## Ing. Mária Tješšová

Autoreferát dizertačnej práce

# Mechanický model ľudskej chr<br/>btice v MKP

na získanie akademického titulu *philosophiae doctor (PhD.)* v doktorandskom študijnom programe 9.1.9 Aplikovaná matematika

Bratislava 2018

Dizertačná práca bola vypracovaná v dennej forme doktorandského štúdia na Katedre matematiky a deskriptívnej geometrie SvF STU v Bratislave.

Predkladateľ:	Ing. Mária Tješšová Katedra matematiky a deskriptívnej geometrie Stavebná fakutla, STU, Bratislava
Školiteľ:	Prof. Ing. Milan Sokol, PhD. Katedra stavebnej mechaniky Stavebná fakutla,STU, Bratislava
Oponenti:	prof. Ing. Milan Žmindák PhD. Katedra aplikovanej mechaniky Strojnícka fakulta, Žilinská univerzita v Žiline
	Ing. Martin Balažovjech PhD. Katedra matematiky a deskriptívnej geometrie Stavebná fakutla, STU, Bratislava
	doc. Ing. Branislav Hučko, PhD. Ústav aplikovanej mechaniky a mechatroniky Strojnícka fakutla, STU, Bratislava

Autoreferát bol rozoslaný dňa .....

Obhajoba dizertačnej práce sa koná dňa ...... o ........ o ....... hod. na Katedre matematiky a deskriptívnej geometrie SvF STU v Bratislave, Radlinského 11.

prof. Ing. Stanislav Unčík, PhD. dekan Stavebnej fakulty

## Abstrakt

Práca sa zaoberá tvorbou mechanického modelu ľudskej chrbtice v metóde konečných prvkov. V úvode sú zhrnuté najčastejšie ochorenia chrbtice a prečo vlastne vzniká potreba modelovania ľudskej chrbtice pomocou numerickej simulácie. Sú uvedené aj spôsoby získavania geometrického modelu, ktorý je vstupným parametrom pre konečno-prvkové modelovanie. V kapitole o komponentoch chrbtice sú opísané jednotlivé zložky chrbtice z hľadiska ich tvaru, mechanického správania sa a vzťahov medzi sebou. V ďalších dvoch kapitolách je stručne zhrnutá tvorba geometrie z 2D RTG snímok a pôvodný model, z ktorého táto práca vychádza. V posledných kapitolách sú diskutované príspevky k modelovaniu a výsledky, ktoré sme dosiahli zmenami v modeli. Pridaním nových komponentov a zmenou v tvorbe konečno-prvkového modelu sa výsledný model chrbtice stal komplexnejším a presnejším z anatomického hľadiska. Tento model môže byť v budúcnosti využitý na rôzne simulácie, kde nastane zmena zakrivenia chrbtice. Taktiež model bude možné využiť na simulácie s umelými náhradami platničiek.

 ${\bf K}{\bf l}'$ účové slová: metóda konečných prvkov, ľudská chr<br/>btica, napäťová analýza, geometria chr<br/>btice, mechanický model

## Abstract

This paper deals with a mechanical model of the human spine using finite element method. In the introduction, the most common diseases of the spine are summarized and why there is a need for modeling of the human spine using numerical simulation.

Procedures how to obtain a geometric model are also presented. The particular components of the spine are described in terms of their shape, mechanical behavior and relationships. In the next two chapters the creation of geometry from 2D X-ray images is briefly summarized and the original model from which the work is based is described. In the last chapters, the contribution to modeling is sumarized, and the results that we have made in model are discussed.

By adding new components and with all changes of the finite element modelling, the resulting spine model becomes more complex and accurate in anatomical point of view. This model can be used in the future for various simulations where there is presented a change of spine curvature. The model will also be used for simulation with artificial replacements.

 ${\bf Key\ words:}$  finite element method, human spine, stress analysis, spine geometry, mechanical model

# Obsah

1	Úvo	od	3
<b>2</b>	spevok k modelovaniu	5	
	2.1	Medzistavcová platnička	5
		2.1.1 Pružný prstenec	5
		2.1.2 Jadro platničky	6
		2.1.3 Chrupkovitá doštička	6
	2.2	Stavec	7
	2.3	Väzv	7
	2.4	Rebrá	7
	2.5	Vplvv jemnosti konečno-prvkovej sjete na napätja	8
	2.6	Výsledný MKP model	8
3 Výpočty		počty	12
	3.1	Nelineárna statická analýza	12
	3.2	Zaťaženia a okrajové podmienky	12
	3.3	Analýza výsledného modelu	14
4	Záv	er	16

# 1 Úvod

V dnešnej dobe počet ochorení chr<br/>btice stále stúpa, ale medzi najčastejšie stále patri<br/>a[12]:

- skolióza vychýlenie chr<br/>btice do strán, vo frontálnej rovine.
- hyperkyfózy, hyperlordózy predo-zadné odchýlky
- hernia medzistavcovej platničky
- degeneratívne ochorenia stavca a medzistavcovej platničky atď.

Najproblematickejšou časťou ľudskej chrbtice je drieková chrbtica. Táto časť chrbtice musí odolávať najväčšej tlakovej sile pôsobiacej pozdĺž osi chrbtice. Práve v tejto oblasti chrbtice dochádza k ochoreniam platničky a s tými súvisiacimi degeneratívnymi zmenami stavcov. V prácach a článkoch [7, 16, 17, 20, 8, 4] je podrobne popísaná biomechanika a konečno-prvkové modelovanie lumbálnej chrbtice človeka. Prehľadné tabuľky s materiálovými vlastnosťami poskytujú možnosť zorientovať sa v množstve výskumov zameraných na materiálové vlastnosti jednotlivých komponentov lumbálnej chrbtice, taktiež modelovanie umelej náhrady medzistavcovej platničky a zadného dynamického stabilizátora, vplyv degenerácie platničky na miechu. V článkoch [21, 13] je opísané konečno-prvkové modelovanie krčnej chrbtice.

Medzi najčastejšie ochorenie celej chrbtice patrí skolióza. Aj toto ochorenie chrbtice je možné modelovať spôsobom uvedeným v práci. Pri diagnostikovaní a liečbe skoliózy sa na vizualizáciu degenerácie chrbtice využívajú najčastejšie RTG snímky.V [10, 30, 5, 1] sú metódy rekonštrukcie z biplanárnych röntgenových snímok opísané. Tieto metódy poskytujú 3D analýzu deformít chrbtice u pacientov v stoji s nízkou dávkou žiarenia.

Modelovanie konečnými prvkami a simulácie sú efektívnymi nástrojmi na analýzu všetkých mechanických procesov, ktoré nemôžu byť získané experimentálnymi metódami. Numerické simulácie majú potenciál šetriť náklady a čas, počas vývoja implantátov a nových terapií pre chrbticu. Preto vzniká potreba, získať čo najviac realistický a správny numerický model, pre tak komplikovanú štruktúru, akou ľudská chrbtica je. Z toho, dôvodu je mnoho prác orientovaných nielen na napäťovú analýzu, ale aj na spracovanie dát pre získanie realistického geometrického modelu. V článkoch [3, 6, 23, 15, 29, 22] je opísaná analýza medzistavcovej platničky z hľadiska matematického a mechanického. Posledným krokom v metóde konečných prvkov je výber vhodných typov elementov a vhodného nastavenia konečnoprvkovej siete. Napríklad v [2] je porovnaný vplyv hustoty konečno-prvkovej siete na hustotu napäťovej energie.

Prvý krok v konečno-prvkovom modelovaní je vytvorenie geometrie modelu, v našom prípade ľudskej chrbtice. Tieto geometrické dáta musia presne nasledovať anatómiu ľudskej chrbtice pre vytvorenie čo najvierohodnejšieho modelu. Na získavanie geometrických dát môžu byť použité rôzne metódy, ako napríklad počítačová tomografia (CT), röntgenové snímky, magnetická rezonancia (MR) a mnoho iných. Všetky typy geometrických dát majú svoje výhody a nevýhody pri ich spracovaní. Najpresnejšia geometria stavca môže byť získaná z CT alebo MR snímok. Na modelovanie pohybového segmentu alebo ochorení lumbálnej chrbtice (napr. hernia disku, stenóza lumbálnej chrbtice), kedy je potrebný veľmi presný tvar tela stavca je vhodnejšie použiť práve tieto spomenuté metódy. Splňajú podmienku veľmi presnej geometrie, ale na úkor času ich spracovania. Magnetická rezonancia nezaťažuje pacienta dávkou žiarenia tak, ako počítačová tomografia a röntgen. Niekedy však ich spracovanie dát môže trvať aj niekoľko dní. Je to spôsobené spracovaním snímok segmentáciou Hounsfieldovej jednotky stavcovej kosti, tiež vytvorením povrchovej a objemovej siete, tak aby model mohol byť rozdelený na konečné prvky.

Geometrický trojdimenzionálny model chrbtice sa dá získať rôznym spracovaním dát a snímok. V tejto práci model vychádza z geometrického modelu získaného z dvojdimenzionálnych röntgenových snímok. Proces získania geometrického modelu je v práci stručne opísaný.

Ďalším predpokladom na vytvorenie správneho mechanického modelu je aj poznanie biologických a anatomických vlastností jednotlivých komponentov chrbtice. V práci sú na začiatku zadefinované pojmy a opísané vlastnosti jednotlivých komponentov ľudskej chrbtice. V dnešnej dobe máme mnoho znalostí o anatómii ľudskej chrbtice a jej komponentoch. Mnoho článkov a prác rozoberá geometriu ľudskej chrbtice a rozmery stavca. V [25, 26, 27, 28, 9] sú veľmi detailne opísané rozmery všetkých typov ľudských stavcov aj s výbežkami.

Táto práca vychádza z mechanického konečno-prvkového modelu chrbtice, ktorý bol vytvorený na Slovenskej technickej univerzite v Bratislave. Cieľom tejto práce je vytvorený model vylepšiť presnejšou geometriou, vhodnejším výberom konečných prvkov, ale aj pridaním nových komponentov, ktoré v modeli chýbajú a zohrávajú dôležitú úlohu v biomechanike chrbtice.

V práci je stručne opísaný východiskový model, z ktorého práca vychádza krátko opísaný. Zhrnuté sú použité materiálové vlastnosti pre jednotlivé komponenty, použité elementy a je opísaný proces tvorby konečno-prvkového modelu. V modeli nastali zmeny a je vysvetlené prečo sa zmeny udiali a akým spôsobom boli do modelu zakomponované. Výsledný model oproti pôvodnému je omnoho komplexnejší. Umožňuje používateľovi meniť jemnosť siete, čo je pri skúmaní lokálnych deformácii stavca a platničky žiadané z hľadiska veľmi presného riešenia. Táto možnosť však predĺžila proces tvorby geometrie modelu celej chrbtice.

Jednotlivé postupné zmeny a pridávanie komponentov do modelu sú testované. Na záver kapitoly je mechanický model so všetkými zmenami analyzovaný.

## 2 Príspevok k modelovaniu

V tejto časti práce sú opísané jednotlivé príspevky a zmeny oproti modelu, z ktorého práca vychádza. Kapitola je rozdelená podľa komponentov, na ktorých boli zmeny vykonané a ktoré boli do modelu doplnené. Taktiež je popísaná zmena tvorby konečno-prvkového modelu kvôli možnosti nastavenia jemnosti konečno-prvkovej siete. V závere kapitoly je zhrnutý výsledný konečno-prvkový model chrbtice, ktorý sa podarilo vytvoriť jednotlivými zmenami a pridaním nových komponentov.

### 2.1 Medzistavcová platnička

Veľkú čast výskumu tvoria hlavne zmeny v modelovaní medzistavcovej platničky. Po naštudovaní anatomického zloženia medzistavcovej platničky sa prišlo na to, že v pôvodnom modeli chýba chrupkovitá doštička, ktorá sa nachádza medzi platničkou a stavcom. Druhou dôležitou zmenou je materiálové zloženie jadra a pružného prstenca.

#### 2.1.1 Pružný prstenec

Problematickou časťou medzistavcovej platničky vo východzom modeli je aj pružný prstenec, modelovaný ako celok z homogénneho izotropického materiálu. V [3] konečno-prvková analýza medzistavcovej platničky bola spracovaná a bolo zistené, že mechanické správanie sa disku nemôže byť primerane reprezentované týmto typom materiálu. Ako už bolo spomenuté prstenec je modelovaný ako

homogénny izotropný materiál, kde neboli zahrnuté vlákna, fibrily a ani vlastnosti okolitej látky sa nemenia v závislosti od vzdialenosti od jadra.

Zmenami v modeli sa podarilo vytvoriť vrstvy lamiel, ktoré budú mať od jadra po vonkajšiu vrstvu rôzne materiálové vlastnosti a kolagénové vlákna, ktoré budú v každej vrstve otočené striedavo pod uhlom  $-\phi$  a  $+\phi$ .

 ${\rm V}$ [3] materiálové vlastnosti pr<br/>stenca sú odvodené. Nehomogenita pr<br/>stenca je tu uvažovaná ako meniaci sa Youngov modul pružnosti v smere vlákna

$$E_L(r) = \frac{0.3E_L(r_0)}{1 - 0.7r/r_0},\tag{1}$$

kde  $r_0$  je vonkajší polomer disku. V modeli uvažujeme, že okolitá látka je izotropný materiál a mení sa Youngov modul pružnosti kolagénových vlákien, ktoré boli domodelované, pre materiálové vlastnosti pozri [16, 18]. Vonkajšie vlákna sú priamo pripojené na vonkajší rám stavcovej kosti a vnútorné vlákna vchádzajú do chrupkovitej doštičky, tvoriac spojitý obal okolo jadra. Vonkajšie lamely sú vzájomne prepojené s prednými a zadnými pozdĺžnymi väzmi. [16]

#### 2.1.2 Jadro platničky

Vo východiskovom modeli je jadro medzistavcovej platničky modelované ako skoro nestlačitelná kvapalina s Youngovým modulom pružnosti 1 MPa a Poissonovým číslom 0.499. Zdravé jadro medzistavcovej platničky je nestlačiteľné, približne guľovitého tvaru, ktoré vytvára tlak vo všetkých smeroch rovnako. V modeli, z ktorého vychádzame je jadro modelované objemovým elementom, ktorý neumožňuje modelovanie nestlačiteľnej kvapaliny. Ako náhrada objemového elementu bol vybraný element fluid. Tento prvok je zvlášť vhodný pre výpočet hydrostatických tlakov a kvapalina / pevná látka interakcií. Fluid prvok je definovaný ôsmymi uzlami, ktoré majú tri stupne voľnosti na každom uzle: premiestnenia do uzlových smerov x, y, a z.

#### 2.1.3 Chrupkovitá doštička

Predmetom skúmania bol aj vplyv medzistavcovej platničky na podstavu tela stavca. Hlavným cieľom bolo porovnanie vplyvu anatomického zakrivenia kortikálnej doštičky na podstave tela stavca a prítomnosť chrupkovitej doštičky na rozmiestnenie napätia v podstave tela stavca. V pôvodnom modeli chrupkovitá doštička chýba a podstava tela stavca nie je ohnutá. Veľmi presná geometria a analýza rozmiestnenia napätí na spoji medzi platničkou a stavcom hrá dôležitú úlohu pri tvorbe umelých náhrad medzistavcových platničiek. Do modelu bola pridaná táto chrupkovitá časť platničky a tiež bolo vytvorené prehĺbenie podtavy tela stavca.

V [9] bola spravená analýza geometrie kortikálnej doštičky na podstave tela stavca. Výskum ukázal, že najväčšie prehĺbenie podstavy tela stavca sa nachádza v strednej alebo zadnej oblasti bočného a predného rezu tela stavca.

### 2.2 Stavec

Najviac zmien v modelovaní stavca nastalo v zmene typu elementu na tele stavca. V modeli, z ktorého práca vychádza bola kortikálna kosť na tele stavca skoro 4mm hrubá avšak v skutočnosti to má byť veľmi pevná približne 1mm tenká škrupina, ktorá len obaľuje a chráni špongióznu kosť. Príliš hrubá a tuhá kosť môže spôsobovať problémy vo vydúvaní jadra do stavca pri zatlačení.

Objemový element je definovaný 8 uzlami a má tri stupne voľnosti v každom uzle: premiestnenia v uzlových smeroch x, y a z. Nevýhoda tohto elementu je, že analýza nevie dostatočne zachytiť ohybové správanie sa elementu s jednou vrstvou elementov. Toto sa prejavilo na mieste, kde sa platnička napája na stavec. Keď je jadro platničky stlačené stavcom, začína sa vydúvať smerom do vnútra tela stavca a pružný prstenec ustupuje do strán. Chrupkovitá doštička a kortikálna doštička sa začnú ohýbať. Tento jav v prípade použitia jednej vrstvy objemových elementov v pôvodnom modeli nenastal.

Škrupinový element má oboje aj ohybové aj membránové vlastnosti. Element má šesť stupňov voľnosti v každom uzle: premiestnenia v uzlových x, y a z smeroch a rotácie okolo uzlových x, y a z osí.

#### 2.3 Väzy

Úlohou väzov v ľudskej chrbtici je udržiavať jej stabilitu a zároveň ju chrániť. Do modelu bolo pridaných šesť typov väzov: žlté (v tabuľke LF), predný pozdĺžny (v tabuľke ALL), zadný pozdĺžny (v tabuľke PLL), medzitŕňové (v tabuľke ISL), supraspinálne (v tabuľke SSL) a medzipriečne (v tabuľke ITL). Siedmy typ väzov facet capsular nie je zahrnutý. Každý z týchto väzov sa aktivuje rôzne podľa pohybu. Sú modelované ako nelineárne elementy t.j. zaberajú iba v ťahu. Materiálové vlastnosti sú zhrnuté v tabuľke 1.

### 2.4 Rebrá

Pre budúcu analýzu vplyvu patologického zakrivenia chrbtice (napr. skolióza) na hrudný kôš a možnosť reálnejšie zadať zaťaženie boli modelované aj rebrá.

Rebro sa pripája ku stavcu v dvoch bodoch: na tele stavca a na bočnom výbežku.Práve tu nastal problém pri konečno-prvkovom modelovaní, ako zadefinovať napojenie rebra na stavec. Do akej miery je rebro prichytené k stavcu, je to pevný spoj alebo je to kĺb, ktorý má určitú voľnosť? Rebro je zatiaľ v konečno-prvkovom modeli prichytené na tele stavca a bočnom výbežku pomocou *couplings*, kde sú zadefinované všetky stupne voľnosti. Taktiež je potrebné určiť rozmiestnenie záťaže na hrudnom koši, ktorá bude pôsobiť na chrbticu. Vyžaduje si to hlbšie porozumenie biomechaniky chrbtice a hrudného koša. Takže do budúcnosti je pripravený model hrudného koša, ktorý po presnejšom zadefinovaní vzťahu s chrbticou, by sa dal využiť na analýzu vplyvu chorobného zakrivenia chrbtice na deformáciu hrudného koša a následne vnútorných orgánov alebo na rôzne iné záťažové skúšky.

### 2.5 Vplyv jemnosti konečno-prvkovej siete na napätia

Predmetom skúmania je aj vplyv zmeny zahustenia konečno-prvkovej siete na presnosť výpočtu a rozmiestnenia napätí na spoji medzi platničkou a stavcom. V pôvodnom modeli príliš riedka sieť, na niektorých miestach nevie dostatočne zachytiť všetky javy. Kvôli možnosti zmeny zahustenia konečno-prvkovej siete sa musel zmeniť spôsob vytvárania konečno-prvkového modelu.

V pôvodnom modeli sa konečno-prvková sieť tvorí priamo t.j. vytvoria sa uzly a z tých sa vytvoria elementy, ktorým sú priradené materiálové vlastnosti. Na zmenu zahustenia siete týmto spôsobom by sa muselo navrhnúť vždy nové rozmiestnenie uzlov, podľa toho akú hustotu siete potrebujeme. Preto sa vytváranie konečno-prvkového modelu zmenilo na nepriame t.j. vytvoria sa najprv body, z nich objemy, plochy a čiary. Týmto geometrickým prvkom sú priradené materiálové vlastnosti a následne sú potom rozdelené na konečné prvky, kde veľkosť prvku alebo počet dielikov môže byť zmenená podľa užívateľa. Tento spôsob vytvárania konečno-prvkového modelu sa však predĺžil o čas potrebný na vytvorenie geometrického modelu a následného rozdelenia na konečné prvky.

V závislosti predmetu skúmania (pohybový segment - potrebná jemnejšia sieť na analýzu interakcií platnička/stavec, celá chrbtica - nie je potreba veľmi jemnej siete na skúmanie vplyvu zakrivenia na napätia atď.) si užívateľ môže zvoliť veľkosť elementov alebo počet elementov, na ktoré sa objem, plocha alebo čiara rozdelí.

Sieť bodov, z ktorých sa vytvárajú objemy, ktoré tvoria telo stavca a platničku je na začiatku navrhnutá tak, aby sa v sieti po rozdelení na konečné prvky nenachádzali degenerované 6-uzlové hranoly, ktoré spôsobovali nepresnosť riešenia na spoji platnička/stavec.

### 2.6 Výsledný MKP model

V nasledujúcej tabuľke Tab. 1 sú zhrnuté materiálové vlastnosti komponentov chrbtice použité v modeli. Oproti pôvodnému modelu pribudli tri nové materiály: fibrily, chrupkovitá doštička a väzy. Nastali zmeny v type elementu pri jadre platničky a kortikálnej kosti. Na obrázkoch 3 a 2 sú vyobrazené konečno-prvkové elementy, ktoré tvoria jednotlivé komponenty chrbtice.

Pružný prstenec, chrupkovitá doštička, špongiózna kosť sú modelované 8uzlovými objemovými elementami, jadro 8-uzlovovým fluid elementom, pedikle 8 a 6-uzlovými objemovými elementami. Kortikálna kosť 4-uzlovými škrupinovými a výbežky 4 a 3-uzlovými škrupinovými elementami. Fibrily, väzy a svaly sú modelované 3D líniovými elementami zaberajúcimi iba v ťahu. Rebrá sú modelované nosníkovým elementom.

	Typ elementu-pôvodný	Typ elementu-nový	Youngov modul [MPa]	Poissonova konštanta [-]
pružný prstenec-okolitá látka	objemový	objemový	10	0.4
pružný prstenec-fibrily	-	3D líniový - iba ťah	$rac{360/385/420/}{440/495/550}$	0.4
jadro	objemový	nestlačitelná kvapalina	1	0.499
chrup. doštička	-	objemový	24	0.4
kortikálna kosť	objemový	škrupina	12 000	0.3
špongiózna kosť	objemový	objemový	100	0.3
svaly	3D líniový - ib a ťah	3D líniový - iba ťah	20	0.4
výbežky	škrupina	škrupina	12 000	0.3
pedikle	objemový	objemový	12 000	0.3
väzy- ALL,PLL,LF, ITL,ISL,SSL	-	3D líniový - iba ťah	$\frac{20/20/19.5/}{58.7/11.6/15}$	-

Tabuľka 1: Tabuľka typov elementov pre jednotlivé materiály, materiál<br/>ové vlastnosti $% \mathcal{A}^{(n)}$ 



Obr. 1: Fibrily v pružnom prstenci.



Obr. 2: Prierez medzistavcovou platničkou.



Obr. 3: Konečno-prvkové komponenty stavca.



Obr. 4: Konečno-prvkový model chrbtice s rebrami.



Obr. 5: Prierez výsledným modelom so zmenami a jemnou sieťou.



Obr. 6: Prierez pôvodným modelom.

## 3 Výpočty

### 3.1 Nelineárna statická analýza

Na analýzu je použitý nelineárny statický výpočet. Svaly, väzy a fibrily v prstenci zaberejú iba ťahu. Použitím lineárneho výpočtu by tieto prvky príliš tuhé. V týchto prvkoch pri nelineárnom výpočte nesmú vznikať záporné napätia.

### 3.2 Zaťaženia a okrajové podmienky

Výpočtový model chrbtice tvorí päť driekových stavcov a dvanásť hrudných, ďalej šestnásť platničiek medzi stavcami a jedna na spodnej podstave najnižšieho driekového stavca, kde je model uchytený. Jednotlivé stavce sú prepojené pomocou svalov a väzov cez zadné výbežky a medzistavcovými platničkami cez telo stavca.

Všetky výpočty boli urobené s hmotnosťou 60 kilového pacienta (t.j. s vlastnou tiažou 600N), ktorého röntgenové snímky máme k dispozícii. Na základe snímok bol vytvorený model spomenutý vyššie. Priemerné rozmiestnenie váhy tela je nasledovné: 47% trup a krk, 12% ruky, 7% hlava, 34% nohy [11]. Po proporcionálnych prepočtoch je 39,3 kg časť tela bez nôh, z toho 25,5 kg je váha hornej polovice trupu, rúk, hlavy a krku. Na hornú podstavu najvyššieho hrudného stavca je zadaná tiaž hmotnosti hlavy a krku.

Na hrudných stavcoch, v mieste kde sa napája rebro na telo stavca a stavcový výbežok je zadaná tiaž polovice hmotnosti trupu a hmotnosti rúk, Obr. 8 (a),(b). Pre jeden stavec je hmotnosť predelená dvanástimi a pre jedno rebro je táto tiaž

rozdelená ešte na polovicu. Na obrázku 7 sú zobrazené miesta, kde sú zadané sily na jednom stavci pre jedno rebro.

Chrbtica je na prvej platničke prichytená ku kostrči, resp panve a väzbovo je to ako tuhý prvok, čo znamená, že boli odobrané všetky stupne voľnosti t.j. fixované premiestnenia a rotácie v jednotlivých smeroch. Taktiež väzy a svaly sú uchytené na podložku reprezentujúcu panvu. Tieto okrajové podmienky zodpovedajú prichyteniu väzov a svalov ku kostrči resp. panvu, pozri Obr. 8(c).



Obr. 7: Zadané sily na jednom stavci.



Obr. 8: Okrajové podmienky. (a) Predná projekcia, (b) bočná projekcia), (c) konečno-prvkový model.

### 3.3 Analýza výsledného modelu

Výsledný model získaný úpravami opísanými v kapitole 2 sme podrobili nelineárnej statickej analýze s vlastnou tiažou.

Pre lepšie demonštráciu miest s najväčšími hodnotami ekvivalentných napätí na tele stavca v celej modelovanej chrbtici, zadné výbežky nie sú zobrazené. Ekvivalentné napätie

$$\sigma' = \frac{1}{\sqrt{2}} [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]^{\frac{1}{2}}$$

je rovnomerne rozmiestnené pozdĺž skoro celej modelovanej chrbtice v zadnej časti tela stavca v mieste, kde sa napájajú pedikle Obr. 9 a 10. Toto napätie určuje kedy dochádza trvalým k zmenám vnútornej štruktúry materiálu. Porovnanie týchto napätí s medznými napätiami je v tabuľke 2. Najväčšie hodnoty napätia však pozorujeme na driekovej chrbtici. Práve táto oblasť chrbtice musí odolávať najväčšej záťaži pri zaťažení osovým tlakom a v tejto oblasti dochádza k najčastejším ochoreniam chrbtice.



Obr. 9: Ekvivalentné von Missesove napätia v špongióznej kosti na výslednom modeli.



Obr. 10: Ekvivalentné von Missesove napätia v kortikálnej kosti na výslednom modeli.

	max. napätie	medzné napätie
	[MPa]	[MPa]
kortikálna kosť	54.1	150
špongiónza kosť	0.86	2

Tabuľka 2: Porovnanie maximálnych napätí s medznými hodnotami napätí pre zlyhanie kosti.

Na obrázku 11 vidíme, že najväčšie ekvivalentné napätia na platničke, ktorá sa nachádza v najviac namáhanej oblasti chrbtice sú v miestach, kde sa pružný prstenec pripája k telu stavca. Aj z biologického hľadiska môže v týchto miestach dôjsť k odtrhnutiu platničky pri nejakom traumatickom zážitku chrbtice.

Svaly väzy a fibrily sú efektívne iba počas ťahu. Na obrázku 12(a) vidíme, že najaktívnejšie sú svaly v dolnej a hornej časti chrbtice. Z väzov sú aktívne iba predné pozdĺžne väzy na platničkách obrázok 12(b). Fibrily v platničkách sú aktívne hlavne v driekovej časti chrbtice 12(c).



Obr. 11: Ekvivalentné von Missesove napätia v platničke medzi stavcami L3 a L4 na výslednom modeli.



Obr. 12: (a) Sily v svaloch. (b) Sily vo väzoch. (c) Sily vo fibrilách medzistavcovej platničky.

## 4 Záver

Cieľom tejto práce bolo vytvoriť mechanický model ľudskej chr<br/>btice. Aby bol model, čo najpresnejší z hľadiska anatómie a biomechaniky, bolo potrebné naštudovať informácie o každom komponente, ktorý bol modelovaný. Štúdiou sa

prišlo na to, že v modeli, z ktorého práca vychádza, niektoré komponenty chrbtice chýbajú. Domodelovali sa väzy, ktoré zohrávajú dôležitú úlohu pri stabilizácii chrbtice. Druhým dôležitým pridaným prvkom je chrupkovitá doštička, ktorá sa nachádza medzi platničkou a telom stavca. Táto doštička zohráva dôležitú rolu z hľadiska mechaniky pri tlmení nárazov počas namáhania platničky.

Taktiež sa pristúpilo k zmenám z hľadiska tvaru tela stavca, tak aby čo najpresnejšie kopíroval skutočný tvar. Vytvorilo sa prehĺbenie na podstave tela stavca a v tomto prehĺbení sa umiestnila chrupkovitá doštička. Týmto prehĺbením a pridaním chrupkovitej vrstvy sa napätie na styku platnička/stavec znížilo. V prírode sa všetko snaží zachovať čo najmenšiu plochu, energiu alebo stav napätosti. Takže vytvorením klenby na podstave tela stavca sme dosiahli to, že jadro už príliš netlačí na podstavy stavcov a pružný prstenec.

K zníženiu napätí na styku platnička/stavec prispela aj zmena elementu, ktorý modeloval kortikálnu kosť. Namiesto objemového elementu je použitý škrupinový element. Takže pri stláčaní platničky stavcom sa táto škrupina ohne a umožňuje jadru sa vydúvať do vnútra tela stavca a zároveň táto kortikálna škrupina na bokoch tela stavca nie je tak namáhaná. Boky tela stavca majú tiež svoje anatomické zakrivenie, takže sa vedia ohýbať. Táto kortikálna doštička na podstave tela stavca je namáhaná tlakom od jadra, čo zodpovedá skutočnosti, že nestlačiteľné jadro má vyvíjať tlak vo všetkých smeroch rovnako, tlačí na spodku a vrchu na doštičky a po bokoch na pružný prstenec. Tento jav však použitím objemového elementu nebolo možné zachytiť a stavec bol platničkou namáhaný aj ťahom. Úlohou kortikálnej kosti je hlavne chrániť mäkšie tkanivo špongióznej kosti, ktoré by malo pôsobiť ako tlmič a absorbovať napätie od jadra. Použitím škrupinového elementu sa využila vlastnosť špongióznej kosti ako tlmiča napätí a kortikálnej kosti ako ochrany.

Analýzou celej chrbtice skúmaním ekvivalentných von Missesových napätí sa odhalili najviac namáhané miesta chrbtici. Práve drieková časť chrbtice je namáhaná najviac, čo zodpovedá aj skutočnosti, že najväčšej záťaži musí odolávať práve táto časť chrbtice. Najväčšie napätia na platničke odhalili, že najviac je namáhaná časť, kde sa pružný prstenec pripája k telu stavca. Sily vo svaloch, väzoch a fibrilách ukázali, že najviac aktívne sú v oblasti driekovej chrbtice.

Tento konečno-prvkový model by sa dal využiť aj na skúmanie rôznych zakrivení chrbtice. Pri vytváraní tohto modelu bol k dispozícii aj softvér, ktorý vytvára 3D geometriu z 2D röntgenových snímok. Táto geometria je potom vstupným parametrom pre makro, ktoré vytvára konečno-prvkový model. Avšak napríklad pri skoliotickom zakrivení môžu byť stavce a platničky rôzne deformované, čo môže spôsobovať prílišnú degeneráciu konečných prvkov, s čím môže mať konečno-prvkový softvér problém pri nelineárnom výpočte. Vytvorené makrá však umožňujú aj nastavenie siete, keďže model sa z nameraných hodnôt najprv vytvára pomocou geometrických prvkov: body, čiary, plochy a objemy a až následne je rozdelený na konečné prvky. Takže možnosť nastaviť jemnosť siete zabezpečí, že

členitejšie tvary budú, čo najpresnejšie aproximované konečnými prvkami.

Analýzu skoliotickej chr<br/>btice vzhľadom na časovú náročnosť vytvorenia modelu a nelineárneho výpoč<br/>tu, sme neuskutočnili. Mohla by to byť zaujímavá téma na ďalší výskum.

Model chrbtice s rebrami si vyžaduje ešte presnejšie vymodelovanie hrudnej kosti jej a napojenia na rebrá. Taktiež by bolo vhodné presnejšie domodelovať a lepšie preskúmať svaly medzi rebrami a zadefinovať mäkké tkanivá brušnej dutiny. Výpočet sa podarilo uskutočniť s vlastnou tiažou. Zaujímavé by mohli byť aj výpočty, kde budú sily zadávané na hrudný kôš, čo si však vyžaduje ďalšie skúmanie vzťahu hrudný kôš/chrbtica.

Celkovo sa však podarilo vytvoriť mechanický model chrbtice, ktorý obsahuje všetky komponenty. Z hľadiska materiálových vlastností boli vybrané z množstva preštudovanej literatúry tie, ktoré sa najviac približujú biologickej štruktúre daného komponentu.

Bola upravená geometria stavca a platničky, tak aby sa čo najviac približovali anatomickému tvaru. Zmenou typu elementu jadra a kortikálnej kosti a tiež spôsobu vytvárania konečno-prvkovej siete, sa dosiahli presnejšie a reálnejšie riešenia napätí na spoji platnička/stavec. Výberom vhodných elementov sa podarilo priblížiť biologickým vlastnostiam daných komponentov.

## Literatúra

- AUBERT B., VERGARI C., ILHARREBORDE B., COURVOISIER A. SKALLI W., 3D reconstraction of rib cage geometry from biplanar radiographs using a statistical parametric model approach, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Vision, 2014,, DOI:110.1080/21681163.2014.913990
- [2] AYTURK U. M., PUTTLITZ CH. M., Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2011, Vol. 14, No. 8, pp. 695-705, DOI:10.1080/10255842.2010.493517
- [3] BELYTSCHO T., KULAK R.F., SCHULTZ A.B., Finite element analysis of an intervertebral disc, J. Biomech., 1974, Vol. 7, pp. 277-285
- [4] BEN-HATIRA F. ET AL., A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord, J. Biomedical Science and Engineering, 2012, Vol. 5, pp. 146-152
- [5] DELORME S., ET AL., Assessment of the 3D reconstruction and highresolution geometrical modelling og the human skeletal trunk from 2D radiographic images, IEEE Transactions on Biomed. Eng., 2003, Vol. 50, No. 8 pp. 989-998

- [6] DELUCA J.F., ET AL., Human cartilage endplate permeability varies with degeneration and intervertebral disc site, J. Biomech., 2016, Vol. 49, pp. 550-557
- DIVYA V., ANBURAJAN M., Finite element analysis of human lumbar spine, In ICECT 2011, Kanyakumari, India, 8-10 April 2011, Vol. 3, Hong Kong: IEEE, 2011, pp. 350-354, ISBN 978-1-4244-8677-9
- [8] GOEL V. K., KIAPOUR A., FAIZAN A., KRISHNA M., FRIESEM T., Finite element study of matched paired posterior disc implant and dynamic stabilizer(360° motion preservation system), SAS Journal, 2007, Vol. 1, No. 1, pp. 55-61
- [9] VAN DER HOUWEN, E. B, BARON, P., VELDHUIZEN, A. G., BURGERHOF, J. G. M, VAN OOIJEN, P. M. A., VERKERKE, G.J., Geometry of the intervertebral volume and vertebral endplates of the human spine, Anal. Biomech. Eng., 2010, Vol. 38, No. 1, pp. 33-40
- [10] HUMBERT L., DE GUISE J.A., AUBERT B., GODBOUT B., SKALLI W., 3D reconstruction of the spine from biplanar X-ray using paramatric model based on transversal and longitudinal inferences, Med. Eng. and Physics, 2008, Vol. 31, pp. 681-687
- [11] http://menshealth.about.com/od/lifestyle/a/vital stats.htm
- [12] http://www.spineuniverse.com/conditions
- [13] MATHEMATICAL MODELING OF THE HUMAN CERVICAL SPINE: A SURVEY OF THE LITERATURE, de Jager, Marko, IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, pp. 213-227, 1993
- [14] JOLIVET E., SANDOZ B., LAPONTE S., MITTON D., SKALLI W., Fast 3D reconstruction of rib cage from biplanar radiographs, Med. Biol. Eng. Comput., 2010, Vol. 48, pp. 821-828
- [15] KULAK R. F., BELYTSCHO T. B., SCHLUTZ A. B., GALANTE J. O., Nonlinear behavior of the human intervertebral dics under axial load, J. Biomech., 1976, Vol. 9, pp. 377-386
- [16] KURUTZ M., Finite Element Modelling of Human Spine, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.), InTech, 2010, pp. 209-236., ISBN: 978-953-307-123-7, Avaliable from: http://www.intechopen.com/books/finiteelement-analysis/finite-element-modelling-of-human-lumbar-spine-
- [17] KURUTZ M., OROSZVÁRY L., Finite Element Modeling and Simulation of Healthy and Degenerated Human Lumbar Spine, Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments, David

Moratal (Ed.), InTech, 2012, pp. 193-216., ISBN: 978-953-51-0474-2, Avaliable from: http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysisfrom-biomedical-applications-to-industrial-developments/finite-elementmodeling-and-simulation-of-healthy-and-degenerated-human-lumbar-spine

- [18] LAN, CH-CH. AND KUO, CH-S. AND CHEN, CH-H. AND HU, H-T., Finite element analysis of biomechanics behavior of whole thoraco-lumbar spine with ligamnetous effect, The Changhua Journal of Medicine, 2013, Vol. 11, pp.26-41
- [19] LITTLE, ET AL., An FE investigation simulating intraoperative corrective forces applied to correct scoliosis deformity, Scoliosis, 2013, Vol. 8, No. 9
- [20] LODYGOWSKI T., KAKOL W., WIERSZYCKI M., Three-dimensional nonlinear finite element modele of the human lumbar segment, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2015, Vol. 7, No.2
- [21] MAUREL, N. AND LAVASTE, F. AND SKALLI, W., A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine, study of the influence of the posterior articular facets, Journal of Biomechanics, 1997, Vol. 30, No. 9, pp. 921 - 931
- [22] MCNALLY, D.S AND ARRIDGE, R.G.C, An analytical model of intervertebral disc mechanics, Journal of biomechanics, 1995, Vol. 28, No. 1, pp.53-68, Elsevier
- [23] NATALI A.N., A hyperelastic and almost incompressible material model as an approach to intervertebral disc analysis, J. Biomed. Eng., 1991, Vol. 13, pp. 163-168
- [24] OXLAND T.R., Fundamental biomechanics of the spine What we have learned in the past 25 years and future directions, J. Biomech., 2016, Vol. 49, pp. 817-832
- [25] PANJABI M.M., GOEL V., OXLAND T., TAKATA K., DURANCEAU J., KRAG M., PRICE M., Human Lumbar Vertebrae - quantitative threedimensional anatomy, Spine, 1992, Vol. 17, No. 3, pp. 299-306
- [26] PANJABI M.M., OXLAND T., TAKATA K., GOEL V., DURANCEAU J., KRAG M., Articular facets of the human spine - quantitative threedimensional anatomy, Spine, 1993, Vol. 18, No. 10, pp. 1298-1310
- [27] PANJABI M.M., OXLAND T., TAKATA K., GOEL V., DURANCEAU J., Cervical human vertebrae - quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions, Spine, 1991, Vol. 16, No. 8, pp. 861-869

- [28] PANJABI M.M., TAKATA K., GOEL V., FEDERICO D., OXLAND T., DU-RANCEAU J., KRAG M., Thoracic human vertebrae - quantitative threedimensional anatomy, Spine, 1991, Vol. 16, No. 8, pp. 888-901
- [29] PEZOWICZ, C., Analysis of selected mechanical properties of intervertebral disc annulus fierosus in macro and microscopic scale, Journal of Theoretical and Applied Mechanics, Vol. 48, No. 4, 2010, http://iwww.ptmts.org.pl/jtam/index.php/jtam/article/view/v48n4p917
- [30] SOKOL M., VELÍSKOVÁ P., REHÁK Ľ., ŽABKA M., Three dimensional mechanical model of human spine and its versatility of use, Slovak J. of Civil Eng., 2014, Vol. 22, No. 1, pp. 37-42. ISSN 1210-3896
- [31] WHITE A.A., PANJABI M. M., Clinical Biomechanics of the Spine, Lippicott Williams and Wilkins, Philadelphia, etc., 1990

## Zoznam článkov

- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária SOKOL*, *Milan VELÍSKOVÁ*, *Petra*. Assessment of dynamic effects on spine due to different dynamic loading or various seating position in a car. In Vibroengineering PROCEDIA : papers presented at the 32nd International Conference on Vibroengineering. Brno, Czech Republic, 22-24 May, 2018. Vol. 18, (2018), s. 164-169. ISSN 2345-0533.
- TJEŠŠOVÁ, Mária. The analysis of the motion segment with the different modifications of the vertebral body base. In Advances in architectural, civil and environmental engineering [elektronický zdroj] : 25rd Annual PhD Student Conference on Architecture and Construction Engineering, Building Materials, Structural Engineering, Water and Environmental Engineering, Transportation Engineering, Surveying, Geodesy, and Applied Mathematics. Bratislava, SR, 28. 10. 2015. 1. vyd. Bratislava : Slovenská technická univerzita v Bratislave, 2015, CD-ROM, s. 77-84. ISBN 978-80-227-4514-7.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária MINÁROVÁ*, *Mária*. Precising of the vertebral body geometry by using Bézier curves. In ALGORITMY 2016 : 20th Conference on Scientific Computing. Proceedings of contributed papers and posters. Podbanské, SR, 13. 18. 3. 2016. 1. vyd. Bratislava : Slovak University of Technology, Faculty of Civil Engineering, 2016, S. 55-61. ISBN 978-80-227-4544-4.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária*. Konečno-prvkové modelovanie pohybového segmentu ľudskej chrbtice. In Advances in Architectural, Civil and Environmental Engineering [elektronický zdroj] : 26th Annual PhD Student Conference on Architecture and Construction Engineering, Building Materials, Structural

Engineering, Water and Environmental Engineering, Transportation Engineering, Surveying, Geodesy, and Applied Mathematics. 26. October 2016, Bratislava. 1. vyd. Bratislava : Slovenská technická univerzita v Bratislave, 2016, CD-ROM, s. 72-78. ISBN 978-80-227-4645-8.

- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária*. Simulácia medzistavcovej platničky s použitím konečného prvku fluid pre uzavreté objemové oblasti na opísanie nestlačiteľného jadra. In Advances in Architectural, Civil and Environmental Engineering [elektronický zdroj] : 27th Annual PhD Student Conference on Applied Mathematics, Applied Mechanics, Geodesy and Cartography, Landscaping, Building Technology, Theory and Structures of Buildings, Theory and Structures of Civil Engineering Works, Theory and Environmental Technology of Buildings, Water Resources Engineering. 25. October 2017, Bratislava, Slovakia. 1. vyd. Bratislava : Spektrum STU, 2017, CD-ROM, s. 72-77. ISBN 978-80-227-4751-6.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária*. The Influence of the Vertebral Body Shape to the Mechanical Response of the Motion Segment. In ISCAMI 2015 : book of abstracts. Kočovce, SR, 23. 26. 4. 2015. 1. vyd. Bratislava : Slovenská technická univerzita v Bratislave, 2015, S. 44. ISBN 978-80-227-4350-1.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária*. Mechanický model chrbtice človeka. In 47. konferencia slovenských matematikov : zborník. Jasná pod Chopkom, SR, 26. 29. 11. 2015. 1. vyd. Žilina : EDIS, 2015, S. 35. ISBN 978-80-554-1135-4.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária SOKOL*, *Milan*. Tvorba 3D geometrického modelu lumbálneho stavca z 2D snímok. In 48. konferencia slovenských matematikov : zborník abstraktov. Jasná pod Chopkom, SR, 24. 27. 11. 2016. 1. vyd. Žilina : EDIS, 2016, S. 38. ISBN 978-80-554-1279-5.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária SOKOL*, *Milan*. Finite element modelling of the human spine. In Equadiff 2017 : book of abstracts. July 24-28, 2017, Bratislava, Slovakia. 1. vyd. Bratislava : Spektrum STU, 2017, S. 449. ISBN 978-80-227-4710-3.
- *TJEŠŠOVÁ*, *Mária SOKOL*, *Milan*. Influence of spine geometry to the stress distribution. In Czech-Japanese-Polish Seminar in Applied Mathematics 2016 : abstracts. Kraków, Poland, September 5 9, 2016. Kraków : AGH University of Science and Technology, 2016, S. 20.
- *MINÁROVÁ*, *Mária TJEŠŠOVÁ*, *Mária*. Influence of the body geometry of the human vertebra to its mechanical behaviour under the specific load. In 2nd Slovak-Japan Conference on Applied Mathematics. SJCAM 2014 [abstracts. Radzovce Obručná, SR, 14. 18. 9. 2014]. 1. vyd. Bratislava : Union of Slovak Mathematicians and Physicists, section Bratislava 1, 2014, S. 23.