

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií

Studijní program: B2612 – Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: 1802R022– Informatika a logistika

**Model náhrady meziobratlové ploténky
kostním štěpem v různých polohách**

**The model of the replacement of the
intervertebral disc by a bone graft in different
positions**

Bakalářská práce

Autor: **Stanislav Petrásek**

Vedoucí práce: Ing. Josef Novák, Ph.D.

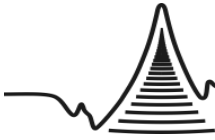
Konzultant: Ing. Tomáš Souček

Počet stran textu.....63

Počet obrázků.....26

V Liberci 26. 5. 2009







Prohlášení

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

Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé bakalářské práce a prohlašuji, že **s o u h l a s í m** s případným užitím mé bakalářské práce (prodej, zapůjčení apod.).

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

Bakalářskou práci jsem vypracoval(a) samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum: 26.5.2009

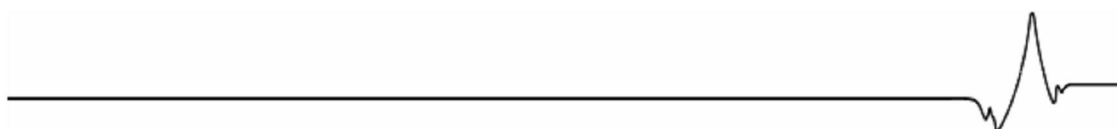
Podpis:



Poděkování

Chtěl bych poděkovat vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Josefu Novákovi, Ph.D za odborné vedení a cenné rady získané během tvorby této práce. Dále mé díky patří Ing. Tomášovi Součkovi za skvělou spolupráci během přípravy modelu a panu MUDr. Pavlovi Barsovi za cennou konzultaci.

Obrovský dík též patří mým rodičům za jejich morální, ale i finanční podporu během celého studia.





Abstrakt

V této bakalářské práci byl řešen problém z oblasti biomechaniky a počítačového modelování. V softwaru Catia byly vytvořeny dva modely náhrad meziobratlových plotének kostním štěpem. První výsledný model byl tvořen obratlem C3 vychýleným o $+8^\circ$ od obratle C4 a příslušným kostním štěpem. Druhý výsledný model byl tvořen obratlem C3 vychýleným o -8° od obratle C4 a taktéž k modelu příslušným kostním štěpem. Pomocí metody konečných prvků a vhodným zvolením okrajových podmínek bylo na modelech simulováno zatížení ve středním anatomickém postavení páteře.

Na připravených modelech se provedly deformačně napěťové analýzy. Výsledkem analýz bylo rozložení ekvivalentního napětí a celkových posunů v modelech. Výsledky zátěžových analýz byly sledovány hlavně v oblasti náhrady meziobratlové ploténky kostním štěpem a to přesně v místech srůstu s obratli. Právě v těchto lokalitách totiž většinou dochází k největší remodelaci kostní tkáně.

Klíčová slova:

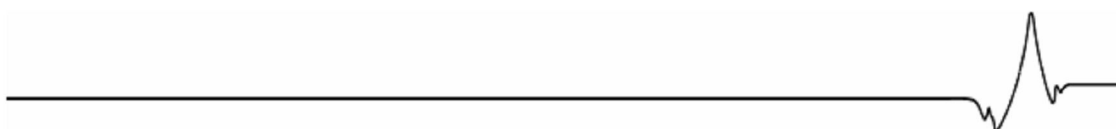
Biomechanika

Krční páteř

Kostní štěp

Metoda konečných prvků (MKP)

Deformačně napěťová analýza





Abstract

In this bachelor's assignment the problem from the field of biomechanics and computer modeling has been solved. In Catia software models of the replacement of intervertebral discs by a bone graft were created. First resulting model has been created by C3 vertebra with $+8^\circ$ deflection of C4 vertebra by appropriate bone graft. Second resulting model has been created by C3 vertebra with -8° deflection of C4 vertebra and similarly by appropriate bone graft to the model. Through the use of finite element method and well taken marginal options has been simulated load in a central anatomic position of spine on models.

Strain and stress analysis was performed on the adjusted model. Results of analysis were the distribution of mechanical stress and overall strain in models. Results of the strain and stress analysis were observed mainly in the area of the graft, exactly at the spot of the vertebra confluence. Just right in these locations the biggest bone remodeling occurs.

Keywords:

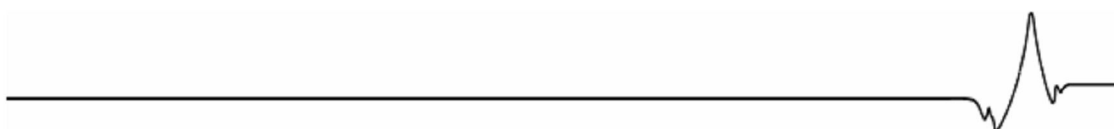
Biomechanics

Cervical spine

Bone graft

Finite element method (FEM)

Strain and stress analysis



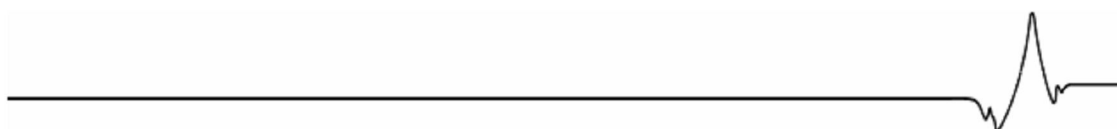


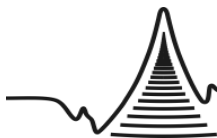
Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ.....	9
ÚVOD	10
TEORETICKÁ ČÁST	11
1 PÁTEŘ.....	11
1.1 PÁTEŘ - OBECNĚ.....	11
1.2 KINEZIOLOGIE PÁTEŘE.....	13
1.2.1 Nosná komponenta.....	13
1.2.2 Hydrodynamická komponenta.....	15
1.2.3 Kinetická a aktivně fixační komponenta.....	18
1.3 ÚRAZY PÁTEŘE.....	19
1.3.1 Klinické formy poranění obratlů.....	21
1.4 DEGENERATIVNÍ ONEMOCNĚNÍ PÁTEŘE.....	22
1.5 OPERACE KRČNÍ PÁTEŘE.....	24
1.5.1 Náhrady meziobratlové ploténky.....	24
1.5.2 Přední přístup.....	26
2 METODA KONEČNÝCH PRVKŮ.....	27
2.1 HISTORIE MKP.....	28
2.2 SOUČASNÝ STAV MKP.....	29
2.2.1 Systémy pro výpočtáře-specialistu.....	29
2.2.2 Systémy pro vývojáře, zabývajícího se výpočty.....	29
2.2.3 Systémy pro přímou výpočetní podporu konstruktéra.....	30
2.3 ZÁKLADY MKP.....	30
2.4 PROSTŘEDÍ PRO MKP VÝPOČTY A UŽIVATEL SYSTÉMU.....	31
2.5 FÁZE VÝPOČTU MKP.....	31
2.5.1 Definice problému, fyzikální model a typ úlohy.....	31
2.5.2 Vytvoření geometrického modelu.....	32
2.5.3 Atributy úlohy.....	32
2.5.4 Zatížení a okrajová podmínka.....	33
2.5.5 Vygenerování sítě.....	34
2.5.6 Vlastní výpočet.....	35
2.5.7 Variantní výpočty.....	35
2.5.8 Vyhodnocení vypočtených hodnot.....	36
2.5.9 Animace.....	36
2.5.10 Reakce.....	37
2.6 AUTOMATICKÁ DOKUMENTACE.....	37
2.7 PŘESNOST ŘEŠENÍ.....	37
PRAKTICKÁ ČÁST.....	39



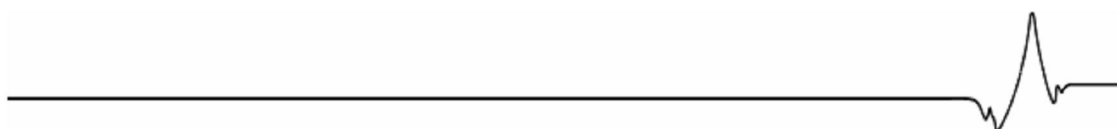
3	PŘÍPRAVA MODELU	39
3.1	ÚPRAVY V PROGRAMU CATIA	39
3.1.1	<i>Napozicování obratlů</i>	39
3.1.2	<i>Vytvoření geometrie náhrady meziobratlové ploténky kostním štěpem</i>	40
3.1.3	<i>Vytvoření srůstu kloubních plošek</i>	40
3.1.4	<i>Vytvoření souřadného systému</i>	40
3.1.5	<i>Oříznutí</i>	41
3.2	PRÁCE V SOFTWARE ANSYS	41
3.2.1	<i>Hledání vhodného formátu a import do softwaru Ansys</i>	42
3.2.2	<i>Materiál</i>	42
3.2.3	<i>Volba typu prvku</i>	44
3.2.4	<i>Vytvoření sítě konečných prvků</i>	45
3.2.5	<i>Okrajové podmínky</i>	46
3.2.6	<i>Podmínky a hodnoty týkající se zatížení modelů</i>	47
4	DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA	49
4.1	PRVNÍ VÝSLEDKY	49
4.2	NOVÁ NÁHRADA.....	54
4.3	NOVÉ VÝSLEDKY	55
	ZÁVĚR	61





Seznam použitých symbolů

E	modul pružnosti v tahu (tzv. Youngův modul) [Pa]
ν	Poissonův poměr [-]
G	střížný modul [Pa]
P	tlak [Pa]
S	plocha [m ²]
g	gravitační zrychlení [m.s ⁻²]
m	hmotnost [kg]
F	síla [N]





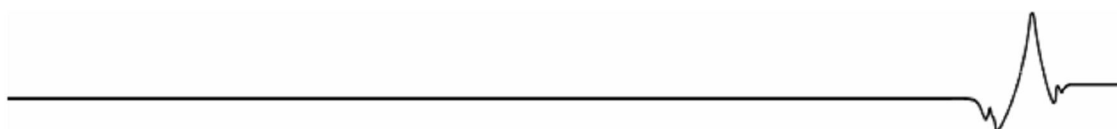
Úvod

Biomechanika je vědní obor zabývající se aplikací zákonů mechaniky v biologii. Své místo si však nachází i v jiných neméně důležitých oblastech lidských činností, jako je medicína, sport, kriminalistika, ale i v interakcích člověka a stroje. Biomechanika zkoumá objekty v rozličných pohledech od mikrosvěta deformací až po systémy tuhých těles.

Biomechanika jako taková má spoustu odvětví. Jedním z nich je experimentální biomechanika. Pod tímto názvem si představíme ty oblasti biomechaniky, které získávají a zpracovávají data z reálných měření na reálných objektech a tato data využívají k analyticko-syntetickým studiím. Velikého rozšíření se dočkala s nástupem moderní výpočetní techniky a počítačového matematicko-fyzikálního modelování. Spojení experimentální biomechaniky a modelování slouží k získání hlubších informací nebo k získání informací, které nejsou reálně dostupné. Pomocí modelování, simulací a měření ověřuje dosažené výsledky a využívá je k řešení konkrétních praktických otázek, ale i teoretických podkladů a teorií.

V lékařství je úsilí biomechaniků namířeno především na svalově - kosterní systém zdravých lidí, především sportovců. Méně poznatků bylo získáno o biomechanických změnách skeletu v období růstu a stárnutí člověka. Jen ojedinělé poznatky byly uveřejněny o biomechanice vrozených skeletálních vad.

Avšak i přes to vše byly obrovské pokroky a úspěchy v ortopedii a traumatologii za posledních 25 let dosaženy právě díky poznatkům o biomechanice pohybového ústrojí a hojení kostní tkáně. Tento pokrok přinesl možnost nahradit kostní tkáň biomateriály a přinesl rychlejší vývoj implantátů a umělých náhrad.





Teoretická část

1 Páteř

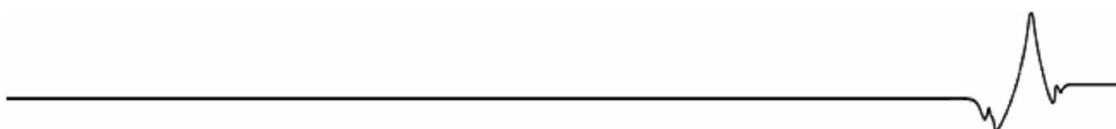
1.1 Páteř - obecně

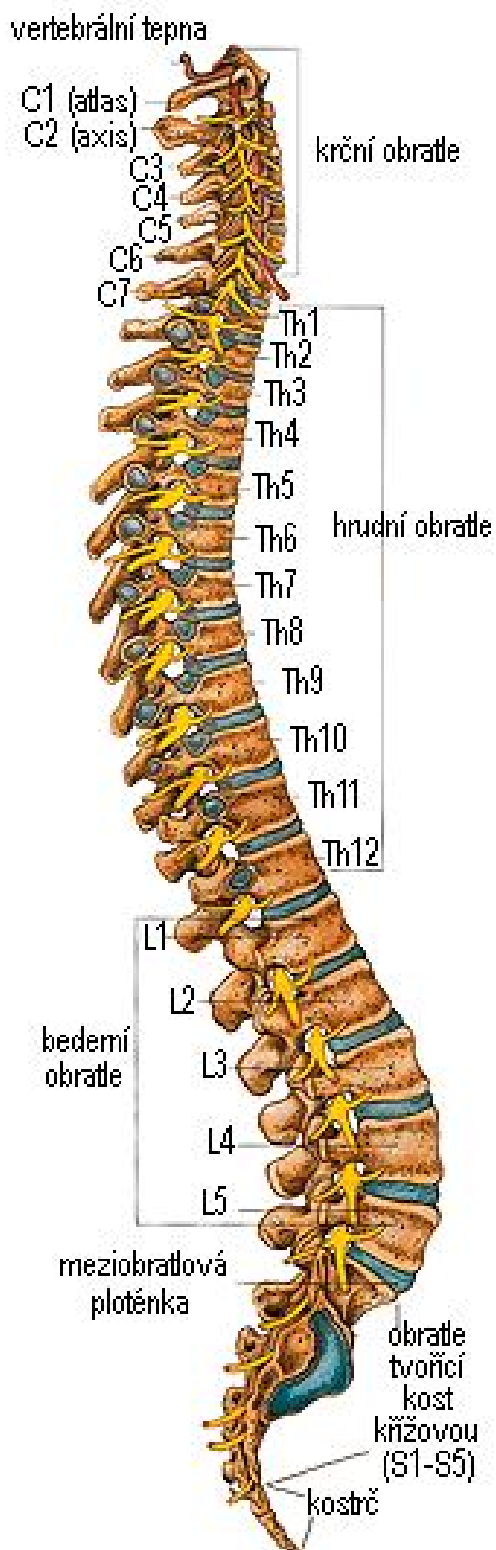
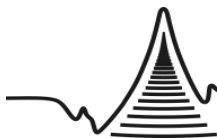
Columna vertebralis - osová část kostry obratlovců, složená z obratlů. Poprvé se vyskytuje u ryb, u kterých nahrazuje strunu hřbetní (*chorda dorsalis*), jež je vyvinutá u suchozemských obratlovců v různé míře pouze embryonálně. Páteř ryb se skládá z velkého množství stejně utvářených (nediferencovaných) obratlů, které mohou být i u jednoho jedince v různých částech páteře různě velké. U obojživelníků se skládá obvykle jen z 9 obratlů (u žab); výjimečně až z 63 obratlů (u některých mloků). Páteř plazů se dělí na přední, křížovou a ocasní část a má vyvinutý tvarově odlišný atlas (nosič) a axis (starší označení čepovec).

Páteř ptáků tvoří různý počet značně pozměněných obratlů. Krční část se skládá z 26 obratlů, hrudní část z 3-10 obratlů, z nichž 2-5 obratlů u některých ptáků (kurů, jeřábů a holubů) srůstá, dalších 11-13 obratlů, tj. poslední hrudní, všechny bederní, křížové a přední ocasní obratle jsou srostlé v mohutnou kost křížovou (*synsacrum*), která je pevně srostlá s pánví. Ocasní část páteře je u ptáků značně redukována a zahrnuje 5-8 volných ocasních obratlů a tzv. pygostyl vytvořený srostlým zbytkem ocasních obratlů.

Pro páteř savců je typický stálý (konstantní) počet obratlů v části krční, bederní a křížové; počet obratlů v části ocasní je variabilní. Krční část páteře savců tvoří 7 obratlů, z nichž první dva jsou odlišného tvaru (atlas a axis), hrudní část tvoří 12-15 obratlů, bederní část 6 obratlů a křížovou část 4 obratle, srostlé v kost křížovou (*os sacrum*), ocasní část 3-5 obratlů.

Lidská páteř se skládá ze 7 obratlů krčních (*vertebrae cervicales*, C), 12 hrudních (*vertebrae thoracicae*, Th), 5 bederních (*vertebrae lumbales*, L), 5 křížových (*vertebrae sacrales*, S) a ze 4-5 kostrčních (*vertebrae coccygeae*, Co), které odpovídají zakrnělému ocasnímu oddílu páteře. Páteř člověka je charakteristicky esovitě prohnutá (lordóza a kyfóza) [1].





Obr. 1 : Části lidské páteře [2].



1.2 Kineziologie páteře

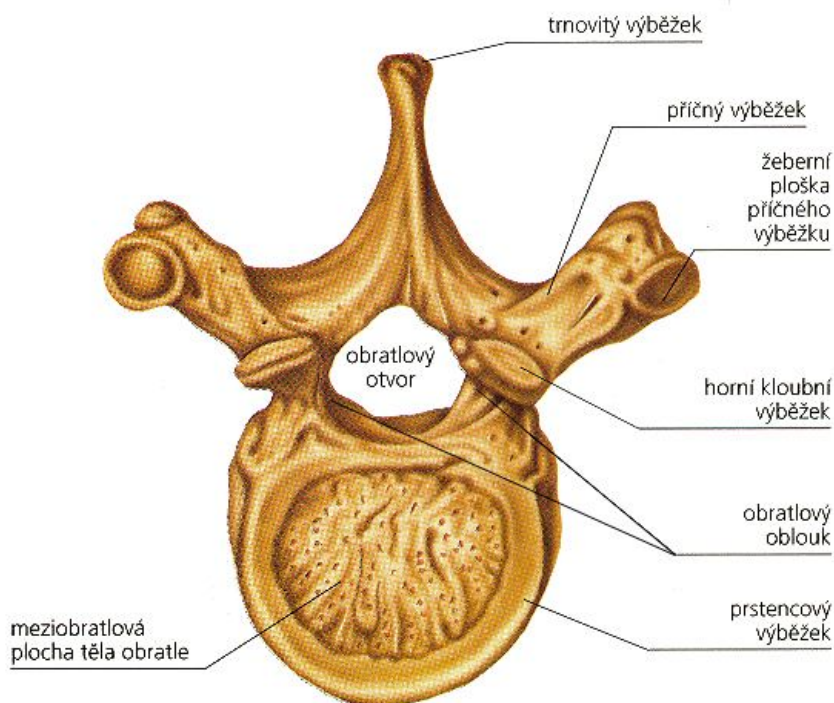
Základní funkční jednotkou páteře je pohybový segment. Segment se skládá ze sousedících polovin obratlových těl, páru meziobratlových kloubů, meziobratlové ploténky (destičky), fixačního vaziva a svalů.

Z funkčního hlediska má pohybový segment páteře tři základní komponenty: nosnou; hydrodynamickou a kinetickou.

- Nosná a pasivně fixační komponenta segmentu = obratle a páteřní vazy.
- Hydrodynamická komponenta segmentu = meziobratlová destička a cévní systém páteře.
- Kinetická a aktivně fixační komponenta segmentu = klouby a svaly [3].

1.2.1 Nosná komponenta

Nosnou komponentou pohybového segmentu jsou obratle, které můžeme anatomicky i funkčně rozdělit na tři části: Na tělo obratle (*corpus vertebrae*), oblouk obratle (*arcus vertebrae*) a na výběžky obratle (*processus vertebrae*) [3].



Obr. 2 : Stavba hrudního obratle [4].





Obratlová těla jsou nosnými prvky páteře. Z biomechanického hlediska jde o soustavu dvou typů kostí: spongiózní a kompaktní. Kompaktní část obratle přenáší 45 - 75 % vertikálního zatížení působícího na obratel, a spongiózní část nese zbyvající zatížení. Mezi jednotlivými úseky páteře jsou z hlediska mechanické odolnosti obratlových těl velké rozdíly. Hlavní zatížení nesou masivní těla bederních obratlů a těla dolních hrudních obratlů. Obecně platí, že pevnost těla obratle na tlak působící v osovém směru, je pět až sedmkrát větší než pevnost na tlak působící v bočním nebo předozadním směru. Je také vysoká korelace mezi "hustotou" obratlového těla a mechanickou odolností. Redukce a přestavba houbovitě kostní tkáně (osteoporóza) výrazně snižují mechanickou odolnost. Nejzatíženějším segmentem páteře je segment L_5/S_1 , kde se na malé styčné ploše koncentruje zatížení dané mj. hmotností celé horní poloviny těla. Zatížení se zde týká všech struktur segmentu a bude proto dále analyzováno. Pokud jde o skelet tohoto segmentu, snáší asi 15 % deformaci a pevnost v tlaku dosahuje až 7,0 kPa.

Oblouk obratle má především ochrannou - protektivní funkci, a je místem začátku páteřních vazů, které dotvářejí a uzavírají páteřní kanál s míchou.

Obratlové výběžky mají dvojí funkční uplatnění: *processus articulares* jsou kloubními konci meziobratlových kloubů; *processus transversi* a *processus spinosi* slouží jako místa začátku vazů fixujících obratle, a svalů zajišťujících pohyblivost páteře.

Specifické postavení a tomu odpovídající stavbu mají první dva krční obratle a pět křížových obratlů srůstajících v křížovou kost. Nosič, atlas, je obratel mající tvar kostěného prstýnku. Atlas je transmisní obratel, na jehož horní kloubní plochy naléhají kondyly týlní kosti. Atlas je proto součástí jak atlantookcipitálního tak atlantoaxiálního spojení. Čepovec, axis, má vzhled běžného krčního obratle, ale je masivnější než třetí krční obratel. Čepovec je součástí atlantoaxiálního spojení, které spolu s atlantookcipitálním skloubením vytváří jakýsi kardanový závěs hlavy. Čepovec je ve srovnání s ostatními krčními obratli masivní obratel nesoucí poměrně velkou hmotnost hlavy.

Křížová kost, *os sacrum*, je původně složená z pěti křížových obratlů (S_1 - S_5), které postupně osifikují a srůstají v jedinou kost. Křížová kost je nepohyblivou součástí páteře a zároveň i součástí kostry pánve. Vzhledem k tomuto postavení, dochází prostřednictvím křížové kosti k přenosu a rozložení zatížení trupu, hlavy a horních končetin do kostry pánevního kruhu (pánev tvoří dvě pánevní kosti, které spolu s křížovou kostí vytvářejí pánevní kruh), a k přenosu zatížení na dolní končetiny. Křížová kost, kostra pánve a kyčelní klouby tvoří podpěrný systém, jehož jednotlivé články tlumí a přenášejí nejen zatížení horní poloviny těla, ale působí také v opačném směru - při přenosu sil z dolních končetin na osový skelet. Křížová kost má v tomto systému funkci "klenáku", architektonického prvku, který se vsazuje do vrcholku zděné klenby, kterou uzavírá a "svazuje" [3].

Nosné komponenty pohybových segmentů páteře - obratle, jsou fixovány vazy a svaly. Vazivové spoje jsou pasivní částí nosné komponenty segmentu. Z anatomického





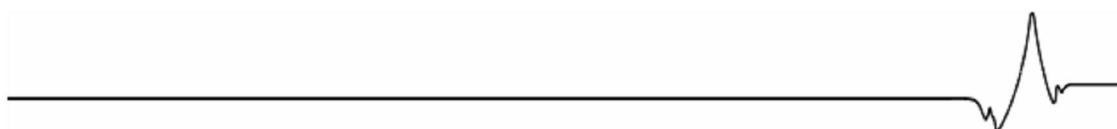
hlediska rozlišujeme na páteři dlouhé a krátké vazy, přičemž na fixaci segmentů se účastní oba typy vazů.

K dlouhým vazům patří přední a zadní podélný vaz a mezi krátké vazy řadíme vazy spojující oblouky a výběžky sousedních obratlů. Přední podélný vaz, běží po přední ploše obratlových těl, od předního oblouku atlasu až na přední plochu křížové kosti. Přední podélný vaz svazuje a zpevňuje prakticky celou páteř. Napíná se při záklonu (*retroflexi*) a brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové ploténky. Zadní podélný vaz, jde po přední stěně páteřního kanálu, od týlní kosti až na křížovou kost. Podobně jako přední vaz, zpevňuje páteř. Napíná se při předklonu (*anteflexi*) a brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové ploténky do páteřního kanálu. Tato zábrana v pohybu meziobratlové ploténky je zadním podélným vazem nejhůře zajištěna v bederním úseku páteře, kde je vaz nejužší. V bederním úseku jsou přitom ploténky nejčastěji postiženy chorobnými změnami, a například 62 % výhřezů destiček je lokalizováno v bederních segmentech páteře.

Mezi krátké vazy páteře patří *ligamenta flava* (žluté vazy) a *ligamenta interspinalia*. Žluté vazy jsou vazivové snopce spojující oblouky sousedních obratlů, uzavírající páteřní kanál a doplňující meziobratlové otvory. Žluté vazy stabilizují pohybové segmenty páteře při *anteflexi*), kdy se upínají a svoji pružností umožňují opětový návrat segmentu do vzpřímené polohy. *Ligamenta interspinalia* spojují trnové výběžky obratlů. Funkce interspinálních vazů je poněkud jiná než funkce žlutých vazů. Vazy jsou tvořeny kolagenními vlákny, která mají podstatně nižší pružnost než elastická vlákna žlutých vazů, a interspinální vazy výrazně omezují rozevírání trnových výběžků. Při *anteflexi* páteře se napínají a předklon tak omezují. Jde o "posturální vazy", které svým napětím napřimují pohybové segmenty páteře [3].

1.2.2 Hydrodynamická komponenta

Hydrodynamickou komponentou pohybového segmentu páteře jsou meziobratlové ploténky a cévní (především žilní) systém páteře [3].





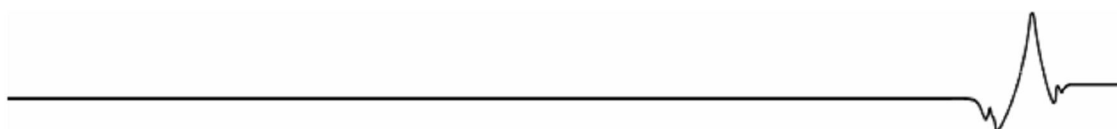
Obr. 3 : Umístění meziobratlové ploténky [5].

Meziobratlové ploténky (*disci intervertebrales*) jsou chrupavčité útvary spojující sousedící plochy obratlových těl. Plotének je dvacet tři, tj. o jednu méně než je pohybových segmentů páteře. Mezi atlasem a čepovcem ploténka není, a první je až mezi C₂ a C₃. Poslední destička je mezi tělem L₅ a S₁. Ploténky se velmi významně podílejí na celkové délce páteře a tím i na výsledné výšce těla.

Páteř je dlouhá (s vyhlazením oblouků) asi 70 - 75 cm, tj. tvoří až 40 % délky těla. Měříme-li výšku zakřivené páteře jako vzdálenost mezi axisem a hrotem kostrče (např. na rtg snímku), je páteř kratší - asi 68 - 70 cm, a také její podíl na délce těla je jen cca 35 %. Meziobratlové ploténky se na celkové délce páteře podílejí až 25 %. (Všechny uvedené hodnoty platí pro střední věkové kategorie - kolísání v závislosti na věku, je značné.)

Meziobratlové ploténky jsou disky vazivové chrupavky obalené tuhým kolagenním vazivem. Na plochách, kterými ploténka sousedí s obratlovým tělem, je vrstvička - někdy nesouvislá, hyalinní chrupavky. Každá vazivová chrupavka má tři základní stavební složky: buňky, vazivová vlákna a amorfni základní hmotu. Chrupavku meziobratlové ploténky tvoří fibroblasty (-cyty), chondroblasty (-cyty) a buňky tzv. jádra destičky.

Buňky reprezentují 20 - 30 % objemu celé chrupavky. Fibroblasty a chondroblasty produkují vlákna i amorfni hmotu destičky. Kolagenní vlákna představují asi 45 % suché váhy disků. Zbývající podíl objemu připadá na amorfni glykoproteinovou a polysacharidovou hmotu, enzymy, minerální soli a malé množství tuku. Kolagenní vlákna jsou kondenzována především do lamelárně uspořádaných vazivových prstenců (*anulus fibrosus*). Vnitřní stavba lamel má některé znaky připomínající stavbu kostí. Vazivová vlákna jsou v každé lamele orientována určitým směrem, pod určitým sklonem. Vlákna sousedících lamel se zhruba pod pravým úhlem kříží, takže v rámci celého disku vzniká komplikovaná trojrozměrná struktura, odolná vůči zatížení ve třech základních rovinách [3].





Lamely jsou početnější na předním obvodu disku, vzadu a v bočních partiích jich je méně. Okrajové zóny disků, tj. okrajové lamely jsou krátkými a velmi pevnými svazky vazivových vláken, jsou připojeny k periostu obratlových těl a k podélným vazům páteře.

Excentricky a spíše vzadu je v meziobratlovém disku uloženo kulovité až huspeninovité jádro (*nucleus pulposus*). Na povrchu jádra je pevnější vazivový obal tvořený kulovitou lamelou (*anulus fibrosus*). Vlastní hmotu jádra tvoří velké, vodnaté buňky ("chordové" buňky), uložené v ocích sítě retikulárních vláken. Ve štěrbinách mezi buňkami je tekutina.

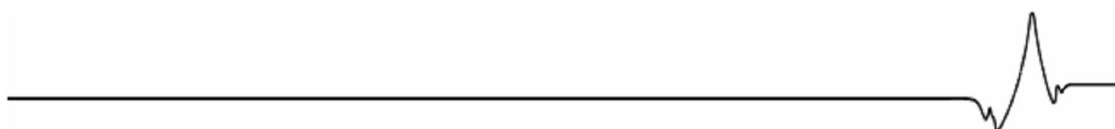
Intervertebrální disky jsou hydrodynamické tlumiče, absorbující statické a dynamické zatížení páteře. Disky, těla obratle, okolní vazivo a cévy páteře tvoří osmotický systém, ve kterém se při zatížení a odlehčení velmi intensivně vyměňuje voda a ve vodě rozpustné látky.

K pochopení funkce celého systému musíme zcela schematicky odlišit tlakový a osmotický mechanismus proudění. Vrstvička hyalinní chrupavky na kontaktních plochách disků se chová jako polopropustná membrána, přes kterou při odlehčení (pod 800 N) proudí do vazivových prstenců ve vodě rozpuštěné cukry, ionty a menší molekuly dalších látek. Proudění je obousměrné, a je mj. závislé na tlakových poměrech v celém systému. Osmotické poměry ve vlastní destičce jsou jiné než poměry v přiléhající kosti a ve spojovacím vazivu. Normální tlak v cévách dřene obratlových těl a cévách vaziva páteřního segmentu je velmi nízký. Uvnitř disku je tlak sice velmi proměnlivý (podle zatížení a polohy těla), ale vždy podstatně vyšší (řádově tisíce N) než v okolí. Za těchto podmínek je zřejmé, že tekutina disku má i spontánní tendence odtékat do cévního, především žilního systému okolních struktur.

Žilní pleteně páteře sahají od báze lebky až ke křížové kosti. Jsou tvořeny žilami bez chlopní, které rozsáhle anastomozují s žilami hlavy a pánve. V epidurálních pleteních je tak nízký tlak krve, že v určité poloze pacienta jsou tyto žíly při operačním otevření páteřního kanálu prakticky prázdné.

Tendence k vytlačování tkáňové tekutiny meziobratlového disku při každém zatížení pohybového segmentu samozřejmě roste, a chrupavka by při tomto typu proudění nemohla plnit funkce elastického polštáře, protože by docházelo k rychlému "dosednutí" obratlových těl a k jejich poruchám při návratu do původní vzdálenosti. Proto je tlakový mechanismus cirkulace doplněn mechanismem založeným na rozdílech vazebné kapacity pro vodu. Makromolekuly amorfní hmoty meziobratlové chrupavky (mukopolysacharidy) jsou silně hydrofobické, a poměrně pevně vážou obrovské množství vody. Jejich vazebná kapacita se dokonce při určitém zatížení destičky zvětšuje. Dynamická rovnováha mezi vazbou vody a jejím vytlačováním do žilních pletení udržuje celý systém ve stavu pružného napětí [3].

Z biomechanického hlediska musíme rozlišovat statické a dynamické zatížení disku. Při statickém zatížení se diskus chová jako destička složená z pružných koncentrických prstenců, v jejichž středu je prakticky nestlačitelné jádro ploténky. Při





tomto zatížení se prstence napínají a diskus se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamickém zatížení se obratle vždy naklánějí a chrupavka je zatěžována nerovnoměrně. Tím, že jádro je pevně uzavřeno ve vnitřním prstenci, je při pohybu obratlů jen nepatrně posunováno a vazivové prstence jsou na jedné straně stlačovány a na opačné straně namáhány v tahu. Jádro se přitom suně od stlačované strany ke straně natahované [3].

1.2.3 Kinetická a aktivně fixační komponenta

Kinetickou a aktivně fixační komponentou pohybového segmentu jsou meziobratlové klouby, kraniovertebrální spojení a svaly.

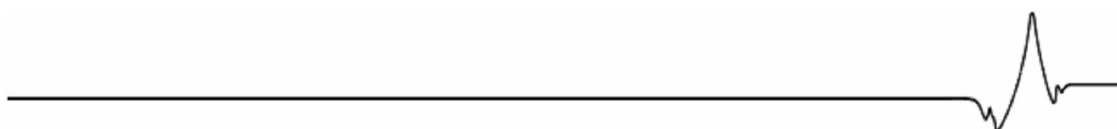
Meziobratlové klouby (*articulationes intervertebrales*) mají především významnou roli při zajištění pohybu sousedících obratlů. Menší význam mají z hlediska nosnosti. Proto je-li zatížení páteře doprovázeno pohybem, tvoří meziobratlové klouby a meziobratlové destičky funkční jednotky. Pouzdra jednotlivých kloubů jsou poměrně volná - nejvolnější jsou v krčním a bederním úseku. V hrudním úseku jsou nejkratší. Výstelku kloubů tvoří prakticky ve všech kloubech drobné řasy (meniskoidy), vyrovnávající tvarové rozdíly kloubních ploch a redukující prostor kloubní dutiny na kapilární štěrbinu.

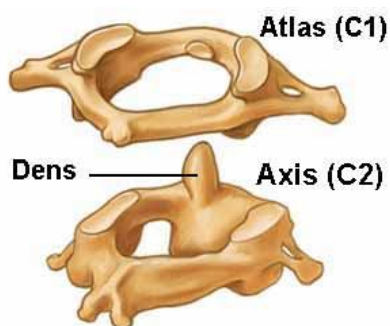
Pohyblivost jednotlivých úseků páteře je dána součtem drobných pohybů meziobratlových kloubů a mírou stlačitelnosti meziobratlových destiček. Páteř může vykonávat čtyři základní typy pohybů:

- Předklony (anteflexe) a záklony (retroflexe),
- úklony (lateroflexe),
- otáčení (rotace, torze),
- pérovací pohyby.

Kraniovertebrální spojení je soubor tří kloubů a vazů, které spojují týlní kost s atlasem a atlas s axisem.

Týlní kost s atlasem spojuje *articulatio atlantooccipitalis*. Atlas a dens axis jsou spojeny v *articulatio atlantoaxialis mediana* a atlas a axis v *articulatio atlantoaxialis lateralis* [3].





Obr. 4 : Atlas a axis [6].

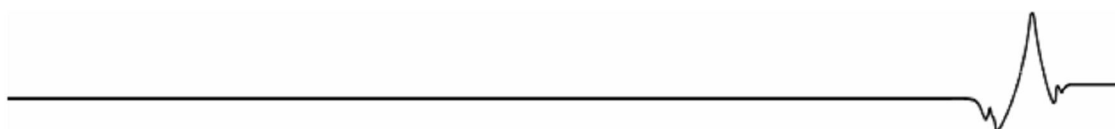
V atlantookcipitálním kloubu jsou možné drobné kývavé pohyby v předozadním směru. V kloubu jsou možné i nepatrné stranové posuny kondylů v jamkách atlasu ("stranové kývání"), v nepatrném rozsahu asi 20 stupňů. Větší pohyb je již provázen rotací krční páteře. Zcela zvláštní je tzv. předsuv hlavy, který je vyvolán nepatrným posunem kondylů po kloubních plochách atlasu.

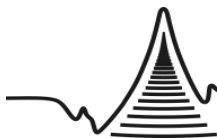
V atlantoaxiálním kloubu (v obou jeho částech) se realizují především rotační pohyby. Dens axis se chová jako čep, kolem kterého se otáčí atlas a k němu relativně pevně připojená lebka. Sklony kloubních ploch mezi C_1 a C_2 a tuhost kloubních pouzder rotacím nebrání. Údaje o rozsahu rotačního pohybu se poněkud rozcházejí, ale lze předpokládat, že se pohybuje mezi 30 - 40 stupni. Situace při posuzování rotačního pohybu atlasu je komplikovaná i tím, že otáčení atlasu kolem zubu čepovce není "čistý" pohyb v horizontální rovině. Na zubu je lehce konvexní kloubní ploška, která při rotacích vyvolává šroubovitý pohyb atlasu. Podíl tohoto pohybu na hybnosti celého atlantookcipitálního segmentu nebyl dosud dostatečně prověřen.

Další Kinetickou komponentou pohybového segmentu páteře jsou svaly. Svaly pohybující páteří patří do anatomicky velmi rozdílných skupin. Páteří pohybují jak zádové svaly, tak břišní a krční svaly, ale na pohybu nebo fixaci páteře se může účastnit i bránice. Z praktického hlediska je snad nejpřehlednější systém vycházející z charakteristických pohybů jednotlivých úseků páteře, ke kterým se přiřadí hlavní svaly provádějící daný typ pohybu (např. vzpřimovače páteře)[3].

1.3 Úrazy páteře

Narůstající industrializace civilizovaného světa přispívá výraznou měrou k častějšímu výskytu úrazů páteře a míchy, a tak vedle charakteristických poranění po pádu z výšky nebo po skoku do mělké vody se stále ve větším počtu setkáváme s úrazy páteře vzniklými při dopravních nehodách, v oblastech s rozvinutým těžkým průmyslem





a v hlubinných dolech s ohrožením pracujících padajícími předměty a závaly, které způsobují těžká poranění především krční, hrudní a bederní páteře.

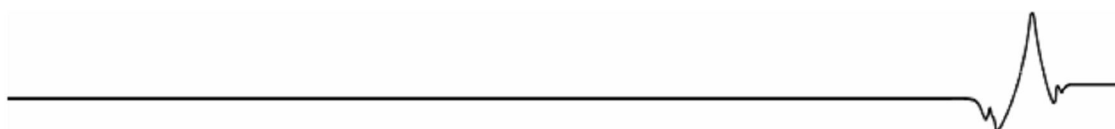
Závažnost úrazů páteře se podstatně zvyšuje přidruženým poraněním míchy a míšních kořenů. V takových případech pak vystupuje do popředí důležitost lokalizace poranění, především u páteře hrudní a bederní. Čím výše je páteř a mícha zraněna, tím horší jsou vyhlídky poraněného na přežití a na pozdější uplatnění v budoucím životě. Přitom síla, která musí být vynaložena k závažnému poranění krční páteře, může být podstatně nižší než u poranění páteře bederní.

Pevnost krčních vazů a meziobratlových plotének může totiž být za určitých okolností překonána již jen vahou těla dospělého člověka. U dětí se výjimečně setkáváme s porodními zlomeninami páteře, přesněji s přetržením krční páteře při násilných obrazech. Zranění s poraněnou krční páteří jsou vždy bezprostředně ohroženi na životě. Zejména první dva krční obratle mají úzký vztah k životně důležitým centrům v prodloužené míše, které řídí základní životní funkce - dýchání a krevní oběh. Zlomeniny těchto obratlů s poškozením těchto center označujeme laickým výrazem "zlomený vaz". Tato situace je neslučitelná se životem.

Poranění v oblasti hrudní nebo bederní páteře ohrožuje vždy zraněného trvalou invaliditou. Poranění míchy může způsobit až zachránce při nešetrném vyprošťování, nebo nesprávném transportu. Manipulovat se zraněným by mělo v těchto případech více lidí tak, aby nedocházelo k ohýbání trupu v jeho podélné ose nebo k rotacím trupu okolo této osy.

Síla způsobující poranění páteře je obvykle velmi různorodá. Vlastní charakter poranění odhalí zpravidla již první rentgenový snímek zhotovený po zranění. Nebylo by však správné domnívat se, že při závažných poraněních páteře je postavení obratlových těl, zjištěné při prvním vyšetření, totožné s postavením těl ke konci úrazového děje. I při sebeopatrnějším vyprošťování a transportu může dojít k dodatečnému posunu zlomených a vykloubených obratlů. Stejně tak se nelze domnívat, že postavení obratlů, zjištěné rentgenovými snímky bylo tím nejnepříznivějším v průběhu celého úrazového děje. V některých případech lze jen obtížně usuzovat z pouhého obrazu poranění páteře na možné poranění míchy a opačně. Ve všech případech však zůstane rentgenové vyšetření poraněné páteře hlavní vyšetřovací a diagnostickou metodou.

Úrazová deformace kanálu páteřního a přidružená poranění míchy podstatně zvyšují nároky na poskytování první pomoci, uložení a ošetřování zraněného během transportu. Bolest v místě poranění, výpadky smyslů a poruchy hybnosti jsou nápadné projevy, které jsou zhoršovány či mírněny do značné míry i správným nebo neodborným způsobem poskytování první pomoci. Ostatní projevy zranění, jako deformace páteře, její omezená pohyblivost a další příznaky nejsou zpravidla pro laika tak nápadnými projevy a bývají obvykle dobře míněnými snahami a shonem kolem zraněného přehlédnuty. Tak může být přehlédnuto i závažné poranění páteře a míchy, zvláště při poraněních lebky a mozku provázených ztrátou vědomí [7].





Vyprošťování zraněného z místa úrazu nebývá, zvláště při důlních a dopravních úrazech, jednoduché. Lze jen nesnadno stanovit způsob, jak by měla být tato pomoc poskytována. Je však nejšetrnější, způsobuje-li poraněnému co nejméně bolesti a vyhne se všem zbytečným pohybům páteře. Hlavní zásadou poskytování první pomoci pak je upevnit páteř v tom postavení, v němž byl ukončen úrazový děj. To platí všeobecně pro všechna zranění páteře a míchy. V místě poraněných obratlů vzniká totiž nadměrná pohyblivost a při nevhodné manipulaci a nevhodném poskytování první pomoci může lehce dojít k dalšímu poranění páteře a míchy. Je-li poskytnuta první pomoc provizorními prostředky, sotva ji mohou zvládnout jeden nebo dva lidé. Poraněného je třeba přemísťovat tak, aby celá páteř vytvářela jeden nehybný celek. V tom smyslu je také třeba připoutat poraněného k improvizovaným nebo pravým nosítkům. Za provizorium zde mohou sloužit desky obalené do přikrývek. Při převozu sanitním vozem je však nutno každá nosítka vyztužit. Nejdokonalejším moderním transportním prostředkem jsou velmi lehká a přenosná nosítka vakuum imobilizátor neboli skořepinová nosítka [7].

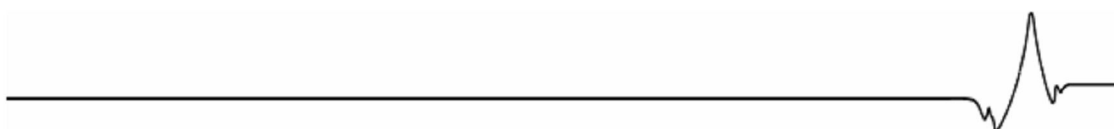


Obr. 5 : Moderní skořepinová nosítka do stísněných prostor typu Nest [8].

1.3.1 Klinické formy poranění obratlů

Poranění obratlů lze rozdělit podle mechanismu vzniku, podle topografie nebo podle příznaků, které poranění vyvolalo. Nejvíce se používá dělení podle Loba:

- Kontuze (zhmoždění) a distorze (zkroucení),
- izolovaná poranění plotének,
- izolované zlomeniny těla obratle,
- zlomeniny těla obratle s poraněním meziobratlové ploténky,





- úplné, komplexní poranění obratle,
- pravé luxace (vykloubení) obratlů a luxační zlomeniny,
- izolovaná poranění oblouků a trnů [7].

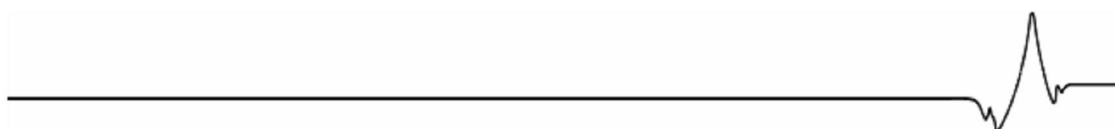
1.4 Degenerativní onemocnění páteře

Degenerativní onemocnění páteře postihuje značnou část obyvatel naší republiky a u každého druhého Evropana po padesátém roce věku bychom našli na páteři některé známky degenerativního pochodu. Pro neurochirurga se degenerativní onemocnění páteře stává „onemocněním“ v pravém slova smyslu tehdy, působí-li dosud bezpříznakově probíhající změny v páteři ohrožení nebo už poškození důležitých nervových tkání, které jsou za normálních okolností v páteři uloženy.

Hlavním úkolem neurochirurga je totiž nedopustit vážné ohrožení nebo dokonce nevratné poškození zmíněné nervové tkáně (tj. míchy a míšních kořenů). Zvláštní pozornost je přitom věnována přímému ohrožení či poškození míchy samotné (na rozdíl od míšních kořenů), protože schopnost návratu míšních funkcí při jejím poškození je velmi malá. V tomto ohledu se mícha chová stejně jako mozek.

Pozvolna probíhající degenerativní onemocnění páteře může vyústit v poškození míchy, ale daleko častěji se s poškozením míchy setkáváme při dříve zmíněných úrazech, kdy mechanické a tlakové změny v okolí míchy probíhají velmi rychle. Centrální nervová tkáň v páteři (mícha) snáší takové rychlé změny (úder, tlak) velmi špatně a k nevratnému poškození míchy dochází daleko snáze. Přístup lékařů k úrazům páteře bývá proto daleko aktivnější než u chronických onemocnění, jakým jsou degenerativní onemocnění páteře [9].

Degenerativní onemocnění páteře způsobuje častěji poškození míšních kořenů než přímo míchy. Při degenerativních onemocnění bývá totiž nejčastěji postižen bederní úsek páteře, kde mícha, díky anatomickému uspořádání lidského těla, uložena není (při postižení krčního nebo hrudního úseku páteře naopak může být mícha ohrožena snadno). Degenerativní onemocnění páteře bederního úseku tak sotva může způsobit nevratné poškození míšních funkcí, zato může dojít k velmi nepříjemnému, život omezujícímu a vzácněji i život nepřímě ohrožujícímu poškození míšních kořenů, určených pro močové a pohlavní ústrojí. Takový stav se v odborné terminologii nazývá „syndrom kaudy“, projevuje se poruchou močení (sníženou schopností udržet močení, častější nucení na močení nebo úplná zástava močení apod.). Poškození míchy a „syndrom kaudy“ jsou tak dva stavy, které vyžadují skutečně neodkladné řešení. Ostatní, i když často velmi nepříjemné a bolestivé stavy, obvykle vyžadují spíše dobrou diagnostickou rozvahu, co nejdůkladnější vyšetření a vyčerpání všech možností léčby. Naprostá většina nemocných s degenerativním onemocněním páteře, kteří vyhledají lékaře, se nachází právě v takovém stavu. Chirurgická možnost léčby u těchto ostatních





Život neohrožujících stavů by neměla být využívána příliš brzy, neodůvodněně a zejména dříve, než byly využity ostatní nechirurgické a méně agresivní způsoby léčby. Degenerativní onemocnění páteře se ve většině případů projeví bolestmi zad (krku, mezi lopatkami, bolestmi hlavy apod.) a které s velkým úspěchem může léčit fyzioterapeut či ve vhodných případech chiropraktik a další nechirurgičtí odborní lékaři. Rozhodování, zda je stav při degenerativním onemocněním páteře již vhodný k chirurgické léčbě, patří samozřejmě lékaři.

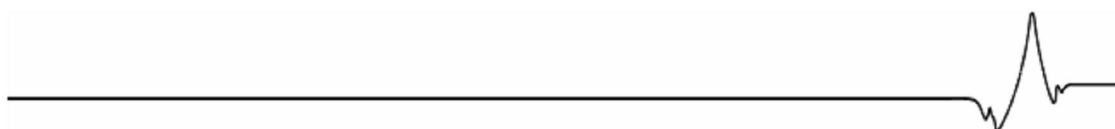
Změny stavu páteře, vyvolané degenerativním onemocněním páteře, ohrožují nervový systém obecně dvěma mechanismy: 1) Dlouhodobě narůstajícím útlakem nervové tkáně (uložené v páteři) postupným zmenšováním jejích přirozených prostor. Nervová tkáň tak nemůže být dostatečně prokrvena a „upozorňuje“ na své nedostatky nejprve obvykle typickou (kořenovou) projekcí bolesti, později pak ztrátou funkce, např. snížením hybnosti, částečným ochrnutím některých svalů končetin, případně snížením či ztrátou citlivosti některých částí tělesného povrchu. 2) Narušením přirozených pohybových vztahů jednotlivých částí páteře, např. nežádoucím zvětšením (zmenšením) rozsahu přirozeného pohybu. Podobné poruchy se obvykle nazývají „nestabilitou páteře“. K ohrožení a poškození nervové tkáně zde dochází na podkladě přechodných, zato velmi významných útlaků nervové tkáně, doslova úderů do nervové tkáně.

Chirurgická léčba degenerativního onemocnění páteře má odstranit všechny uvedené mechanické příčiny útlaku nervové tkáně. Léčba je založena na dvou principech. Oba principy je technicky možné kombinovat či užít každý zvlášť.:

- Principu odstranění chronického útlaku (tzv. dekompresní léčba),
- principu zajištění nestabilního oddílu páteře (tzv. stabilizace).

Obecně lze poznamenat, že „mikrochirurgický přístup“, užití silného operačního mikroskopu, vysokootáčkových fréz, případně endoskopů atd., klade důraz na co největší účinek výkonu při co nejmenším nezbytném, poškození okolní tkáně. Určitým protikladem je agresivnější přístup, např. rozsáhlé dekompresní výkony, které je nezbytné doprovodit stabilizací částí páteře s užitím potřebných kovových pomůcek (implantátů). Výběr vhodné metody záleží především na konkrétním stavu nemocného a patří výhradně do kompetence chirurga [9].

Všechny patologické stavy, spojené s degenerativním onemocněním páteře, působí poškození nervové tkáně na základě obdobných mechanismů a jejich léčba je proto založena na obdobných principech. Široké veřejnosti jsou diagnózy některých patologických stavů dobře známi, například jako je výhřez meziobratlové ploténky, zúžení páteřního kanálu apod.. Základní výběr léčebné metody by měl být založen na souladu závěrů lékařů různých oborů, které se zabývají léčbou páteře. Detailní výběr a technické provedení chirurgického výkonu by měl být svěřen do rukou zkušenému





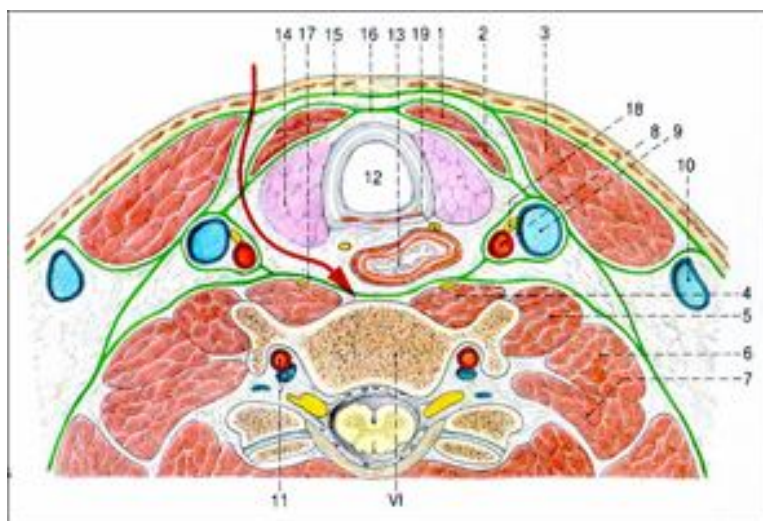
odborníkovi, který se zaměřuje na chirurgickou léčbu degenerativního onemocnění páteře [9].

1.5 Operace krční páteře

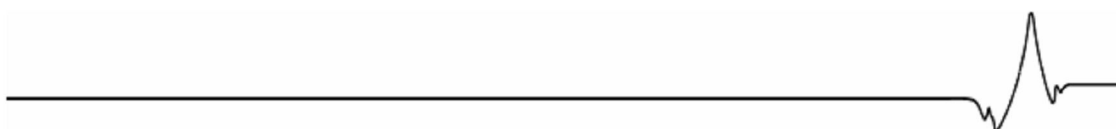
V předchozích kapitolách jsem nastínil stavbu a fungování páteře jako celku. Jelikož se má bakalářská práce týká především oblasti krční páteře, zaměřím se nyní pouze na tuto část.

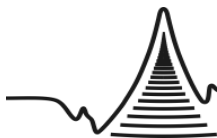
1.5.1 Náhrady meziobratlové ploténky

V krčním úseku páteře se lékaři nejvíce setkávají s útlakem nervových struktur (míchy a míšních kořenů) z přední části. Při útlaku nervových struktur se u pacientů projevují různé příznaky a neurologické projevy. Např. mžítka před očima, pískání v uších, ztuhlé svalstvo, ale také obrovské bolesti, ochrnutí nebo špatná funkce některých orgánů. Příčinu lze nalézt ve vyhrzlé meziobratlové ploténce, kostěných výrůstcích (osteofytech) nebo zbytnělých páteřních vazech. Cílem chirurgického zákroku je přitom odstranit tento útlak nervových struktur vyjmutím ploténky a její nahrazení náhradou, odfrézováním kostního výrůstku nebo vyříznutím vazů. Nejčastěji se přitom používá tzv. přední operační přístup. Kožní řez se provádí z kosmetických důvodů v kožní vrásce a chirurg proniká na přední plochu páteře, kde odstraní útlak. Dnes je již samozřejmostí použití speciálních zařízení, jako jsou peroperační mikroskop, miniaturní frézky a jiné [10].



Obr. 6 : Červená šipka znázorňuje průnik předním operačním přístupem [10].



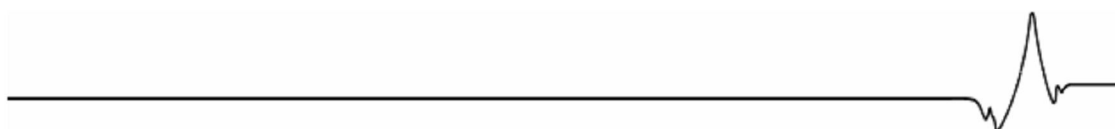


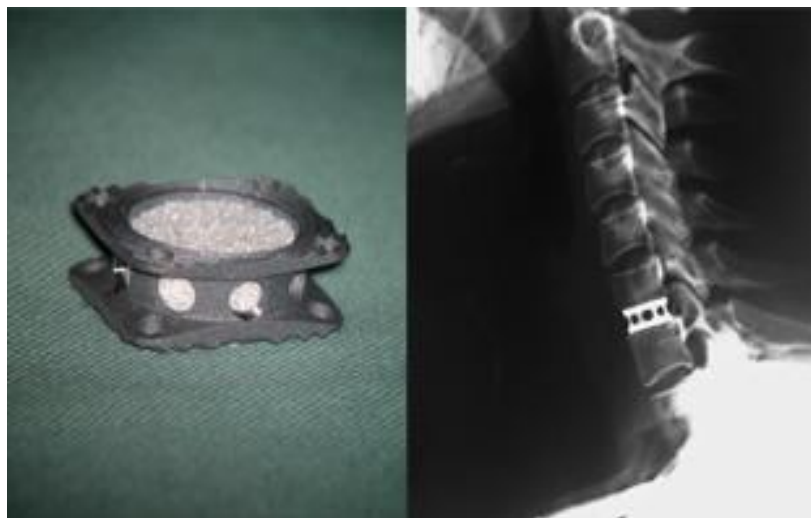
Vymizení neurologických projevů nemoci vyžaduje dokonalou dekompresi nervových struktur. Klasický způsob, s nímž jsou velice dobré zkušenosti a dodnes je široce uplatňován, je zprostředkování kostního spojení mezi sousedními obratli. Způsobů jak toho dosáhnout existuje celá řada, v praxi se však nejlépe osvědčila kostní fúze za užití kovové dlažky, zajištěné příslušným počtem šroubů a náhradou ploténky kostním štěpem. Vzhledem k pooperačním obtížím a nežádoucímu prodloužení operace v případě odběrů kostních štěpů samotným pacientům se postupně uplatnila jiná metoda. Kostní materiál se odebere zemřelým dárcům. Takové transplantace významně zkracují délku operace a jsou vyloučeny i komplikace spojené s odběrem štěpu. Výsledky operací jsou obdobné jako u pacientových štěpů, navíc riziko přenosu infekce je spíše teoretické. Na přání pacienta se však může použít jeho vlastní kostní štěp.



Obr. 7 : Odběr kostního štěpu [10].

Při náhradách krčních meziobratlových plotének se velice dobře osvědčily také nemagnetické kovové implantáty neboli vložky a klíčky, které se umísťují do meziobratlového prostoru. Tyto implantáty jsou vyráběny především z titanu. Doba potřebná k tomu, aby znehybnily inkriminovaný úsek páteře je sice delší než v případě dlahovaných kostních štěpů, ale klinické výsledky a subjektivní dojmy pacientů hodnocených 2 roky po operaci jsou srovnatelné. Takovýto způsob náhrady ploténky také navíc vyžaduje daleko méně operačního prostoru, proto umožňuje zmenšit operační ránu a ještě zkrátit operační čas [10].





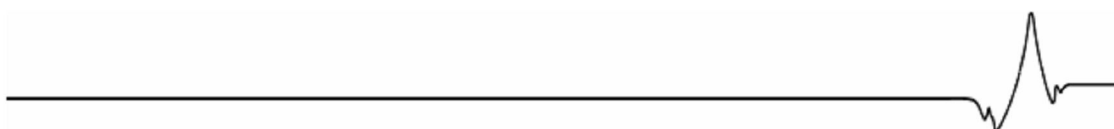
Obr. 8 : Příklad kovové klíčky vložené do meziobratlového prostoru [10].

Horkou novinkou jsou dnes umělé dynamické náhrady (protézy) meziobratlových plotének. Tyto protézy umožňují pacientovi provádět téměř shodné pohyby jako s „originální“ krční ploténkou. Krční páteř však může občas zareagovat urychlením degenerativních změn v přilehlých segmentech „vyměněné“ ploténky. Segmenty mohou být při každodenní zátěži přetěžovány, může v nich docházet k určitým změnám. V některých případech se může stát, že vznikne i potřeba další operace [10].

1.5.2 Přední přístup

Nejsnadnějším a nejšetrnějším chirurgickým přístupem ke krční páteři je již dříve zmíněný přední přístup. Rychlá a téměř bezkrevná cesta vedená za jícnem umožní operátorovi dobrý přístup k přední ploše krční páteře. Anatomické poměry v této části lidského těla při tomto přístupu poskytují dobré podmínky k bezpečné resekcii obratlového těla a dekompresi nervových struktur.

Přední přístup (mimo břišní dutinu) bývá též užíván při operacích metastáz bederní páteře. Operátor chirurgicky otevře hrudní dutinu a pronikne k lézím hrudního segmentu. Po odstranění tumorózně postiženého obratlového těla a dekompresi páteřního kanálu následuje rekonstrukce předního sloupce páteře. Rekonstrukce se provádí různými způsoby. Každý způsob náhrady obratlového těla nebo jeho části má své výhody, ale také nevýhody. Jednotlivé metody sledují odlišné cíle a v tomto ohledu je do značné míry nelze zaměňovat. Samostatnou kapitolou je náhrada obratlového těla kostním štěpem. Tento způsob se využívá v případech, kdy se předpokládá dlouhodobé přežití pacienta, kvůli vytvoření dostatečně pevného kostního spojení. Veškeré ostatní





metody rekonstrukce jsou metodami paliativními, jež by měly v první řadě zabezpečit odpovídající stabilitu odoperovaného úseku. Vznik kostního spojení se neočekává ať už s ohledem na předpokládanou délku přežití pacienta nebo s přihlédnutím k neúplnému odstranění nádoru z páteře. Dále je vhodné stabilizovat páteř šrouby [10].

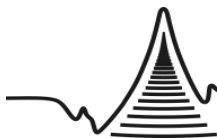


Obr. 9 : Rekonstrukce předního sloupce páteře použitím titanového koše a stabilizace páteře dláždou zajištěnou šrouby [10].

2 Metoda konečných prvků

Metoda konečných prvků (dále jen MKP), angličtině finite element method (FEM), je numerická metoda založená na řešení soustavy rovnic, sloužící k simulaci průběhů napětí, deformací, frekvencí, proudění tepla, jevů elektromagnetismu, proudění tekutin atd. na vytvořeném fyzikálním modelu. Její princip spočívá v diskretizaci spojitého kontinua do určitého (konečného) počtu prvků, přičemž zjišťované parametry jsou určovány v jednotlivých uzlových bodech. MKP je užívána především pro kontrolu již navržených zařízení, nebo pro stanovení kritického místa konstrukce. Ačkoliv jsou principy této metody známy již delší dobu, k jejímu masovému využití došlo teprve s nástupem moderní výpočetní techniky [5].





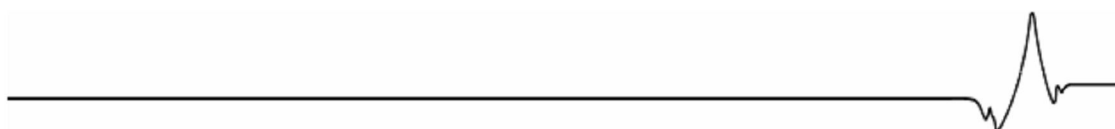
2.1 Historie MKP

První v praxi použitelné programy se objevují v druhé polovině sedmdesátých let právě v souvislosti s nástupem výpočetní techniky. Celých více než 30 let existence MKP je provázáno dynamickým rozvojem metody. První, z dnešního hlediska velmi jednoduché výpočty, prováděné na sálových počítačích první generace, byly zaměřeny na vojenské projekty, kosmický program, letectví a jadernou energetiku v USA. Mezi prvními pěti komerčními MKP systémy najdeme i po celou dobu vedoucí trojici tzv. „velkých MKP systémů“: ABAQUS, ANSYS a NASTRAN, jež byly od počátku financované z programů základního výzkumu. Vývoj NASTRAN byl orientován na leteckou techniku a rozvíjel problematiku dynamiky. ANSYS, vytvářený pro jadernou energetiku, energetiku, stroje a zařízení, hledal cestu multifyzikálních analýz. ABAQUS lze charakterizovat jako spíše vědecky orientovaný speciální MKP systém.

Zatímco se fyzikální model MKP a matematický aparát metody rozvíjely průběžně, z hlediska „uživatelské přívětivosti“ došlo ke skokové změně v souvislosti s nástupem CAD systémů. Zavedení ekvivalentního grafického prostředí do MKP systémů přineslo radikální změnu ve způsobu práce s výpočty. Dříve pouze numericky zadávané, stejným způsobem kontrolované a vyhodnocované vypočtené veličiny bylo poté možné graficky zobrazit a zkontrolovat. Zavedením dialogového, graficky orientovaného prostředí se změnil i způsob práce se softwary. Tato změna byla provázána jak bouřlivým růstem počtu inženýrských pracovišť pro výpočty, tak i vznikem nových MKP programů různé úrovně a kvality.

Následující období lze charakterizovat sbližováním CAD a MKP software na jedné straně a rostoucí spoluprací výpočtáře a konstruktéra na straně druhé. Logicky dochází k hledání možností přenosu modelů a dat z CAD do MKP systémů a ke snaze zavádět výpočty už do fáze návrhu, nikoliv až kontroly výrobku. Rozvíjejí se variantní a optimalizační algoritmy. Nejen tzv. „velké MKP systémy“, ale i naprostá většina tzv. „běžných komerčních systémů“ byla původně orientována na speciálně vyškolené pracovníky.

Přátelsky orientované prostředí MKP software, algoritmizace části postupu práce s MKP a sbližování CAD s MKP pracovišti přineslo rozvoj další kategorie, kterou lze nazvat jako MKP programy, určené pro konstruktéry. Přes první smíšené reakce jak ze strany konstruktérů, jimž byly tyto produkty určeny, tak i ze strany výpočtářů-specialistů, prokázal následující rozvoj a rozšíření těchto programů jejich životaschopnost a opodstatněnost pro určité kategorie výpočtů. Potvrzením je mimo jiné i to, že v současné době podporují a nabízejí tyto varianty programů i dva producenti „velkých MKP systémů“, ANSYS a NASTRAN [11].





2.2 Současný stav MKP

Podíváme-li se na aktuálně nabízené MKP systémy z hlediska jejich sofistikovanosti a určení, můžeme je rozdělit do těchto kategorií:

- Systémy pro výpočtáře-specialistu,
- systémy pro vývojáře, zabývajícího se výpočty,
- systémy pro přímou výpočetní podporu konstruktéra [11].

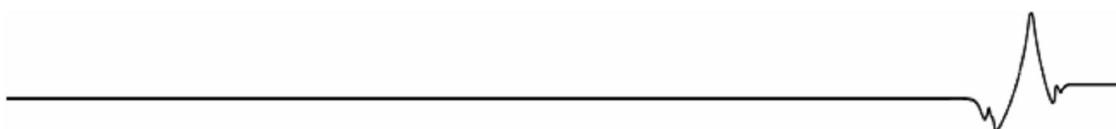
2.2.1 Systémy pro výpočtáře-specialistu

Uživatelé je výpočtář s příslušným vzděláním schopný jak po inženýrské, tak i fyzikální stránce zvládat komplexní modely náročnějších inženýrských problémů. Předpokládá se znalost programování. MKP systémy pro tohoto uživatele jsou programátorsky přístupné multifyzikální nelineární programy s vazbou na CAD systémy. Představitelé této kategorie jsou ABAQUS, ANSYS, NASTRAN. Dále speciální úzce orientované programy pro analýzy proudění (např. CFX, FLUENT, STAR-CD) a programy pro analýzy elektromagnetického pole [11].

2.2.2 Systémy pro vývojáře, zabývajícího se výpočty

Uživatelé je výpočtář inženýrského pojetí, zabývající se výpočty střední kategorie složitosti, zahrnující nelineární, nestacionární problematiku. Potřebný MKP systém: nelineární program užšího fyzikálního zaměření s úzkou integrací na konkrétní CAD (přenos geometrie modelů). MKP software pro tuto kategorii uživatelů můžeme rozdělit na 2 skupiny:

- Samostatně stojící MKP software, schopný úzké komunikace s CAD systémy uživatele (přenos geometrie z konkrétního CAD systému).
- MKP software integrovaný přímo do prostředí CAD systému, standardní postup analýzy (od tvorby sítě přes materiál, zatížení, řízení výpočtu až po vyhodnocování výsledků) [11].





2.2.3 Systémy pro přímou výpočetní podporu konstruktéra

Tyto systémy jsou určeny pro konstruktéry pracující s CAD systémy. Uživatel má možnost podle své potřeby využívat MKP výpočty (bez hlubší znalosti MKP problematiky) v průběhu konstrukční práce. Charakteristikou MKP systémů pro tohoto uživatele je snadné a jednoduché použití, automatické a algoritmizované postupy, úzká vazba na CAD nebo přímo integrace do CAD systému. Typičtí představitelé této kategorie: ANSYS - Design Space, COSMOS - Works, MSC –In Check [11].

2.3 Základy MKP

MKP, tedy metoda konečných prvků je, jak již bylo řečeno, matematická metoda, založená na řešení soustavy rovnic, popisujících vlastnosti určité fyzikální soustavy. Například řešením rovnic tuhého tělesa, jehož materiálové vlastnosti jsou popsány elastickým materiálovým modelem a je zatížené vnějšími silami. Vyřešením rovnic získáme deformace a napjatost tohoto tělesa.

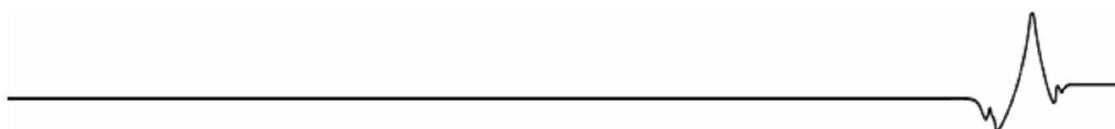
Podobným způsobem je možné získat popis teplotního pole, použije-li se pro fyzikální model soustava Laplaceových rovnic nebo soustava Navier-Stokesových rovnic pro popis proudění.

Analytické řešení těchto diferenciálních rovnic by nepředstavovalo problém, pokud by se jednalo o základní fyzikální úlohy na geometricky jednoduchých tělesech. Pro inženýrské problémy, které jsou předmětem většiny analýz, jsou charakteristické fyzikálně komplexní, matematicky nesourodé soustavy s tvarově velmi složitou geometrií. Pro řešení těchto problémů se ukázala být jako nejvhodnější právě metoda konečných prvků.

Vlastní princip metody je celkem jednoduchý. Geometricky definovaný objekt, který je předmětem výpočtu, se rozdělí na konečný počet prvků (tzv. elementů), vyplňujících s dostatečnou přesností jeho tvar.

Jestliže jsou vlastnosti každého elementu popsány jednoduchou matematickou funkcí, dostáváme pro popis vlastností celého objektu soustavu rovnic. Řešení diferenciálních rovnic je tak převedeno na řešení soustavy algebraických rovnic, jejichž neznámé představují parametry fyzikálního problému, který zkoumáme.

Pro výpočty ve staticce jsou to posuvy, pro teplotní pole teplota, pro magnetické pole magnetický potenciál a podobně. Jednotlivé elementy jsou vzájemně spojeny v tzv. uzlech, matematických bodech o známých souřadnicích v prostoru. Pro jednoduchost se dá říct, že jsou počítány hodnoty neznámých parametrů právě v těchto uzlech. Soustava rovnic popisujících celý počítaný objekt potom představuje řádově tisíce až miliony rovnic [11].





2.4 Prostředí pro MKP výpočty a uživatel systému

Výše uvedený popis je sice velmi hrubým zjednodušením matematického modelu MKP, ale přesto uvádí pojmy, které jsou pro laika těžko pochopitelné. Ve skutečnosti jsou současné MKP systémy velmi přátelské a vycházejí i u prostředků určených pro profesionální výpočtáře z filosofie maximální možné algoritmizace matematického aparátu metody. Uživatel se tak vůbec nemusí starat o volbu bazických funkcí, vlastní řešení rovnic, jejich podmíněnost, velikosti chyb a podobné problémy spojené s numerickým řešením. Vlastní uživatelské prostředí jednotlivých MKP systémů podporuje více či méně komfortním způsobem všechny výše uvedené činnosti, představující práci uživatele při výpočtu MKP. Prostředí pro výše uvedené části analýz MKP je rozdělováno do následujících tří logických celků:

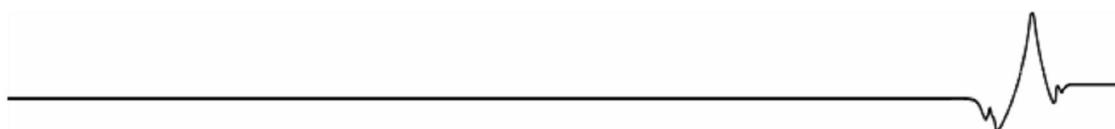
- Preprocessor – příprava modelu a dat pro výpočet
- Solver – řešení rovnic
- Postprocessor – vyhodnocení výsledků

Zatímco u vyšších MKP programů preprocessor, solver a postprocessor většinou představují samostatné moduly, u integrovaných prostředků určených pro konstruktéry tyto jednotlivé části splývají v jeden celek a nejsou z uživatelského pohledu patrné, přestože jsou uvnitř systému takto členěny [11].

2.5 Fáze výpočtu MKP

2.5.1 Definice problému, fyzikální model a typ úlohy

Jde o velmi široké pojmy, zahrnující činnosti od rozhodnutí o typu výpočtu (statika lineární nebo nelineární, dynamika, statika s teplem aj.), materiálovém modelu (lineární, plastický, teplotně závislý aj.), zatížení (charakter, časová závislost aj.) či okrajové podmínice a další potřebná data. Tyto problémy, jež jsou pro kvalitu MKP výpočtu rozhodující, leží vně MKP software a nijak výrazně se neliší od úvah, které souvisejí s prováděním klasických výpočtů. Základem pro tuto část výpočtů je konstruktérský cit a zkušenost [11].





2.5.2 Vytvoření geometrického modelu

V současných MKP programech převažuje způsob přebírání geometrického tvaru součástí nebo celků určených pro výpočty z CAD systémů, kde byly předtím vytvořeny jako součást návrhu nebo tvorby dokumentace. Profesionální systémy jsou vybaveny širokou škálou prostředků pro tvorbu prostorových modelů a jejich úpravy. Geometrie se přebírá přes standardní formáty (SAT, STEP, PARASOLID, IGES, VDA-FS), nebo nejnověji tzv. přímým přenosem geometrie ve formátu příslušného CAD systému, jako například Connection Series u MKP systému ANSYS. Integrované MKP systémy určené pro konstruktéry pracují přímo nad geometrií konkrétního CAD systému. Odpadají problémy s transformací, přenosem a úpravou dat. Jak specialista, používající profesionální MKP, tak i konstruktér, používající integrovaný MKP, musí rozhodnout o idealizaci tvaru geometrického modelu. U součástí se tím rozumí odstranění určitých detailů, jako jsou závity, zápichy či malé radiusy, které jsou pro výpočet nevýznamné a následně by zbytečně zvyšovaly velikost MKP modelu (hustotu sítě).

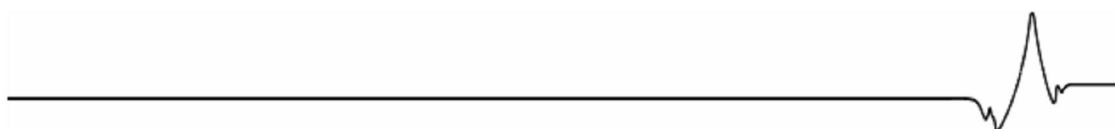
U větších skupin a soustav bývá nutné nahradit spojovací díly zavedením kontaktů. V integrovaných MKP systémech je tato činnost podporována dialogovým menu, některé systémy mají pevný algoritmus pro potlačení určitých detailů stejně tak i pro zavedení kontaktů. Pouze některé z integrovaných MKP systémů mají možnost používat rotačně symetrické, skořepinové nebo nosníkové modely. Nutnou podmínkou jejich aplikace je existence prostředků umožňujících na straně CAD modelu vytvořit geometrii pro skořepinový nebo nosníkový model. Tyto nástroje jsou běžnou výbavou profesionálních MKP programů a jejich kvalifikované použití již předpokládá určité znalosti z teorie metody konečných prvků [11].

2.5.3 Atributy úlohy

Sem patří informace o materiálu, volba typu elementů a reálných konstant, představující matematické vyjádření některých geometrických funkcí při volbě určitého typu elementů. Zatímco profesionální MKP systémy mají velmi bohatý výběr těchto atributů, MKP prostředky pro konstruktéry je mají pevně nastaveny nebo umožňují jejich omezený výběr pomocí dialogového menu.

Materiálové vlastnosti u MKP systémů představují velmi široký pojem. Pro výpočty multifyzikální povahy je nutné znát nejen mechanické vlastnosti materiálu (jak v lineární, tak i nelineární oblasti), ale i jejich závislost na teplotě, elektrické vlastnosti, změny v závislosti na čase, únavové charakteristiky a podobně.

Úroveň a rozsah knihovny elementů MKP je jednou z jejich nejdůležitějších vlastností MKP systémů. Například programy ANSYS Base Series nabízejí řádově přes 100 typů elementů [11].





2.5.4 Zatížení a okrajová podmínka

Na každou součást, jejichž mechanické vlastnosti máme simulovat, působí vlivy fyzikálního prostředí se kterým je v kontaktu. Počítanou součást je třeba stejně jako při klasických výpočetních postupech z fyzikálního prostředí uvolnit. Analogicky s klasickými výpočetními metodami spočívá uvolnění součásti v definici jejího zatížení a uložení: je třeba definovat, jakým způsobem je součástka uložena a jak je zatížena. V některých případech, jako u mechanismů a pohybujících se součástí, je nutné nejdříve zjistit zatížení pro výpočet předchozí kinematickou nebo dynamickou analýzou. Pokud je poznání fyzikálního prostředí analyzované součásti nedostačující, je konstruktér odkázán na cit a zkušenosti.

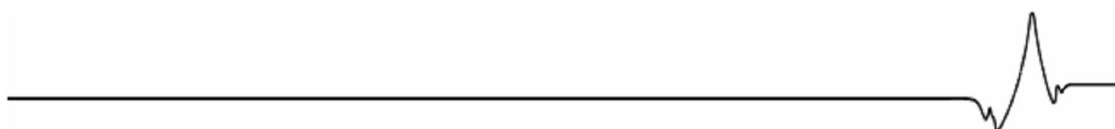
Při uvolňování součásti pro její výpočet je nutné postupovat velmi obezřetně. Pokud součást špatně uvolníme, dostaneme výsledek, který odpovídá špatně uvolněné součásti a ne tedy skutečnosti. Takovou chybu žádný software neodhalí. Z fyziky je obecně známo, že každé těleso má v prostoru 6 stupňů volnosti, tedy 3 posuvy ve směru základních os x , y , z a 3 rotace kolem těchto základních os. Na tomto je založena i logika zadávání zatížení a uložení v analýze metodou konečných prvků. Způsob upevnění je označován jako okrajová podmínka.

Často používaný pojem „obecná okrajová podmínka“ zahrnuje zatížení plus okrajovou podmínku. Je potřeba mít na paměti, že pro numerický výpočet nepostačuje prostá rovnováha vnějších sil. Každá součástka musí být správným způsobem uložena, a to i v případě rovnováhy sil.

Vlastní zadání zatížení a okrajové podmínky se ve většině softwarů stává velmi jednoduchou záležitostí. Zatížení se většinou zadává na příslušnou geometrickou entitu (bod, hrana, plocha, objem) v prostředí příslušného dialogového menu, které si uživatel zvolí z nabízeného výběru tak, aby odpovídalo požadovanému charakteru zatížení. Nabídky zatížení většinou zahrnují:

Strukturální zatížení:

- Tlak na plochu,
- síla na plochu,
- síla do bodu,
- zatížení ložiska,
- moment na plochu.





Okrajovou podmínku:

- Upevnění plochy,
- upevnění bodu,
- posuv plochy,
- posuv hrany,
- posuv bodu.

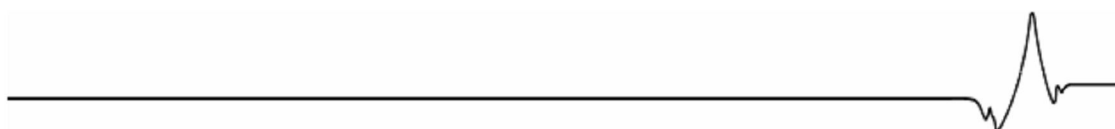
Objemová zatížení:

- Úhlová rychlost,
- zrychlení [11].

Jak již bylo zmíněno, většina softwaru používá zadávání obecné okrajové podmínky na geometrii modelu. Pro výpočet je třeba převést zatížení z geometrie na konečnoprvkový model, tvořený uzly a elementy. Tato transformace probíhá automaticky při spuštění řešení úlohy a není třeba se s ní zabývat. Maska pro zadávání zatížení a okrajové podmínky umožňuje mimo jiné jejich zadání do konkrétního bodu. Je třeba zvážit, zda zadávaná veličina skutečně působí v jediném bodě, nebo zda spíše působí na určitou, byť malou plochu. Pokud pro takový případ zadáme zatížení do bodu, musíme počítat s tím, že výsledek výpočtu bude v tomto místě zatížen chybou). Správné uvolnění součásti je věcí rozvahy a je pouze lidskou činností, kterou zatím dnešní softwary neumí simulovat. V této části MKP se běžně dělá mnoho chyb, kterých se dopouští i zkušení odborníci. Stačí mít nedokonalé informace o funkci zařízení a „chyba je na světě“. Jako příklad lze uvést součást, která je sice správně uvolněna z hlediska interakce s okolními součástmi, ale zapomene se na to, že celá soustava vykonává rotační pohyb nebo že je kromě mechanického zatížení navíc vystavena působení tepla [11].

2.5.5 Vygenerování sítě

Generování sítě, zahrnuje vlastní tvorbu sítě v modelu, tvořené soustavou uzlů a elementů. U MKP systémů pro profesionály nabízí menu široký výběr příkazů a postupů pro generaci sítě. U integrovaných MKP softwarů jsou příkazy algoritimizované, pevně stanovené postupy, doplněné o dialog na úrovni myši. Některé integrované systémy ani neumožňují zobrazení sítě. Tyto systémy používají





automatické generování sítě po spuštění výpočtu a jediným parametrem, který je třeba zvolit, je hustota sítě (tzv. Mesh) [11].

2.5.6 Vlastní výpočet

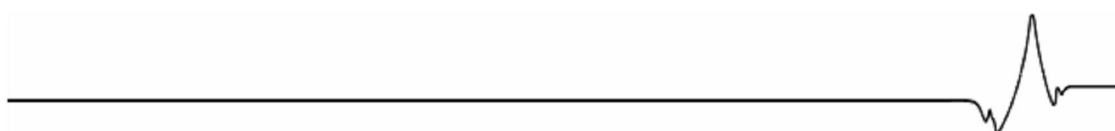
Představuje vesměs nejsnadněji použitelnou část programů, která bývá zcela algoritmovaná. U profesionálních programů existuje výběr z celé řady řešení MKP. Ať už orientované podle charakteru analýzy (např. speciální výpočty pro oblast polí), nebo např. speciální výpočty pro špatně podmíněné matice atd. V poslední době převládají tzv. iterační řešiče, které jsou pro řadu problémů daleko rychlejší a úspornější pro paměť na disku než klasické eliminační metody. Mají ale větší nároky na velikost operační paměti. Veškeré výpočty obsahují kontrolní algoritmy, které umožňují zjistit, zda byly zadány veškeré potřebné informace a parametry.

Velké programy, jako je např. ANSYS, musí umožňovat jak zásahy do průběhu řešení, tak i kontrolu během vlastního výpočtu.

Důležitým prvkem je též čas potřebný pro výpočet. Hlavní faktory, které ovlivňují čas výpočtu, jsou velikost modelu (tzv. zda se jedná o jednu součást nebo soustavu součástí apod.) a typ analýzy. Lineární výpočet běžných strojních součástí trvá ve většině softwarů řádově několik minut. Rychlost výpočtu je závislá jak na parametrech použitého HW (např. procesor a RAM paměť), tak i na velikosti modelu, která je dána počtem elementů a uzlů MKP modelu. Jestliže má např. objemový prvek pro statiku v každém uzlu 3 stupně volnosti, představuje počet uzlů, vynásobený třemi, počet neznámých řešené soustavy rovnic. I v případě jednotlivých, ale tvarově složitých součástí, se tak může jednat o soustavy řádově s tisíci a desítkami tisíc neznámých. Velikost modelu také úzce souvisí s pojmem kvality a hustoty sítě [11].

2.5.7 Variantní výpočty

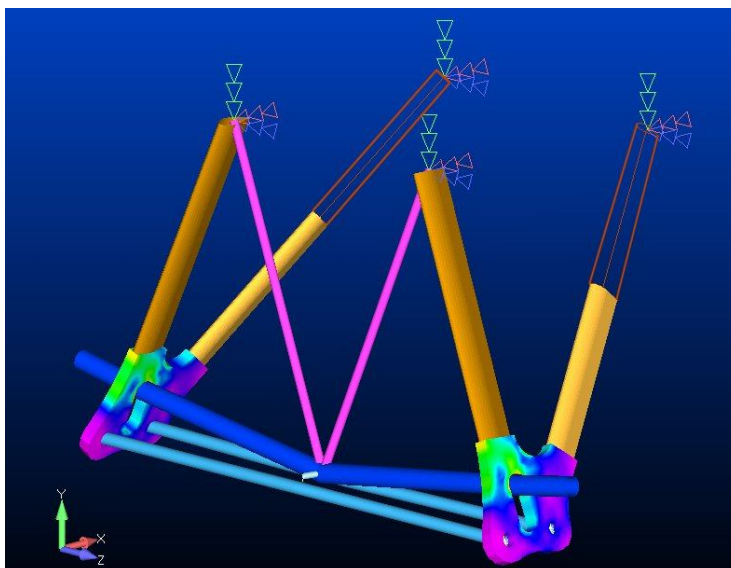
Velké systémy nabízejí celou řadu možností, jak počítat různé varianty modelu, včetně parametrických studií a citlivostních analýz (vliv a váha jednotlivých parametrů na veličinu, jejíž hodnota nás zajímá). Velká většina systémů nabízí jednoduchý, ale velmi účinný prostředek, jímž je funkce „Update“. Ta nám umožňuje zopakovat výpočet po jakékoliv změně modelu. Jestliže jsme provedli jakoukoliv změnu na geometrii modelu, systém nás sám upozorní na potřebu provedení nového výpočtu. Před výpočtem dané varianty je nutné zkontrolovat, zda se úprava geometrie netýkala oblastí, na níž jsou zadána zatížení nebo okrajové podmínky [11].





2.5.8 Vyhodnocení vypočtených hodnot

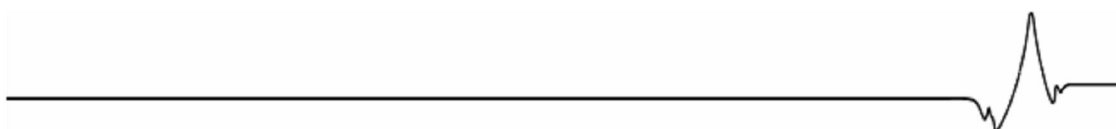
K zpracování a vyhodnocení výsledků ve velkých MKP systémech slouží tzv. postprocesory, které jsou buďto součástí základních balíků (ANSYS), nebo to mohou být samostatné, na výpočtu nezávislé univerzální systémy (FEMAP, Hypermesh, ICEM). V obou případech se jedná o rozsáhlý, široce pojatý software určený pro výpočtáře-specialistu. Mnohdy složité vyhodnocování v profesionálních systémech končí hodnocením únavy a životnosti, jež je případně rozšířeno o pravděpodobnostní hodnocení. U integrovaných systémů je problematika výpočtů většinou zúžena na lineární oblast. Hodnocení lineárních výpočtů proto umožňuje aplikaci jednoduchého principu vyhodnocení výsledků zavedením koeficientu bezpečnosti. Například prostředí AIP FEM má integrovanou podmnožinu operací ANSYS Workbench postprocessing, a to v širší odpovídající rozsahu AIP. Výsledky výpočtu (pro statiku stav deformace a napjatosti, v dynamice vlastní tvary a vlastní frekvence) jsou zobrazeny na geometrii součástí, a sice jako barevné isoplochy vypočtené veličiny. Každá barva odpovídá určitému rozmezí hodnoty vypočtené veličiny. Geometrii součástí pak doprovází barevná legenda, ze které lze hodnoty odečítat [11].



Obr. 11 : Krásný příklad z praktického využití MKP. Znázornění zatížení částí noh podvozku letounu Avia B.H.5 [13].

2.5.9 Animace

Animace výsledků (zobrazení vypočtených hodnot v závislosti na čase) se s úspěchem používá nejen pro zobrazení dynamických výpočtů, např. vlastní tvary, ale také pro zobrazení deformace ze statických výpočtů. Animované výsledky poskytují přesvědčivý obraz o změně fyzikálních vlastností modelu v závislosti na zatížení.





Ovládání animace v ANSYSu je opět velmi snadné. Pomocí kliků na ikony se dá spustit, zastavit nebo měnit rychlost animace. Při spuštěné animaci je samozřejmostí manipulace s modelem [11].

2.5.10 Reakce

Součástí každého MKP systému, je možnost zjištění reakčních sil. Hodnoty reakcí na modelu jsou velmi důležité informace, podle které se dá zjistit, zda jsme při zadávání zatížení na něco nezapomněli nebo neudělali chybu (jednoduchá kontrola rovnováhy sil) [11].

2.6 Automatická dokumentace

Po ukončení MKP výpočtu na specializovaném výpočetním pracovišti jsou výsledky zpracovány ve formě výpočtové zprávy, která má většinou volnou formu a rozsah, ale měla by obsahovat tyto hlavní body:

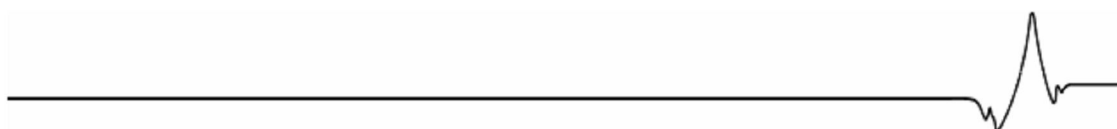
- Technické zadání,
- použitý MKP systém,
- návrh modelu a rozbor úlohy,
- vyhodnocení výpočtu, závěr,
- obrázky, grafy, přílohy.

Zpráva by měla též obsahovat protokol o výpočtu, s číslem licence použitého MKP systému, protokol ISO a certifikaci pracoviště [11].

2.7 Přesnost řešení

Přesnost výsledku řešení je jednou z hlavních otázek, které se uvádí v souvislosti s výpočtem. Pakliže se hovoří o přesnosti výpočtu, je potřeba rozlišit 2 různé kategorie tohoto pojmu.

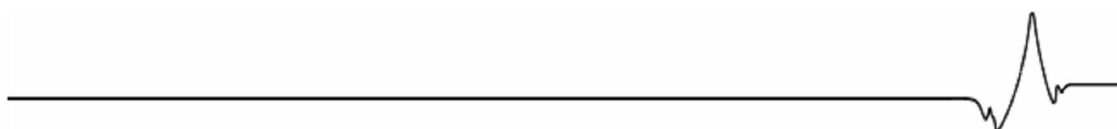
První, označovaná jako kvalita diskretizace, udává přesnost výpočetní metody při zadaných okrajových podmínkách úlohy. Kvalita diskretizace je přímo úměrná





diskretizačnímu parametru, který je určen charakteristickou velikostí konečného prvku. Jsou známy algoritmy adaptivní generace sítě, které umožňují v několika krocích (opakováním výpočtu) zjemnit síť na úroveň odpovídající požadované přesnosti výsledku.

Druhou kategorií pojmu přesnosti představuje tzv. chyba modelu. Sem patří například nesprávně nebo nepřesně definovaná velikost a typ zatížení nebo uložení součásti, nevhodné nebo nepřesné zjednodušení modelu a podobně. Chyby modelu jsou součástí abstraktního myšlení uživatele a vznikají při převodu reálného fyzikálního problému na výpočetní model. Jako takové neleží v programu, a žádný software je tedy nemůže odhalit. Základní znalosti mechaniky a fyziky na jedné straně a konstruktérský cit na straně druhé by měly být dostatečnou zárukou pro to, aby chyby modelu byly minimální. Zkušenosti a statistiky dokazují, že standardní dobře provedené výpočty vykazují poměrně malou odchylku od naměřených hodnot (5 až 10 %) [11].





Praktická část

Po prostudování a pochopení anatomie páteře, mechanických vlastností kostí a metody konečných prvků, se mohlo přejít k vlastní realizaci bakalářské úlohy.

3 Příprava modelu

Pro vlastní realizaci bakalářské práce byl dodán model obratlů C3 a C4. Tento model byl vytvořen ze dvou modelů v programu Catia. Modely obratle C3 i obratle C4 byly vytvořeny pomocí metody bezkontaktního snímání laserovým paprskem skutečných obratlů C3 a C4. Následně byly modely „vyhlazeny“ a spojeny do jednoho modelu v již dříve zmiňovaném programu Catia. Výsledný model byl uložen ve formátu IGES (C3-C4.igs), který je vhodný pro import do programu ANSYS. V této podobě mi byl model předán k dalším úpravám.

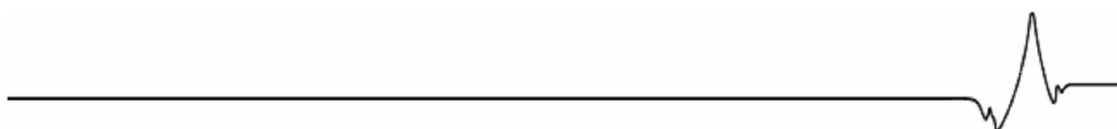
3.1 Úpravy v programu Catia

Následné úpravy byly vytvořeny programem Catia. Do programu byl načten soubor obsahující modely obratlů C3 a C4 (C3-C4.igs), který v něm byl již dříve vytvořen. Model byl následně uložen ve formátu Catia part (C3-C4.catpart) a pro další úpravy modelů v softwaru Catia byl použit pouze tento formát.

Po dokončení úprav byly výsledné soubory opět uloženy ve formátu IGES. Jednalo se o dva soubory. Jeden obsahoval model náhrady meziobratlové ploténky kostním štěpem s obratlem C3 vyoseným od obratle C4 o $+8^\circ$ (plus8.igs) a druhý o -8° (minus8.igs). Viz. níže.

3.1.1 Napozicování obratlů

Zadání bakalářské práce zní: Model náhrady meziobratlové ploténky kostním štěpem v různých polohách. Různé polohy byly konzultovány s MUDr. Pavlem Barsou, který označil za nejzajímavější polohy vyklonění obratle C3 od C4 o 8° ve směru dopředu ($+8^\circ$) a ve směru dozadu taktéž o 8° (-8°). Bylo tedy třeba vytvořit dva modely. Jeden nakloněný o $+8^\circ$ a jeden nakloněný o -8° . Další postup tvorby finálních modelů byl pro oba modely shodný, a proto bude popsán obecně na jednom.





3.1.2 Vytvoření geometrie náhrady meziobratlové ploténky kostním štěpem

Při vytváření modelu bylo taktéž důležité zachovat vzdálenost středů sousedících ploch obratlových těl mezi 5 a 7 milimetry a co nejvíce přiblížit kloubní plošky svými plochami. V modelu se uvažuje dokonalý srůst náhrady s plochami obratlů a dokonalé spojení obratlů kloubními ploškami.

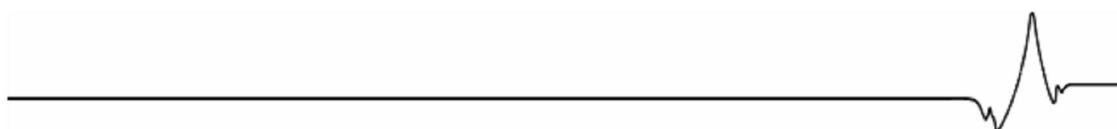
První, co bylo potřeba udělat, bylo vytvoření obrysu podstavy náhrady na obratel C3 pomocí bodů (point) a úseček (line). Z tohoto obrysu byly následně pomocí funkce Extrude vytaženy plochy ohraničující plášť náhrady. Tento plášť byl vytažen přímo do objemu obratle C4 a uzavřen plochou pomocí funkce Fill. Do prostoru z takto vzniklých ploch byl funkcí Close surface vytvořen objem. Objem, který pronikl do obratle C4, byl odečten, aby se dosáhlo spojení modelu náhrady a obratle C4 pomocí plochy.

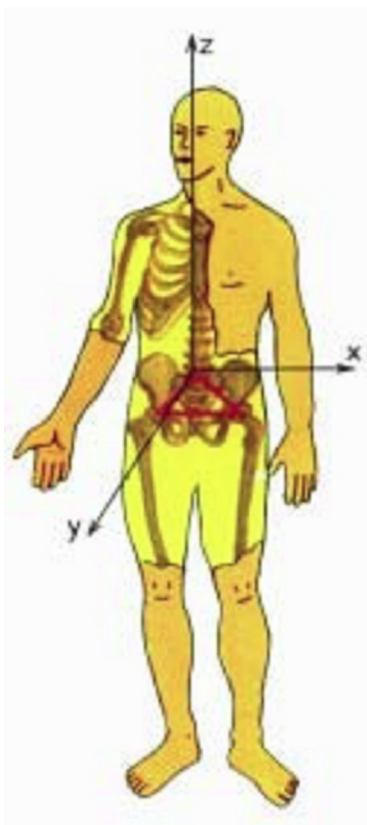
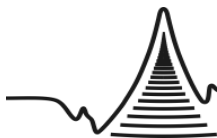
3.1.3 Vytvoření srůstu kloubních plošek

Plochy, ohraničující srůst kloubních plošek obratlů, byly vytvořeny spojením jejich styčných ploch pomocí funkce Fill. Funkce Close surface vytvořila z těchto ploch požadovaný objem pro srůst.

3.1.4 Vytvoření souřadného systému

Aby byl model co nejpřesnější, musí respektovat anatomické postavení hlavních rovin lidského těla. Pro model byl vytvořen lokální souřadný systém, který respektuje anatomické postavení obratlů v lidském těle. Tento lokální systém byl následně transformován na globální kvůli analýze prováděné programem Ansys, jelikož při spuštění program počítá s globálním kartézským souřadným systémem koeficientu 0. Jako střed souřadného systému byl zvolen střed horní plochy obratlového těla obratle C4.





Obr. 12 : Orientace souřadného systému v lidském těle [14].

3.1.5 Oříznutí

Pro zjednodušení výpočtů a ušetření výpočtového času bylo přistoupeno k oříznutí symetrie zkoumaného segmentu v rovině YZ. Výpočty tedy byly provedeny pouze na jedné symetrické polovině modelu. Toto zjednodušení lze použít pouze v případě symetrického rozložení sil působících na obratle, ale protože je počítáno s obratli ve středním anatomickém postavení, mohlo být k tomuto přistoupeno. Pravé poloviny byly tedy smazány. Z anatomického hlediska není toto zjednodušení správné, jelikož žádný obratel není dokonale symetrický, ale pro výpočet metodou konečných prvků je toto zjednodušení postačující a vhodné.

3.2 Práce v softwaru Ansys

Po skončení práce v programu Catia, bylo předpokládáno, že výsledné soubory půjde bez problému importovat do programu Ansys. Tento předpoklad se ukázal jako mylný.





3.2.1 Hledání vhodného formátu a import do softwaru Ansys

Po importu souborů (plus8.igs, minus8.igs) do programu Ansys, se ukázalo, že modely nemají tytéž vlastnosti, jakými disponovaly v programu Catia. Modely se zobrazily pouze jako souhrn ploch, kopírující přibližný tvar původních modelů. Tzn.: Oba modely byly původně vytvořeny jako soubor čtyř objemů. Každý objem reprezentoval jeden prvek zkoumaného úseku páteře. Tedy: obratel C3, obratel C4, náhrada meziobratlové ploténky kostním štěpem a srůst kloubních plošek.

Tyto chyby jsou způsobeny neexistující konvencí používání CAD formátů u různých výrobců CAD systémů. Sice je základ formátů podobný, nejsou však mezi sebou plně kompatibilní. Formáty z různých programů používají různé tolerance pro zobrazování bodů, úseček, ploch, objemů apod.. Jakmile se prvek objeví mimo danou toleranci, program neví co s ním a začne dělat chyby v modelu (např. načte model bez daného prvku).

Nezbývalo nic jiného, než vyzkoušet různé importy do různých programů s následnými exporty do formátů, které používá Ansys. Experimentovalo se s různými formáty (Catia part, IGES, ACIS file, Assembly, Markup, SET, STEP) v různých programech (3D Studio Max, Catia, Ansys, Autocad Inventor, Blender, Pro Engineer a TransMagic).

Jako nejvhodnější řešení se ukázalo načíst soubory (plus8.igs, minus8.igs) programem Pro Engineer a v něm modely exportovat do formátu ACIS file. Vznikly dva soubory: plus8.sat a minus8.sat. Tyto dva soubory byly importovány do programu Ansys v již požadované kvalitě.

3.2.2 Materiál

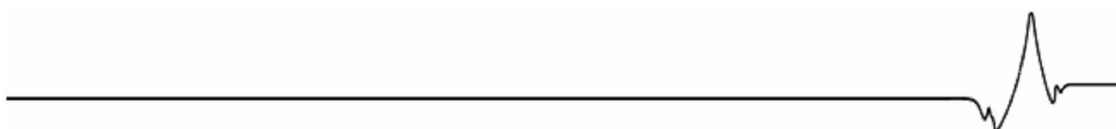
Materiál kostní tkáň byl modelován jako lineární, elastický a ortotropní. Materiálové vlastnosti kostní tkáň jsou určeny třemi faktory, které jsou shodné pro všechny 4 části modelů (obratel C3, obratel C4, náhrada meziobratlové ploténky kostním štěpem, srůst kloubních plošek): Youngovým modulem pružnosti, Poissonovým poměrem a střížným modulem.

- Youngův modul pružnosti:

$$E_{xx}=11,5 \text{ GPa,}$$

$$E_{yy}=11,5 \text{ GPa,}$$

$$E_{zz}= 11,5 \text{ GPa.}$$





- Poissonův poměr:

$$\nu_{xy}=0.35,$$

$$\nu_{xz}=0.35.$$

$$\nu_{yz}=0.4.$$

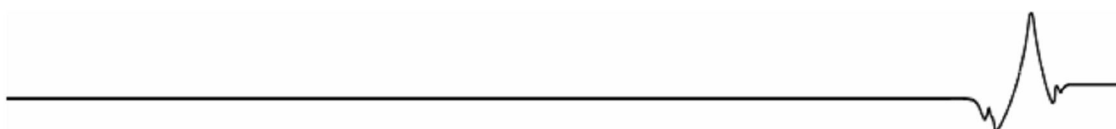
- Střížný modul:

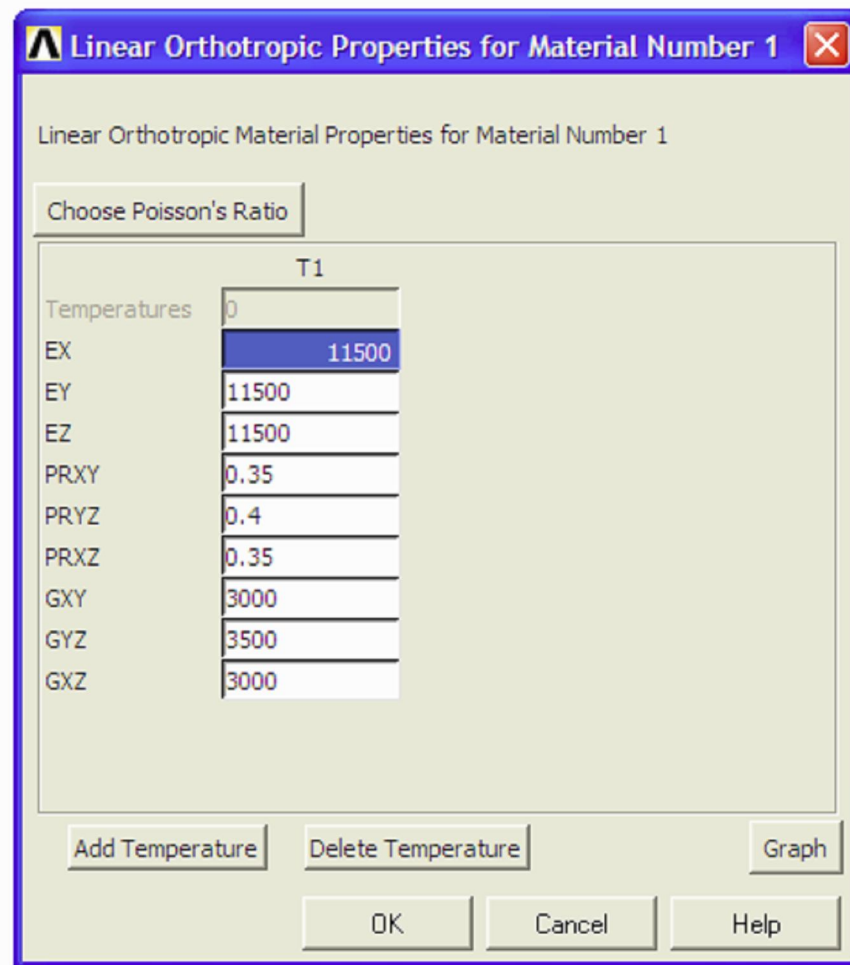
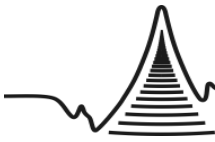
$$G_{xy}=3 \text{ GPa},$$

$$G_{xz}=3 \text{ GPa},$$

$$G_{yz}=3 \text{ GPa}.$$

Jelikož rozměry modelů jsou určeny v milimetrech, musí být materiálové vlastnosti převedeny na MPa podle obrázku číslo 13.



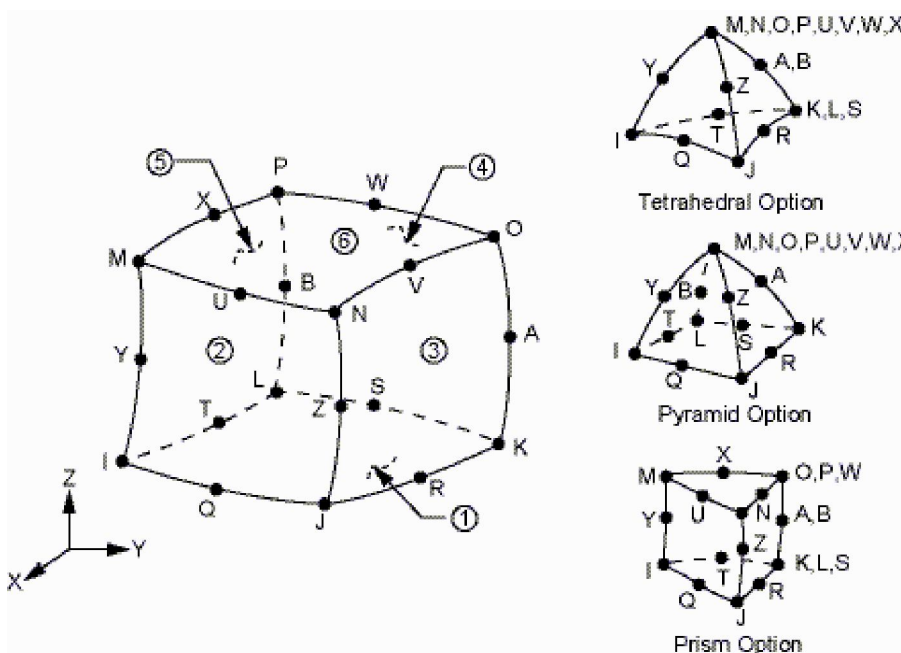


Obr. 13 : Určení materiálových konstant [14].

3.2.3 Volba typu prvku

K vygenerování prvkové sítě na modelech bylo ještě třeba zvolit správný typ elementu. Jako nejvhodnější byl vybrán element typu SOLID 95. Element SOLID 95 je tvořen 20 uzly, které se nacházejí i ve středech jednotlivých hran. Tento element byl určen pro 3D objekty a je vhodný pro úlohy ze statiky a dynamiky tuhých těles, tedy pro napěťově deformační analýzu.

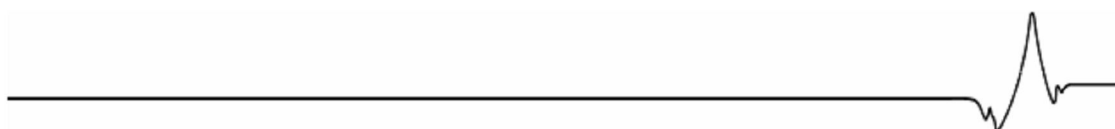


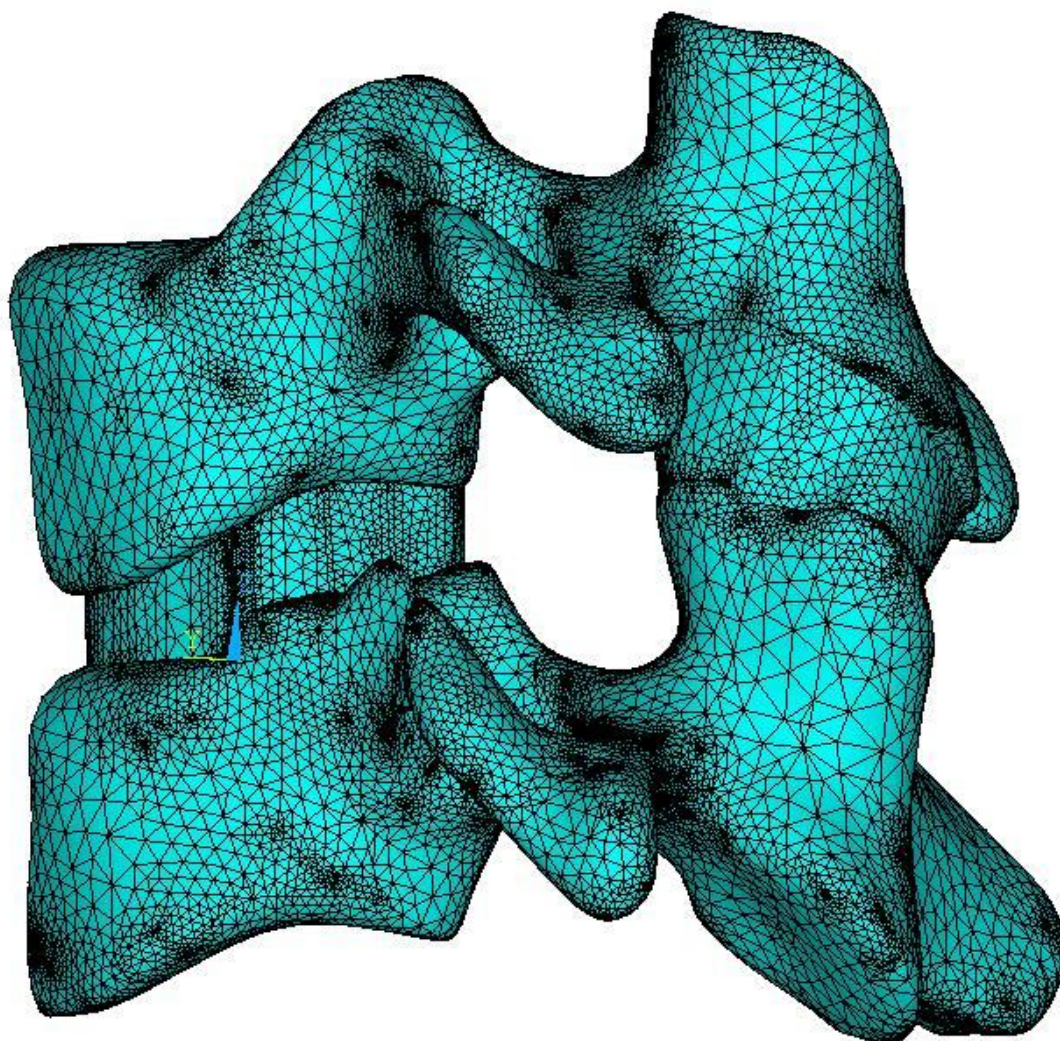


Obr. 14 : Element typu SOLID 95 [15].

3.2.4 Vytvoření sítě konečných prvků

K meshování neboli vytvoření konečné prvkové sítě na modelech byl použit nástroj Ansysu zvaný Mesh tool. Pomocí funkce Smart size se nastavila hrubost diskretizační sítě. Pro srůst kloubních plošek a náhrad meziobratlových plotének kostními štěpy byla hrubost nastavena na velikost 2. Hrubost sítě na obratlech byla nastavena na velikost 4.





Obr. 15 : Na modelu vytvořená síť konečných prvků.

3.2.5 Okrajové podmínky

V modelu bylo třeba nejprve určit dvě okrajové podmínky:

- První okrajová podmínka se týká uložení spodní části obratlových těl obratlů C4 a jejich kloubních plošek v prostoru. Na těchto dvou plochách je definováno nulové posunutí, které simuluje podepření obratlů C4 obratli C5 v páteři.
- Druhá podmínka se týká symetrie zkoumaných modelů. Jelikož byly modely rozděleny na poloviny, musela být zavedena podmínka symetrie, která znemožní posun modelu přes hranici symetrie.





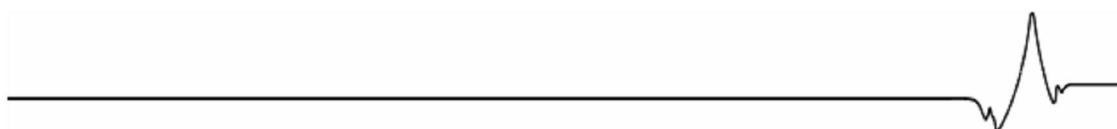
3.2.6 Podmínky a hodnoty týkající se zatížení modelů

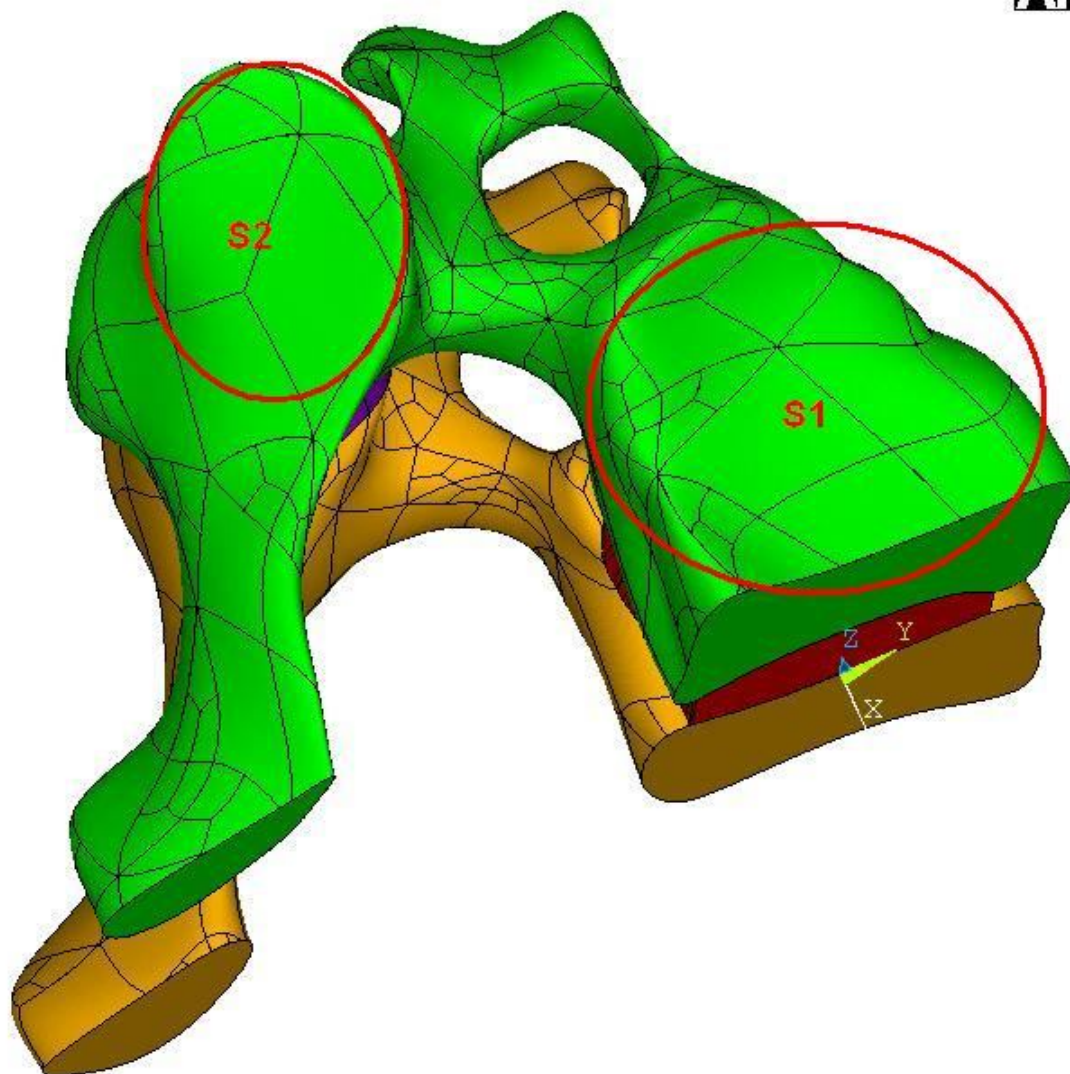
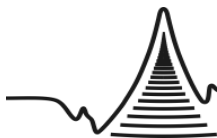
Toto se týká především tlakového působení na oblasti obratlových těl obratlů C3 a jejich kloubních plošek. Jelikož se uvažované modely obratlů nacházejí ve středním anatomickém postavení páteře, není výpočet nic složitého.

Tlak se spočítá podle obecného fyzikálního vztahu $p=F/S= m*g/S$, kde p je tlak, F je síla, která působí na plochu s obsahem S . Síla F se spočítá dle dalšího fyzikálního vztahu $F=m*g$, kde m je hmotnost a g je tíhové zrychlení ($g=9,81m*s^{-2}$).

Další potřebný údaj byl hmotnost hlavy průměrného dospělého člověka, která činí 5,5kg. Jelikož je model zjednodušený na polovinu, počítá se s poloviční hmotností hlavy (tedy $m=2.75kg$).

Při uvažování modelů ve středním anatomickém postavení páteře hmotnost hlavy působí 80% na těla obratlů C3 a 20% na jejich kloubní plošky.





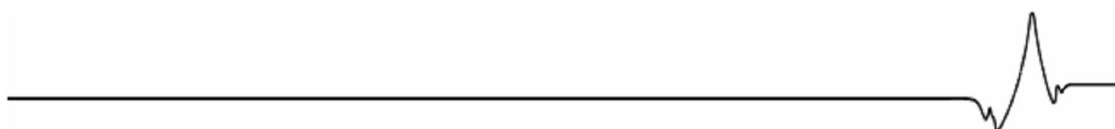
Obr. 16 : Tlakové působení na plochy obratle C3.

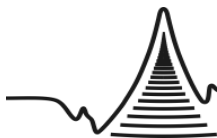
- Výpočet zatížení plochy S1:

$$p_1 = 0,8 \cdot m \cdot g / S_1 = 0,8 \cdot 2,75 \cdot 9,81 / 144,3 \cdot 10^{-6} = 149\,563 \text{ Pa} = 0,149563 \text{ MPa}$$

- Výpočet zatížení plochy S2:

$$p_2 = 0,2 \cdot m \cdot g / S_2 = 0,2 \cdot 2,75 \cdot 9,81 / 85,67 \cdot 10^{-6} = 62\,980 \text{ Pa} = 0,062980 \text{ MPa}$$





4 Deformačně napěťová analýza

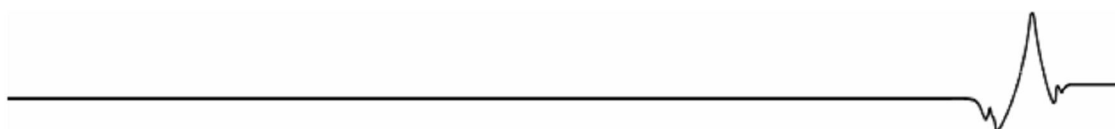
Po určení materiálu, vytvoření konečné prvkové sítě a zavedení okrajové podmínky a zatížení, mohlo být na modelu přistoupeno k provedení deformačně napěťové analýzy v programu Ansys. Provedení analýzy na jednom modelu trvalo přibližně 90 minut, přičemž soubory s výsledky (plus.db, minus.db) měly velikost zhruba 1GB.

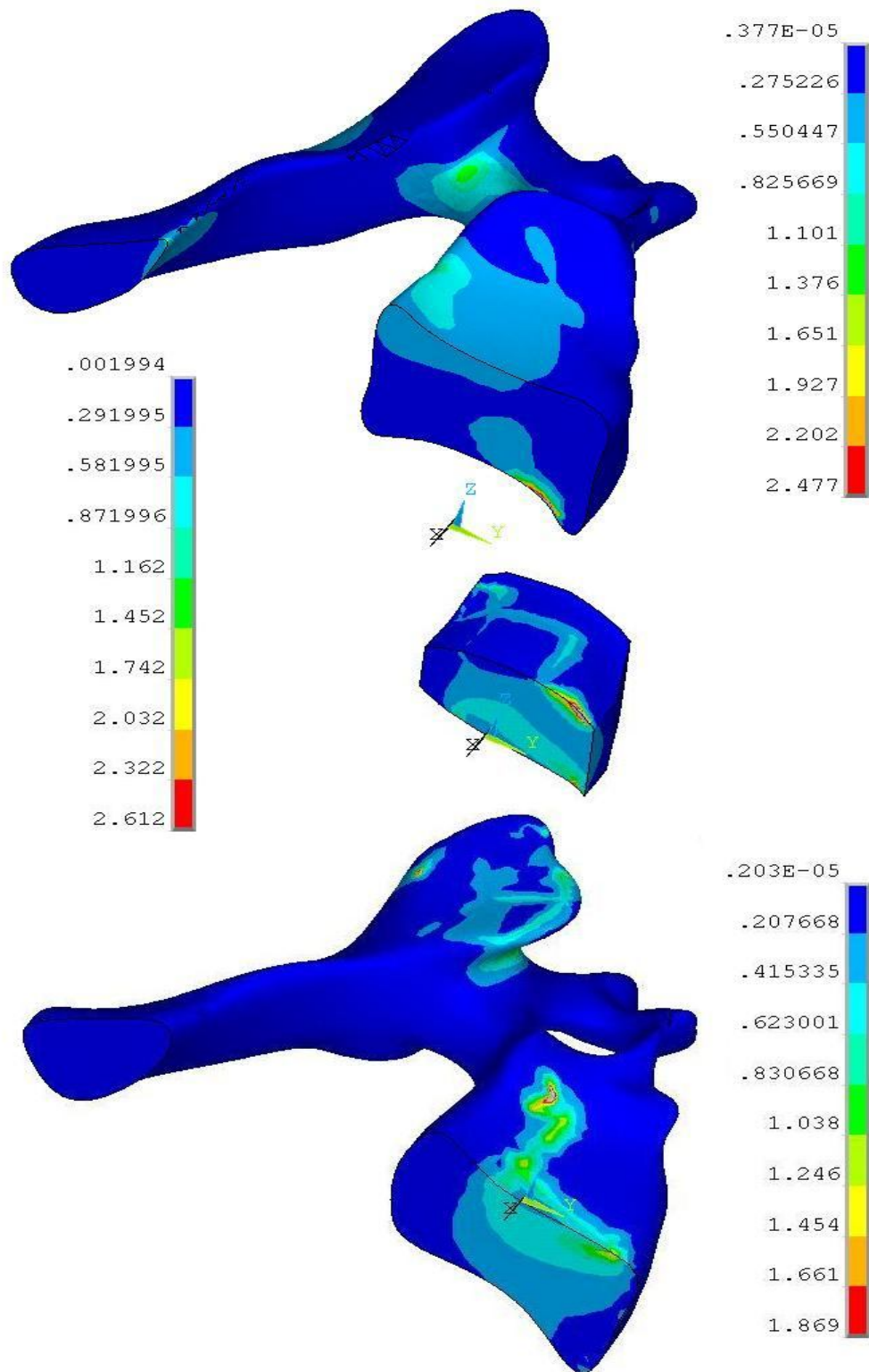
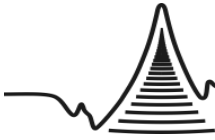
Hodnoty výsledků byly vykresleny pomocí postprocesoru a zobrazeny jako barevné isoplochy přímo na modelech. Každý výsledek byl doplněn příslušnou legendou. Zobrazeny byly celkové posuny a ekvivalentní napětí. Jelikož na každé části modelu jsou výsledky v jiném řádu, nebylo prakticky možné ukázat výslednou barevnou mapu na celých modelech. Proto byly modely rozloženy na 3 části a to na obratel C3, náhradu meziobratlové ploténky a obratel C4. Jednotlivé části jsou seřazeny pod sebou, podle toho jak na sebe navazují, a každá část má svoji vlastní barevnou legendu. Vedle rozložení fyzikálních veličin na modelech, šlo taktéž sledovat změny v geometrii modelů. Tyto změny jsou však špatně viditelné pouhým okem.

Je důležité podotknout, že analýza byla provedena na znehybněném páteřním segmentu po dokonalém srůstu těl obratlů pomocí kostního štěpu a dokonalém srůstu kloubních plošek. Hlava se při tom nacházela ve středním anatomickém postavení. Nebyl použit žádný fixační prvek a předpokládá se uplynutí značné doby od chirurgického zákroku, kvůli dokonalému srůstu částí. Mechanické vlastnosti kostí se časem mění, ale tento časový element nebyl v modelu uvažován.

4.1 První výsledky

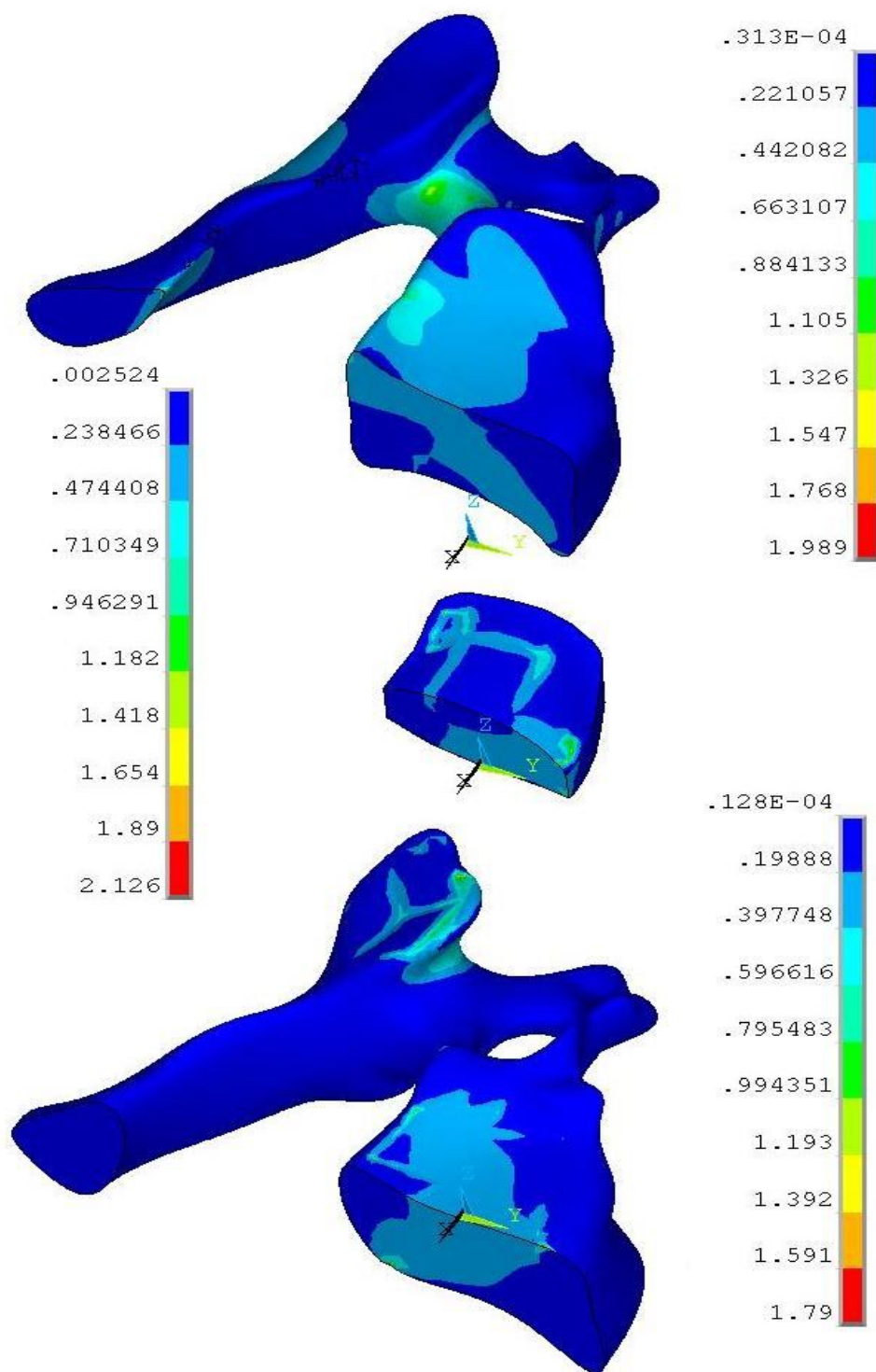
Po zobrazení prvních výsledků, bylo zřejmé, že neodpovídají předpokládané skutečnosti. Ekvivalentní napětí by mělo být v oblasti srůstu náhrady a obratlů přibližně stejně rozložené s nejvyššími hodnotami na krajích srůstu náhrad a obratlů. Rozložení ekvivalentního napětí, tak jak je tomu na obrázku, není fyzikálně možné při dokonalém uložení a srůstu plotének s obratli a danými tvary a velikostmi plotének. Někde musela vzniknout chyba. Výsledky chybných analýz jsou zobrazeny na následujících obrázcích.



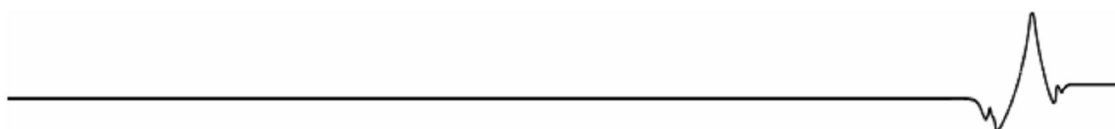


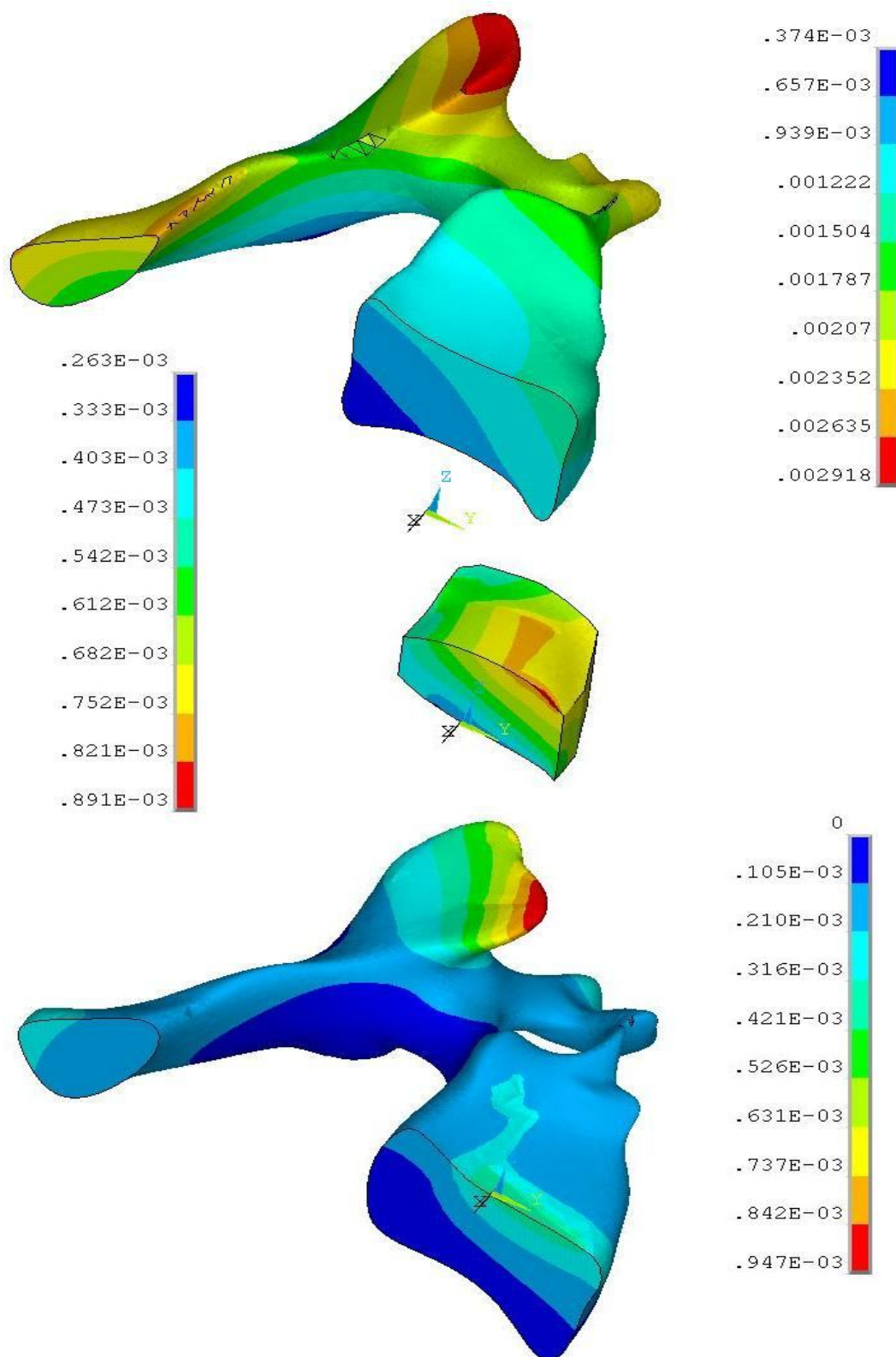
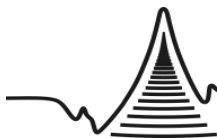
Obr. 17 : Zobrazení ekvivalentního napětí na modelu s vychýleným obratlem C3 o 8° dozadu.



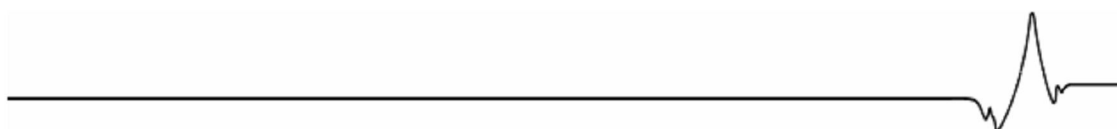


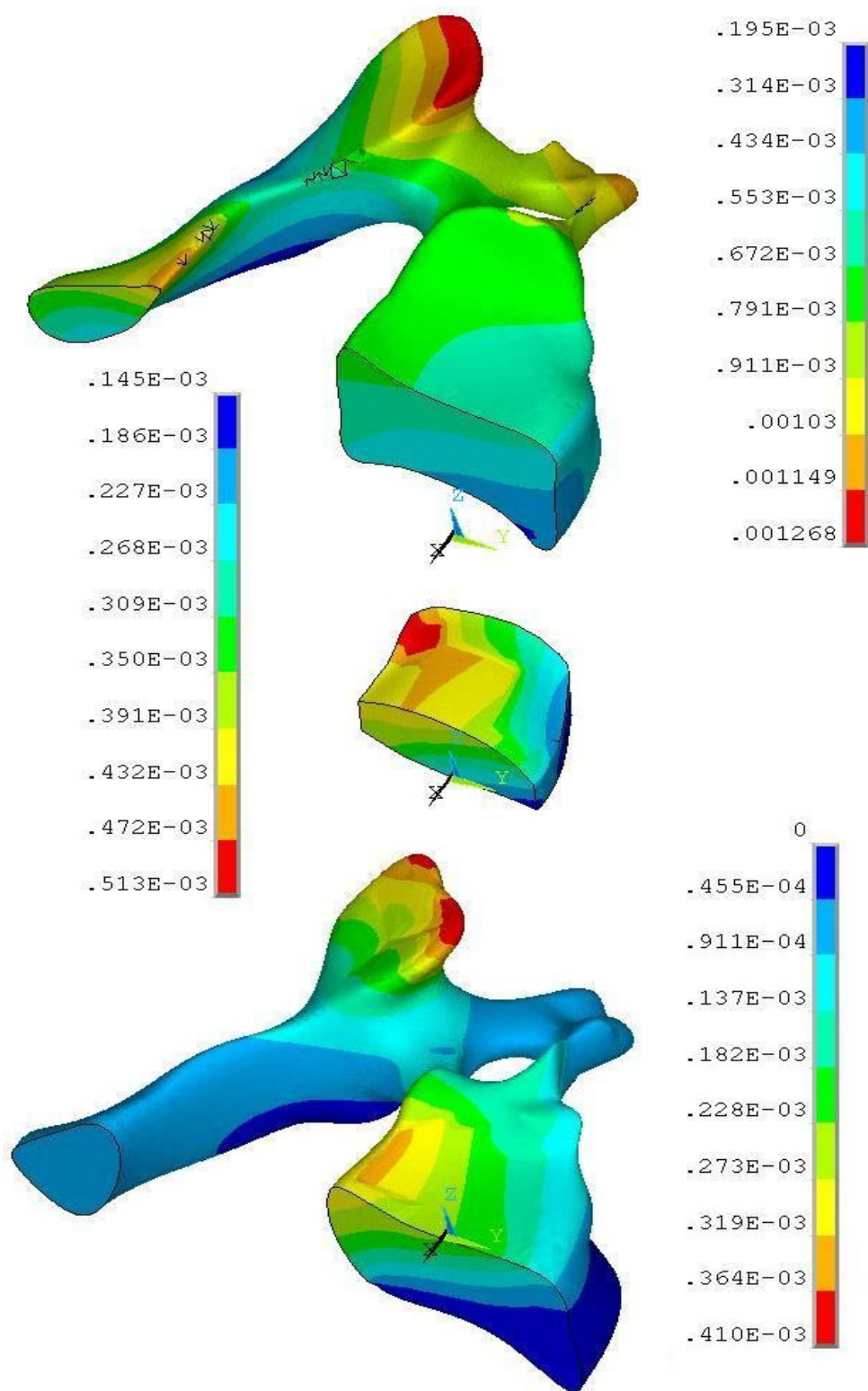
Obr. 18 : Zobrazení ekvivalentního napětí na modelu s vychýleným obratlem C3 o 8° dopředu.





Obr. 19 : Zobrazení celkových posunů na modelu s vychýleným obrátem C3 o 8° dozadu.



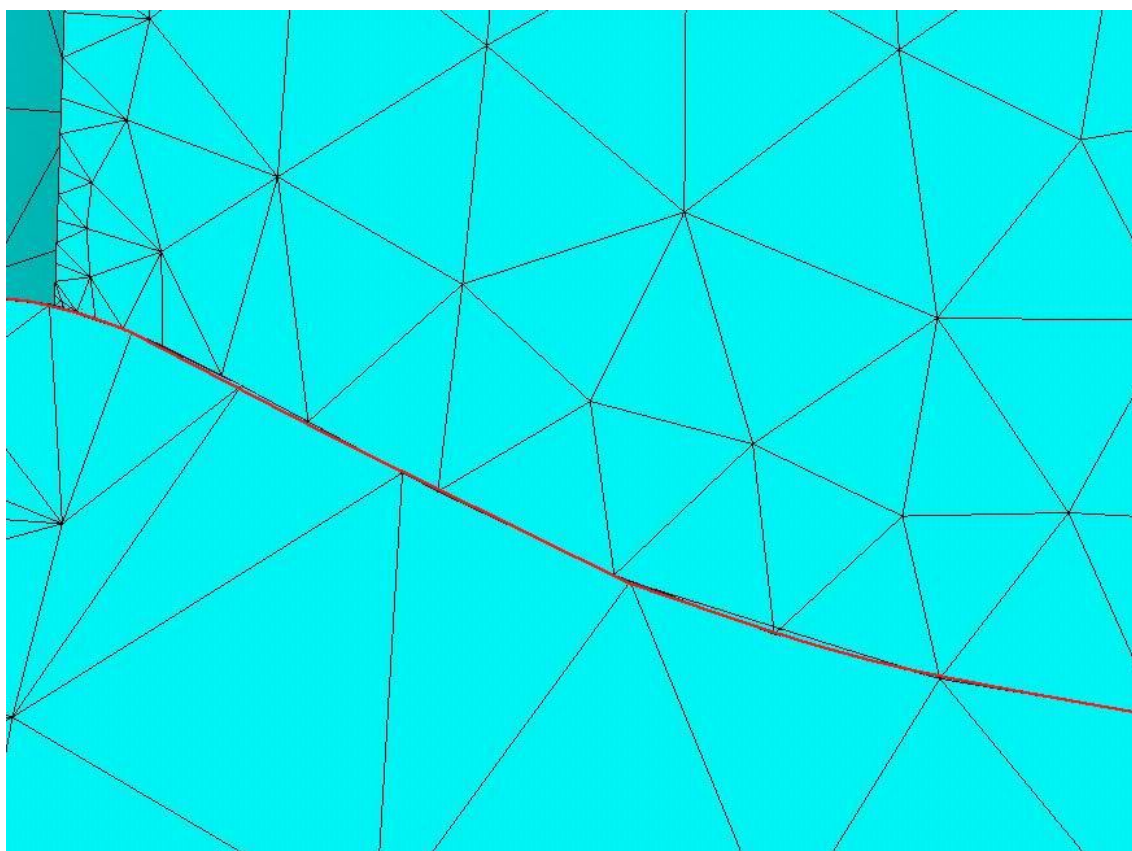


Obr. 20 : Zobrazení celkových posunů na modelu s vychýleným obrátek C3 o 8° dopředu.

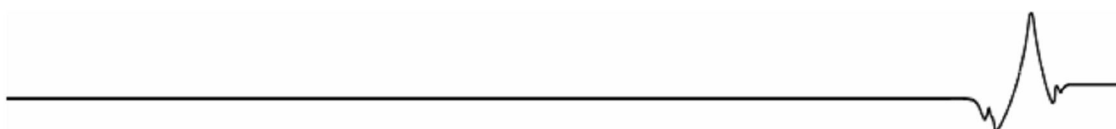


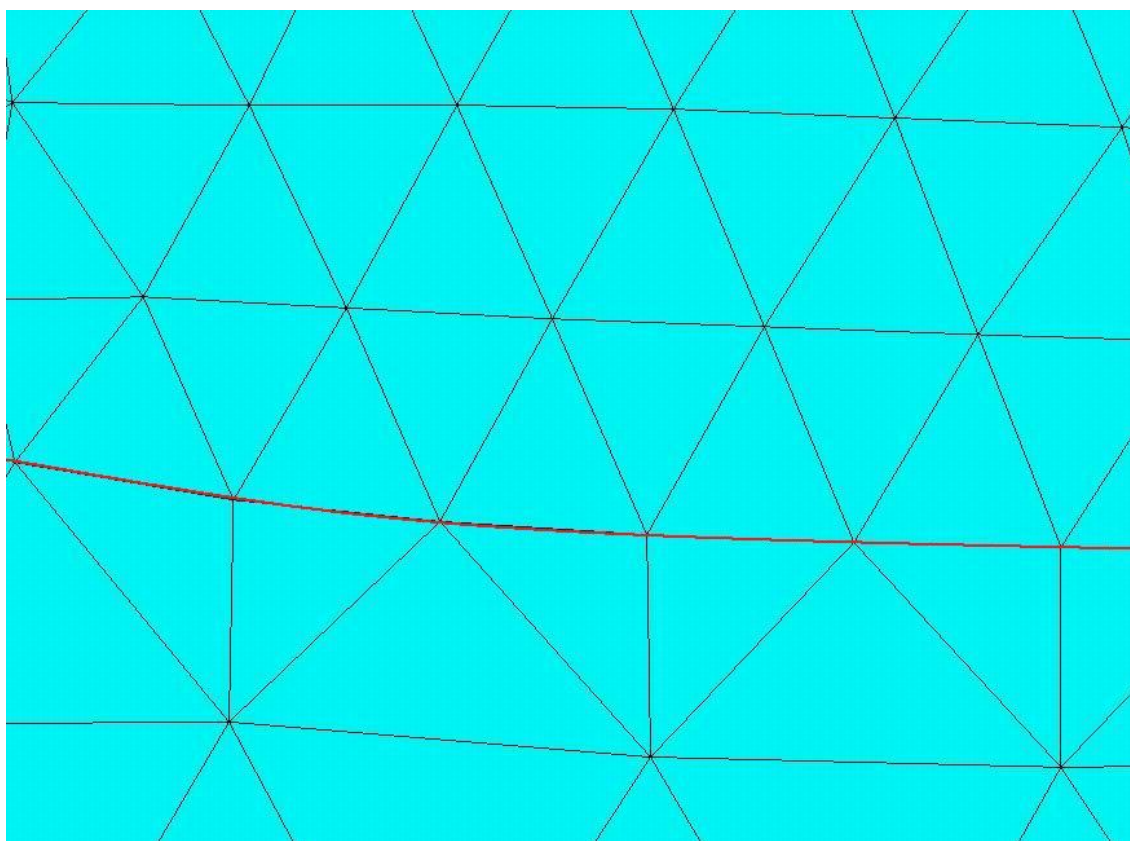
4.2 Nová náhrada

Po detailním prozkoumání všech provedených kroků, bylo zjištěno, že prvková síť mezi částmi modelů se nevytvořila dostatečně přesně. Jednotlivé prvky z různých částí modelů jsou nedokonale spojeny. Prvková síť by na přiléhajících částech modelu měla mít uzly na shodných místech, ale jak je patrné z následujícího obrázku, není tomu tak. Na modelech se též ukázalo nesmyslné zdvojení některých bodů a linií. Tyto chyby byly způsobeny nedokonalou kompatibilitou mezi stejnými formáty, ale z různých programů (viz. kapitola č. 3.2.1).



Obr. 21 : Vadně vytvořená prvková síť – červená čára označuje styčnou linii náhrady a obratle C3.



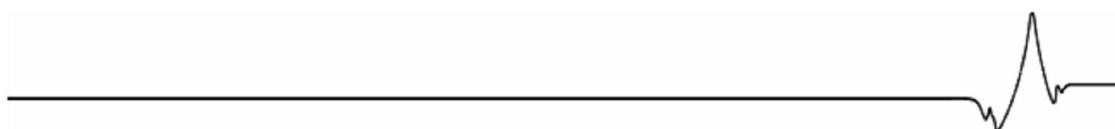


Obr. 22 : Ukázka správně vytvořené prvkové sítě z jiné části modelu – červená čára označuje styčnou linii náhrady a obratlé C3.

Proto bylo přistoupeno k přemodelování náhrad meziobratlových plotének přímo v programu Ansys. Staré náhrady byly smazány a místo nich vytvořené příslušné náhrady nové. Tvar spodních ploch obratlů C3 byl překreslen pomocí bodů a linií na vrchní část obratlů C4. Na obratlích C4 byly vytvořeny nové plochy kopírující povrch původních ploch, ale s tvarem určeným pomocí nakresleného obrysu obratlů C3. Hrany ploch obratlů C3 byly spojeny plochami s nově vytvořenými hranami ploch kopírující obratlé C4. Takto vzniklé prostory byly vyplněny objemy představujícími náhrady meziobratlových plotének. Taktéž byly smazány přebytečné zdvojené linie a body. Nově vzniklé modely byly podrobeny opět deformačně napěťové analýze podle předchozího postupu.

4.3 Nové výsledky

Při zobrazení nových výsledků se opět projeví ty samé chyby a nedokonalosti jako v předchozím případě, ale tentokrát v mnohem menší míře a tak je již možné udělat



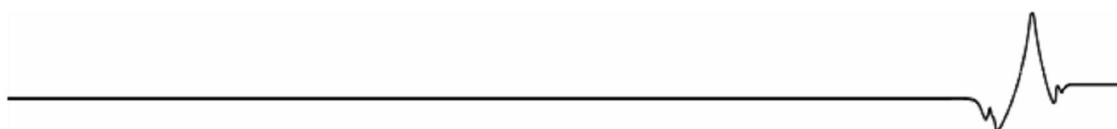


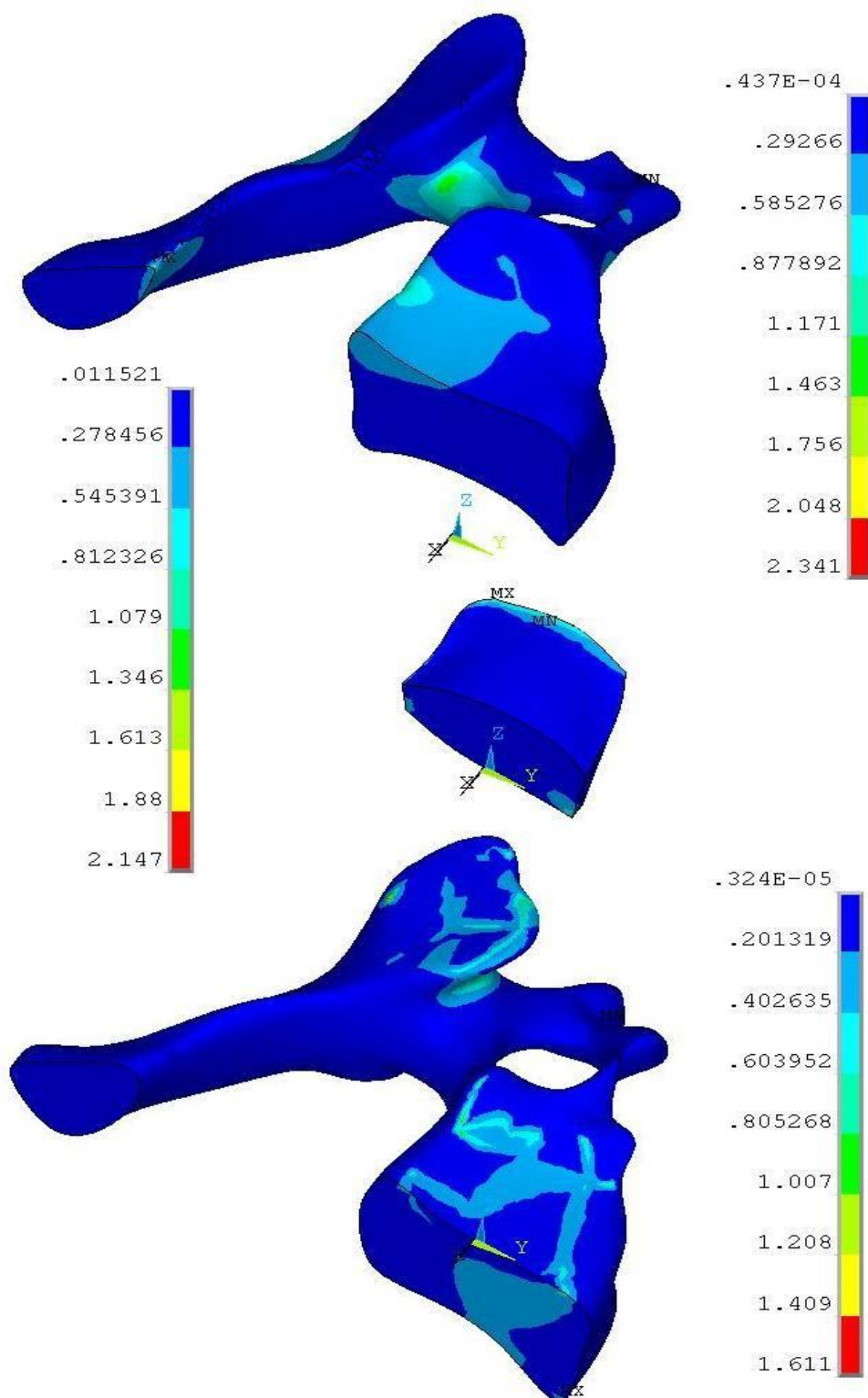
si představu co se s konkrétním modelem děje. K úplnému odstranění vad by se na modelech musela provést tzv. kontaktní úloha.

Obecně kontaktní úlohou nazveme úlohu, kdy dvě nebo i více těles jsou vystaveny takovým silám, že dojde k jejich vzájemnému kontaktu a tělesa se přitom nemohou vzájemně pronikat. Je zřejmé, že není předem známo, ve kterých místech se tělesa dotknou. Právě tato vlastnost činí tyto úlohy složitými pro řešení. Základním cílem řešení kontaktních úloh je tedy identifikace vzájemných kontaktní rozhraní a určení kontaktních napětí a deformací na tomto rozhraní. Od těchto údajů se odvíjí další neznámé veličiny jako rozložení napětí v tělesech nebo pole posunutí [16].

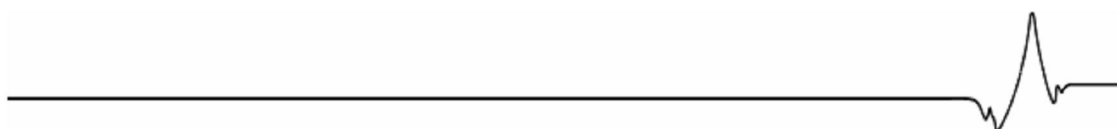
Obrázky 23 a 24 znázorňují ekvivalentní napětí. Vysoké hodnoty ekvivalentního napětí lze spatřit především na štěpech, na plochách obratlových těl a na kloubních ploškách. V těchto místech dochází k srůstu segmentů. Ekvivalentní napětí v oblastech srůstu by při použití správného modelu mělo být přibližně stejně rozložené. Maxima hodnot napětí by se měla nacházet na hranách štěpů a na obvodech ploch obratlových těl. Toto je z obrázků částečně patrné.

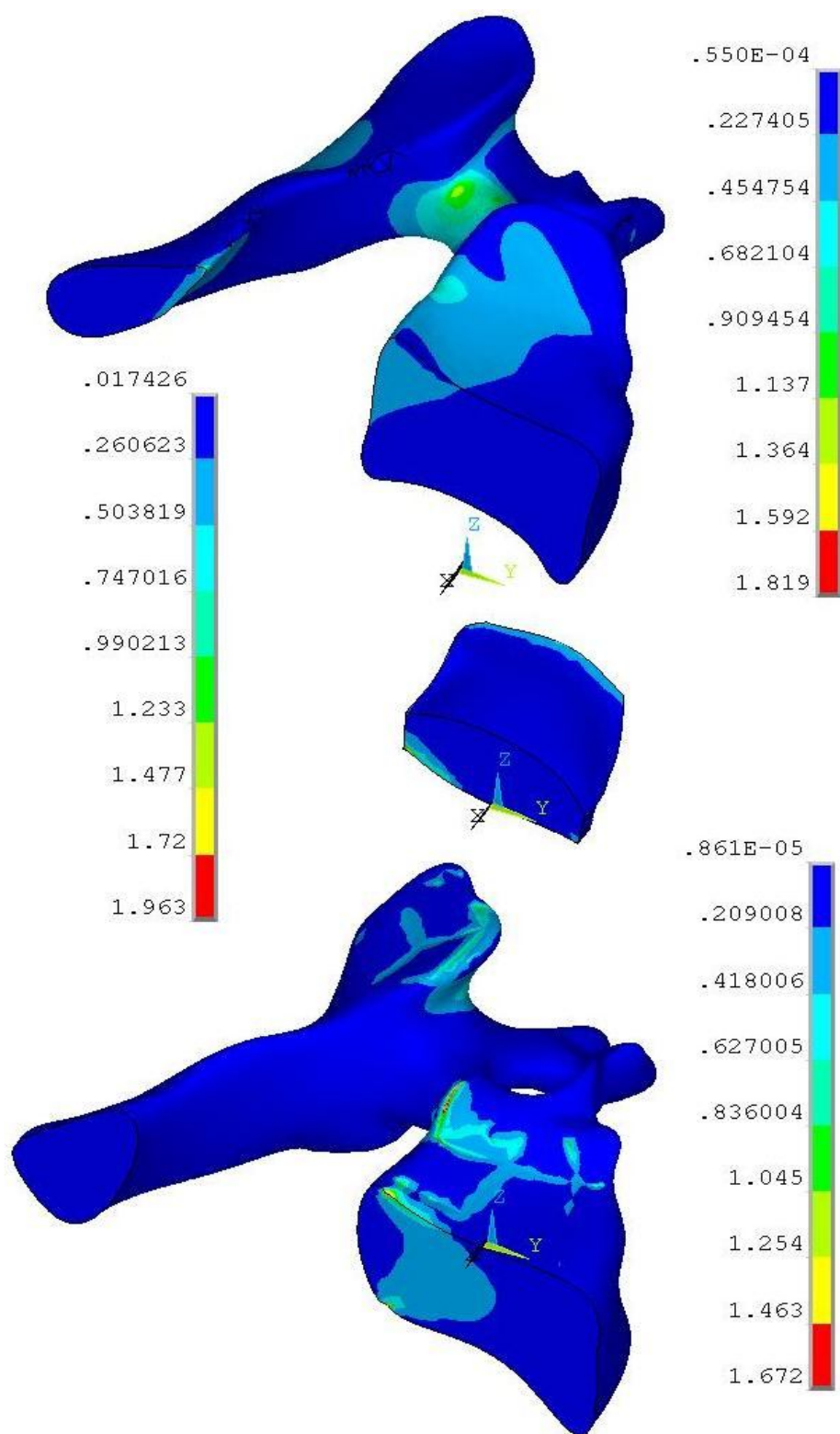
Na zobrazení představující rozložení celkových posunů (Obr. 25, 26) jsou vidět nejvyšší hodnoty v oblasti náhrad, na ploškách kloubních výběžků a na plochách obratlových těl. U modelu s vychýleným obratlem C3 o 8° dopředu jsou nejvyšší hodnoty celkových posunů na zadní straně štěpu, kdežto u modelu s vychýleným obratlem C3 o 8° dozadu je to naopak, tedy na přední straně štěpu. Hodnoty posunů na obratlích C4 jsou o něco menší oproti C3. Tento jev byl způsoben definovanou podmínkou nulového posunutí na spodních plochách obratlových těl. Tomuto rozdílu hodnot by se dalo zabránit vytvořením dalšího segmentu s obratlem C5, který by sestavu podpíral.



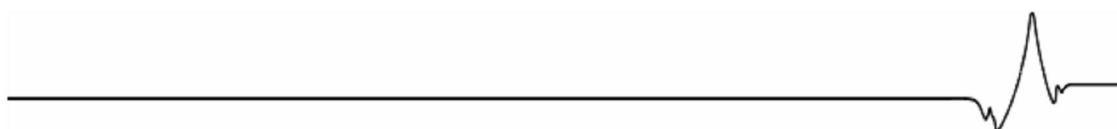


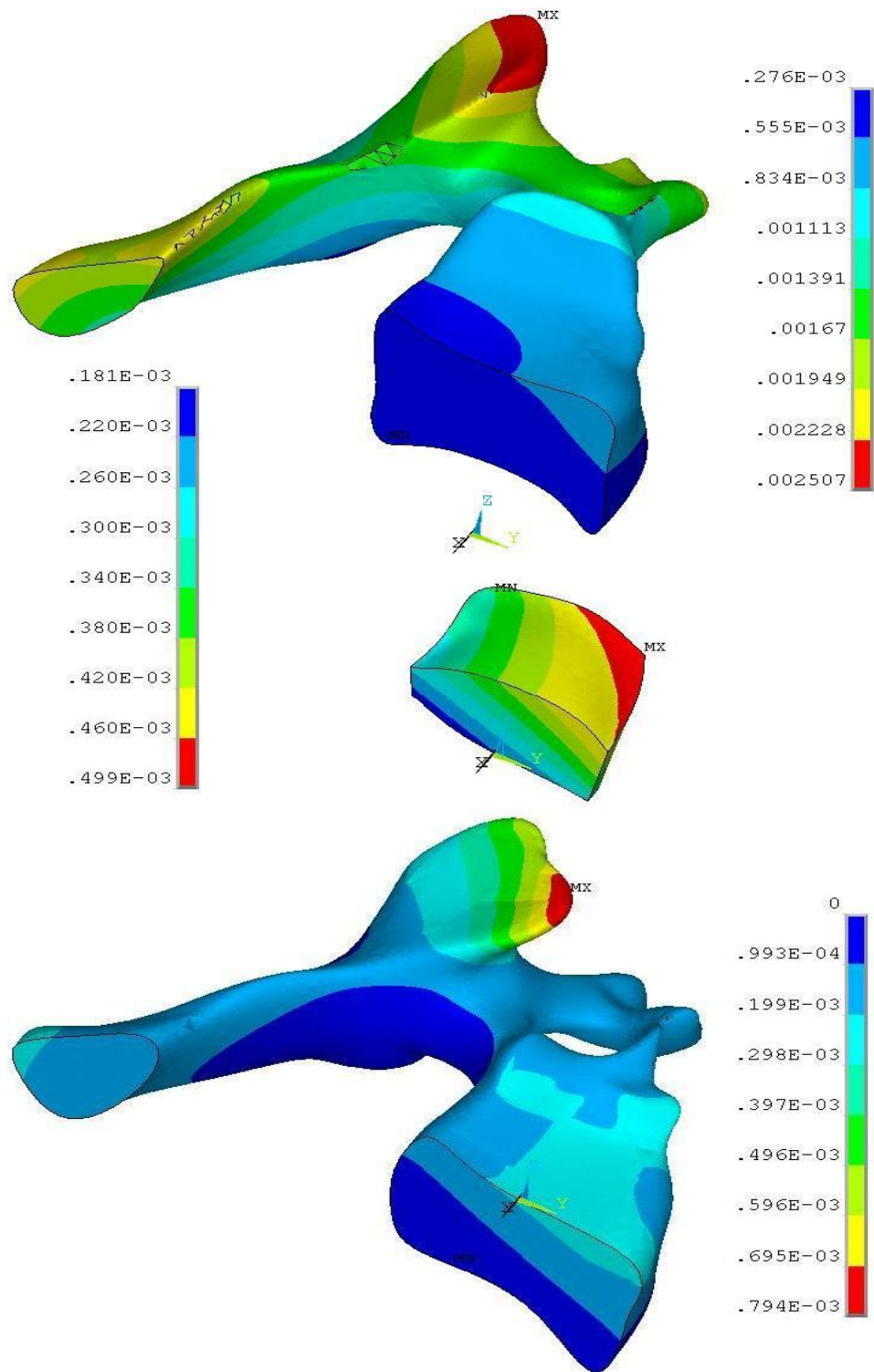
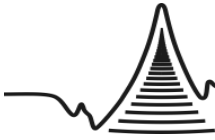
Obr. 23 : Zobrazení ekvivalentního napětí na modelu s vychýleným obrátek C3 o 8° dozadu.





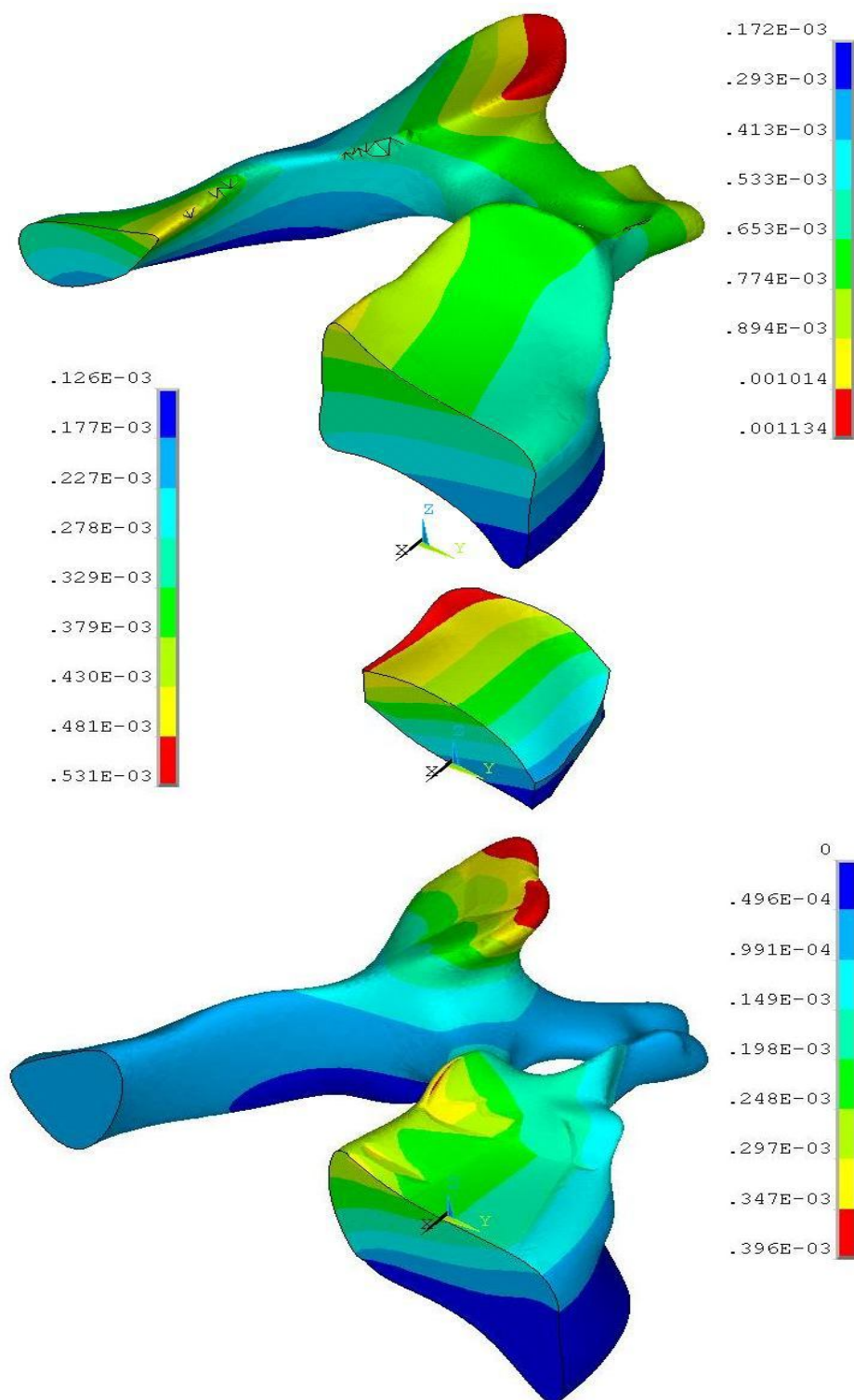
Obr. 24 : Zobrazení ekvivalentního napětí na modelu s vychýleným obrátek C3 o 8° dopředu.



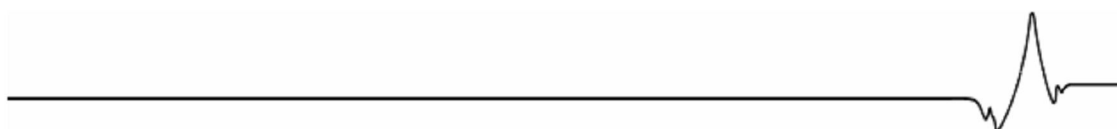


Obr. 25 : Zobrazení celkových posunů na modelu s vychýleným obratlem C3 o 8° dozadu.





Obr. 26 : Zobrazení celkových posunů na modelu s vychýleným obratlem C3 o 8° dopředu.





Závěr

Po vytvoření prvních modelů za pomoci softwaru Catia a přenesení modelů do softwaru Ansys mohlo být přistoupeno k provedení deformačně napěťové analýzy pomocí metody konečných prvků ve středním anatomickém postavení. Byly zavedeny okrajové podmínky typu nulového posunutí a symetrie. Modely byly vystaveny odpovídajícímu tlaku na odpovídajících místech.

Po vyřešení úlohy a zobrazení výsledků pomocí postprocesoru, se ukázalo, že výsledky neodpovídají skutečnosti. Bylo proto započato hledání příčiny. Jako příčina se ukázalo nedokonalé vytvoření sítě konečných prvků mezi různými částmi modelů, pravděpodobně kvůli nedokonalé kompatibilitě programů Ansys a Catia. Náhrady plotének se vymazaly. Nové náhrady plotének byly vytvořeny výhradně pomocí programu Ansys. Na nových modelech byly provedeny nové analýzy. Z výsledků je patrné značné zlepšení, ale stále nejsou dokonalé.

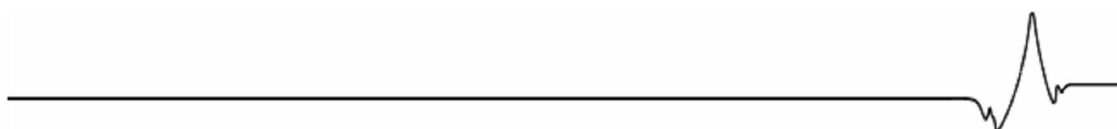
Řešení spočívá ve vyřešení kompatibility pomocí softwarových převodníků mezi formáty. Tyto převodníky však nejsou levná záležitost a i tento postup nezaručuje 100% úspěch. Nejvhodnější by bylo vyřešit na modelech kontaktní úlohu, či vypracovat celou úlohu od úplného začátku pouze pomocí programu Ansys, čímž by se předešlo problémům s kompatibilitou.





Použitá literatura

- [1] Co je co - Vaše encyklopedie. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
http://www.cojeco.cz/index.php?detail=1&s_lang=2&id_desc=71039&title=p%C3%A1te%C5%99.
- [2] Cvicime.cz. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://cvicime.cz/cviceni-praha/anatomie/stavba.html>.
- [3] Patobiomechanika a Patokinesiologie – KOMPENDIUM. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/index.php>.
- [4] Biologie člověka. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://giobioclovek.ic.cz/>.
- [5] Wikipedie – Otevřená encyklopedie. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://www.wikipedia.org>.
- [6] Spineuniverse - Keith Bridwell, MD - Anatomy Lesson: Spinal or Vertebral Column.
[online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article2245.html>.
- [7] Úrazy páteře. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://www.muweb.cz/zdravi/micheli/uraz.htm>.
- [8] Vertical sport – velkoobchod s vybavením pro outdoor, horolezectví a práce ve výškách. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
http://www.vertical.cz/GoodsDetail_LS.asp?nDepartmentID=136&nGoodsID=1461&nLanguageID=1.
- [9] Ústřední vojenská nemocnice - Neurochirurgická klinika. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
<http://www.neurosurg.cz/clanek.php?id=5>.
- [10] Krajská nemocnice Liberec – Neurochirurgie. [online].[cit.7.5.2009]. URL:
http://www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1_33_12_57_38.





- [11] MKP modul Autodesk Inventor Professional – pdf příručka
- [12] CGAL - The Computational Geometry Algorithms Library online. [cit.7.5.2009]. URL:
http://www.cgal.org/Manual/3.4/doc_html/cgal_manual/Surface_mesher/Chapter_main.htm.
- [13] Vanessa air - Česká firma, zabývající se návrhy, konstrukcí a výpočty kompozitních konstrukcí, dále také výrobou forem pro laminování a konzultační činností. [cit.7.5.2009]. URL:
http://www.vanessaair.cz/archiv_2004-06.html.
- [14] Hušek, Martin: Model náhrady meziobratlové ploténky kostním štěpem, bakalářská práce, TUL, 2008.
- [15] Ansys Help.
- [16] Vondrák, Vít: Efektivní řešení kontaktních úloh v inženýrství a biomechanice, teze habilitační práce, Technická univerzita Ostrava, 2007

