

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta aplikovaných věd

Katedra mechaniky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

VIRTUÁLNÍ MODEL PÁNEVNÍHO DNA
SIMULACE PROLAPSU VNITŘNÍCH ORGÁNŮ

Plzeň 2016

ILYA GOLOVANOV

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta aplikovaných věd
Akademický rok: 2015/2016

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Ilya GOLOVANOV**
Osobní číslo: **A13B0658P**
Studijní program: **B3947 Počítačové modelování v technice**
Studijní obor: **Počítačové modelování**
Název tématu: **Virtuální model pánevního dna - simulace prolapsu vnitřních orgánů**
Zadávající katedra: **Katedra mechaniky**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Rešerše literatury popisující problematiku prolapsu pánevních orgánů a počítačové modely pánevního dna.
2. Sestavení reálné geometrie modelu pánevního dna vycházející z MRI.
3. Tvorba MKP modelu zdravého pánevního dna v programu Virtual Performance Solution.
4. Simulace patologických změn pánevních struktur.
5. Analýza rozložení napětí ve svalech a pohybu orgánů za klidového stavu a při zvýšeném vnitrobřišním tlaku.

Rozsah grafických prací:

Rozsah kvalifikační práce: 20-30 stran A4 včetně příloh

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná

Seznam odborné literatury:

1. Chen, Z. W., Joli, P., Feng, Z. Q., Rahim, M., Pirró, M. E. B., Female patient-specific finite element modeling of pelvic organ prolapse, *Journal of Biomechanics*, 48: 238-245, 2015.
2. Křen, J., Janíček, P., Rosenberg, J., *Biomechanika*, 2. vydání, Západočeská univerzita v Plzni, 2001.
3. Rios, G. H. L. S., *Biomechanical study of pelvic organ prolapse and correction under application of urogynecologic surgical meshes*, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, dissertation work, 2013.
4. Sinělnikov, R. D., *Atlas anatomie člověka*, Avicenum, Praha, 1980.
5. Valdmanová, L., Krčmář, M., Krofta, L., Hynčík, L., Janstová, J., Grohregin, K., Feyereisl, J., Distribution of levator ani muscle stress depending on initial position and rotation of fetal head, *Neurology and Urodynamics*, 33 (6): 1048-1050.
6. Valenta, J., kol., *Biomechanika*, Academia Praha, 1985.
7. Williams, P. L., *Gray's anatomy*, Churchill Livingstone, Great Britain, 1995.
8. *Virtual Performance Solution 2011, Solver Reference Manual*, ESI Group, 2011.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Linda Havelková

Nové technologie - výzkumné centrum

Datum zadání bakalářské práce:

7. října 2015

Termín odevzdání bakalářské práce:

31. května 2016

Doc. RNDr. Miroslav Lávička, Ph.D.

děkan



Prof. Ing. Vladislav Laš, CSc.
vedoucí katedry

V Plzni dne 7. října 2015

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma:

„Virtuální model pánevního dna – simulace prolapsu vnitřních orgánů“

vypracoval samostatně pod odborným dohledem vedoucího bakalářské práce za použití pramenů uvedených v příložené bibliografii.

V Plzni, dne

.....

podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucí bakalářské práce paní Ing. Lindě Havelkové za odborné rady, důležité připomínky, dále za její trpělivost a ochotu, kterou mi při zpracování této bakalářské práce věnovala. Mé poděkování patří též osazenstvu Katedry mechaniky, Fakulty aplikovaných věd, Západočeské univerzity v Plzni (ZČU). Také bych chtěl poděkovat zaměstnancům Výzkumného centra - nových technologií (NTC) ZČU, kteří mi vždy ochotně pomohli a vytvářeli přátelskou atmosféru. Poděkování patří také Veronice Bouškové za pravidelné rady a jazykové úpravy. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat své rodině za podporu při mém studiu.

Abstrakt

Cílem předložené bakalářské práce je navrhnout výpočtový 3D model vnitřních orgánů ženské pánve a dále predikovat prolaps za různých podmínek. K výhřezu pánevních orgánů dochází při oslabení nebo porušení svalů, vazů a provázků, které drží tyto orgány v jejich správné poloze.

Stavba modelu je vytvořena na základě reálné geometrie orgánů (pánve, konečníku, dělohy, vagíny, močového měchýře a některých svalů pánevního dna) vycházející z MRI. Pánev je považována za tuhé těleso, pro definici materiálů ostatních orgánů se používá Ogdenův model (výpočet parametrů je proveden na základě jednoosých tahových zkoušek a literatury). Při vypracování modelu byly použity softwary: pro stanovení geometrie – 3D Slicer, síťování – HyperMesh, definice materiálových konstant – MATLAB, simulace a tvorbu modelu – Virtual Performance Solution (VPS). V modelu se používá nelineární metoda konečných prvků (MKP), protože tkáně mohou dosahovat velkých deformací.

Práce se zabývá výpočtovým modelováním deformačně napěťových stavů vznikajících při vnějších vlivech na vnitřní pánevní orgány. S vytvořeným modelem se provádí simulace a následná analýza (napětí von Misses) chování vnitřních struktur za klidového stavu, pak při zvýšeném vnitrobřišním tlaku a při patologických změnách. Na základě získaných výsledků bylo provedeno jejich vyhodnocení.

Klíčová slova: prolaps pánevních orgánů, vnitrobřišní tlak, MATLAB, HyperMesh, Virtual Performance Solution (VPS), metoda konečných prvků (MKP), stanovení materiálových konstant, Ogdenův model.

Abstrakt

The aim of this bachelor thesis is to develop 3D numerical model of female pelvic floor and to predict a pelvic organ prolapse (POP) under different conditions using this model. Prolapse occurs due to the weakening or damage of muscles and ligaments supporting pelvic organs on their correct position.

The real geometry of organs (pelvis, rectum, uterus, vagina, bladder and some pelvic floor muscles) based on magnetic resonance imaging (MRI) is used in the model. The pelvis is considered as a rigid body. The Ogden model is used for definition of other organs material (identification of these parameters was performed using uniaxial tensile tests and results from literature). The model was created using the following software: for the geometry design – 3D Slicer, meshing – HyperMesh, material constants definition – MATLAB, simulation and model implementation – VPS. Nonlinear finite element method is used in the model because of a great deformation ability of tissues.

This thesis deals with numerical modeling of stress-strain conditions that occurs during the external impact on pelvic organs. Simulations and analysis of internal structures behavior in a rest, in a condition of increased intra-abdominal pressure and after pathological changes are applied using the presented model. Obtained results were analyzed and evaluated according to results in the literature.

Keywords: pelvic organ prolapse (POP), intra-abdominal pressure, MATLAB, HyperMesh, Virtual Performance Solution (VPS), finite element method (FEM), material parameters definition, Ogden model.

Použité zkratky a výrazy

Zkratka	Název/Význam
fitování	je procedura, která umožňuje určit nepřímo měřené veličiny (proložení grafu křivkou)
interpolace	numerická metoda nalezení přibližné hodnoty funkce v intervalu
<i>Level I,II,III</i>	tří oddíly podpůrného a závěsného aparátů pánevních orgánů
<i>lig.</i>	vaz (ang. <i>ligamenta</i>)
<i>m.</i>	sval (ang. <i>muscle</i>)
MKP	metoda konečných prvků
MRI	magnetická rezonance (ang. „magnetic resonance imaging“)
POP	výhřez pánevních orgánů (ang. <i>pelvic organ prolapse</i>)
skript	soubor s posloupností příkazů
VPS	virtual performance solution

Obsah

Úvod	8
1 Anatomie a patologie pánevního dna	9
1.1 Popis orgánů pánevního dna.....	9
1.1.1 Pánev.....	9
1.1.2 Močový měchýř.....	10
1.1.3 Vagina a děloha.....	10
1.1.4 Střevo.....	13
1.2 Prolaps.....	15
2 Použité Metody	16
2.1 MKP.....	16
2.1.1 Teorie lineární mechaniky kontinua.....	16
2.1.2 Princip virtuálních prací.....	18
2.1.3 Teorie nelineární mechaniky kontinua.....	19
2.2 Definice materiálů.....	21
2.2.1 Ogdenův model.....	21
3 MKP model pánevního dna	23
3.1 Vytvoření sítě orgánů.....	23
3.2 Získávání materiálových konstant.....	25
3.3 Stanovení okrajových podmínek.....	27
4 Výsledky	29
5 Závěr	33
Literatura	34
Přílohy	36
Příloha 1: MATLAB, Fitování dat.....	36

ÚVOD

V dnešní době je prolaps pánevních orgánů častým problémem gynekologie. Příčin vzniku prolapsu je několik. Je možné je rozdělit na dvě skupiny. Jedna z nich odráží důvody věkové a druhá se zaměřuje na příčiny, které způsobují poruchy pánevního dna (např. vaginální porody vyvolávající utržení svalů levator ani, snížení či dokonce ztrátu elasticity svaloviny, apod.). Největší problém v této oblasti je ten, že lékař není vždy schopen včas predikovat možnost vzniku prolapsu. Jedním ze způsobů řešení prolapsu u žen může být operativní zavedení umělé sítě. Avšak i při realizaci tohoto způsobu řešení může dojít k chybě. Důvodem může být např. nepřesné určení lokalizace této sítě. Statistika ukazuje, že 20% gynekologických chirurgických zákroků je věnováno právě opravě prolapsů vnitřních pánevních orgánů [1]. Tento fakt motivuje lékaře a vědce hledat způsoby predikce či zlepšování terapie prolapsů.

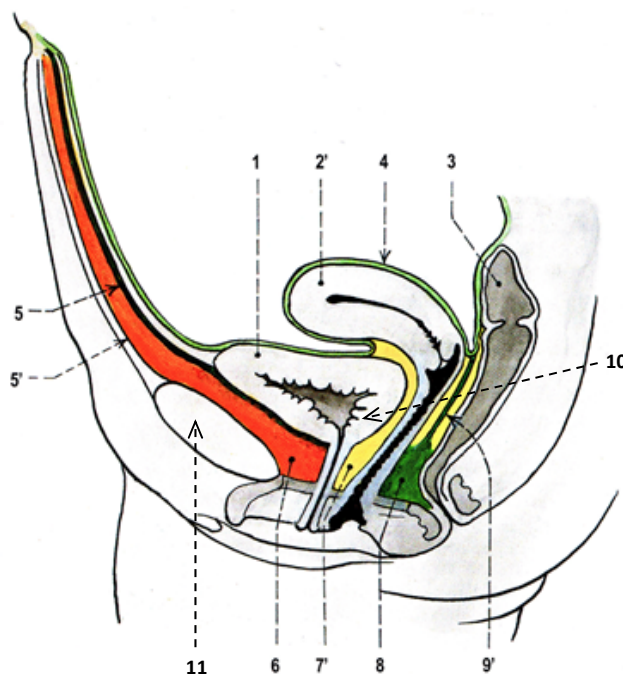
Cílem kvalifikační práce je vytvořit virtuální model pánevního dna ženy pomocí metody konečných prvků a příslušných softwarových balíčků. Pro naplnění stanoveného cíle je práce rozdělena na dvě základní části. První část je zaměřena na anatomii lidského těla a na popis jednotlivých orgánů pánevního dna ženy. To umožňuje lépe pochopit tvary a vazby mezi jednotlivými orgány, což je následně využito pro modelování. Druhá část práce se zabývá samotným modelováním orgánů, provedením simulací za různých podmínek a následnou analýzou chování vnitřních struktur za klidového stavu, při zvýšeném vnitrobřišním tlaku a při patologických změnách.

Vytvořený model by mohl být vhodným podkladem pro vývoj nástroje pro lékaře. Tento nástroj umožní personalizaci virtuálního modelu pro konkrétní pacientku a bude schopen provádět rychlé výpočty. Navrhnutý nástroj pomůže lékařům provádět bezbolestné neinvazivní analýzy prolapsů.

1 ANATOMIE A PATOLOGIE PÁNEVNÍHO DNA

1.1 Popis orgánů pánevního dna

Pro modelování pánevního dna a simulace změn vedoucích k prolapsu vnitřních orgánů je třeba anatomicky popsat všechny orgány, které budou v modelu zahrnuty, tedy jejich tvar, polohu, spojení a složení. K pánevním orgánům patří např.: močový měchýř, děloha, vagína, a střevo (konečník). Umístění těchto orgánů je vidět na Obr. 1.



Obr. 1 Mediánní řez pánví ženy; pohled zleva; schéma [1]

- | | |
|-------------------------------|--|
| 1 - močový měchýř; | 6 - spatium retropubicum (prevesicale); |
| 2' - děloha; | 7' - vazivo za močovým měchýřem a urethrou; |
| 3 - konečník; | 8 - vazivo tzv. perineálního klínu, mezi vagínou a rektem; |
| 4 - peritoneum; | 9' - septum rectovaginale; |
| 5 - fascia vesicoumbilicalis; | 10 - fundus visicae; |
| 5' - fascia transversalis; | 11 - symfysa. |

1.1.1 Pánev

Pánevní kost (lat. *os coxae*, ang. *pelvis*) je označení pro párovou kost, která s křížovou kostí a kostrčí vytváří pánev. Při modelování jsou v této práci uvažovány především orgány, které se skládají z měkkých tkání. Z tohoto důvodu je dále pánev považována za tuhé těleso.

1.1.2 Močový měchýř

Močový měchýř (lat. *vesica urinaria*; ang. *bladder*) je uložen v malé pánvi za symfysou viz Obr. 1. Je to dutý orgán, v němž se shromažďuje moč před vyprázdněním. Je vystlán sliznicí, pod níž je svalová vrstva stěny.

Tvar močového měchýře závisí na stupni náplně, stavu svalové vrstvy stěny, na pohlaví a věku a též na poloze a náplni okolních orgánů. V závislosti na plnění měchýř může měnit tvar na sagitálním řezu od trojhranného až do zaobleného.

Fixace močového měchýře

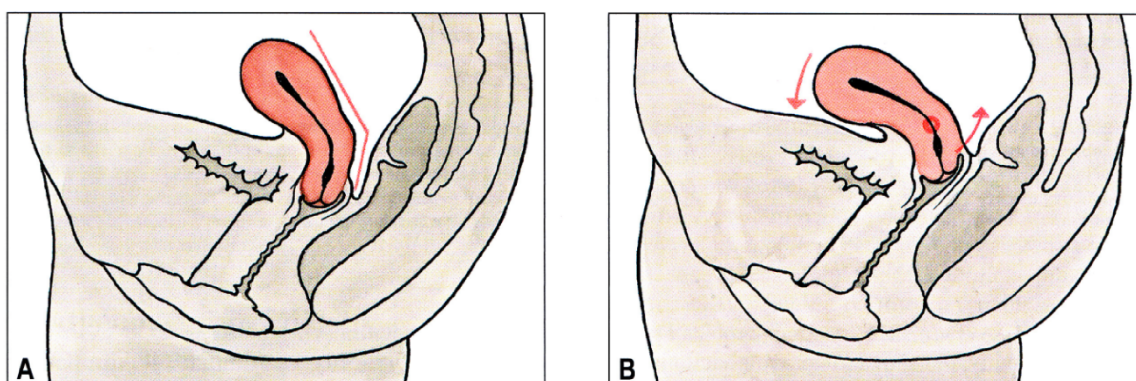
Spodina měchýře se po stranách stýká s diaphragma pelvis (*m. levator ani*). Pomocí závěsného aparátu dělohy se fixují fundus měchýře (dolní část) směrem dozadu a přední okraj měchýře má spojení z pupkem pomocí *vesikoumbilikální fascie* (Obr. 1). Shora a na zadní stranu naléhá *peritoneum*, které funguje jako závěsný aparát a spojuje měchýř se stěnami pánve a přední stranou dělohy. [2]

1.1.3 Vagína a děloha

Děloha (lat. *uterus*), je dutý orgán se silnou svalovou stěnou, ve kterém probíhá vývoj zárodka až do porodu. Děloha má hruškovitý tvar se zúžením směřujícím kaudálně. U nullipar je děloha 7 – 9 cm dlouhá, ve fundu 4 – 4.5 cm široká, 2.5 – 3 cm v předozadním rozměru a její hmotnost činí zhruba 50 g. [2]

Poloha a fixace dělohy

Normální poloha dělohy je její *anteflexe* a *anteverse*; kromě toho může být děloha mírně posunuta stranou a pootočena doprava.



Obr. 2 A) anteflexe, B) anteverse dělohy; schéma [2]

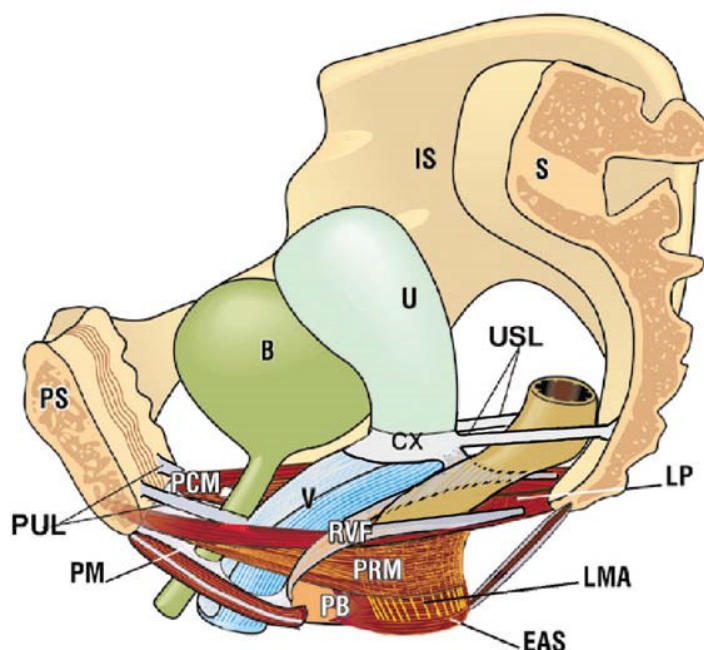
A) *Anteflexe* je ohnutí dělohy dopředu. V normální stavu anteflexi svírá tělo děložní s hrdlem úhel zhruba 150°.

B) *Anteverse* je natočení dělohy dopředu kolem horizontální frontální osy, takže tělo dělohy je nakloněné dopředu. Vlivem anteverse svírá děloha s vaginou úhel 70 až 100°. Míra anteverse se mění také podle náplně sousedních orgánů (močového měchýře a konečníku).

V popsané poloze je děloha udržována dvěma mechanismy, které zajišťuje:

1. **podpůrný aparát**, tvořený *svaly dna pánevního*,
2. **závěsný aparát**.

Podpůrný a závěsný aparát malé pánve se rozděluje do tří oddílů (levels), v kranální části vaginy *Level I*, ve střední části *Level II* a v kaudální části *Level III*.



Obr. 3 Podpůrný a závěsný aparát malé pánve; schéma [4]

B – močový měchýř (ang. *bladder*);

R – konečník (lat. *rectum*);

V – vagína (lat. *vagina*);

U – děloha (lat. *uterus*);

Lig. a fascii: pubourethral lig. (PUL); uterosacral lig. (USL);

PB – hráz (ang. *perineal body*);

RVF – rectovaginální fascia; kroužek cervix (CX).

Svaly *Level I*: PCM – m. puboccygeus; LP – deska levatoru (ang. *levator plate*);

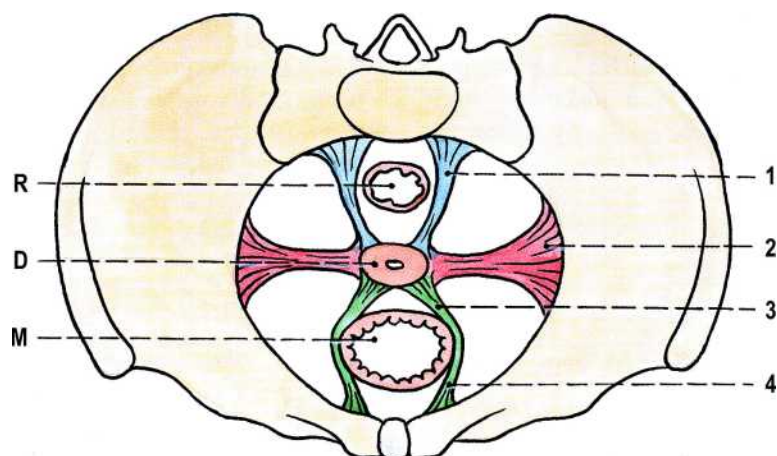
Level II: LMA – (ang. *longitudinal muscle of the anus*);

PRM – m. puborectalis;

Level III: EAS – vnější anální sfinktr (ang. *external anal sphincter*);

PM – svaly perineální membrány (ang. *muscles of the perineal membrane*).

Level I: jedná se o závěs (*lig. sacrouterinum* zobrazené na Obr. 3 bílou barvou) děložního hrdla a tím i kranální části vagíny, která je jím fixována vzhůru směrem k *os sacrum*. Závěsný aparát tvoří pruhy vaziva, připojené k děloze a probíhající v řidším vazivu okolí dělohy, označovaném jako *parametrium*.



Obr. 4 Závěsný aparát děložní; parametrální vazy při pohledu shora do pánve; schéma [2]

D - děloha;	1 - lig. sacrouterinum;
M - močový měchýř;	2 - lig. cardinale uteri;
R - konečník (lat. <i>rectum</i>);	3 - lig. vesicouterinum;
	4 - lig. pubovesicale.

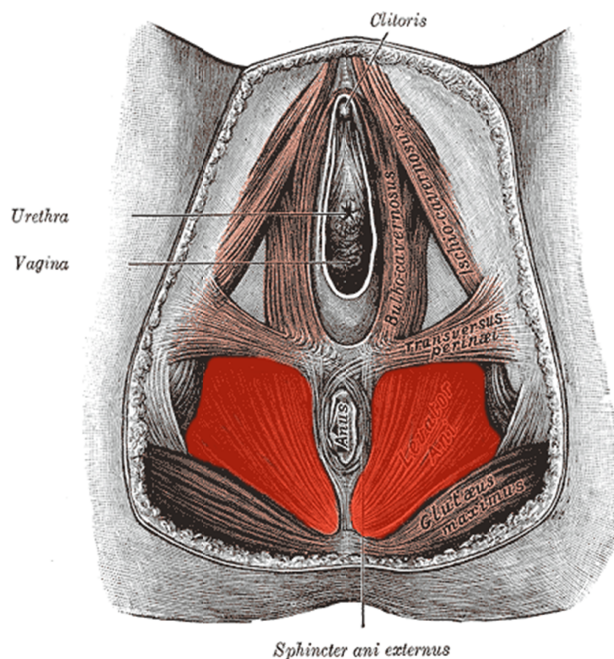
K pruhům závěsného aparátu patří:

- 1) *ligg. sacrouterina (rectouterina)* - párové vazivové pruhy od děložních hran, které obemykají ze stran konečník;
- 2) *lig. cardinale uteri* - zahuštění vaziva, od boků dělohy doprava a doleva až ke stěně pánevní; kolem tohoto pruhu se naklání děloha dopředu a dozadu (do anteverse);
- 3) *ligg. vesicouterina* - párové vazy, které jdou od pravého a levého okraje dělohy dopředu na boční stěnu cervixu (předního kraje) močového měchýře. Odtud pokračují dále dopředu k symfyse jako 4);
- 4) *ligg. pubovesicalia; lig. teres uteri*, zaokrouhlený vaz děložní, je kompaktní, 4 – 5 mm silný pruh kolagenního a elastického vaziva, prostoupený hladkou svalovinou.

Závěsný aparát nestačí sám udržet správnou polohu dělohy, je-li podpůrný aparát poškozen (např. porodem), pak může dojít k sestupu dělohy do vagíny (lat. prolapsus uteri).

Level II: je část podpůrného aparátu, který v této úrovni představen *fascie rektovaginální, fascie pubocervikální* a části *m. levator ani*.

Level III: zesponu je drženo *m. levator ani*. [10]



Obr. 5 *M. levator ani* pohled zespod; schéma [10]

Vagína (lat. *vagina*) (Obr. 1) je orgán tvořící pohlavní cestu. Je to trubice vystlaná sliznicí, která kraniálním koncem obepývá hrdlo děložní, od něho směřuje šikmo ventrokaudálně a kaudálním koncem je otevřena navenek (vchod poševní).

Poloha a fixace vagíny

Před vagínou leží močový měchýř a močová trubice (Obr. 1). Vagína má volné spojení s měchýřem a pevné s urethrou. Za vagínou je uložen konečník. Ve své poloze je vagína fixována vazivem, jednak k okolním orgánům, jednak ke svalům dna pánevního a hráze. Vazivo v pruzích přechází na vaginu také od děložního hrdla. Fixační vliv má i *m. levator ani* (viz výše). [2]

1.1.4 Střevo

Konečník (lat. *rectum*) je poslední úsek střeva, v malé pánvi, dlouhý asi 12 – 16 cm, široký (bez náplně) asi 4 cm.

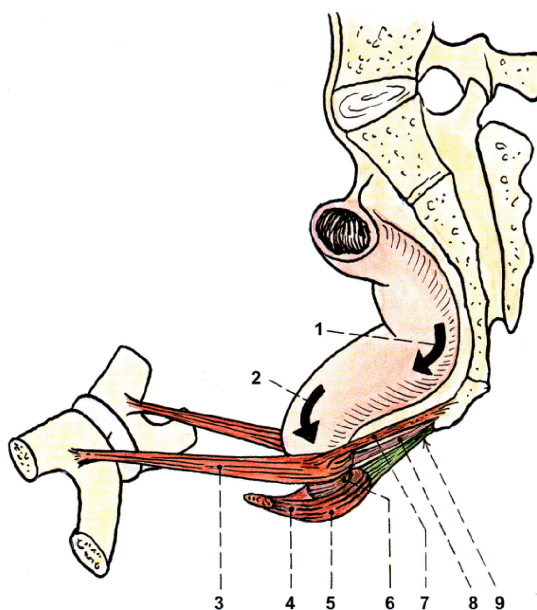
Syntopie rekta a análního kanálu

Nad úrovní diaphragma pelvis (Level I) se konečník stýká:

- vzadu s obratli S2-S5 a s kostrčí, prostřednictvím řídkého vaziva;
- vpředu u ženy se zadní stěnou vagíny;
- boční plochy rekta jsou obráceny proti *m. levator ani*, který ke konečníku nálevkovitě sestupuje.

Pod úrovní diaphragma pelvis (Level III) a v jeho úrovni (Level II) anální kanál je obklopen zevním svěračem a stýká se:

- *vzadu* s vazivem před kostrčí a pod hrotem kostrče;
- *vpředu* se svaly hráze; před konečníkem, mezi ním a vagínou, je u ženy vazivový perineální klín.



Obr. 6 Konečník a jeho svalový uzávěr; pohled zleva shora; schéma [2]

- | | |
|---|--------------------------------|
| 1 - šipka znázorňující flexua sacrlis; | 5 - m. sphincter ani externus; |
| 2 - šipka znázorňující flexua anorectalis; | 6 - m. sphincter ani internus; |
| 3 - m. puborectalis; | 7 - m. pubococcygeus; |
| 4 - spojení m. sphincter ani externus dopředu se svaly hráze; | 8 - m. rectococcygeus; |
| | 9 - lig. anococcygeum. |

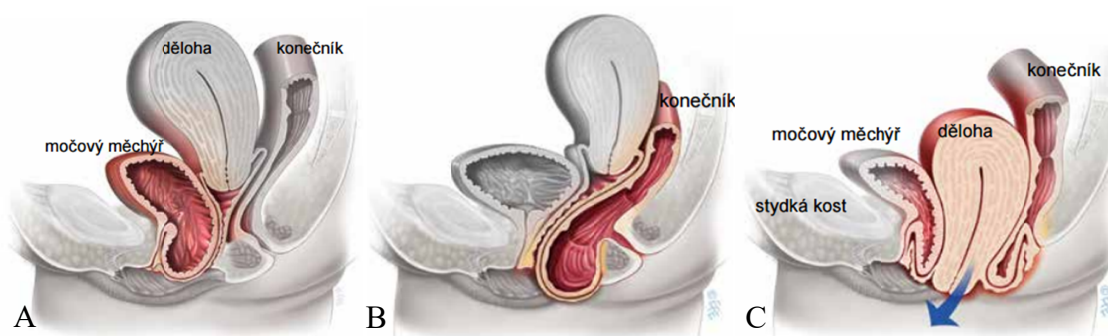
1.2 Prolaps

Výhřez pánevních orgánů (ang. *pelvic organ prolapse* – POP) je vyboulení či vysunutí jednoho nebo více pánevních orgánů do popř. z vagíny. K výhřezu pánevních orgánů dochází, když se začnou oslabovat svaly, vazy a povázky (síť podpůrné tkáně), které drží tyto orgány v jejich správné poloze.

Hlavní příčinou je poškození nervů, vazů a svalů, které tvoří podpůrný a závěsný aparát pánevních orgánů. Tato poškození mohou plynout z následujících situací:

- těhotenství a porod (po velké deformaci);
- stárnutí a menopauza (změna mechanických vlastností);
- důvody, které způsobují nadměrný tlak na pánevní dno.

K výhřezu může dojít na přední stěně poševní (přední oddíl), zadní stěně poševní (zadní oddíl), dělohy nebo horní části vagíny (horní prostor). Mnoho žen má výhřez ve více než jednom oddílu zároveň.[4]



Obr. 7 Výhřez A) předního oddílu, B) zadního oddílu, C) dělohy; schéma [8]

2 POUŽITÉ METODY

2.1 MKP

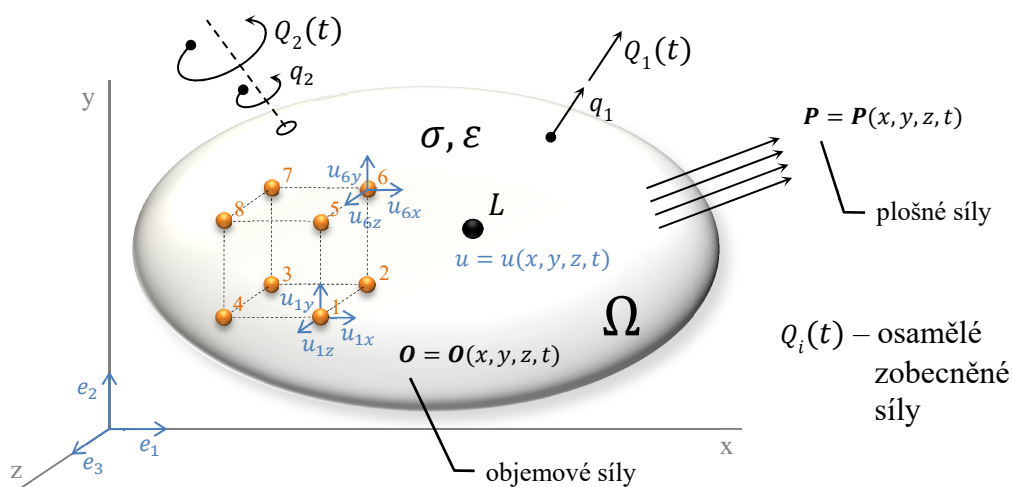
Metoda konečných prvků (MKP) je přibližná metoda pro řešení problémů popsaných diferenciálními rovnicemi.

MKP je numerická metoda sloužící k simulaci průběhů napětí, deformací, vlastních frekvencí, proudění tepla, jevů elektromagnetismu, proudění tekutin atd. Její princip spočívá v diskretizaci spojitého kontinua do určitého (konečného) počtu prvků, přičemž zjišťované parametry jsou určovány v jednotlivých uzlových bodech.[6]

2.1.1 Teorie lineární mechaniky kontinua

V obecné prostorové statické úloze pružnosti představují základní veličiny obecně celkem 15 neznámých funkcí proměnných x, y, z . Jedná se o tři posuvy: u_x, u_y, u_z ; šest přetvoření: $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_x, \gamma_y, \gamma_z$; šest napětí: $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$.

Tyto funkce jsou navzájem vázány systémem obecných rovnic pružnosti, které musí být splněny uvnitř řešené oblasti Ω . Jsou to rovnice rovnováhy, rovnice fyzikální neboli konstitutivní a rovnice geometrické. Na hranici řešené oblasti musí pak být splněny předepsané okrajové podmínky.[9]



Obr. 8 Řešené těleso; schéma [5]

Pro lineární mechaniku kontinua platí předpoklady:

- malých posuvů,
- malé deformace (vztah mezi posuvy a přetvořením lze aproximovat Cauchyovým tenzorem přetvoření: $e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$,
- zobecněného Hookeova zákona ($\tau_{ij} = \lambda e_{ll} \delta_{ij} + 2\mu e_{ij}$),

kde $\lambda = \frac{E \cdot \nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}$, $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$ – Laméovy koeficienty,

δ_{ij} – Kroneckerová delta ($\delta_{ij} = \begin{cases} 0 & i \neq j \\ 1 & i = j \end{cases}$);

$$e_{ll} = \sum_{l=1}^3 e_{ll} = e_{11} + e_{22} + e_{33}.$$

Postup přepracování modelu pro použití MKP:

- kontinuum je třeba rozdělit na konečný počet elementů (prvků);
- posuvy vnitřních bodů $u_i(x_j, t)$ prvku lze vyjádřit pomocí náhradních funkcí (aproximační, tvarové funkce s kompaktním nosičem) a konečného počtu zobecněných posuvů uzlů prvku.

Základní aproximační vztahy:

$$\begin{aligned} \mathbf{u}(x, y, z, t) &= \mathbf{A}(x, y, z) \mathbf{q}(t) \\ \mathbf{e}(x, y, z, t) &= \mathbf{B}(x, y, z) \mathbf{q}(t) \\ \boldsymbol{\tau}(x, y, z, t) &= \mathbf{E} \cdot \mathbf{e}(x, y, z, t) \end{aligned} \quad (1)$$

V uvedených vztazích vystupují:

- \mathbf{A} – matice aproximačních funkcí,
- \mathbf{B} – transformační matice,
- \mathbf{E} – matice elastických konstant,

a tenzory 1. řádu (sloupcové matice):

- $\mathbf{u} = [u, v, w]^T$ – spojité pole posuvů,
- $\mathbf{e} = [e_x, e_y, e_z, e_{xy}, e_{yz}, e_{zx}]^T$ – spojité pole přetvoření
- $\boldsymbol{\tau} = [\tau_x, \tau_y, \tau_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}]^T$ – spojité pole napjatosti.

Metoda konečných prvků patří k variačním metodám, které využívají variační přístup. Variační přístup je založen na zjištění, že procesy v přírodě probíhají běžně tak, že ze všech možností se realizují procesy minimalizované: např. kulička se váli samovolně z kopce a ne do kopce (minimální energie).

Z možných deformací tělesa, které odpovídají definovaným okrajovým podmínkám (zatížení, vazby), podle variačního přístupu se realizuje taková, která je energeticky nejméně náročná. V MKP, jako variační metodě, vystupuje funkcionálem celková potenciální energie tělesa Π , která je definovaná jako rozdíl vnitřní a vnější potenciální energie (respektive E_i a E_e) [9]:

$$\Pi = E_i - E_e, \quad (2)$$

kde E_i je energie napjatosti tělesa Ω :

$$E_i = \frac{1}{2} \int_V \boldsymbol{\varepsilon}^T \cdot \boldsymbol{\tau} dV, \quad (3)$$

a E_e je potenciál vnějšího zatížení:

$$E_e = \int_V \mathbf{u}^T \cdot \mathbf{O} dV + \int_S \mathbf{u}^T \cdot \mathbf{P} dS, \quad (4)$$

kde \mathbf{O} – jsou objemové síly, \mathbf{P} – plošné síly, V – objem tělesa (neboli oblast řešení Ω), S – plocha povrchu tělesa.

Celková potenciální energie tělesa je funkcí posuvů jeho jednotlivých bodů. Variační metody matematiky pak umožňují najít minimum funkcionálu, tedy nalézt takový tvar, v němž bude při daných okrajových podmínkách funkcionál Π nejmenší a který se ve skutečnosti tedy jako jediný realizuje. Z deformačních posuvů jednotlivých bodů v tomto stavu tělesa je pak možno určit složky tenzoru přetvoření \mathbf{e} a z nich pomocí konstitutivních vztahů (při známých materiálových charakteristikách) následně složky tenzoru napětí $\boldsymbol{\tau}$.

2.1.2 Princip virtuálních prací

Při změně polohy bodu L (Obr. 8) z \mathbf{u} do $\mathbf{u} + \delta\mathbf{u}$ ($\delta\mathbf{u}$ – virtuální posuv) vykonají vnější síly práci (virtuální práce vnějších sil):

$$\delta W = \int_V \delta\mathbf{u}^T \cdot \mathbf{O} dV + \int_S \delta\mathbf{u}^T \cdot \mathbf{P} dS + \delta\mathbf{q}^T \mathbf{Q}. \quad (5)$$

Virtuální práce vnitřních sil při virtuálním pohybu $\delta\mathbf{u}$:

$$\delta U = \int_V \boldsymbol{\tau}^T \cdot \delta\mathbf{e} dV = \int_V \delta\mathbf{e}^T \cdot \boldsymbol{\tau} dV, \quad (6)$$

kde $\delta\mathbf{e}$ – virtuální přetvoření kontinua.

Princip virtuálních prací spočívá v tom, že virtuální deformační energie je rovna virtuální práci vnějších sil:

$$\delta U = \delta W. \quad (7)$$

Z rovnice (1): $\delta\mathbf{u} = \mathbf{A} \delta\mathbf{q}$,

$$\delta\mathbf{e} = \mathbf{B} \delta\mathbf{q}. \quad (8)$$

Pro jednotkový objem objemové síly se rovnají setrvačným silám (D’Alambert):

$$\mathbf{O} = -\rho\ddot{\mathbf{u}}. \quad (9)$$

Z rovnice (1): $\ddot{\mathbf{u}} = \mathbf{A} \ddot{\mathbf{q}}$. (10)

Dosadíme do (7) – pro každý prvek platí

$$\delta\mathbf{q}^T \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{E} \mathbf{B} dV \cdot \mathbf{q} = -\delta\mathbf{q}^T \int_V \rho \mathbf{A}^T \mathbf{A} dV \cdot \ddot{\mathbf{q}} + \delta\mathbf{q}^T \int_S \rho \mathbf{A}_S^T \mathbf{P} dS + \delta\mathbf{q}^T \mathbf{Q}, \quad (11)$$

kde $\delta\mathbf{q}$ – nezávislé (libovolné) virtuální posunutí.

Ze vzorce (11) plyne podmínka rovnováhy vnitřních a vnějších sil, která platí pro lineární i nelineární kontinuum:

$$\mathbf{R} = \mathbf{Q}_{celk.}, \quad (12)$$

$$\text{kde } \mathbf{R} = \int_V \mathbf{B}^T \boldsymbol{\tau} dV = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{E} \mathbf{B} dV \cdot \mathbf{q} = \mathbf{K}_e \mathbf{q}_e, \quad (13)$$

$$\text{matice tuhosti prvku: } \mathbf{K}_e = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{E} \mathbf{B} dV; \quad (14)$$

$$\mathbf{Q}_{celk.} = -\mathbf{Q}_{obj} + \mathbf{Q}_{pl} + \mathbf{Q}_{os}; \quad (15)$$

$$\mathbf{Q}_{obj} = \int_V \rho \mathbf{A}^T \mathbf{A} dV \cdot \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{M}_e \ddot{\mathbf{q}}_e; \quad (16)$$

$$\text{matice hmotnosti prvku: } \mathbf{M}_e = \int_V \rho \mathbf{A}^T \mathbf{A} dV; \quad (17)$$

$$\mathbf{Q}_{pl}^e = \int_S \rho \mathbf{A}_S^T \mathbf{P} dS; \quad (18)$$

$$\mathbf{Q}_{os}^e = \mathbf{Q}. \quad (19)$$

Dosazením (13-18) do (12) dostaneme pohybovou rovnici prvku:

$$\mathbf{M}_e \ddot{\mathbf{q}}_e(t) + \mathbf{K}_e \mathbf{q}_e(t) = \mathbf{Q}_{pl}^e(t) + \mathbf{Q}_{os}^e(t). \quad (20)$$

Celou pravou stranu lze označit: $\mathbf{Q}^e(t) = \mathbf{Q}_{pl}^e(t) + \mathbf{Q}_{os}^e(t)$.

Matice hmotnosti \mathbf{M}_e a tuhosti \mathbf{K}_e jsou singulární. Pro celé kontinuum při zavedení okrajových podmínek celkové matici tuhosti a hmotnosti (\mathbf{K} a \mathbf{M}) se stávají regulárními a pohybová rovnice je ve tvaru (pro elastodynamiku):

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}}(t) + \mathbf{K} \mathbf{q}(t) = \mathbf{Q}(t). \quad (21)$$

Pro elastostatiku se zanedbávají dynamické účinky a předpokládají se malé změny posuvů. Pro pomalé změny se matice \mathbf{Q} s časem nemění.

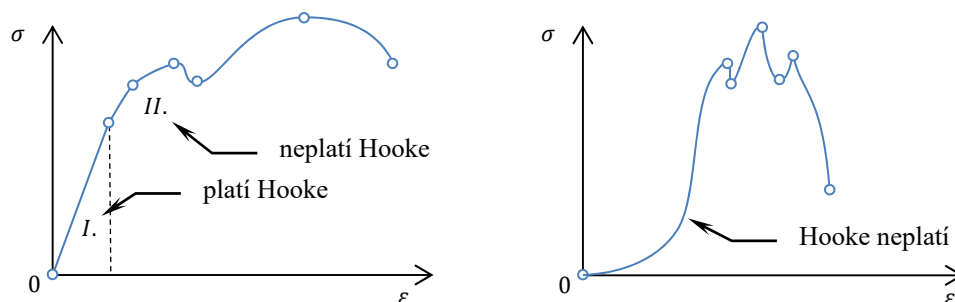
$$\mathbf{K} \mathbf{q} = \mathbf{Q}. \quad (22)$$

2.1.3 Teorie nelineární mechaniky kontinua

Ve skutečnosti existuje velké množství nelineárních úloh pružnosti. Nelinearita těchto úloh může být způsobená tím, že mezi charakteristikami vnějšího zatížení, napjatostí a deformací není lineární závislost. Nelinearitu lze rozdělit do následujících skupin:

- Materiálová nelinearita,
- Geometrická nelinearita,
- Vazbová nelinearita.

V případě modelování bio materiálů (do kterých patří svaly, vazy, šlachy atd.) jde o materiálovou nelinearitu. V tomto případě materiál není Hookeovský (můžou být velké deformace, posunutí atd.), ale např. hyperelastický.



Obr. 9 Smluvní diagramy

Hlavní myšlenka materiálové nelinearity spočívá v tom, že v závislosti napětí a přetvoření:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{E} \cdot \boldsymbol{\varepsilon}, \quad (23)$$

matice materiálových konstant \mathbf{E} - je funkcí posuvů, tedy $\mathbf{E}(\mathbf{u})$. Pak globální matice tuhosti:

$$\mathbf{K} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{E} \mathbf{B} dV \quad (24)$$

také závisí na posuvu. Což znamená, že matice tuhosti je funkcí posuvu:

$$\mathbf{K}(\mathbf{u}) \cdot \mathbf{u} = \mathbf{f}. \quad (25)$$

Vybraný Ogdenův model materiálu popisuje hyperelastický typ materiálového chování, vykazující pružné deformace řádu desítek až stovek procent, a rovněž je nelineární.

Programové systémy MKP řeší **nelineární chování** nejčastěji tím, že rozloží zatížení tělesa na řadu zátěžných kroků tak malých, aby chování v daném rozmezí bylo možné s dostatečnou přesností linearizovat (například nelineární závislost mezi napětím a přetvořením lze nahradit řadou přímek). Zatížení se přidává v jednotlivých krocích, deformace a napjatost se počítá lineárně, ale další přírůstek zatížení se přidává na již zdeformované těleso (konečnoprvkovou síť), případně se změněnými materiálovými vlastnostmi. Takto se postupuje až do dosažení konečné hodnoty zatížení. Každý přírůstkový krok zatížení přitom vyžaduje několik iterací a **doba výpočtu** bývá proto **řádově vyšší než u úloh lineárních**. [6]

2.2 Definice materiálů

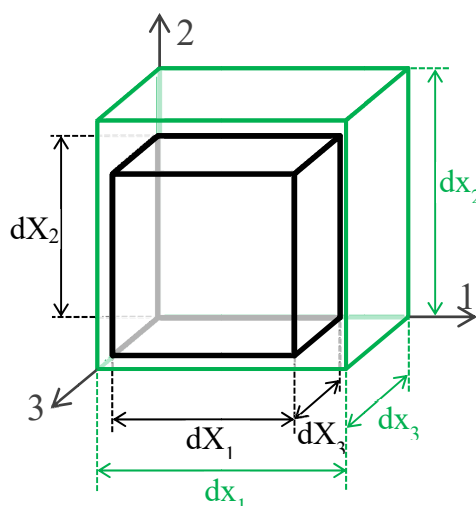
Při modelování orgánů pánevního dna je možné tyto orgány rozdělit podle typů materiálů na dvě velké skupiny: kosti a měkké tkáně. Kosti jsou podstatně tvrdší než svalovina, a jak bylo uvedeno v kapitole 1.1.1 této práce, jsou považovány za tuhá tělesa (ang. Rigid Body). Měkké tkáně jsou zde většinou svalstvo, které je charakterizováno tím, že může být hodně prodloužené, ale málo stlačitelné a zároveň se deformuje nelineárně. Pro maximální přiblížení modelu k reálnému chování měkkých tkání byl vybrán model Ogdenova materiálu.

2.2.1 Ogdenův model

Konstitutivní Ogdenův model matematicky aproximuje experimentální data pomocí polynomů a exponenciálních funkcí, které neberou ohled na fyzikální podstatu materiálu. Takovým modelem lze snadno stanovit hyperplastický izotropní (tzn. ve všech směrech stejné vlastnosti) nestlačitelný materiál jakým se popisuje svalová tkáň. Homogenní deformace materiálu se určuje pomocí jednoosé tahové zkoušky, a popisuje se pro 3 směry ve tvaru:

$$x_j = \lambda_j X_j, \quad j = 1, 2, 3, \quad (26)$$

kde (X_1, X_2, X_3) jsou souřadnice, které určují elementární prvek v nezatíženém stavu, (x_1, x_2, x_3) jsou odpovídající souřadnice po deformaci a koeficienty $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ jsou konstanty příslušné poměrným protažením. [14]



Obr. 10 Deformace elementárního prvku; schéma

Složkami tenzoru deformačního gradientu \mathbf{F} jsou poměrná protažení:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \frac{dx_1}{dX_1} & \frac{dx_2}{dX_1} & \frac{dx_3}{dX_1} \\ \frac{dx_1}{dX_2} & \frac{dx_2}{dX_2} & \frac{dx_3}{dX_2} \\ \frac{dx_1}{dX_3} & \frac{dx_2}{dX_3} & \frac{dx_3}{dX_3} \end{bmatrix} \Rightarrow \mathbf{F} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (27)$$

Pro nestlačitelný materiál platí vztah mezi koeficienty poměrných protažení:

$$\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (28)$$

Hyperelastický materiál se popisuje pomocí elastické potenciální funkce W (měrná deformační energie), která je skalární funkcí některého z tenzorů přetvoření, (resp. deformace) a jejíž derivace podle některé složky přetvoření pak určuje odpovídající složku napětí. V materiálu Ogdenova typu je hustota deformační energie dána vztahem:

$$W = \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^N 2 \frac{\mu_j}{\alpha_j} (\bar{\lambda}_i^{\alpha_j} - 1) + \frac{K}{2} (J - 1)^2, \quad (29)$$

$$\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i, \quad J = \det \mathbf{F},$$

kde $\mu_j [GPa]$ a $\alpha_j [-]$ jsou parametry, N je počet členů Ogdenovy řady (pro tento případ $N = 2$).

Za předpokladu jednoosé deformace a zavedených vztahů lze dostat následující závislost pro výpočet neznámých:

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda_1^{-\frac{1}{2}}, \quad J = 1 \quad (30)$$

z čehož plyne to, že parametr K je v tomto výpočtu zanedbatelný. Což přidává materiálovému modelu vlastnost nestlačitelnosti.

V pracovním diagramu jednoosé tahové zkoušky Ogdenova materiálu lze souvislost napětí-deformace popsat vztahem:

$$P = \frac{\delta W}{\delta \lambda} = \sum_{i=1}^N 2 \mu_i \left(\lambda^{\alpha_i - 1} - \lambda^{-\frac{1}{2} \alpha_i - 1} \right) \quad (31)$$

Pro dosažení stabilního chování materiálového modelu při malých deformacích od původní konfigurace je třeba zavést následující podmínky:

$$\sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i > 0 \quad (32)$$

3 MKP MODEL PÁNEVNÍHO DNA

3.1 Vytvoření sítě orgánů

Pro sestavení geometrie modelu byl vybrán softwarový balík Altair® HyperWorks® Version 11.0 (Michigan, USA), pomocí kterého lze snadno pracovat s MKP sítí. Altair® HyperMesh® (dále HyperMesh), jako součást softwarového balíku Altair® HyperWorks®, je nástrojem pro vytvoření a úpravu sítě MKP.

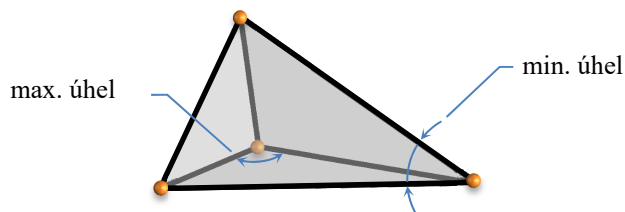
Prvotní data tvarů jednotlivých orgánů byla získána ve formě hrubé sítě z MRI (ang. „Magnetic Resonance Imaging“). Pro tento krok bylo použito poloautomatické generování sítě v softwaru 3D Slicer (BWH, 3.0, Boston, USA).

Pro použití těchto dat v modelu musí mít každý orgán síť, která vyhovuje určitým podmínkám (uvedené dále). Proto celý postup vyvážení sítě byl rozdělen na dvě etapy:

1. definice geometrie,
2. generování sítě.

Geometrie objektů byla definována na základě hrubé sítě a znalosti tvarů i rozměrů popisovaných orgánů (viz kapitola 1). Pomocí uzlů, byly označeny klíčové pozice geometrických tvarů. Následně byly uzly mezi sebou spojeny pomocí linií. Pro dosažení skutečné podoby a hladkosti objektů bylo použito hlavně „hladké spojení“. Poté bylo nutné vytvořit plochu v každé uzavřené smyčce z linií. Z těchto povrchů, které obalovaly celý orgán, se postupně vytvářel objekt typu „Solid“ (3D uzavřené těleso dle názvosloví HyperMesh).

HyperMesh byl použit nejen kvůli příjemnému uživatelskému prostředí pro práci s geometrií, ale i kvůli možnosti automatického vygenerování sítě čtyřstěnného typu v požadované kvalitě.



Obr. 11 Prvek typu čtyřstěn; schéma

Síť byla automaticky vygenerována pro každý orgán zvlášť. Velikost jednotlivých prvků byla omezena horní i dolní hranicí. Nicméně pro zkvalitnění geometrie a zpřesnění následného výpočtu bylo nutné tuto síť v kritických místech zjemnit.

Pro řešení a zpracování výsledků simulace byl vybrán softwarový balík VPS (Virtual Performance Solution, 9.0, ESI Group, Francie). Proto před exportováním síti modelu do formátu VPS byla provedena kontrola elementů. Žádný orgán tak nesměl obsahovat více než 5% prvků nespĺňujících níže uvedené limity. Pro kontrolu se používaly následující parametry:

Tab. 1 Kontrolní hodnoty prvků

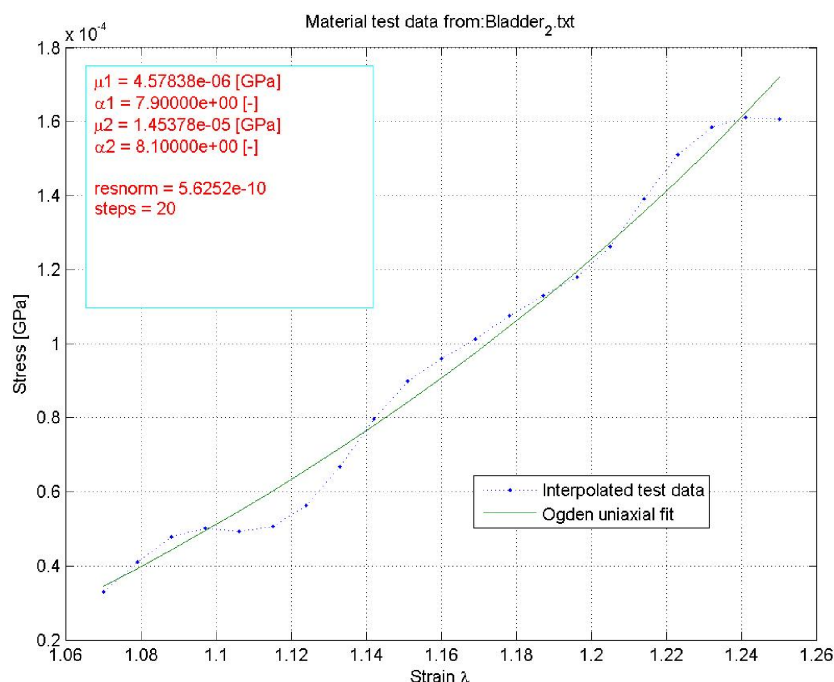
Název parametru	Kontrolní hodnota
minimální délka	0.5 mm
maximální délka	3.0 mm
minimální Jacobian	0.5 [–]
minimální úhel	30°
maximální úhel	120°

Tyto hodnoty jsou vzaté z defaultních nastavení v softwarovém balíku VPS.

3.2 Získávání materiálových konstant

Na základě zkoušek jednoosého tahu, realizovaných na izolovaných vzorcích svalů, byla získána data pro *m. levator ani*. Pro další orgány (*obturator*, *močový měchýř*, *dělohu*, *vagínu* a *konečník*) byla použita data ze závislosti napětí a deformace, která byla popsána v odborné literatuře [12]. Z těchto dat (obrázků) pomocí grafického bodování (viz PŘÍLOHA 1: MATLAB, Fitování dat) a skriptu MATLABu byly vytvořeny soubory dat pro každý orgán zvlášť. Tyto soubory zahrnují závislosti napětí a deformací.

Dále byl vytvořen skript v MATLABu, který automaticky hledá konstanty Ogdenova modelu ($\mu_1, \alpha_1, \mu_2, \alpha_2$) s požadovanou přesností. V tomto skriptu se používá postupně: interpolace dat z předchozího kroku a fitování funkce Ogdenova materiálu na tato data pomocí funkce *lsqcurvefit*. Výstupem skriptu je graf, který zobrazuje vstupní data a křivku hodnot funkce Ogdenova modelu materiálu. Příklad je uveden na Obr. 12.



Obr. 12 Grafické znázornění výsledků pro močový měchýř

Toto znázornění umožňuje porovnávat kvalitu konstant vypočítaných pro různé počáteční podmínky.

Výše popsaným způsobem byla získána data (odpovídající každému zkoumanému orgánu) pro několik testů. Z těchto dat pomocí statistických úprav (metodou váženého průměru) byly vypočteny hodnoty konstant $\mu_1, \alpha_1, \mu_2, \alpha_2$. Vahou hodnot při tomto počtu jsou normy rezidua, které vrátí použitá funkce *lsqcurvefit* při fitování jako nezáporná reálná čísla. Tyto normy jsou kvadráty euklidovských norem:

$$\|x\|_2 = \sqrt{\sum_i x_i^2} \quad (33)$$

Z důvodu minimalizace rezidua ve výsledných konstantách, v průběhu vypočítání za váhy, je třeba brát normy se záporným znaménkem. Tato inverze zvedne váhu menších rezidui a sníží vliv velmi odlišných hodnot.

Výsledné hodnoty konstant jsou uvedeny v Tab. 2:

Tab. 2 Konstanty Ogdenova modelu pro jednotlivé orgány

Název orgánu	Označení konstanty podle rovnice (6)			
	$\mu_1 [GPa]$	$\alpha_1 [-]$	$\mu_2 [GPa]$	$\alpha_2 [-]$
<i>m. levator ani a obturator</i>	1.16E-8	0.294	8.64E-7	12.7
<i>močový měchýř</i>	3.88E-5	0.231	1.21E-6	7.56
<i>vagina a děloha</i>	3.49E-6	18.9	8.37E-8	18.8
<i>rektum</i>	3.19E-5	3.24	5.28E-10	3.66

Z důvodu podobnosti materiálových vlastností a zjednodušení výpočtového modelu byly použity stejné parametry pro následující orgány:

- *m. levator ani a obturator* – představují svalstvo;
- *vagina a děloha* – představují porodní cestu (pevně spojené mezi sebou).

3.3 Stanovení okrajových podmínek

Jak již bylo uvedeno v kapitole 2.1.1, na hranici řešené oblasti musí být stanovené okrajové podmínky, tedy geometrické a statické. **Geometrické (kinematické) okrajové podmínky** stanovují geometrickou vazbu tělesa s jeho okolím. To znamená, že na hranici tělesa mohou být předepsány hodnoty složek posuvů u, v, w . Druhou skupinou okrajových podmínek jsou **statické (silové) okrajové podmínky**, které vyjadřují statickou vazbu tělesa s jeho vnějším okolím. V tomto případě jsou předepsány hodnoty složek vektoru vnějšího zatížení. [3]

Ke statickým okrajovým podmínkám v tomto modelu patří tíhová síla, která je objemová (působí na vnější a vnitřní body všech těles). Dále jsou ke statickým okrajovým podmínkám řazeny všechny silové podmínky přidané v průběhu testů (např. vnitrobřišní tlak).

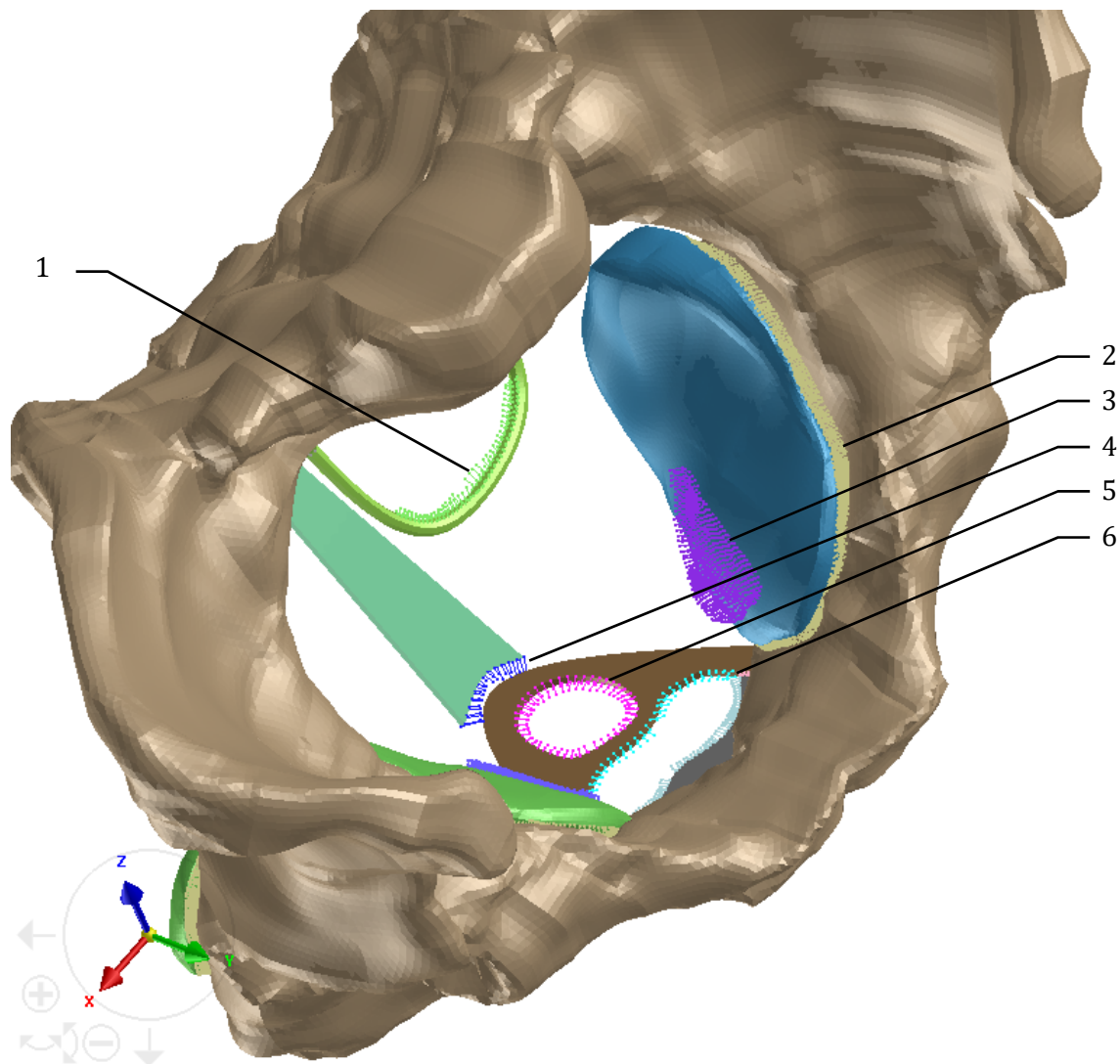
Geometrickou okrajovou podmínkou pánve, která je modelována tuhým tělesem, je fixace posuvů a rotací její referenčního bodu (do kterého je soustředěná hmotnost pánve) ve všech směrech. Geometrické okrajové podmínky zbylých orgánů jsou tvořeny pomocí vazeb s pánví a nadefinovaných kontaktů s okolními strukturami. Za účelem zjednodušení modelu je zafixován posuv ve směrech inferior-superior kraniální části tělesa reprezentujícího konečník. Tato fixace ve skutečnosti ukazuje navázání konečníku na zbytek střeva trávicí soustavy. Deska levatoru je součástí *Level I* závěsného aparátu a tvoří rovinu spojující kraniální část levatoru ani se špičkou *os sacrum* (viz Obr. 3). Pro další zjednodušení modelu je toto spojení nahrazeno zákazem posuvů kraniální části levatoru ani ve směrech normály k rovině desky levatoru.

Vzájemné uchycení orgánů v modelu je realizované pomocí spojení typu „Tide“ (dle názvosloví VPS), které pevně spojuje vybrané oblasti jednotlivých těles.

Kromě zkoumaných orgánů byly v modelu realizovány i některé pomocné orgány ve zjednodušeném tvaru za účelem stanovení okrajových podmínek. *Ligamenta uterosacral* – je nahrazena prutem kruhového průřezu ve tvaru U, který je připojen oběma konci k pánvi a uprostřed k děloze, čímž tvoří její anteflexe a anteverse. *Level III* podpůrného aparátu je realizován pomocí třech svalových skupin:

- svaly perineální membrány,
- svaly hráze,
- sval *rectococcygeus*,

kteřé jsou nahrazeny tělesy destičkového tvaru s otvory pro upínání vagíny a konečníku v její kaudální části, kde tyto orgány ústí ven z pánevního dna (viz Obr. 13).



Obr. 13 Spojení typu Tide

- | | |
|---|---|
| 1 - spojení děloha – lig. sacrouterinum; | 4 - spojení lig. anococcygeum – perineum; |
| 2 - spojení pánev – obturator (symetrické, pro levý a pravý obturator); | 5 - spojení konečník – perineum; |
| 3 - spojení m. levator ani – obturator (symetrické); | 6 - spojení vagína – perineum. |

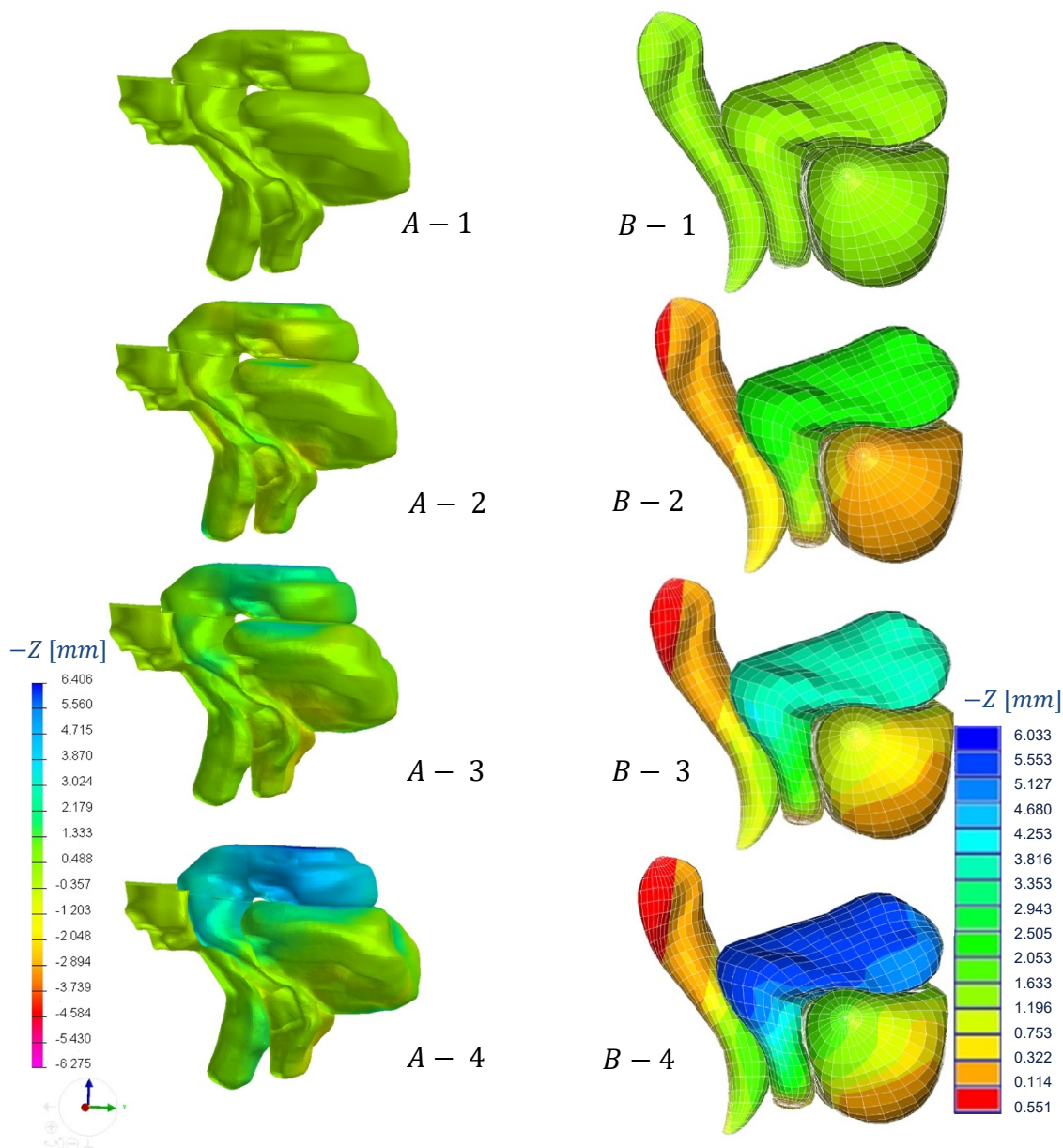
4 VÝSLEDKY

Používání statistické metody váženého průměru (kde za váhu byli respektovány normy rezidua fitovaných kombinací konstant odpovídajících každému testovanému vzorku materiálu) bylo pro tento model nežádoucí, protože při zjištění materiálových konstant vycházely velmi odlišné výsledky. Konstanty, získané tímto způsobem neustále vedly křivku modelu Ogdenova materiálu na kraj nebo mimo rozsah původních dat. Na základě této zkušenosti byly konstanty získány fitováním dat všech vzorků odpovídajících jednomu typu materiálu najednou.

V prvním kroku vývoje modelu před získáním materiálových konstant byl všem měkkým orgánům přiřazen materiál, popisující svalovinu levatoru ani. Tento materiál byl získán v průběhu vědecké práce vedoucí této bakalářské práce (Havelková, Kochová, ZČU nepublikovaná data). Poté byl podle výpočtů postupně přiřazen každému orgánu vlastní model materiálu se svými konstantami. Jako důsledek bylo zjištěno, že pro počítané konstanty probíhá simulace 3 krát pomaleji než s původními konstantami, což bylo způsobeno větší měkkostí počítaných materiálů. Výhodou vyvinutého modelu je, že získané konstanty více odpovídají chování tkání pro starší ženy a ženy s větším rizikem vzniku prolapsu.

Validace modelu byla prováděna porovnáním výsledků zatížení s hodnotami popsány v článku [1]. Simulace zatížení se prováděla stejným způsobem jako v odborné publikaci – pomocí tuhé desky, která se v průběhu celé simulace posouvá od původní polohy (těsně nad dělohou) v kaudálním směru na vzdálenost 6mm.

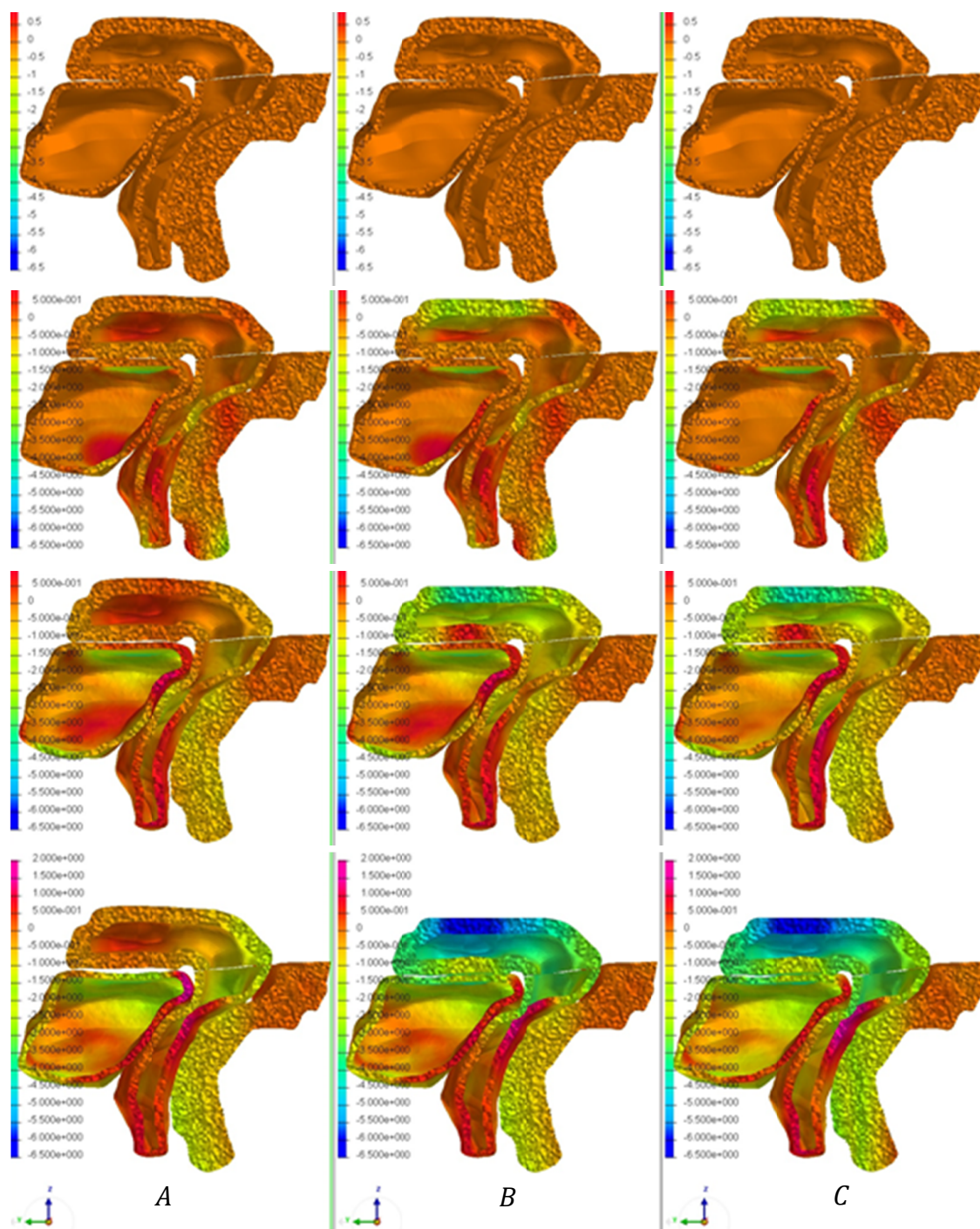
Z Obr. 14 je patrné, že vytvořený model (část A) se shoduje s modelem odborné publikace [1] (část B). V průběhu ověřovací simulace se deformuje jen děloha (odstínem modré barvy je označen posuv v kaudální směru {v protisměru osy Z modelu} o 6mm) a ostatní objekty zůstávají ve své původní poloze (zelená barva na obrázku).



Obr. 14 Porovnání posuvů ve směru osy „-Z“ [mm] ve 4 časových okamžicích při sestupu desky: model A) vypracovaný; B) článek [1]

Následně byly provedeny výpočty za klidového stavu (na „zdravý“¹ model působí jen gravitace) a za stavu při zatížení vnitřním tlakem na model s poruchou (odtržený *m. levator ani*).

¹ Zdravý model – model, ve kterém orgány a spojení mezi nimi jsou ve zdravém stavu.

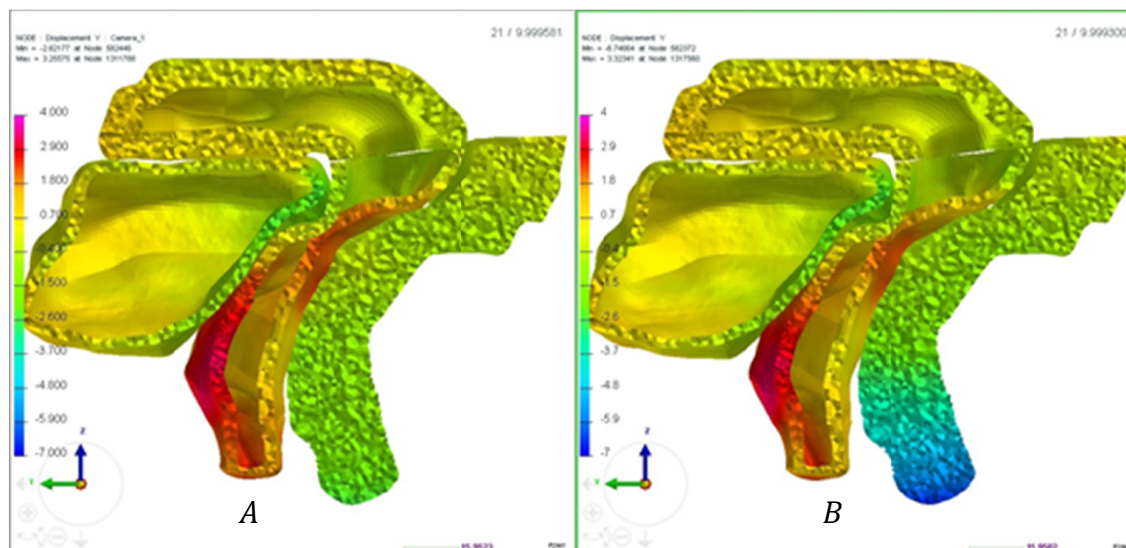


Obr. 15 Posuv ve směru osy Z [mm]; A) klidový stav zdravého modelu, působení gravitace; B) zatěžovaný zdravý model; C) zatěžovaný model s patologií - bez *m. levator ani*

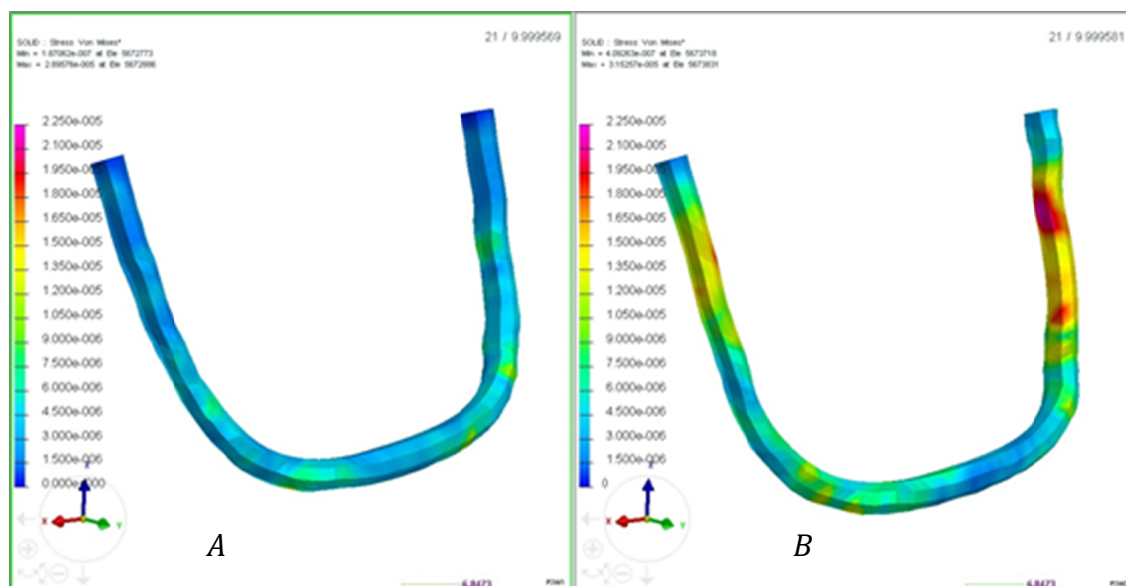
Při porovnání třech provedených simulací v různých časových úsecích bylo dosaženo následujících výsledků, které jsou zobrazeny na Obr. 15:

- A) Při působení pouze gravitační síly na „zdravý“ model zůstávají všechny orgány, včetně dělohy, na původních místech.
- B) Působení vnitrobřišního tlaku na „zdravý“ model vyvolává deformace dělohy.
- C) Vlivem vnitrobřišního tlaku na model bez *m. levator ani* se konečník posouvá dorzálním směrem.

Na Obr. 16 je vidět, že posuv kaudální části konečníku v dorzálním směru ve zdravém modelu A) má hodnotu přibližně 3mm, v modelu s poruchou B) dochází do hodnoty 7mm. Rozdíl činí 4mm. Zobrazený posuv konečníku ukazuje prolaps.



Obr. 16 Posuv ve směru osy Y (dorzální směr) [mm];
model A) zatížený a zdravý; B) zatížený a bez *m. levator ani*



Obr. 17 Von Misses generovaný v *lig. sacrouterinum* [GPa];
model A) zatížený zdravý; B) zatížený a bez *m. levator ani*

Kvůli zjednodušení modelu (namodelování pouze jednoho vazů v závěsném aparátu) reaguje *lig. sacrouterinum* při namáhání systému jako první. Takový výsledek je očekávaným chováním modelu a poukazuje na kritické místo problematiky prolapsu pánevních orgánů.

5 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo vyvinout počítačový model pánevního dna a provést simulace patologických změn, které vedou k prolapsu vnitřních orgánů. Pro splnění stanoveného cíle byla nejdříve nastudována anatomie pánve. Dále byla sestavena geometrie modelu v programu HyperMesh. Na základě předem naměřených materiálových charakteristik a dat z odborné literatury byly stanoveny hodnoty konstant materiálů Ogdenova typu pomocí skriptů v softwaru MATLAB. Vytvořená síť orgánů; nadefinované Ogdenovy materiály; počáteční a okrajové podmínky; kontakty i spojení stanovené podle anatomie – byly sloučeny pro vytvoření MKP modelu v softwaru VPS. S použitím předkládaného modelu byly provedeny simulace zdravého pánevního dna za klidového stavu, zatíženého vnitrobřišním tlakem a zatíženého modelu s patologickou změnou. Chování modelu bylo porovnáno s odbornou literaturou.

Představený model odpovídá stavu pánevních orgánů starších žen, které jsou nejvíce náchylné k prolapsu. Provedené simulace ukázaly, že na vliv vnitrobřišního tlaku jako první reaguje závěsný aparát.

Mezi hlavní nedostatky modelu patří jeho přílišné zjednodušení, jako je např. zanedbání mnohých dalších orgánů, které jsou také součástí závěsného a podpůrného aparátu.

Na základě tohoto modelu může být v budoucnu vyvinut nástroj pro simulaci dynamického chování vnitřních orgánů žen za předpokladu různých podmínek.

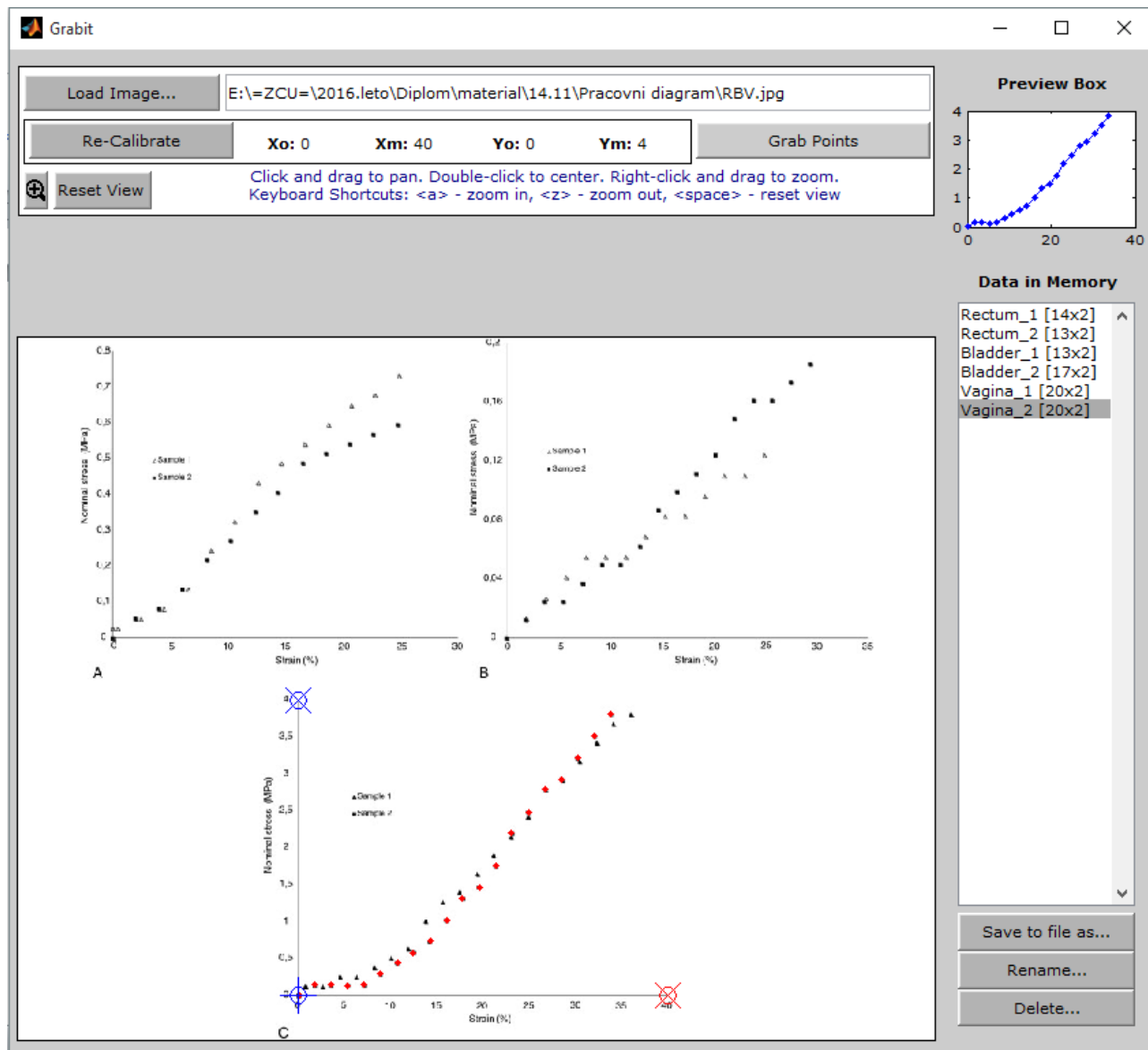
LITERATURA

1. CHEN, Z. W., JOLI, P., FENG, Z. Q., RAHIM, M., PIRRÓ, M. E. B., *Female patient-specific finite element modeling of pelvic organ prolapse*, Journal of Biomechanics, 48: 238-245, 2015, [cit. 2016-05-10]. Dostupné z: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(14\)00628-9/pdf](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(14)00628-9/pdf)
2. ČIHÁK, R., GRIM, M. (ed.). *Anatomie*. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2013, 497 s. ISBN 9788024747880
3. FUSEK, M., HALAMA, R. *MKP a MHP*. Matematika pro inženýry 21. století [online]. Ostrava, 2011 [cit. 2016-05-01]. Dostupné z: http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/metoda_konecných_prvku_a_hranicnich_prvku.pdf
4. JANUŠOVÁ, E. *Výhřez pánevních orgánů* [online]. IUGA, 2011 [cit. 2016-03-16]. Dostupné z: http://c.ycdn.com/sites/www.iuga.org/resource/resmgr/Brochures/cze_pop.pdf
5. KŘEN, J., JANÍČEK, P. a ROSENBERG, J. *Biomechanika*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2001. 380 s. ISBN 80-7082-792-0
6. *Metoda konečných prvků*. Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Metoda_konečných_prvků
7. *Orientace na lidském těle*. Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2016-02-27]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Orientace_na_lidském_těle
8. PETROS, P., SWASH, M. *The Musculo-Elastic Theory of anorectal function and dysfunction*. Pelvipерineology: A multidisciplinary pelvic floor journal [online]. [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: http://www.pelvipерineology.org/ano_rectal_function/tables/musculo_elastic_theory_of_anorectal_function_and_dysfunction_figures.html
9. PETRUŠKA, J. *MKP v inženýrských výpočtech* [online]. 2011, s. 112 [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/img/fckeditor/file/opory/RIV/MKP2011.pdf>

10. *Podpůrný a závěsný aparát malé pánve*. WikiSkripta [online]. Projekt sítě lékařských fakult MEFANET, 2016 [cit. 2016-03-16]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Podpurný_a_závěsný_aparát_malé_pánve
11. Rios G.H.L.S. *Biomechanical study of pelvic organ prolapse and correction under application of urogynecologic surgical meshes*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, disertation work, 2013.
12. RUBOD, C., BRIEUC, M., COSSONA, M., RIVAUXA, G., CLAYA, J., DE LANDSHEEREA, L., GABRIEL, B. *Biomechanical Properties of Human Pelvic Organs*. Urology [online]. Volume 79, Issue 4. 2012, s. 968 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0090429511026331>
13. VALDMANOVÁ, L. et al. *Distribution of levator ani muscle stress depending on initial position and rotation of fetal head*. Neurourology and urodynamics, 2014, 33(6), s. 1048-1050. ISSN 0733-2467
14. *Virtual Performance Solution 2011*, Solver Reference Manual, ESI Group 2011.

PŘÍLOHY

Příloha 1: MATLAB, Fitování dat



Obr. P1 - 1 Fitování dat pomocí funkce *grabit.m* z pracovních diagramů svalových vzorků (A) konečníku, (B) močového měchýře a (C) vagíny [12]