\theta\theta,ref}}, \frac{\sigma_{zz}(z)}{\sigma_{zz,ref}}, \frac{E_{\Theta\Theta}(z)}{E_{\Theta\Theta,ref}}, \frac{E_{ZZ}(z)}{E_{ZZ,ref}}$$

Symbolem σ_{ij} označujeme složky Cauchyova tenzoru napětí, symbolem E_{IK} složky logaritmovaného levého tenzoru protažení. Nezapomeňte zhodnotit, jak se změní porucha napjatosti a deformace způsobená napojením náhrady, protáhneme-li celou konstrukci do délky.