

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta strojní

DIPLOMOVÁ PRÁCE

LIBEREC 2013

ALEŠ RAIMAN

Technická univerzita v Liberci

Fakulta strojní

**Návrh a analýza implantátu
určeného pro fixaci rozsáhlých
hrudních defektů**

Liberec 2013

Autor

Bc. Aleš Raiman

Vedoucí závěrečné práce

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Technická univerzita v Liberci

FAKULTA STROJNÍ

Katedra: Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Studijní program: Inženýrská mechanika

Studijní obor: Aplikovaná mechanika

Návrh a analýza implantátu určeného pro fixaci rozsáhlých hrudních defektů

Design and analysis of implant dedicated for fixation of large chest defects

Autor:

Podpis:

Bc. Aleš RAIMAN

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, PhD.

Počet

stran	grafů	obrázků	tabulek	modelů	příloh
85	0	72	12	0	0

V Liberci dne: 23. května 2013



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení: **Aleš RAIMAN**
Studijní program: N 2301 Strojní inženýrství
Obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika
Zaměření: Inženýrská mechanika

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

Návrh a analýza implantátu určeného pro fixaci rozsáhlých hrudních defektů

Zásady pro vypracování:

1. Proveďte rešerši z odborné literatury na téma uzavírání hrudníku v chirurgii.
2. Navrhněte minimálně dva systémy sloužící k fixaci hrudního koše.
3. Analyzujte tyto systémy pomocí MKP.
4. Porovnejte výsledky návrhů z numerických analýz.
5. Zhodnoťte navržené systémy s ohledem na výrobu a vhodnost použití na sále.

Forma zpracování diplomové práce:

- průvodní zpráva: písemná s přílohou, včetně elektronických verzí (*.doc, *.pdf)



Seznam literatury:

Čihák, J.: Anatomie I, Grada Publishing 2001

Fung Y.C.: Biomechanics, Springer 1996

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Konzultant diplomové práce: MUDr. Martin Kaláb



prof. Ing. Miroslav Václavík, CSc.

vedoucí katedry



doc. Ing. Miroslav Malý, CSc.

děkan FS

V Liberci dne 18.2.2013

Platnost zadání diplomové práce je 15 měsíců od výše uvedeného data (v uvedené lhůtě je třeba podat přihlášku ke SZZ). Termíny odevzdání diplomové práce jsou určeny pro každý studijní rok a jsou uvedeny v harmonogramu výuky.



Čestné prohlášení

Název práce: Návrh a analýza implantátu určeného pro fixaci rozsáhlých hrudních defektů

Jméno a příjmení autora: Aleš Raiman

Osobní číslo: S10000514

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména § 60 – školní dílo.

Prohlašuji, že má diplomová práce je ve smyslu autorského zákona výhradně mým autorským dílem.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

Prohlašuji, že jsem do informačního systému STAG vložil/a elektronickou verzi mé diplomové práce, která je identická s tištěnou verzí předkládanou k obhajobě a uvedl jsem všechny systémem požadované informace pravdivě.

V Liberci dne: 23. května 2013

Aleš Raiman

Abstrakt

Anotace: Diplomová práce „Návrh a analýza implantátu určeného pro fixaci rozsáhlých hrudních defektů“ se zabývá pevnostní analýzou fixací žeber pacientů bez hrudní kosti.

Teoretická část práce se zabývá anatomií hrudního koše, stavbou kostí, mediánní sternotomií a současnými možnostmi fixací hrudního koše.

Praktická část práce se zabývá koncepcemi konstrukcí spojení žeber bez hrudní kosti a jejich následnou analýzou metodou konečných prvků pro vzájemné porovnání a vyhodnocení vhodné varianty konstrukce spojení žeber bez hrudní kosti.

Klíčová slova: hrudník, žebra, metoda konečných prvků, fixační systém

Abstract

Annotation: The diploma thesis “Design and analysis of implant dedicated for fixation of large chest defects“ deals with strength analysis of sternal fixation of patients without sternum.

Theoretical part of thesis deals with anatomy of the ribcage, structure of bone, median sternotomy and present possibilities of sternal fixation.

Practical part of thesis deals with conceptions of connection design of ribs without sternum and their analysis with finite element method for mutual comparing and evaluating suitable variant of connection design of ribs without sternum.

Keywords: ribcage, ribs, finite element methods, fixation system

Obsah

Úvod	11
Rešerše	12
Teoretická část	14
1 Anatomie	15
1.1 Základní anatomické polohy těla	15
1.2 Anatomie hrudníku.....	16
1.3 Stavba kosti	26
1.4 Mediánní sternotomie	27
2 Druhy spojení hrudního koše	29
2.1 Spojení drátem	29
2.2 Spojení systémem AcuTie	30
2.3 Spojení zámkem Talon	31
2.4 Spojení pevnou fixační dlahou.....	32
Praktická část	33
3 Konstrukce implantátu spojení	33
3.1 Tvorba 3D modelu hrudního koše.....	36
3.1.1 Program 3D Doctor.....	36
3.1.2 Program Geomagic Studio	37
3.2 Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem	37
3.3 Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem	40
3.4 Konstrukce implantátu pomocí drátu na nosném čepu	43

4	Analýzy konstrukcí implantátů spojení	45
4.1.1	Program MSC.Patran	45
4.1.2	Program MSC.MarcMentat.....	45
4.2	Úprava 3D modelu.....	46
4.3	Materiály	47
4.4	MKP model	49
4.4.1	Okrajové podmínky nahrazující závitové spojení	49
4.4.2	MKP sub-model.....	51
4.4.2.1	Okrajová podmínka	51
4.4.2.2	Analýza výsledků MKP výpočtu sub-modelu.....	53
4.4.3	MKP celý model	59
4.4.3.1	Okrajové podmínky	60
4.4.3.2	Analýza výsledků MKP výpočtu	66
	Diskuse.....	79
	Závěr	82
	Použitá literatura.....	83
	Seznam příloh	85

Seznam použitých zkratk

MKP (FEM)	Metoda konečných prvků (Finite element analysis)
CAD	Computer aided design (Počítačem podporovaný návrh)
HMH	teorie pro stanovení redukovaného napětí von Mises

Úvod

V lékařské praxi se někdy vyskytují případy, kdy musí být pro doktora zpřístupněna oblast hrudníku a to rozříznutím pacientovy hrudní kosti tj. mediánní sternotomií. V některých případech je následně hrudní kost a přilehlá část žeber napadena infekcí a kost musí být odebrána. V tomto případě je žádoucí, aby se pacientovi vhodným způsobem spojila žebra, jelikož prostor hrudního koše nemůže zůstat otevřený a volně přístupný.

V diplomové práci se zabývám konstrukcí a analýzou implantátu pro spojení žeber pacientů, kterým musela být odebrána hrudní kost a žebra po napadení infekcí.

Cílem diplomové práce je navržení různých variant konstrukce spojení žeber bez hrudní kosti a jejich analýzou metodou konečných prvků k vzájemnému porovnání a vyhodnocení vhodné varianty konstrukce spojení žeber bez hrudní kosti.

V první teoretické části diplomové práce se zabývám anatomií hrudního koše a koncepcemi konstrukce implantátu. V druhé praktické části diplomové práce se věnuji analýze variant konstrukcí implantátů spojení pomocí metody konečných prvků. Ve třetí závěrečné části diplomové práce je uveden souhrn výsledků MKP modelů jednotlivých variant konstrukce spojení a doporučení pro optimalizaci konstrukce a řešení spojení žeber.

Rešerše

Při hledání nových publikací týkajících se fixace hrudního koše prováděné po mediánní sternotomii jsem našel tři publikace. Publikace jsou vydané v letech 2011 až 2012.

Autoři první z nich Unikátní nekonstruktivní technika hrudní kosti po resekci tumoru [1] uvádí případ 44 letého pacienta mužského pohlaví, který měl 2. stupeň tumoru na přední hrudní stěně. Pacientovi byla odebrána část hrudní kosti s velkými odebranými okraji. Resekce byla provedena s pletivem svalstva, vztahujícím se na levostranný prsní sval. Jako unikátní techniku autoři použili šlachy a svaly k upevnění obou klíčních kostí k řádné stabilitě a funkci ramenního pletence. Pacientovi se po pooperační době rychle obnovila úprava hrudního koše.

Druhá publikace Uzavření hrudníku s pevnou dlahovou a drátovou fixací [2], která se zabývá porovnáním těchto dvou způsobů fixace hrudního koše, uvádí, že sleduje vliv užití dlahové fixace na zlepšení hojení a snížení bolesti ve spojení se srovnáním spojení hrudní kosti drátovou fixací.

Metodou je náhodné předoperační rozdělení 140 pacientů ve vysokém riziku s hrudní kostí na dvě části pro uzavření hrudního koše dlahovou a drátovou fixací. Hojení hrudní kosti bylo stanoveno na 3 a 6 měsíců s užitím počítačové tomografie.

Výsledkem je lepší hojení u pacientů s dlahovou fixací v obou termínech kontroly 3 a 6 měsíců. V 6. měsíci dosáhlo 70 % pacientů s dlahovou fixací lepšího spojení hrudní kosti v porovnání s 24 % pacientů s drátovou fixací. Taktéž bolest a dávky léků byly nižší u pacientů s dlahovou fixací, významné rozdíly v bolesti byly pozorovatelné ve 3 týdnech během kašlání a kýčání.

Závěrem je, že spojení hrudního koše s dlahovou fixací má lepší hojení a brzkou redukci pooperační bolesti v porovnání s drátovou fixací.

Další publikace Biomechanická analýza fixace hrudní stěny [3] se zabývá porovnáním mechanických vlastností mezi dlahovou a drátovou fixací.

Závěrem této publikace je, že fixační spojení dlahou dosahuje lepší tuhosti, stability a pevnosti v porovnání s drátovou fixací. Dále bych ještě vyzvedl fakt, že při použití drátové fixace může drát porušit hrudní kost v mezižebním prostoru.



Obrázek 1 - porušení hrudní kosti drátem [3]

Teoretická část

U operace srdce či jiného orgánu v hrudním koši, kdy je nezbytné pro doktora získat potřebný prostor a přístup k chirurgickému zásahu na srdci či v hrudním koši, je nejčastěji používaným způsobem mediánní (střední) sternotomie, kdy je pacientovi podélně rozříznuta hrudní kost (sternum) kotoučovou pilou, a tak následně chybí materiál kosti odpovídající tloušťce pilového kotouče. Rozříznutá hrudní kost je společně s hrudním košem otevřena, čímž má chirurg následně potřebný přístup k srdci či do oblasti hrudníku.

Po následně provedené operaci srdce, je hrudník uzavřen zpět do své původní polohy. Ovšem v této chvíli, pokud je levá a pravá část hrudní kosti přitisknuta k sobě, tak v hrudním koši vznikne relativně malé předpětí, jelikož pravá a levá část hrudní kosti je užší o tloušťku pilového kotouče, kterým byla hrudní kost rozříznuta. Tímto stavem dochází jednak k již napsanému relativně malému předpětí v hrudním koši a dále k relativně malému zmenšení objemu v hrudním koši, což může mít vliv na vnitřní orgány, jako jsou plíce a srdce.

V tomto případě může do hrudní kosti vniknout infekce. Pokud se tak stane, je kardiochirurg nucen odebrat pacientovi nejen hrudní kost, ale i přiměřenou část žeber. Stává se tak zvláště v případech, kdy je hrudní koš fixován spojením drátem – více viz kapitola 2.1 Spojení drátem.

1 Anatomie

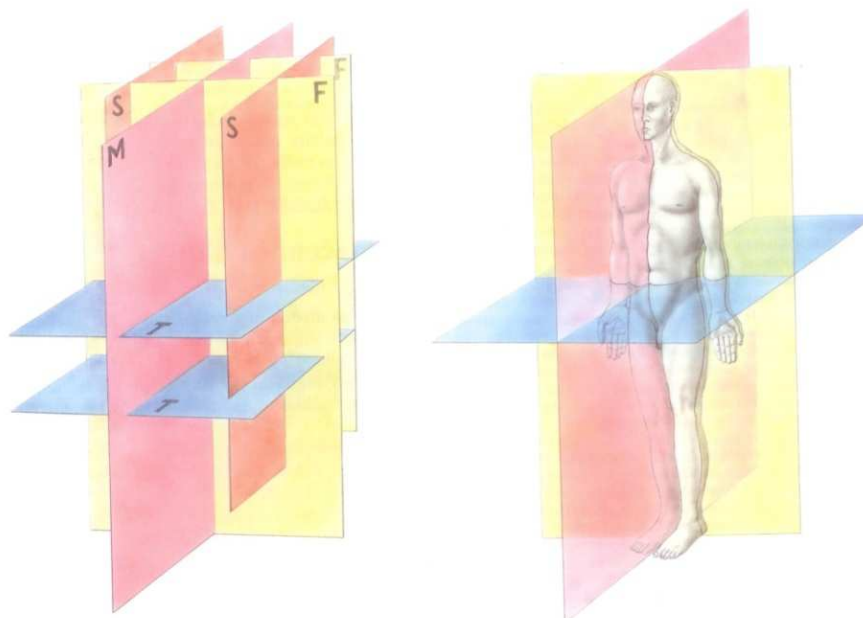
1.1 Základní anatomické polohy těla

Základní anatomická poloha těla při určování směrů je vzpřímený stoj s horními končetinami visícími volně podle těla a dlaněmi obrácenými dopředu (v této pozici se obě předloketní kosti dostanou do polohy vedle sebe rovnoběžně). Palec ruky je tedy prst vnější, malík vnitřní. [4]

Pro orientaci v prostoru a pro určení směrů se užívá těchto termínů:

Označení rovin těla

1. **Rovina mediánní** je rovina svislá; jde zepředu dozadu a dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny. Je jednou z rovin sagitálních.
2. **Roviny sagitální** jsou všechny další předozadní roviny rovnoběžné s rovinou mediánní.
3. **Roviny frontální** jsou svislé, rovnoběžné s čelem, tedy kolmé na rovinu mediánní a na roviny sagitální.
4. **Roviny transversální** na stojícím těle horizontální probíhají tělem napříč a jsou kolmé na rovinu mediánní a roviny sagitální, jakož i na roviny frontální. [4]



Obrázek 2 – prostorové znázornění rovin těla [4]

M – rovina mediánní

S – roviny sagitální

F – roviny frontální

T – roviny transversální

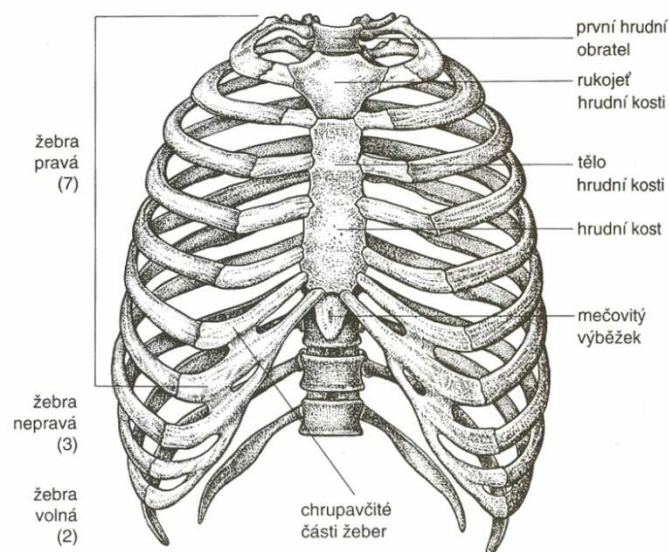
1.2 Anatomie hrudníku

Hrudník jako celek je charakteristicky klenutý a dutina kostěného hrudníku (lat. *cavitas thoracis*) je obemknuta žebry a doplněna páteří a sternem. Kraniální (horní) vchod hrudníku (lat. *apertura thoracis superior*) je tvořen obratlem Th1, prvním párem žeber a horním okrajem sternu. Dolní otvor hrudníku (lat. *apertura thoracis inferior*) probíhá od těla obratle Th12 po dolním obvodu žeber až ke sternu. Oblouk žeberní (lat. *angulus costalis*) pravý a levý je tvořen chrupavkami žeber postupně přicházejícími k dolnímu okraji sternu. Úhel, který svírají a ohraničují chrupavky žeberních oblouků pravé a levé strany se latinsky nazývá *angulus infrasternalis*. Mezižební prostory (lat. *spatia intercostalia*) jsou prostory mezi žebry, kde jsou rozpjaty mezižební svaly a probíhající cévy a nervy. [4]

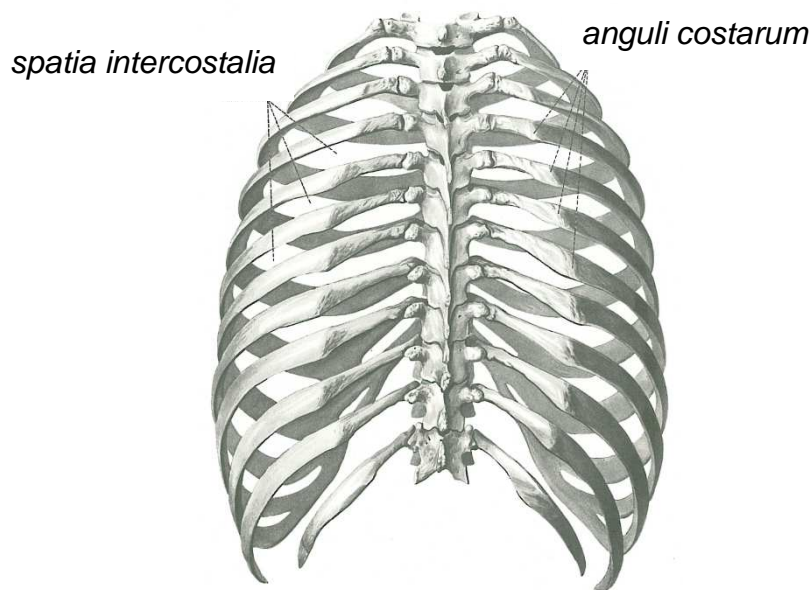
Kostěný hrudník vytváří tyto kosti:

- 1) 12 hrudních obratlů
- 2) 12 párů žeber, které jsou kloubně připojeny k hrudním obratlům
- 3) kost hrudní

Žebra prvních sedmi párů se nazývají pravá, dosahují ke kosti hrudní a jsou konci svých chrupavek s ní přímo skloubena. Další tři páry žeber se nazývají nepravá a jsou svými chrupavkami skloubeny s chrupavkami předchozích žeber, ke kterým dosahují. Poslední dvě žebra končí ve svalovině a nazývají se volná. [4]



Obrázek 3 - kostěný hrudník (pohled zepředu) [5]



Obrázek 4 - kostěný hrudník (pohled zezadu) [6]

Žebra se podle pořadí na hrudníku označují číslicemi počínaje od horní části. [4]

Žebro (lat. *Costa*) je dlouhá štíhlá zakřivená kost, na níž se rozlišuje:

- kostěná hlavní část začínající při páteři (lat. *os costae*)
- žeberní chrupavka (lat. *cartilago costalis*) - přední část, jíž je žebro připojeno k hrudní kosti nebo k předchozímu žebro. [4]

Na každém žebro se popisují tyto hlavní části:

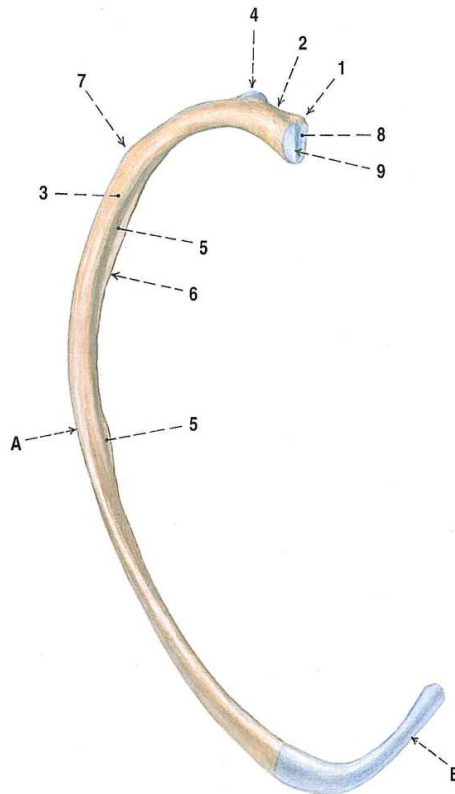
- hlavice žebra (lat. *caput costae*), která je skloubená s tělem obratle
- krček žebra (lat. *collum costae*) je zúžený úsek oddělující hlavici od vlastního žebra
- tělo žebra (lat. *corpus costae*) je dlouhý hlavní úsek navazující na krček a pokračující až k žeberní chrupavce
- hrbolek žebra (lat. *tuberculum costae*) je výstupek uložený vzadu na rozhraní krčku a těla. Jím je žebro přikloubené k příčnému výběžku obratle a na posledních dvou žebrech hrbolek žebra zřetelně chybí. [4]

Na zploštělém těle žebra, zakřiveném a oploštěném v souladu s povrchem hrudníku, se nachází:

- vyhloubení vnitřní plochy žebra (lat. *sulcus costae*) ve tvaru podélného mělkého žlábků
- ostrá dolní hrana žebra (lat. *crista costae*), která je po celé délce žebra
- místo náhlého silnějšího zakřivení žebra (lat. *angulus costae*), laterálně od příčného výběžku obratle. Angulus není zřetelný na prvním a na posledních dvou žebrech. [4]

Na žebrech se nacházejí následující kloubní plochy:

- kloubní ploška na hlavici žebra (lat. *facies articularis capitis costae*). Kloubní ploška je u 2. - 9. žebra rozdělena hranou (lat. *crista capitis costae*) ve dvě plošky, neboť tato žebra jsou spojena se dvěma sousedícími obratli.
- kloubní ploška na hrbolku žebra (lat. *facies articularis tuberculi costae*) je součástí kloubu, jímž je žebro připojeno k příčnému výběžku obratle
- volné konce žebních chrupavek představují kloubní plošky spojení žebří s hrudní kostí nebo chrupavkou předchozího žebra [4]



Obrázek 5. – 6. pravé žebro (pohled shora) [4]

1 – *caput costae*

2 – *collum costae*

3 – *corpus costae*

4 – *tuberculum costae*

5 – *sulcus costae*

6 – *crista costae*

7 – *angulus costae*

8 – *facies articularis costae*

9 – *crista capitis costae*

A – *os costae*

B – *cartilago costalis*

Hrudní kost (lat. *sternum*) je plochá nepárová kost na přední straně hrudníku, skloubená s klíčními kostmi a s kraniálními sedmi páry žeber. Sternum je po celé své délce hmatné a má tři hlavní složky:

- rukojeť kosti hrudní (lat. *manubrium sterni*) je širší, kraniálně uložená část
- tělo kosti hrudní (lat. *corpus sterni*) je kaudálně navazující na manubrium
- mečovitý výběžek (lat. *processus xiphoideus*) vybíhá z corpus sterni kaudálním směrem [4]

Rukojeť kosti hrudní (lat. *manubrium sterni*) má několik charakteristických útvarů:

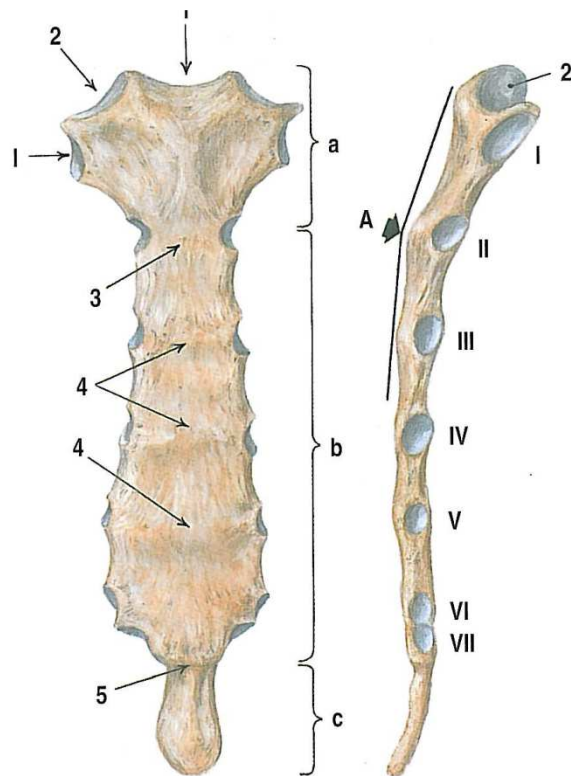
- nepárové vykrojení kraniálního okraje (lat. *incisura jugularis*), jímž je ohraničena hrdelní jamka (lat. *fossa jugularis*)
- párová konkávní kloubní plocha (lat. *incisura clavicularis*) na každé straně nepárového vykrojení kraniálního okraje pro skloubení s kostí klíční
- místa připojení chrupavek 1. páru žeber po stranách rukojeti kosti hrudní (lat. *manubrium sterni*). [4]

Tělo kosti hrudní (lat. *corpus sterni*) je podlouhlé, zpravidla širší v dolní čtvrtině. Nubriosternální synchrondrosa (lat. *symphysis manubriosternalis*), která spojuje rukojeť kosti hrudní (lat. *manubrium sterni*) s tělem sternu, někdy přetrvává.

Angulus sterni – úhel v místě manubriosternálního spojení, zepředu hmatný, vzniká tím, že manubrium je vůči corpus sterni nakloněno dozadu. Je to orientační místo pro odpočítání žeber a mezižebří při klinickém vyšetření. V místě angulus sterni se ke sternu připojují chrupavky 2. páru žeber.

Zářezy nebo jamky (lat. *incisurae costales*) pro skloubení se 3. - 7. žebrem jsou na bocích corpus sterni a nacházejí se postupně shora dolů stále hustěji vedle sebe, přičemž vlevo bývají nepatrně níž než vpravo, protože základ levé poloviny sternu byl za vývoje delší. [4]

Mečovitý výběžek (lat. *processus xiphoideus*) je variabilní, zpravidla hrotnatý, někdy lžičkovitě rozšířený, někdy má uprostřed štěrbinu. Symphysis (synchrondrosis) xiphisternalis spojuje proc. xiphoideus s tělem kosti hrudní. [4]



Obrázek 6 – hrudní kost (pohled zepředu zleva) [4]

- | | |
|---|---|
| 1 – <i>incisura jugularis</i> | a – <i>manubrium sterni</i> |
| 2 – <i>incizura clavicularis</i> | b – <i>corpus sterni</i> |
| 3 – <i>synostosis manubriosternalis</i> | c – <i>processus xiphoideus</i> |
| 4 – <i>stopy hranic osifikačních</i> | I-VII – kloubní jamky pro 1. - 7. žebro |
| 5 – <i>synostosis xiphisternalis</i> | A – <i>angulus sterni</i> |

Spojení hrudníku (lat. *juncturae thoracis*) do jehož souboru spojení patří:

- 1) kostovertebrální spojení (lat. *articulationes costovertebrales*), které spojuje vzadu žebra s páteří, tato spojení jsou dvojitá:
 - skloubení hlavic žeber s těly obratlů (lat. *articulationes capitum costarum*)
 - skloubení hrbolků žeber s příčnými výběžky obratlů (lat. *articulationes costotransversarie*)
- 2) skloubení předních konců pravých žeber se sternem (lat. *articulationes sternocostales*)

3) skloubení předních konců nepravých žeber s chrupavkami žeber předchozích (lat. *articulationes costochondrales*)

4) skloubení žeberních chrupavek navzájem v místech dotyku (lat. *articulationes interchondrales*)

5) vazy zpevňující uvedená spojení (lat. *ligamenta*)

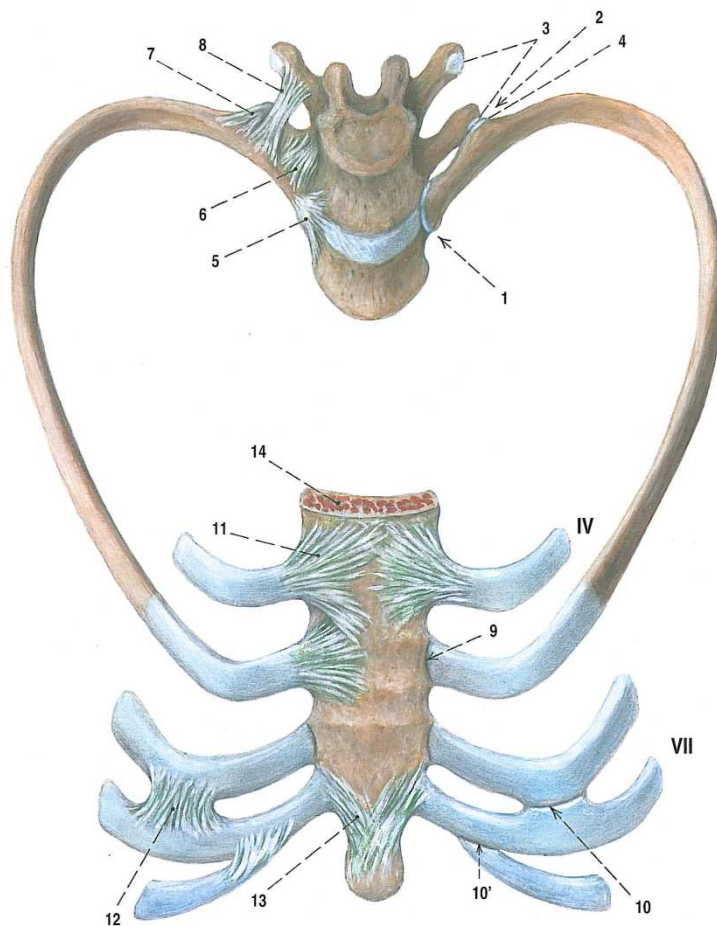
Kostovertebrální spojení (lat. *articulationes costovertebrales*)

Articulatio capitis costae má hlavici na žebře, kloubní ploška na hlavici žebra (lat. *facies articularis capitis costae*) má jamku (lat. *fovea costalis*) na tělech obratlů. Jamka pro hlavici žebra je většinou složena ze dvou fovea costales sousedících obratlů a z okraje meziobratlového disku. [4]

Sklobení hrbolků žeber s příčnými výběžky obratlů (lat. *articulationes costotransversarie*) má hlavici na hrbolku žebra (lat. *tuberculum costae*) a jamku na příčném výběžku obratle. [4]

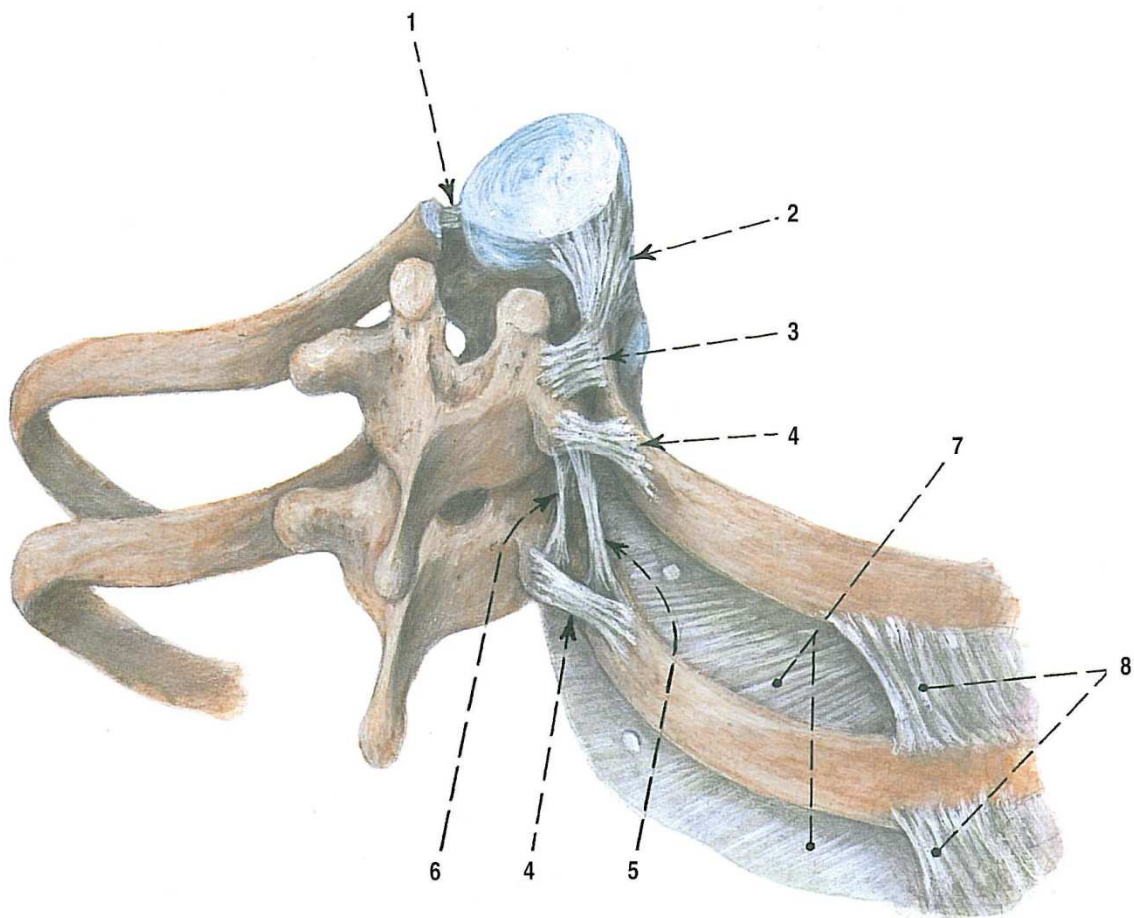
Sklobení předních konců pravých žeber se sternem (lat. *articulationes sternocostales*) jsou klouby o malé pohyblivosti, které spojují chrupavky žeber, jež tvoří hlavice kloubů s jamkami na sternu. [4]

Sklobení předních konců nepravých žeber s chrupavkami žeber předchozích (lat. *articulationes costochondrales*) mají obdobnou stavbu jako sternokostální klouby. [4]



Obrázek 7 – spojení hrudníku [4]

- | | |
|--|---|
| 1 – <i>articulatio capitis costae</i> | 9 – <i>articulatio sternocostalis</i> |
| 2 – <i>articulatio costotransversaria</i> | 10 – <i>articulatio interchondralis</i> |
| 3 – <i>fovea costalis processus</i> | 10' – <i>articulatio costochondralis</i> |
| 4 – <i>facies articularis tuberculi costae</i> | 11 – <i>ligamentum sternocostale radiatum</i> |
| 5 – <i>ligamentum capitis costae radiatum</i> | 12 – <i>kloubní pouzdro</i> |
| 6 – <i>ligamentum costotransversarium</i> | <i>interchondrálního kloubu</i> |
| 7 – <i>ligamentum costotransversarium laterale</i> | 13 – <i>ligamenta costoxiphoidea</i> |
| 8 – <i>ligamentum costotransversarium superius</i> | 14 – <i>příčný řez sternem</i> |
| | IV, VII - chrupavky 4. a 7. žebra |



Obrázek 8 – kostovertebrální spojení [4]

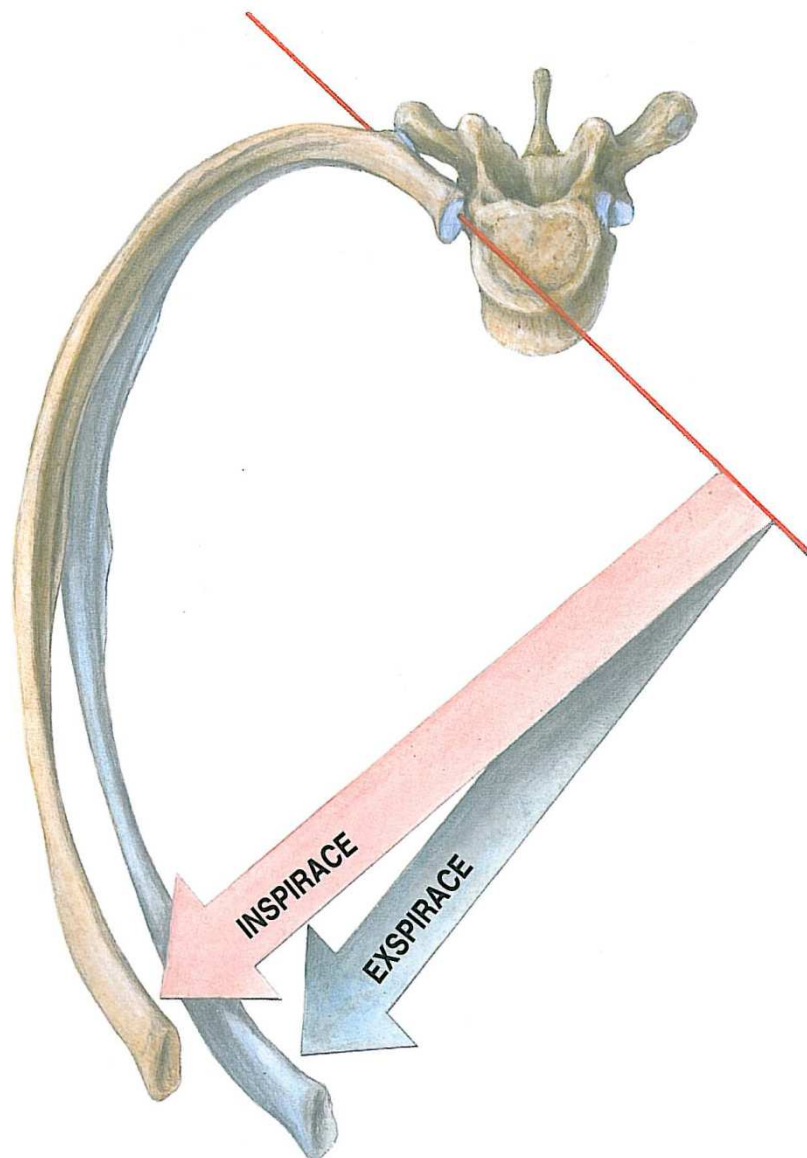
- | | |
|--|--|
| 1 – <i>ligamentum capitis costae intraarticulare</i> | 5 – <i>ligamentum costotransversarium superius</i> (přední pruh) |
| 2 – <i>ligamentum capitis costae radiatum</i> | 6 – <i>ligamentum costotransversarium superius</i> (zadní pruh) |
| 3 – <i>ligamentum costotransversarium</i> | 7 – membrána <i>intercostalis interna</i> |
| 4 – <i>ligamentum costotransversarium laterale</i> | 8 – šlašitý začátek vrstvy <i>musculi intercostales externi</i> |

Pohyby žeber

Žebra se při dýchání zdvíhají a klesají kolem osy jdoucí ze středu hlavičky žebra šikmo dorsolaterálně do hrbolku žebra (lat. *tuberculum costae*). Protože jsou žebra vpředu přikloubená ke kosti hrudní, zdvíhá se tímto pohybem kost hrudní a současně se pohybuje dopředu. Dutina hrudní se tedy tímto pohybem zvětšuje dopředu. Ohnutí

žeber včetně jejich torse způsobí, že se hrudník při zdvižení žeber současně rozšiřuje i do stran.

Zdvíhání a klesání žeber je základ dýchacích pohybů hrudníku působených svaly (hlavními a pomocnými dýchacími svaly). Dýchací pohyby jsou malé v oblasti rukojeti kosti hrudní (lat. *manubrium sterni*) a prvních žeber, největší jsou u nejdelších žeber (7. a 8. pár). Spojení žeber velmi omezuje jinak značnou potenciální pohyblivost hrudní páteře. [4]



Obrázek 9 – zdvíhání a klesání žeber při vzdechu a výdechu [4]

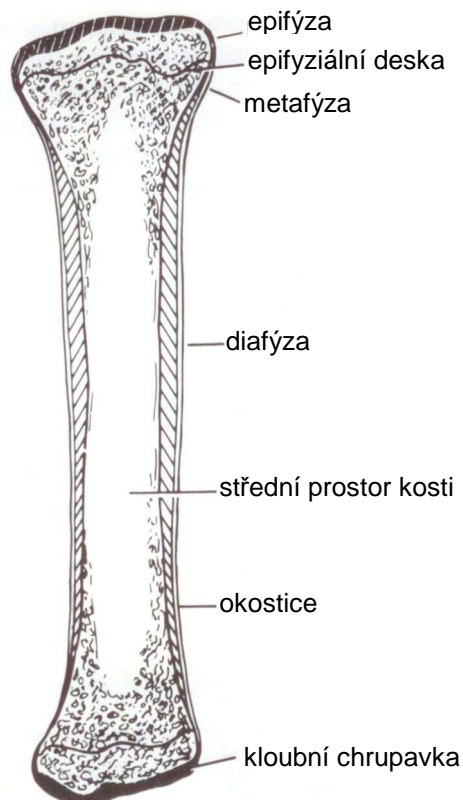
1.3 Stavba kosti

Kostní tkáň je velmi citlivá na úroveň napětí, neboť při překročení limitního zatížení může dojít k remodelaci kostní tkáně nebo dokonce k nekrotizaci. Vztah napětí - posunutí je lineární a anizotropní.

Chrupavka souvisí s kostí, jež je zvápenatělá chrupavka. Kloubní chrupavka má kvalitu spočívající ve velmi malém koeficientu tření pro relativně malý pohyb mezi dvěma částmi chrupavky. V kloubech má chrupavka unikátní a vyšší kvalitu v mazání a absorpci rázů. Tyto kvality jsou díky rozsáhlé multifázové struktuře chrupavky. Struktura se skládá ze složených tekutin, iontů a pevných látek. [7]

Na níže uvedeném obrázku lze vidět řez dlouhou kostí, který obsahuje diafýzu s rozšířením na metafýzu, která je na každém konci kosti. Epifýza je připojena k její metafýze epifyziální deskou. Výběžek každé epifýzy je zvláště zakryt kloubní chrupavčitou formou klouzavého povrchu kloubu (skloubení). Koeficient suchého tření mezi kloubními chrupavkami kloubů je velmi malý (může být až 0,0026), tudíž chrupavčitý povrch vytváří efektivní kloub. [7]

Centrální prostor společně s diafýzou obsahuje kostní dřeň. Pokrytí celkové vnější plochy kosti, kromě skloubení, se nazývá okostice.

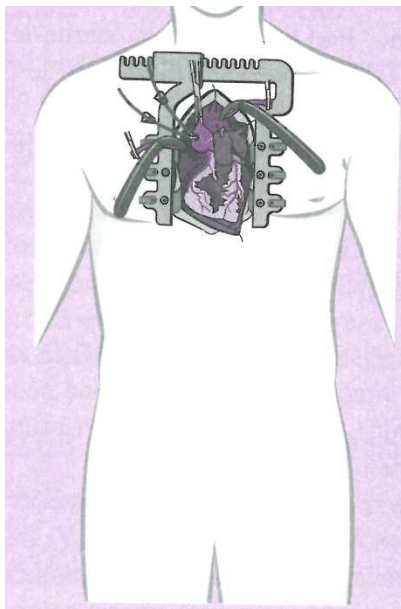


Obrázek 10 – stavba kosti [7]

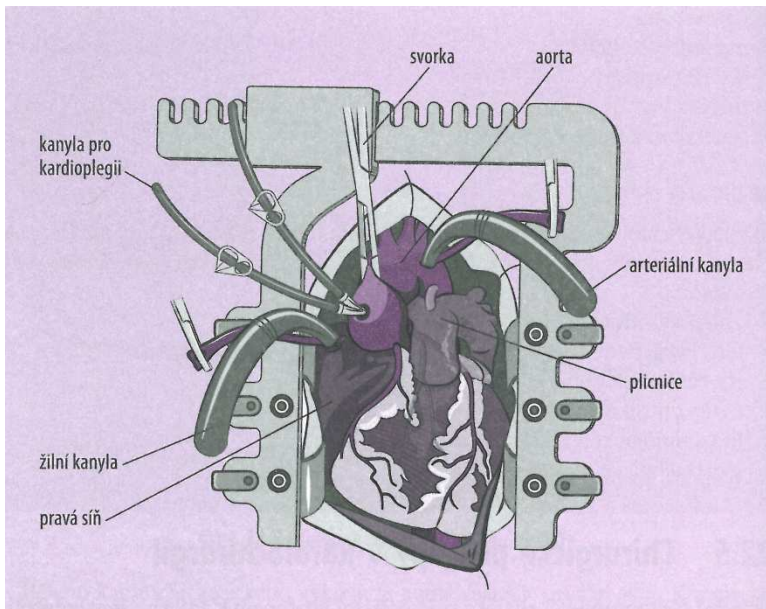
1.4 Mediánní sternotomie

Mediánní (střední) sternotomie je nejčastějším přístupem k srdci a všem srdečním operacím.

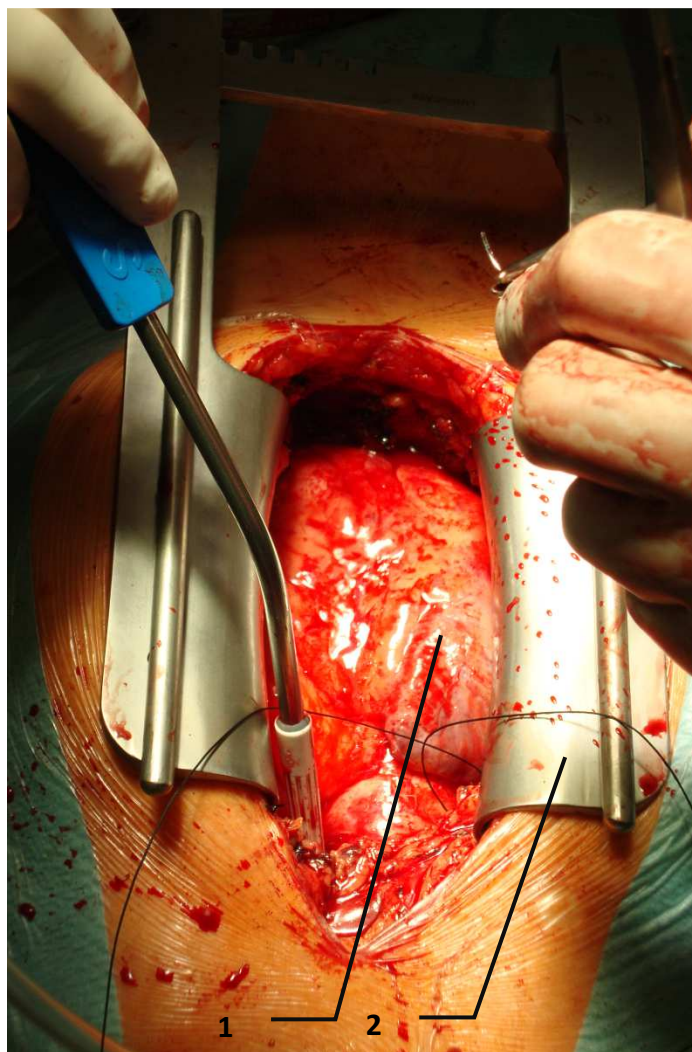
Jedná se o kožní řez, který zasahuje od hrdla pod dolní část hrudní kosti ve střední rovině. Elektrokoagulací (zastavení krvácení) se rozřízne podkoží a měkké tkáně až na okostici. Hrudní kost se dále rozřízne elektrickou pilou. Po rozevření okrajů hrudní kosti hrudním rozvěračem je pod hrudní kostí patrný vazivový vak obklopující srdce, ve kterém je srdce uloženo. Pod horní třetinou sternu leží brzlík a tuková tkáň. Po otevření vazivového vaku obklopujícího srdce je již volný přístup k srdci. [8], [9]



Obrázek 11 – operační přístup mediánní (střední) sternotomie [8]



Obrázek 12 – schéma kanylace pro srdeční operaci [8]



Obrázek 13 - otevřený hrudník po mediánní (střední) sternotomii [vlastní zdroj]

- 1 - vazivový vak obklopující srdce
- 2 - hrudní rozvěrač

2 Druhy spojení hrudního koše

Pevné spojení může být provedeno několika následujícími způsoby, kdy je rozříznutý hrudní koš v místě hrudní kosti pevně fixován. Jsou zde uvedeny typy spojení, které se používají v medicínské praxi – spojení drátem, systémem AcuTie, zámkem Talon a pevnou fixační dlahou.

2.1 Spojení drátem

Pevné spojení hrudního koše je provedeno podvázáním ocelového drátu, který je veden z vnitřního prostoru hrudního koše a do přední části hrudníku přes místo, které se nachází na bočních stranách mezi žebry. A to pouze v případě, že byla hrudní kost pouze rozříznuta a nebyla odebrána. Tento typ spojení drátu se zakončuje „zatočením“ obou konců drátů do sebe. Právě toto zakončení může být pro pacienta nebezpečné, jelikož na konci drátu vzniká ostrá hrana. Ačkoliv drát zasahuje do vnitřního prostoru hrudního koše, tak velikost drátu, tedy jeho průměr, není tak velký, aby bránil vnitřním orgánům.

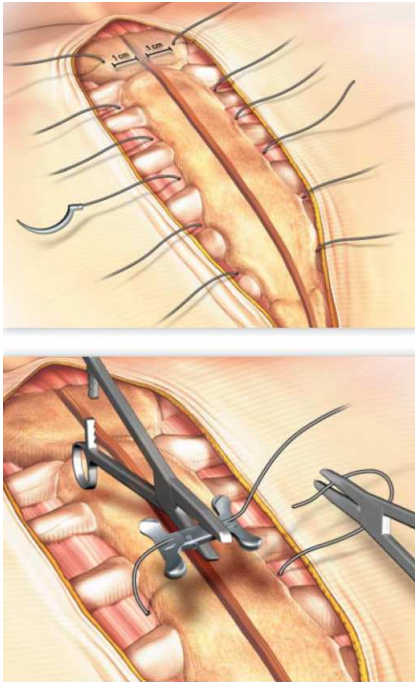
Při postupu spojení je hrudní koš sevřen do své původní polohy a drát je veden mezižebním prostorem a vnitřní stranou hrudní kosti za pomoci jehly zpět ven na opačné straně hrudní kosti. Nevýhodou je, že nelze určit předpětí v drátu a rizikem může být rozdělení v místě spojení „zatočení“ konců drátů a následné komplikace.



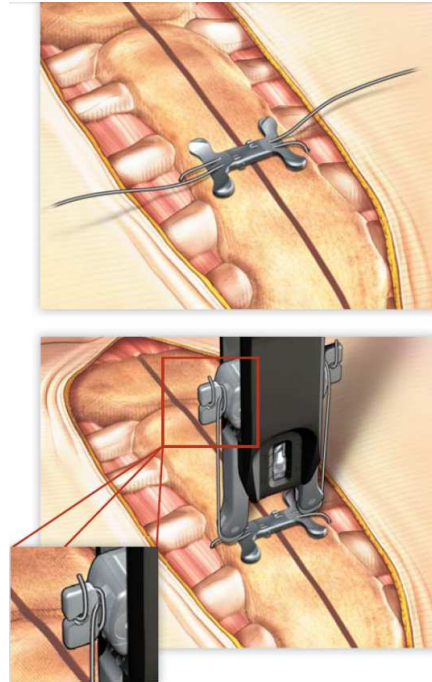
Obrázek 14 – spojení hrudní kosti drátem [3]

2.2 Spojení systémem AcuTie

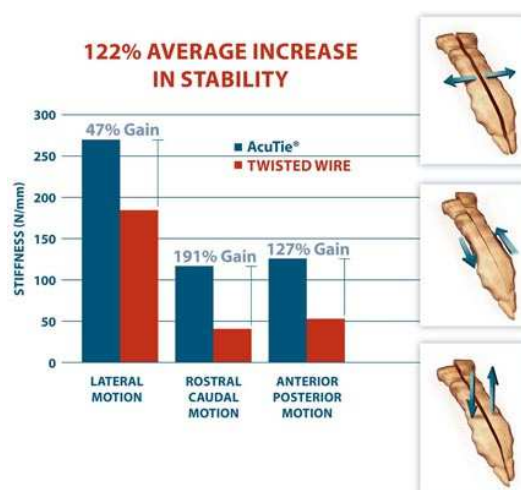
Jedná se o podobné spojení drátem, které je ale modifikované za použití ocelové podložky, která umožňuje vyšší stabilitu a pevnost v příčném směru oproti spojení pouze drátem. Ocelová podložka je ustavena na přední část hrudní kosti. Výhodou je určení předpětí v drátu při posledním kroku ustavení, které není možné u předchozí varianty spojení – 2.1 Spojení drátem. Postup je obdobný jako při spojení pouze drátem. [10]



Obrázek 15 – kroky 1. a 2. spojení systémem AcuTie [10]



Obrázek 16 - kroky 3. a 4. spojení systémem AcuTie [10]



Obrázek 17 - zvýšení stability systému AcuTie [10]

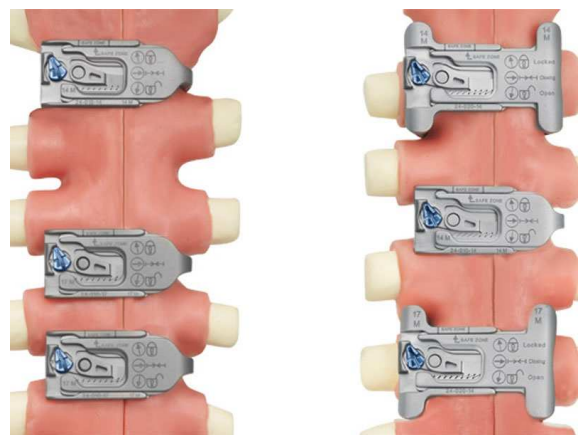
2.3 Spojení zámkem Talon

Další variantou spojení je zavření hrudního koše pomocí zámků Talon[11] z biokompatibilního titanu, který přivírá hrudní koš k sobě přes háky. Při tomto spojení háky zámků zasahují do vnitřní části hrudního koše přes mezižební prostor, do vnitřního prostoru hrudního koše a orgánů nacházejících se v jejich blízkosti, zejména plíce. Avšak rozložení sil je podél rozsáhlejší stykové plochy s hrudní kostí. Výhodou tohoto spojení je vhodnost použití za podmínek, při kterých mají pacienti obezitu. Tento typ spojení lze použít v případě, že pacientovi nebyla odebrána hrudní kost, ale byla pouze rozříznuta.

Před ustavením zámků se nejprve měří šířka a tloušťka hrudní kosti k výběru vhodné velikosti implantátu. Dále je zasunuta pravá a levá část zámků a následně jsou obě části přisunuty k sobě. Posledním krokem ustavení zámků je vzájemné přisunutí obou částí k sobě do výsledné pozice, ve které je zámek zajištěn pojistkou. [11]



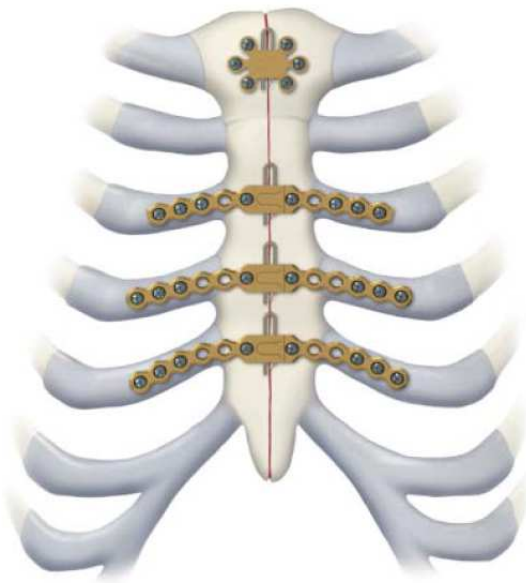
Obrázek 18 – zámek Talon [11]



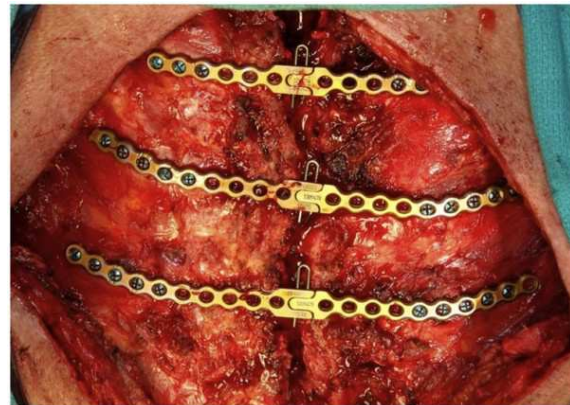
Obrázek 19 – spojení hrudní kosti zámkem Talon [11]

2.4 Spojení pevnou fixační dlahou

Dále může být spojení provedeno pomocí pevné dlahy Synthes z titanové slitiny, kdy je do žebér upevněna šroubem dlahy na levou a pravou stranu hrudního koše a po sevření hrudníku jsou dlahy zajištěny spojkou. A to v obou případech resekce, ať už byla hrudní kost pouze rozříznuta či odebrána s částí žebér po napadení infekcí. Nevýhodou tohoto spojení žebér je vysoká tuhost a nízká flexibilita přizpůsobení spojení například při dýchání.



Obrázek 20 – schéma spojení hrudního koše dlahou [12]



Obrázek 21 – spojení hrudního koše dlahou [13]

Jak již bylo uvedeno, každý systém má své výhody a nevýhody. Mezi přednosti pevných fixačních implantátů bych vyzdvihl vyšší pevnost a nižší riziko infekce. Prostor nevýhod je oblast pro vývoj a hledání jiného implantátu spojení žebér bez hrudní kosti.

Praktická část

V této kategorii se zabývám návrhem a hledáním konstrukce a způsoby jeho řešení, materiály a následnou analýzou metodou konečných prvků.

3 Konstrukce implantátu spojení

Ve snaze vyvinout vhodný fixační implantát spojení pro hrudní koš je potřebné chápat důležitost fixace pro pacienty spojenou s bezpečností a vztahy plynoucí mezi medicínou, anatomii hrudního koše a zákony mechaniky tak, aby bylo možné se na počátku vydat jiným směrem a vytvořit koncepci implantátu spojení pro praktické použití.

Konstrukci implantátu spojení žeber bez hrudní kosti jsem se snažil koncipovat tak, aby byla pro pacienty co nejvhodnější bez pooperačních komplikací a nemohlo dojít k porušení implantátu.

Dále jsem se snažil zohlednit následující aspekty vycházející z výše uvedených používaných implantátů spojení hrudního koše, aby rozložení zatížení bylo na dostatečné ploše a aby spojení bylo flexibilní, poddajné, pevné, stabilní a nezasahovalo do vnitřního prostoru hrudního koše k orgánům.

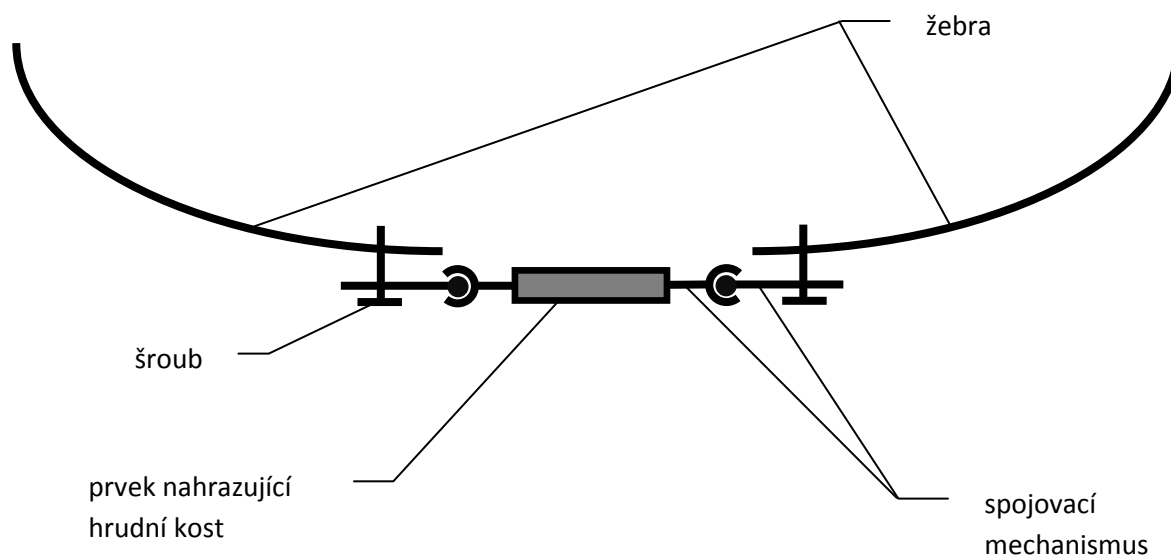
Další snahou je vyřešení náhrady hrudní kosti. V současnosti, kdy pacientovi hrudní kost chybí, je nahrazena jinou z biobanky, ovšem musí splňovat několik kritérií, zejména biokompatibilitu a rozměrovou shodu s pacientem. Myšlenkou je přidání prvku do konstrukce spojení, který by nahradil hrudní kost a byl by modulární tak, aby se mohl přizpůsobit rozměrům a poloze žeber konkrétního pacienta dle potřeb spojení přímo na operačním sále.

Hlavní myšlenkou bylo navržení konstrukce implantátu, která by měla tři stupně volnosti v otočení tak, aby se systém mohl přizpůsobit a při zatížení jedné strany žeber se přes spojovací prvek, který by měl nahradit hrudní kost, nepřenášel moment.

Při návrhu konstrukce implantátu upínání jsem vycházel ze systému, kdy lze spojit žebra „přeplátováním“ žeber na přední straně viz kapitola 2.4 Spojení pevnou fixační dlahou, který je ovšem velice tuhý a může přizpůsobit jen málo, jelikož nemá žádné stupně volnosti.

Mnou navrhovanou konstrukci implantátu jsem konzultoval s panem MUDr. Kalábem, jež je kardiochirurgem, a tak má praktické zkušenosti v této oblasti, která je mu velice profesně blízká. Závěr konzultace byl takový, že k žebřům lze připevnit prvky (dlahy) pouze z přední strany ze zdravotních důvodů, a tak zbývá konstrukce mechanismu, který by spojil dlahy. Tento prvek by měl nahradit hrudní kost a právě v tomto místě lze variabilně měnit a tvořit konstrukci implantátu.

Níže lze vidět schéma první myšlenky řešení navrhované konstrukce implantátu spojení.

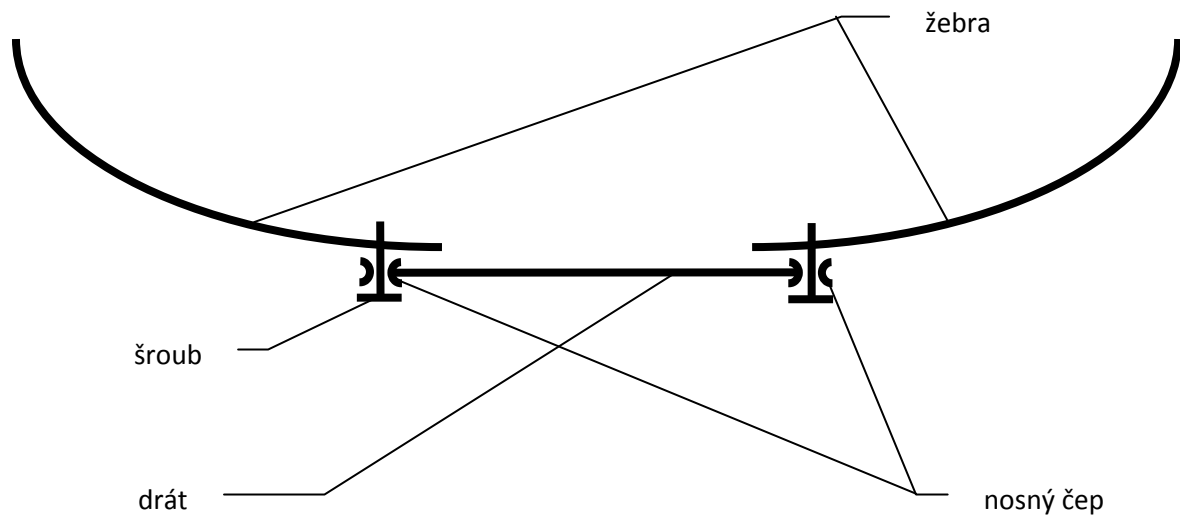


Obrázek 22 - schéma spojení mechanismem

V tomto místě mne napadly dvě možnosti řešení. Prvním je kulový čep uložený v pouzdře podobný kyčelní náhradě a druhým je kloub kolem jednotlivých tří os rotace – x, y, z, což je obdoba Kardanova kloubu, ale se třemi osami otáčení.

Dále se nabízí odlišná varianta řešení, která je zcela jinak koncipovaná. Na levé i pravé žebro lze upevnit šroubem nosné čepy, na kterých by byl upevněn předepnutím vysoko pevnostní drát.

Ovšem nevýhodou tohoto spojení je otevřený prostor po odebrané hrudní kosti pro volný přístup, avšak komfort takového spojení by byl pravděpodobně vyšší než u předchozích spojení a upevnění by mohlo být snazší.



Obrázek 23 – schéma spojení drátem

Jelikož lze hrudní koš považovat za symetrický, tak jsou 3D modely vytvořeny pouze pro jednu stranu symetrie.

Při resekci hrudního koše se pacientovi odebírání i přilehlá část žebíř a to do vzdálenosti přibližně 3 cm, a proto se i hrudní koš skládá pouze ze žebíř zkrácených již o tuto vzdálenost.

3.1 Tvorba 3D modelu hrudního koše

Pro tvorbu modelu hrudníku jsem použil rentgenové snímky pro rekonstrukci hrudního koše za použití programu 3D Doctor, ze kterého je vytvořen model hrudního koše ve formátu *.stl. Model byl následně importován do programu Geomagic Studio ze kterých je vytvořen 3D model hrudního koše.

3.1.1 Program 3D Doctor

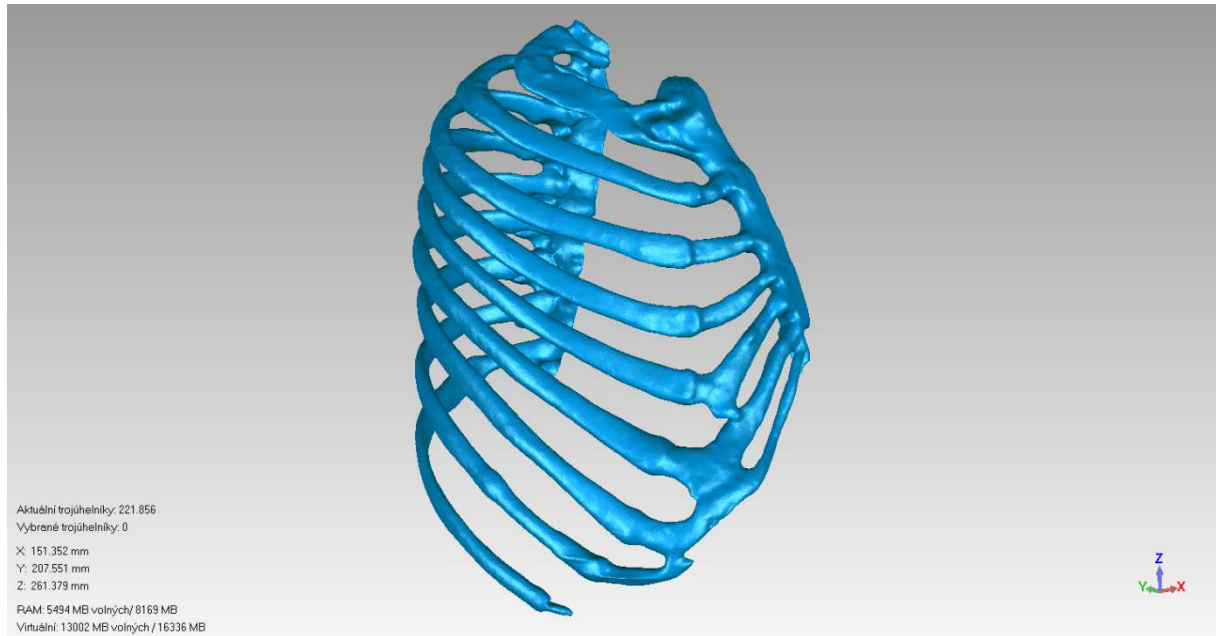
Program 3D Doctor nabízí 3D modelování, zpracování obrazu, měřicí program pro snímky z magnetické rezonance (MRI), počítačové tomografie (CT), anatomických a neurofyziologických změn na mozku (PET), mikroskopie a průmyslových 3D zobrazovacích aplikací. [14]



Obrázek 24 – CT snímek hrudního koše v transversální rovině v programu 3D Doctor [vlastní zdroj]

3.1.2 Program Geomagic Studio

Program Geomagic Studio je kompletní nástroj pro transformaci naskenovaných dat do vysoce přesných ploch a CAD modelů. Program poskytuje editaci síťování a rozšířené funkce ploch. Program lze využít pro reverzní inženýrství, design produktů, rapid prototyping, analýzy a export CAD dat. [15]



Obrázek 25 – model hrudního koše v programu Geomagic Studio

3.2 Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem

Konstrukce se skládá ze tří základních částí tj. fixační dlahy, mechanismu kulového čepu a náhrady hrudní kosti.

Náhradou hrudní kosti je deska, která je v dolní části ohnuta tak, aby se podobala skutečné hrudní kosti. V případě, že by byla deska rovná, tak by buď na dolní či horní části vyčnívala před hrudní koš, což by bylo nepříjemné pro chirurga z hlediska plastiky kůže na hrudním koši a jistě i nepříjemné pro pacienta.

Mechanismem spojení je spojovací člen mezi deskou a fixační dlahou. Na jedné straně spojovacího členu je kulový čep, jenž je uložen do vložky a zajištěn proti vysunutí a rozpojení pojistnou maticí. V reálném případě jsem uvažoval o použití biolepidla pro zajištění pojistné matice. Na druhé straně spojovacího členu je díra,

obdobná pro zápusťné šrouby, která slouží ke spojení s deskou, tedy náhradou hrudní kosti šroubem.

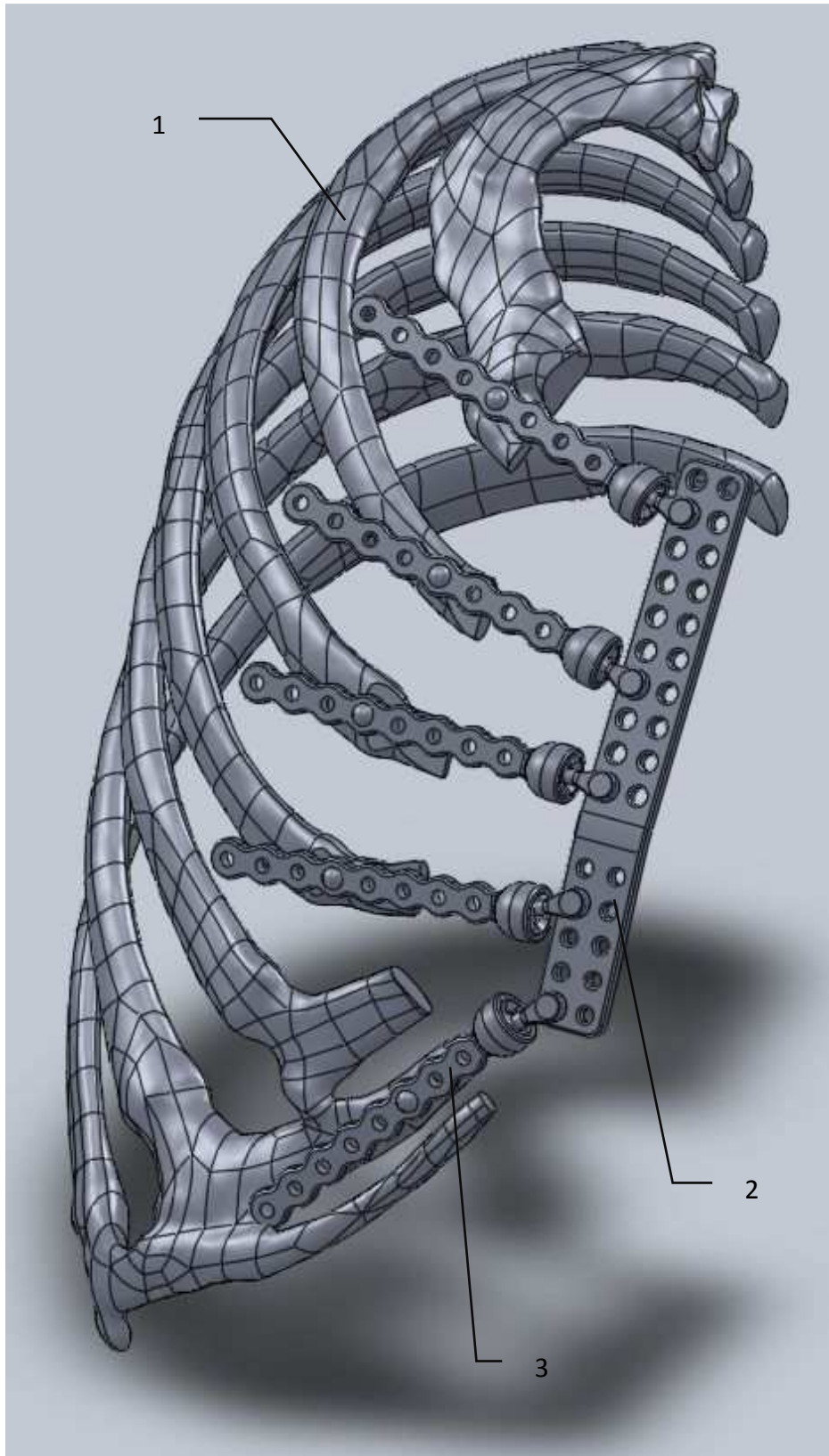
Fixační dlahu je podobná té, která je popsána v kapitole 2.4 Spojení pevnou fixační dlahou, ovšem na jedné straně, na té, která je blíže k desce, tedy náhradě hrudní kosti a spojovacímu členu, je opatřena pouzdrům, do kterého je uložen kulový čep spojovacího členu. Fixační dlahu je dále spojena se žebrem, a to šroubem.

Model mechanismu a tedy i celou sestavu jsem vytvářel nejprve ustavením modelu hrudního koše, který má již své orientované roviny dle skutečné polohy člověka. To je právě vhodné pro tvorbu desky, tedy náhrady hrudní kosti, jelikož rovina symetrie hrudního koše je totožná s mediální rovinou těla člověka, ve které jsem vytvářel desku.

Na tuto desku je připojen spojovací prvek tak, aby díry pro spojení šroubem byly soustředné. Následně je ke kulovému čepu na spojovacím prvku připojena fixační dlahu tak, aby kulové plochy byly soustředné, a také je připojena pojistná matice k pouzdru. To je provedené tak, aby díry byly soustředné a matice doléhala na opěrnou plochu uvnitř pouzdra.

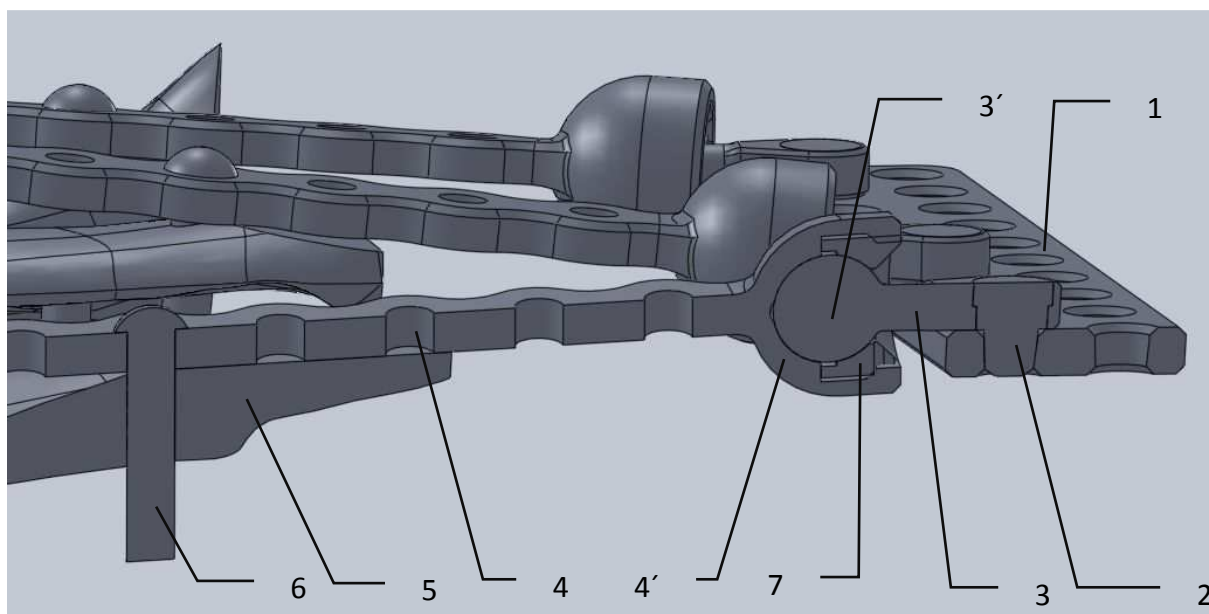
Fixační dlahu je ustavena tak, aby vhodně doléhala na žebro. V místě spojení je do konkrétního žebra vytvořen otvor a šroubové spojení je zjednodušeno a nahrazeno nýtovým spojem.

Konstrukce celého implantátu spojení je vyobrazena níže.



Obrázek 26 – konstrukce implantátu spojení kulovým čepem

- 1 - žebra
- 2 - náhrada hrudní kosti
- 3 - spojovací mechanismus



Obrázek 27 – řez konstrukcí implantátu spojení kulovým čepem

- | | |
|--------------------------|----------------------------|
| 1 - náhrada hrudní kosti | 4' - pouzdro kulového čepu |
| 2 - připojovací šroub | 5 - žebro |
| 3 - spojovací prvek | 6 - upevňovací šroub |
| 3' - kulový čep | 7 - pojistná matice |
| 4 - fixační dlahy | |

3.3 Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem

Konstrukce se opět skládá ze tří základních částí, náhrady hrudní kosti, tedy desky, která je stejná, ovšem mechanismus a fixační dlahy, respektive její část sloužící ke spojení s mechanismem, jsou jiné.

Je zde tedy popsán pouze rozdíl od předchozí kapitoly 3.2 Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem. Ostatní konstrukce implantátu jsou stejné.

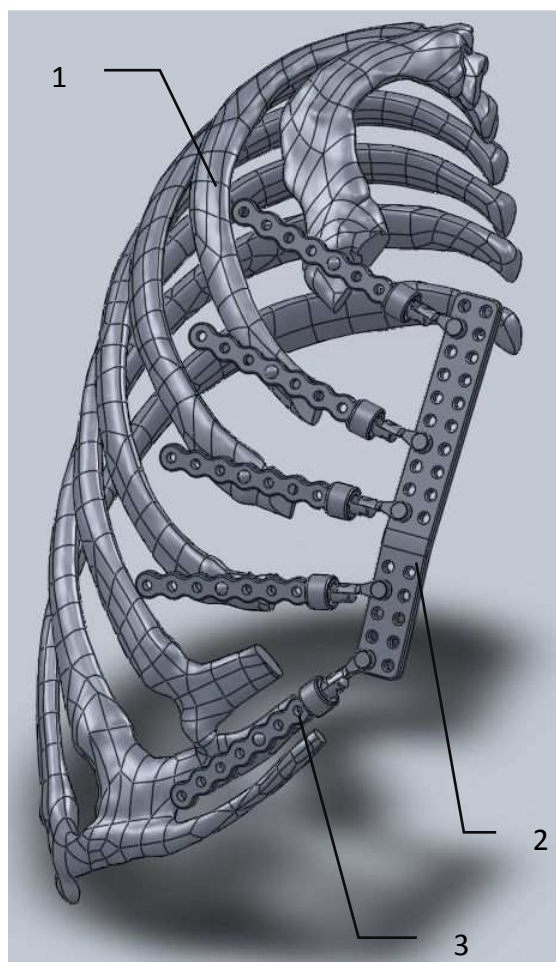
Mechanismem spojení je opět spojovací člen mezi deskou a fixační dlahou, ovšem v této variantě má jinou konstrukci.

Jedná se o sériové seřazení tří čepů, kdy každý z čepů má svoji vlastní osu otáčení orientovanou tak, aby bylo možné natočení kolem všech tří globálních os – x, y, z. První osou otáčení je otočení kolem osy spojovacího šroubu mezi deskou a spojovacím prvkem. Druhou osou pro otáčení čepu je osa spojení mezi fixační dlahou a spojovacím prvkem. A poslední třetí osou otáčení čepu je zbývající, která vznikne zohledněním předchozích dvou os otáčení na spojovacím prvku.

Tvorba sestavy, desky, tedy náhrady hrudní kosti, fixační dlahy a ustavení hrudního koše jsou stejné jako u předchozího kapitoly 3.2 Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem.

Model mechanismu se skládá ze dvou částí. První část jsem tvořil nejprve z pouzdra, ve kterém je uložen válcový čep, který je zajištěn proti vysunutí pojistnou maticí tak, aby válcové plochy pouzdra a čepu byly soustředné. V reálném případě jsem uvažoval o použití biolepidla pro zajištění pojistné matice. Druhou část spojovacího mechanismu jsem vytvořil z desky, do které je tato část připojena tak, aby díry šroubového spojení byly soustředné. Poslední částí tvorby 3D modelu mechanismu je vytvoření spojovacího čepu mezi oběma částmi, jehož tvorbu jsem zohlednil dle orientace osy, kterou jsem popsal, viz výše.

Konstrukce celého implantátu spojení je vyobrazena níže.

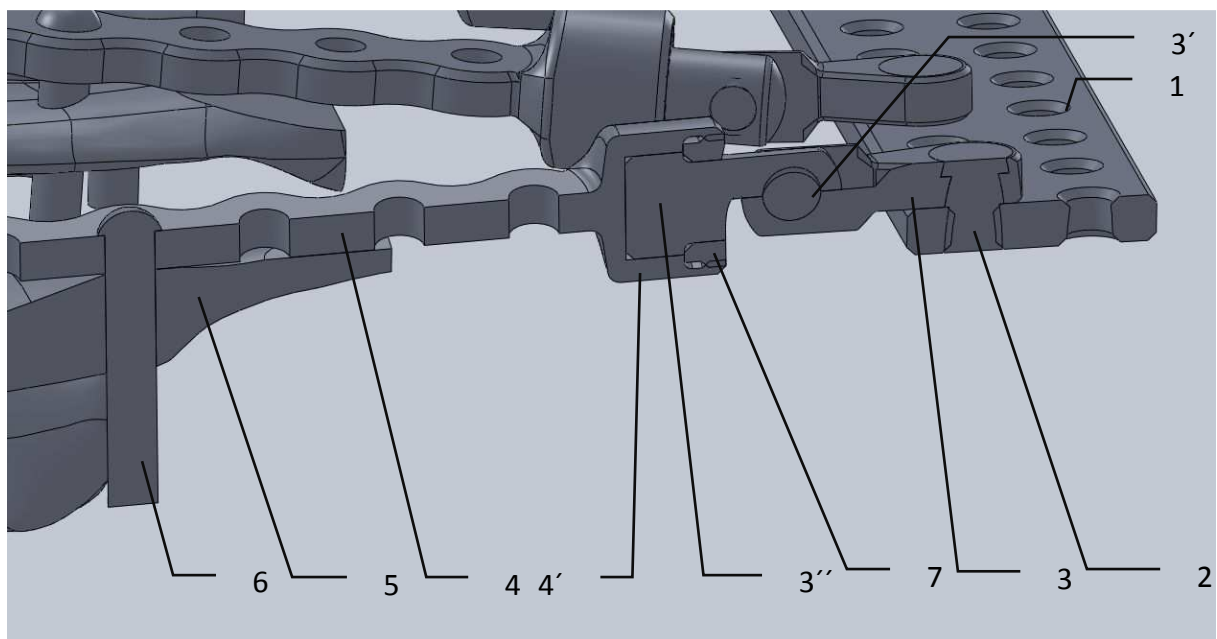


Obrázek 28 – konstrukce implantátu spojení tříosým čepem

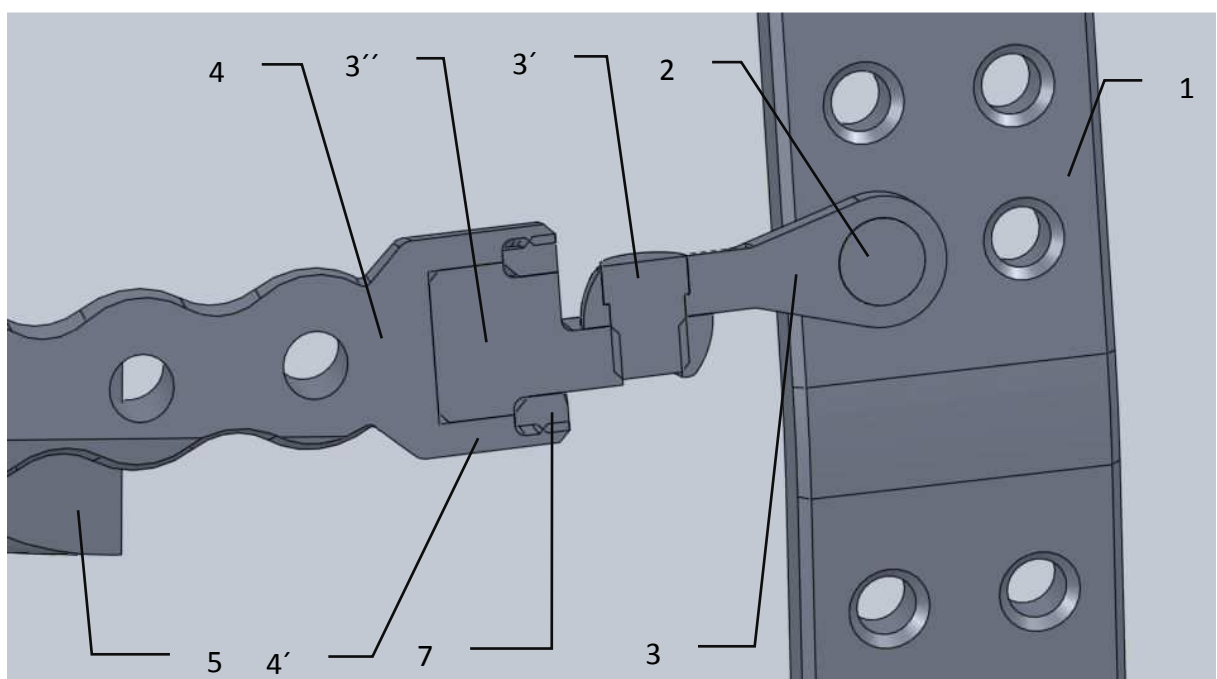
1 - žebra

2 - náhrada hrudní kosti

3 - spojovací mechanismus



Obrázek 29 – řez konstrukcí implantátu spojení tříosým čepem



Obrázek 30 – řez konstrukcí implantátu spojení tříosým čepem

- 1 - náhrada hrudní kosti
- 2 - připojovací šroub
- 3 - spojovací prvek vnitřní
- 3' - spojovací šroub
- 3'' - spojovací prvek vnější

- 4 - fixační dlaha
- 4' - pouzdro čepu
- 5 - žebro
- 6 - upevňovací šroub
- 7 - pojistná matice

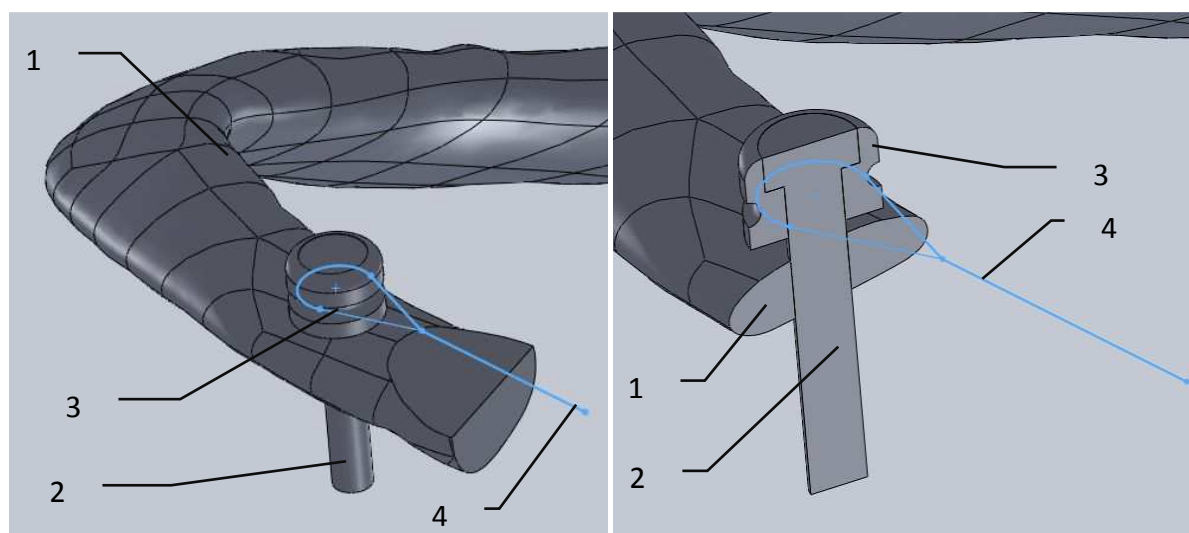
3.4 Konstrukce implantátu pomocí drátu na nosném čepu

Konstrukce tohoto implantátu spojení se skládá ze dvou částí, a tím jsou nosný čep a šroub. Na nosný čep, který je šroubem upevněn k žebro, je přichycen vysokopevnostní drát, jehož opačný konec je přichycen k nosnému čepu na opačné straně. Zajištění vysokopevnostního drátu je provedeno sponou.

3D model nosného čepu je vytvořený tak, aby na obvodu čepu byla drážka, ve které by byl uložen drát. V čepu jsem dále vytvořil v ose díru, která je soustředně připojena k šroubu. Tato díra je osazená kvůli zajištění posunu ve směru osy čepu.

Tato podsestava šroubu a nosného čepu je soustředně připojena k díře, která se nachází v žebro.

Konstrukce celého implantátu spojení je vyobrazena níže.



Obrázek 31 – konstrukce implantátu pomocí drátu na nosném čepu

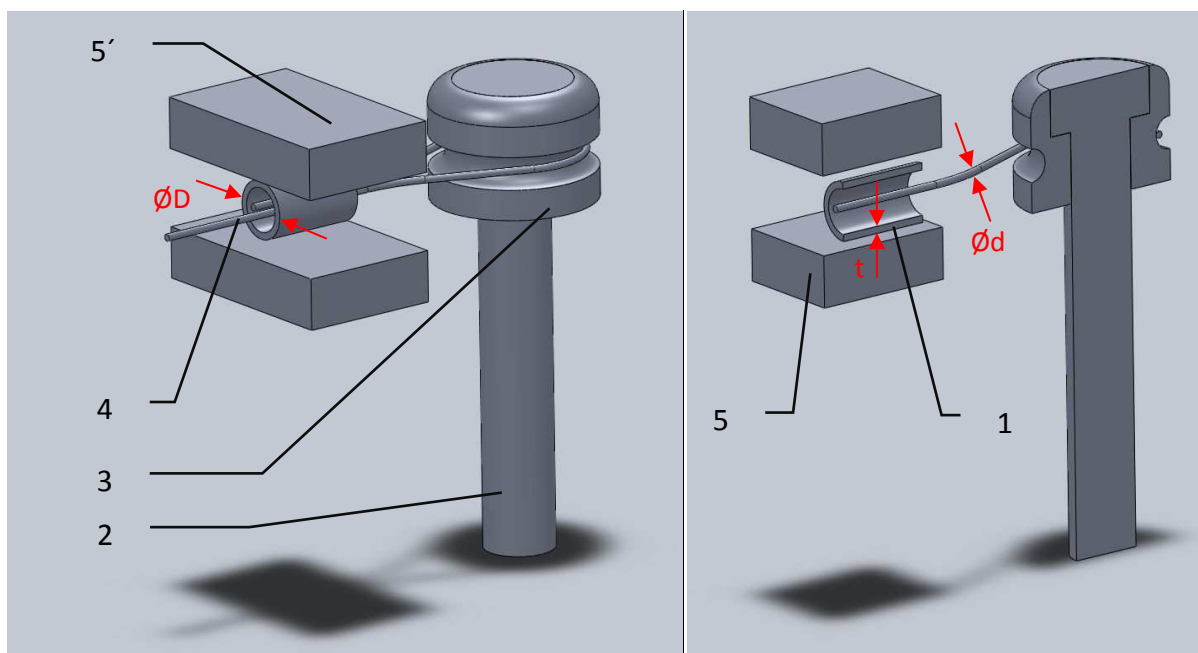
- 1 - žebro
- 2 - upevňující šroub
- 3 - nosný čep
- 4 - spojovací drát

Pro analýzu pevnosti a bezpečnosti spojení drátu sponou jsem vytvořil 3D model zajištění.

Níže jsou v tabulce uvedeny rozměry 3D modelu.

Rozměry 3D modelu zajištění spojení na nosném čepu			
	průměr drátu $\varnothing d$ [mm]	vnější průměr spony $\varnothing D$ [mm]	tloušťka stěny spony t [mm]
3D model	0,3	2,5	0,3

Tabulka 1 - rozměry 3D modelu zajištění spojení na nosném čepu



Obrázek 32 - rozměry 3D modelu zajištění spojení na nosném čepu

1 - spona

2 - upevňující šroub

3 - nosný čep

4 - spojovací drát

5, 5' - tělesa nahrazující kleště

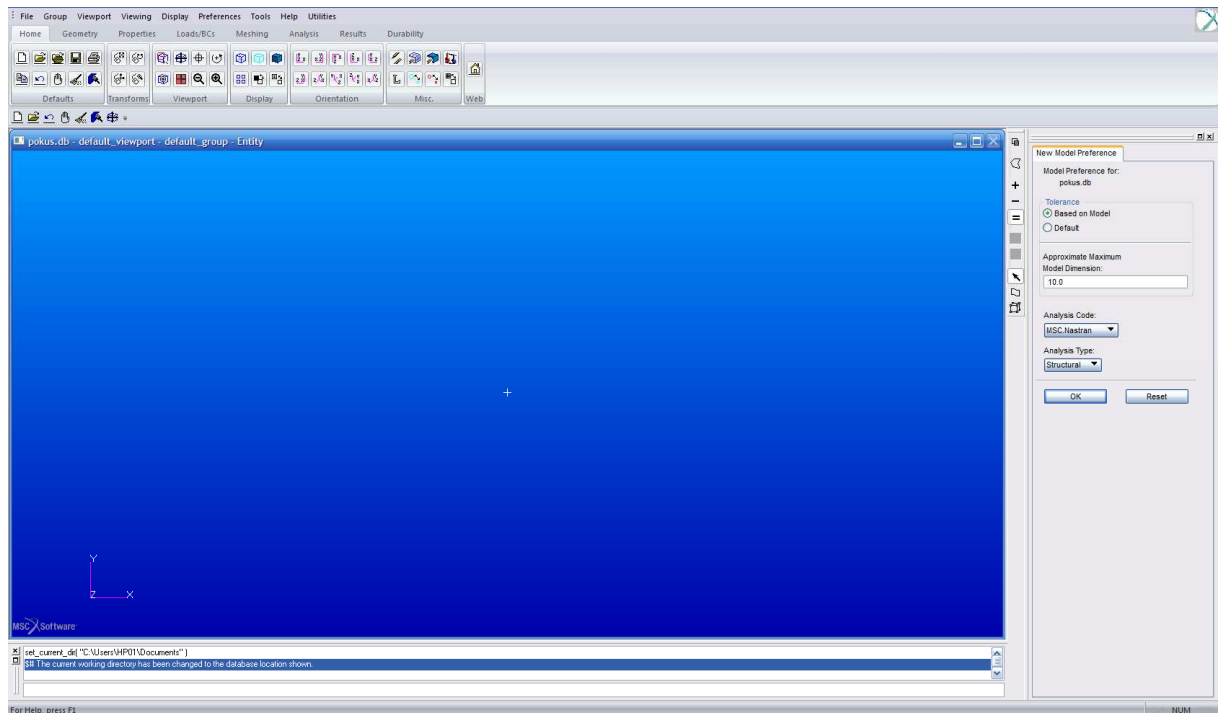
4 Analýzy konstrukcí implantátů spojení

Analýzy jednotlivých konstrukcí implantátů byly provedeny metodou konečných prvků, pro které jsem použil program MSC.MarcMentat. Ve výsledcích analýz jsem sledoval zejména rozložení napětí a deformace na výpočtovém modelu. Model pro výpočet jsem nasíťoval v programu MSC.Patran.

4.1.1 Program MSC.Patran

Program MSC.Patran je pre/post-procesorový software poskytující objemové modelování, síťování, nastavení analýz a další funkce.

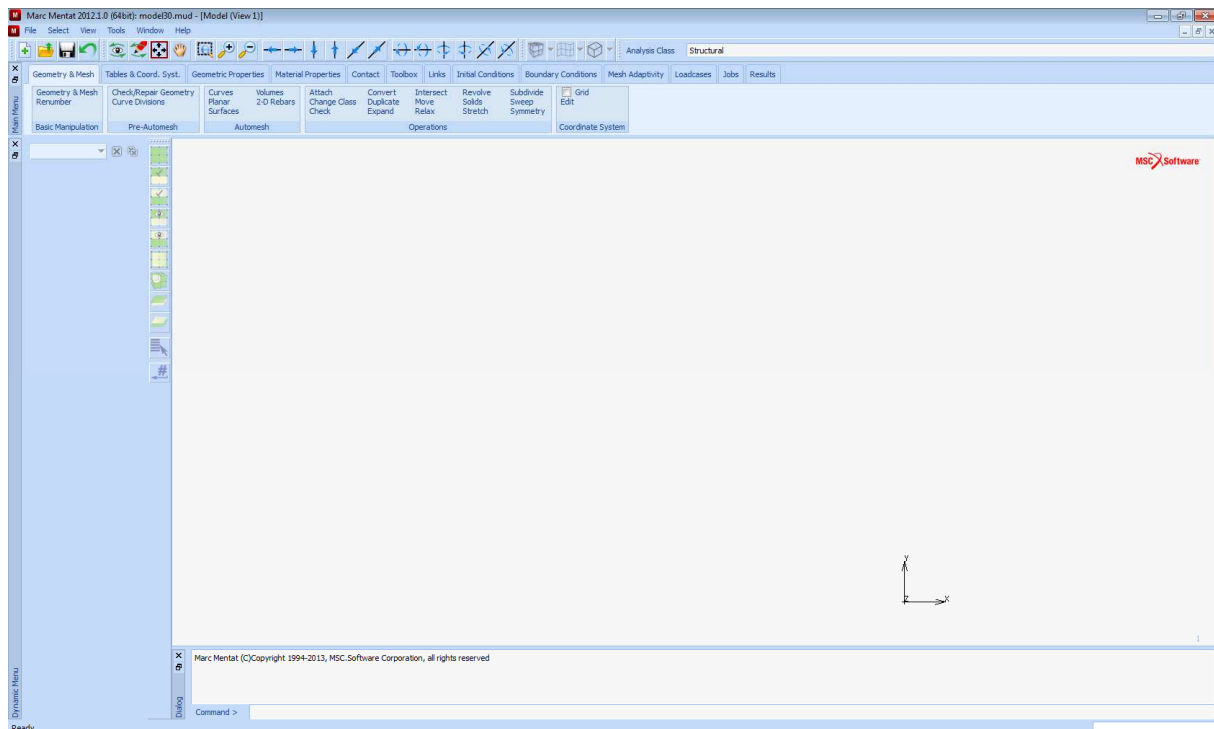
Program poskytuje souhrn nástrojů k analýzám modelů pro lineární, nelineární, termální a další řešení metodou konečných prvků. [16]



Obrázek 33 – pracovní prostředí programu MSC.Patran [vlastní zdroj]

4.1.2 Program MSC.MarcMentat

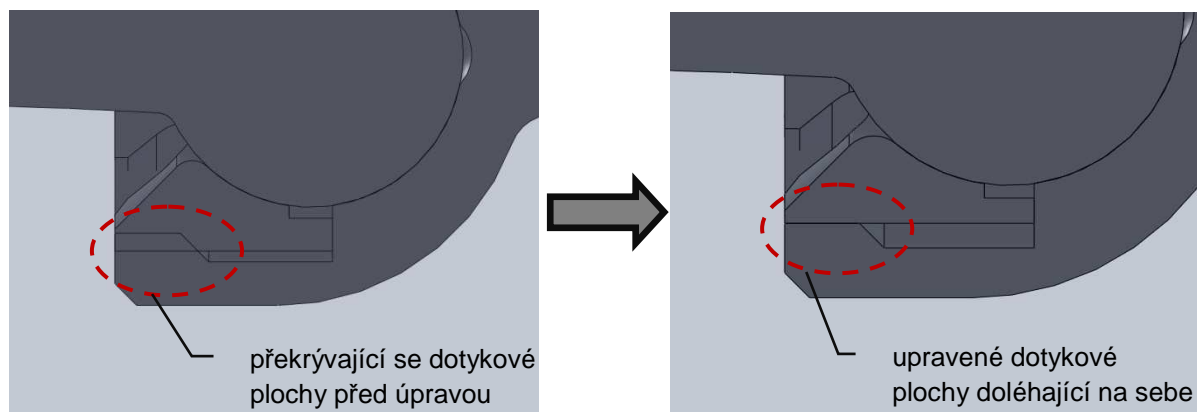
Program MSC.Marc Mentat je grafický uživatelský program pro výpočet lineárních a nelineárních řešení simulací Metodou konečných prvků pod statickým, dynamickým a kombinovaným zatížením. [16], [17]



Obrázek 34 – pracovní prostředí programu MSC.Marc [vlastní zdroj]

4.2 Úprava 3D modelu

Všechna závitová spojení u všech typů variant spojení pro výpočtový model jsem upravil a to takovým způsobem, aby dotykové plochy doléhaly na sebe na středním průměru závitu $\varnothing d_2$ a nepřekrývaly se z důvodu nalezení kontaktu pro výpočet.



Obrázek 35 – úprava dotykové plochy u závitového spojení [vlastní zdroj]

4.3 Materiály

Pro všechny prvky v každé konstrukci implantátu jsem použil za materiál titanovou slitinu, jejíž hodnoty materiálových vlastností jsou uvedeny v tabulce, viz níže. Jedná se o následující části konstrukce, na které byly použity tyto materiálové hodnoty - náhrada hrudní kosti, spojovací mechanismus, fixační dlaha a upevňovací šroub.

Titanová slitina byla zvolena ze dvou důvodů, prvním je biokompatibilita a druhým je vysoká pevnost. Ve výpočtovém modelu je titanová slitina považována za elastický izotropní materiál a v případě výpočtu zajištění konstrukce systému spojení pomocí drátu na nosném čepu za elasto-plastický izotropní materiál.

Materiálové hodnoty titanové slitiny	
Modul pružnosti v tahu - E [MPa]	117 000
Poissonovo číslo - μ [-]	0,33
Mez pevnosti [MPa]	1 450
Mez kluzu [MPa]	600
Maximální kontaktní tlak [MPa]	3 700 (ocel)

Tabulka 2 – materiálové hodnoty titanové slitiny [vlastní zdroj], [19], [20]

Pro titanovou slitinu bude pravděpodobně maximální kontaktní tlak větší, než je stanoven pro ocel.

Pro žebra, která se po resekci hrudní kosti a přilehlé části žeber z důvodu infekce skládají z kostěné části, jsou použity následující materiálové hodnoty, které jsou uvedeny v tabulce, viz níže.

Uložení žeber je ve skutečnosti připojeno k obratlům a páteři kostovertebrálním spojením, které je ve výpočtovém modelu nahrazeno torzní pružinou, jejíž hodnoty tuhosti kolem jednotlivých os jsou již respektovány v orientaci modelu v pracovním prostředí programu MSC.MarcMentat.

Ačkoliv se kost při mechanickém zatížení chová jako anizotropní materiál (dle kapitoly 1.3 Stavba kosti), tak je materiál použitý ve výpočtovém modelu pro žebra považován za elastický izotropní materiál. Hodnoty modulu pružnosti E a Poissonova čísla μ jsou ekvivalentní k hodnotám anizotropního materiálu.

Materiálové hodnoty žeber	
Modul pružnosti v tahu pro kostěnou část žebra - E [MPa]	5 000
Poissonovo číslo pro kostěnou část - μ [-]	0,3

Tabulka 3 – materiálové hodnoty žeber [18]

Hodnoty torzní tuhosti kostovertebrálního spojení	
$k_{\square x}$ - rotace kolem osy X [N/rad]	1 280
$k_{\square y}$ - rotace kolem osy Y [N/rad]	9 167,3
$k_{\square z}$ - rotace kolem osy Z [N/rad]	16 290

Tabulka 4 – hodnoty torzní tuhosti kostovertebrálního spojení [18]

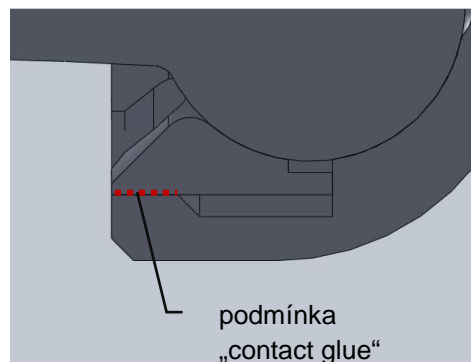
4.4 MKP model

Pro tvorbu sítě jsem zvolil prvek trojboký jehlan (Tetra10) s 10 nebo 4 uzly (ve vrcholech a v poloviční vzdálenosti hran jehlanu.) Počty elementů, uzlů, konvergenční kritérium, singulární kritérium a počet iterací jsou uvedeny níže v popisu MKP modelu a analýze jeho výsledků.

4.4.1 Okrajové podmínky nahrazující závitové spojení

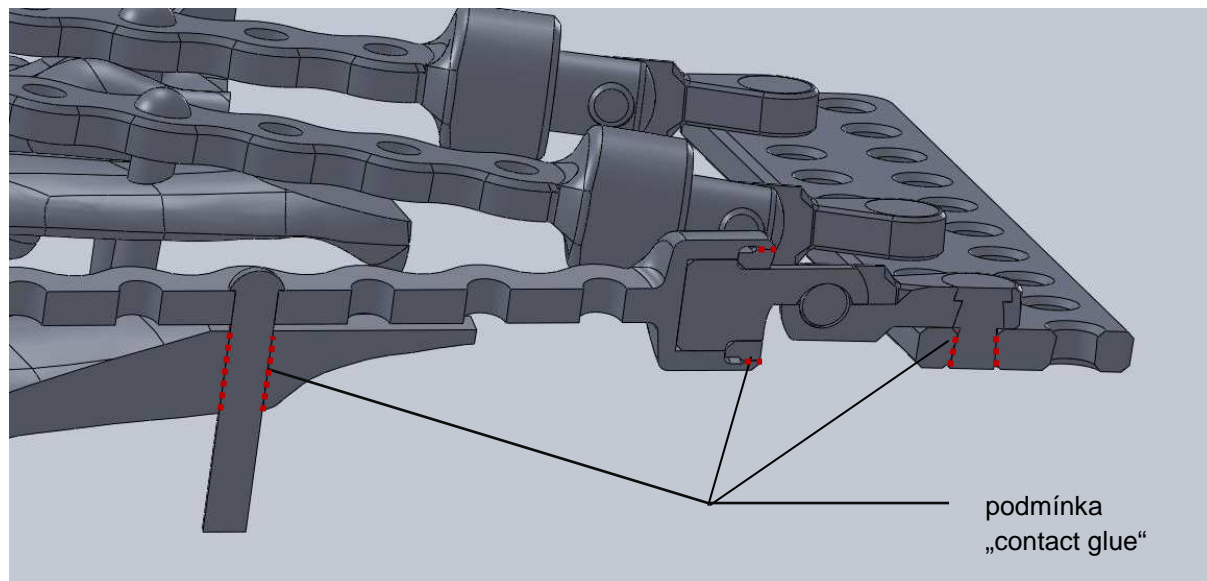
Na upravené dotykové plochy, které jsou popsány v kapitole 4.2 Úprava 3D modelu, jsem ve výpočtovém MKP modelu přidal okrajovou podmínku „contact glue“, která nahrazuje závitové spojení.

Vyobrazení aplikace okrajové podmínky na konstrukci implantátu spojení kulovým čepem.

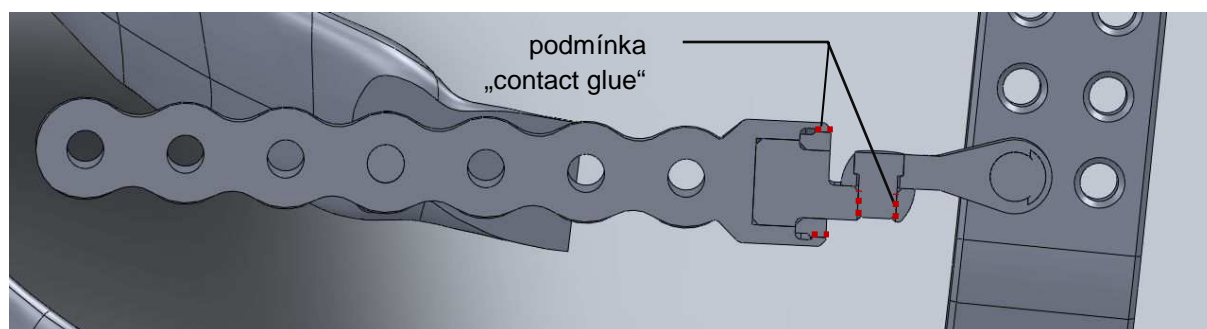


Obrázek 36 – podmínka „contact glue“ pro závit [vlastní zdroj]

Vyobrazení aplikace okrajové podmínky „contact glue“ na konstrukci implantátu spojení tříosým čepem.



Obrázek 37 – podmínka „contact glue“ pro závit [vlastní zdroj]



Obrázek 38 – podmínka „contact glue“ pro závit [vlastní zdroj]

4.4.2 MKP sub-model

Před analýzou konstrukcí implantátu jsem analyzoval výpočtový sub-model konstrukcí implantátů s kulovým čepem a tříosým čepem, který se skládá pouze ze spojovacího mechanismu.

Souhrn vlastností sítě MKP sub-modelů je uveden v tabulce.

Hodnoty vlastností sítí MKP sub-modelů jednotlivých implantátů spojení		
	Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem	Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem
počet prvků	78 631	70 101
počet uzlů	121 419	108 940

Tabulka 5 – hodnoty vlastností sítí MKP sub-modelů [vlastní zdroj]

Pro MKP sub-model jsem použil lineární prvek trojboký jehlan (Tetra 4) se 4 uzly ve vrcholech jehlanu pro méně náročný výpočet.

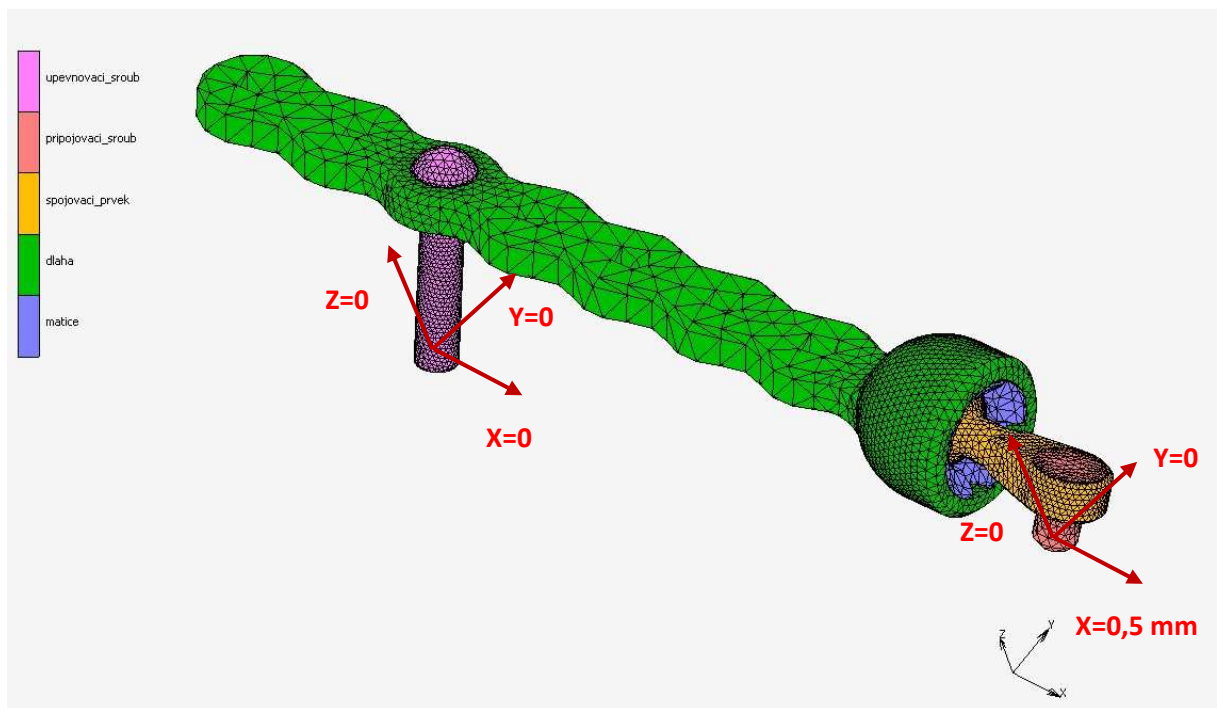


Obrázek 39 – zvolený prvek pro tvorbu sítě MKP sub-modelu [17]

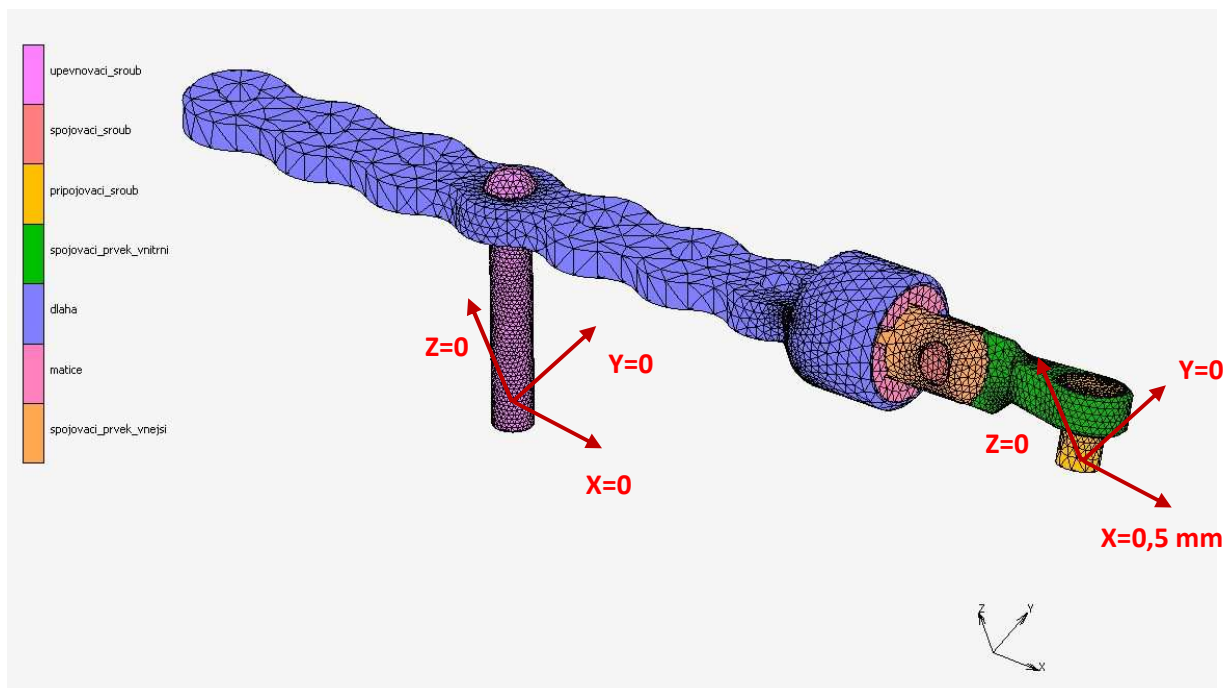
4.4.2.1 Okrajová podmínka

Ve výpočetním MKP sub-modelu jsem přidal okrajovou podmínku na upevňovací šroub pro žebro, kde jsem předepsal nulový posuv ve všech třech osách X, Y, Z a druhou okrajovou podmínku jsem přidal na připojovací šroub k náhradě hrudní kosti, již jsem předepsal posunutí 0,5 mm ve směru X a nulové posunutí v ostatních směrech Y a Z, kterou jsem simuloval zavření hrudního koše.

Vyobrazení výpočtového MKP sub-modelu se znázorněním aplikovaných okrajových podmínek, viz níže.



Obrázek 40 – výpočetní MKP model implantátu spojení kulovým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 41 – výpočetní MKP model implantátu spojení tříosým čepem [vlastní zdroj]

4.4.2.2 Analýza výsledků MKP výpočtu sub-modelu

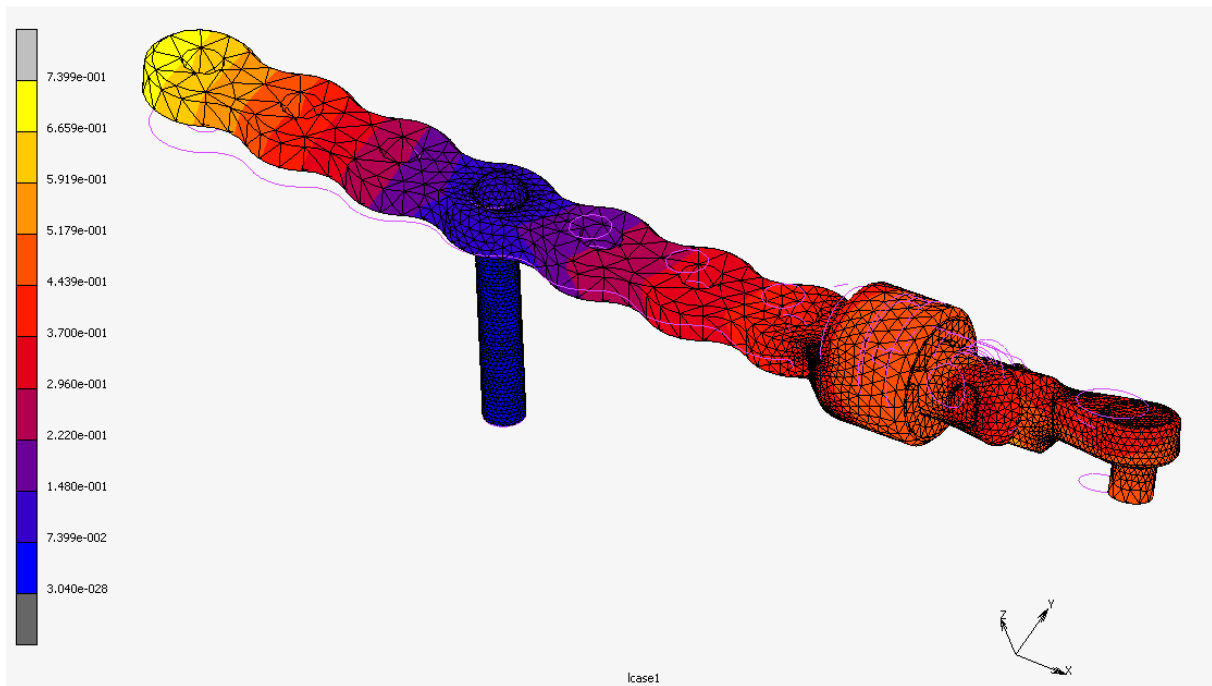
Kritéria výpočtu numerické analýzy jsem shrnul do tabulky, viz níže. Pro analýzu deformace a rozložení redukovaného napětí (HMH) jsem zvolil interval od 0 MPa do meze pevnosti titanové slitiny, jež je obvykle 1000 MPa. [19]

Výsledky analýzy výpočtu MKP sub-modelu		
	Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem	Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem
Konvergenční kritérium	0,0001171	$1,683 \cdot 10^{-14}$
Singulární kritérium	0,014421	0,005017
Počet iterací	50	31

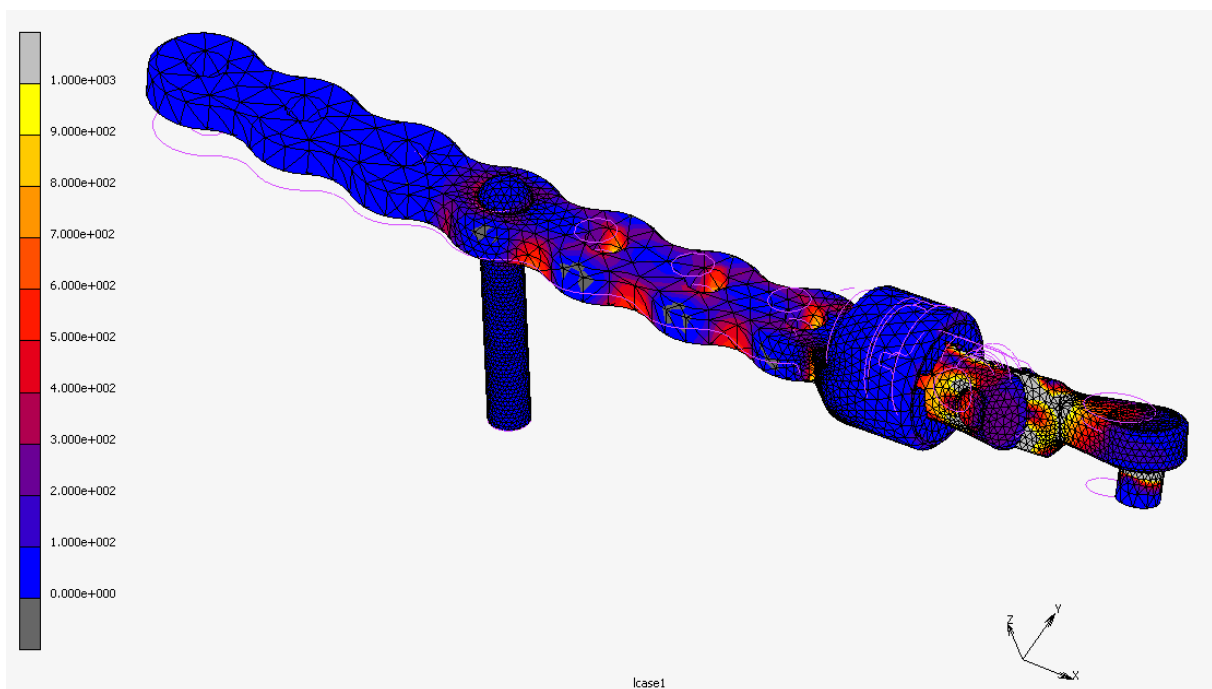
Tabulka 6 – výsledky analýz výpočtu MKP sub-modelu [vlastní zdroj]

Níže jsou zobrazené výsledky numerické analýzy, které jsem 5x zvětšil vzhledem ke skutečným výsledkům kvůli lepší názornosti a představě o napětí a deformaci.

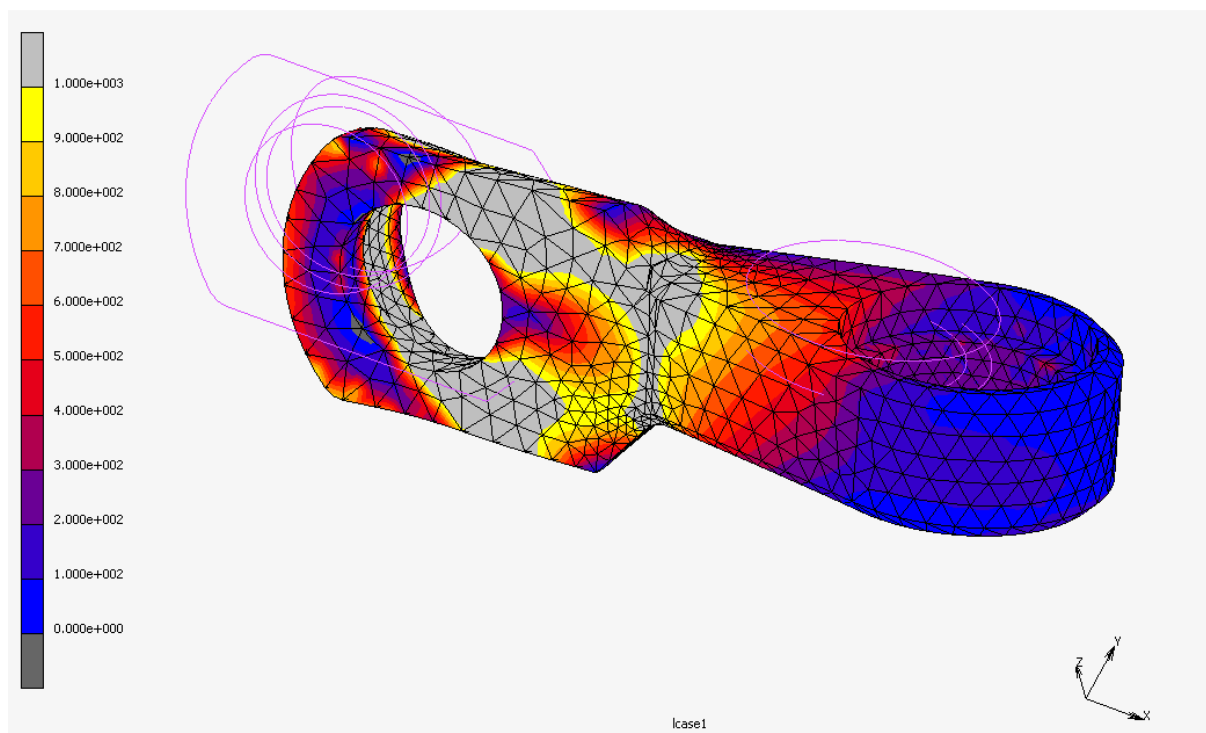
Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem



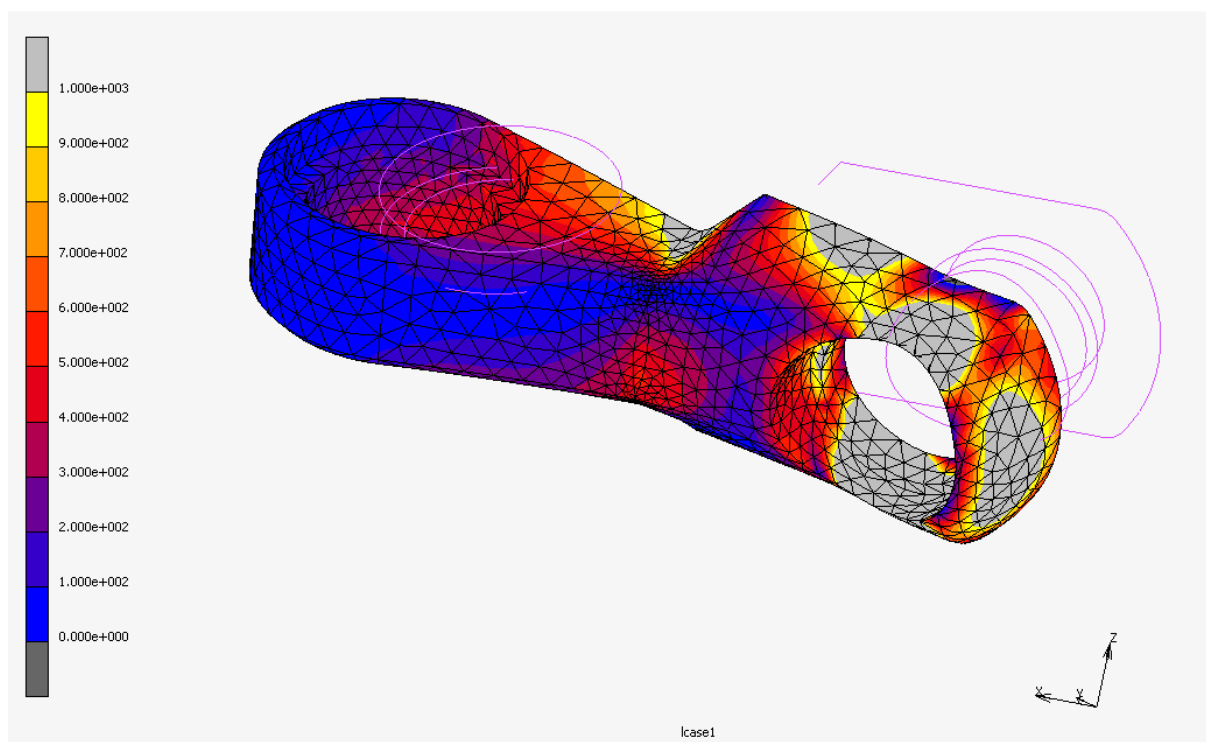
Obrázek 42 – celkové posunutí [mm] Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 43 – redukované napětí HMH [MPa] Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 44 – detail **redukovaného napětí HMH [MPa]** na spojovacím prvku vnitřním
Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem [vlastní zdroj]

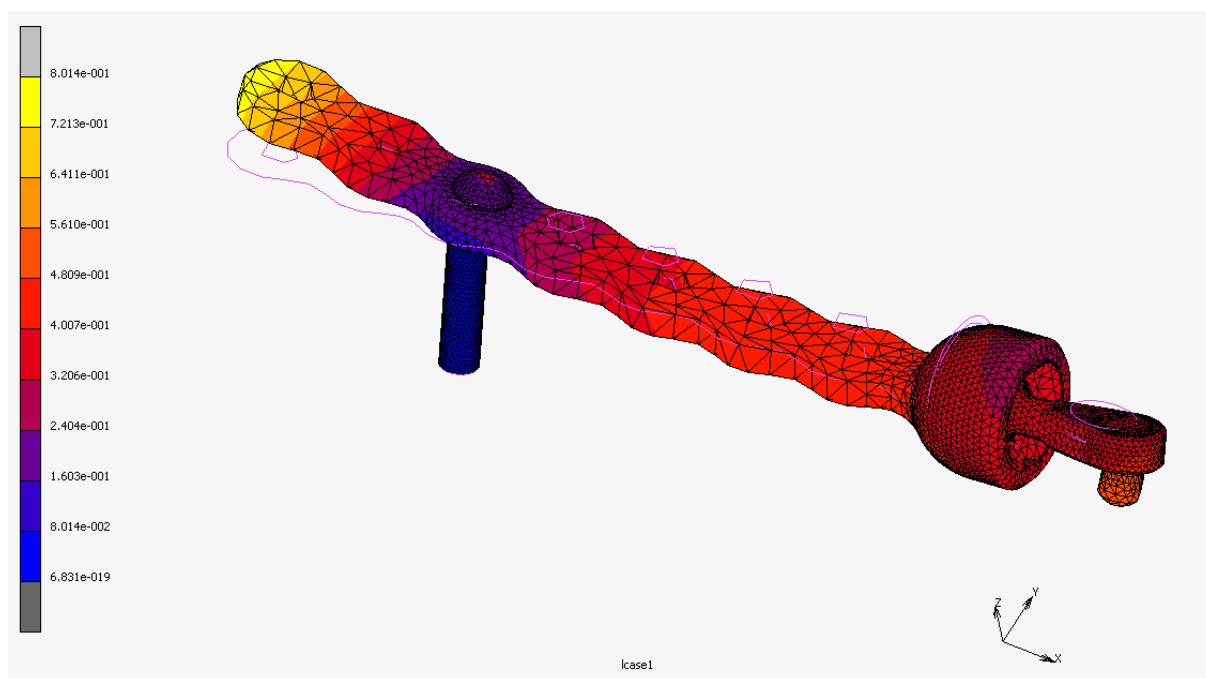


Obrázek 45 – detail **redukovaného napětí HMH [MPa]** na spojovacím prvku vnitřním
Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem [vlastní zdroj]

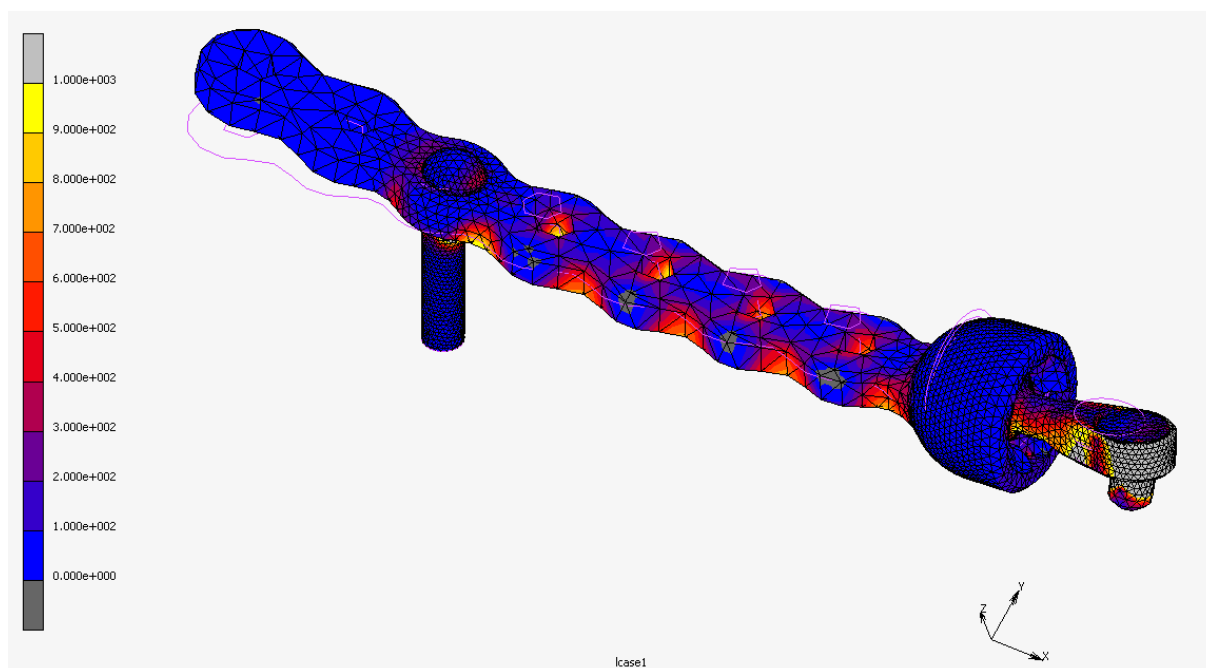
Výpočtový MKP sub-model mechanismu **Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem** se nejvíce deformuje na volné části, která je na levé straně, a to směrem od potenciálního žebra – směr osy +Z. Spojovací mechanismus se více posouvá ve směru osy -Z, tedy směrem k potenciální náhradě hrudní kosti.

Největší redukované napětí (HMH) vzniká v místě čepového spojení mechanismu, kde by zcela jistě došlo k porušení materiálu v důsledku namáhání.

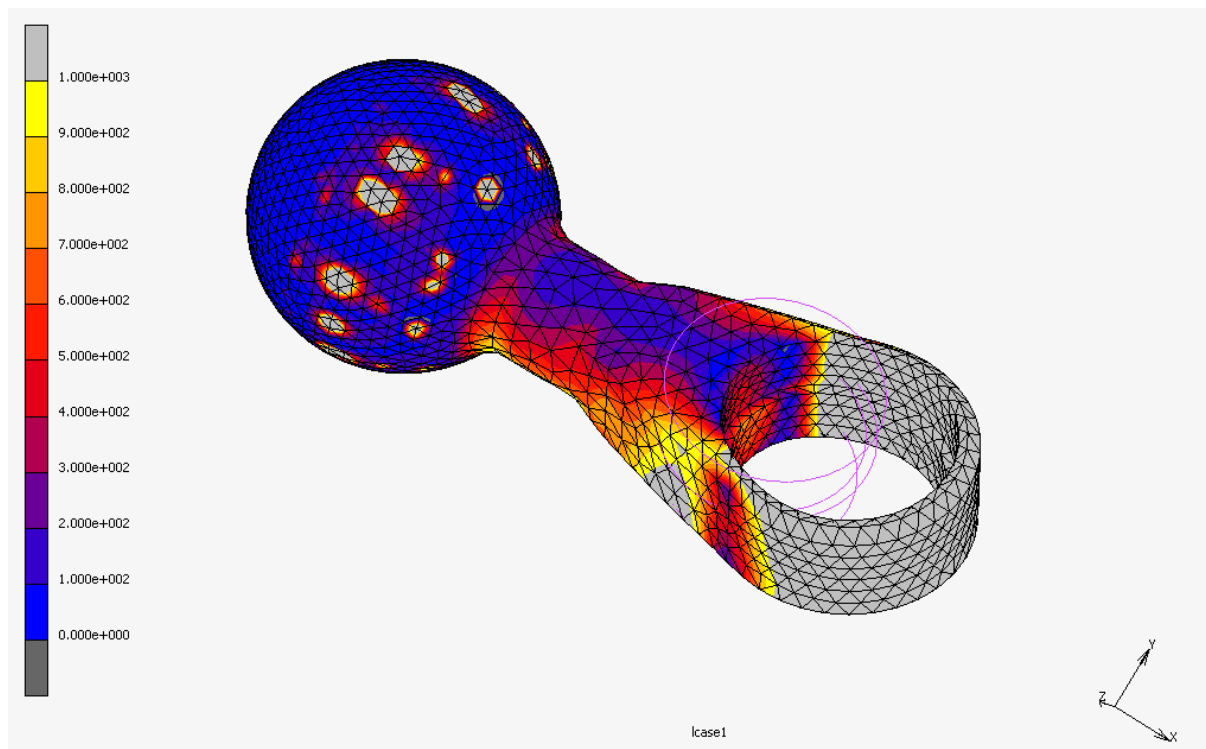
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem



Obrázek 46 – celkové posunutí [mm] Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 47 – redukované napětí HMH [MPa] Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 48 – detail **redukovaného napětí HMH [MPa]** na spojovacím prvku
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem [vlastní zdroj]

Výpočtový MKP sub-model mechanismu **Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem** se také nejvíce deformuje na volné části obdobně jako předchozí mechanismus směrem od potenciálního žebra - ve směru osy +Z. Druhá část dlahy mezi upevňovacím šroubem a pouzdrém kulového čepu se spíše prohýbá a samotný spojovací mechanismus se téměř jen posunuje ve směru osy +X.

Největší redukované napětí (HMH) vzniká na spojovacím prvku, a to zejména na objímce připojovacího šroubu, kde by jistě došlo k prvnímu porušení materiálu.

4.4.3 MKP celý model

Pro výpočet a tvorbu MKP modelu jsem z variant celé konstrukce každého spojení žebér vytvořil model s jedním žebrem v programu MSC.MarcMentat, na kterém jsem analyzoval výsledky napětí a deformací.

Hodnoty vlastností sítí MKP modelů jednotlivých implantátů spojení			
	Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem	Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem	Konstrukce implantátu pomocí drátu na nosném čepu
počet prvků	93 542	89 722	63 316
počet uzlů	147 011	142 115	96 958

Tabulka 7 - Hodnoty vlastností sítí MKP modelů jednotlivých implantátů spojení

Hodnoty vlastností sítí MKP modelů jednotlivých implantátů spojení	
	zajištění konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu
počet prvků	220 425
počet uzlů	45 473

Tabulka 8 – Hodnoty vlastností sítí MKP modelů jednotlivých implantátů spojení

Pro MKP celý model jsem použil kvadratický prvek trojboký jehlan (Tetra 10) s 10 uzly ve vrcholech a v polovičních vzdálenostech hran. Ovšem pro MKP model konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu jsem použil lineární prvek (Tetra 4) s 4 uzly ve vrcholech.



Obrázek 49 – zvolený prvek pro tvorbu sítě MKP modelu [17]

4.4.3.1 Okrajové podmínky

Ve výpočetním MKP modelu jsem přidal okrajovou podmínku na uložení žeber (kostovertebrální spojení), kde jsem předepsal nulový posuv ve všech tří osách X, Y, Z a torní pružinu simulující tuhost uložení žeber (kostovertebrální spojení) kolem jednotlivých os $k_{\varphi x}$, $k_{\varphi y}$, $k_{\varphi z}$.

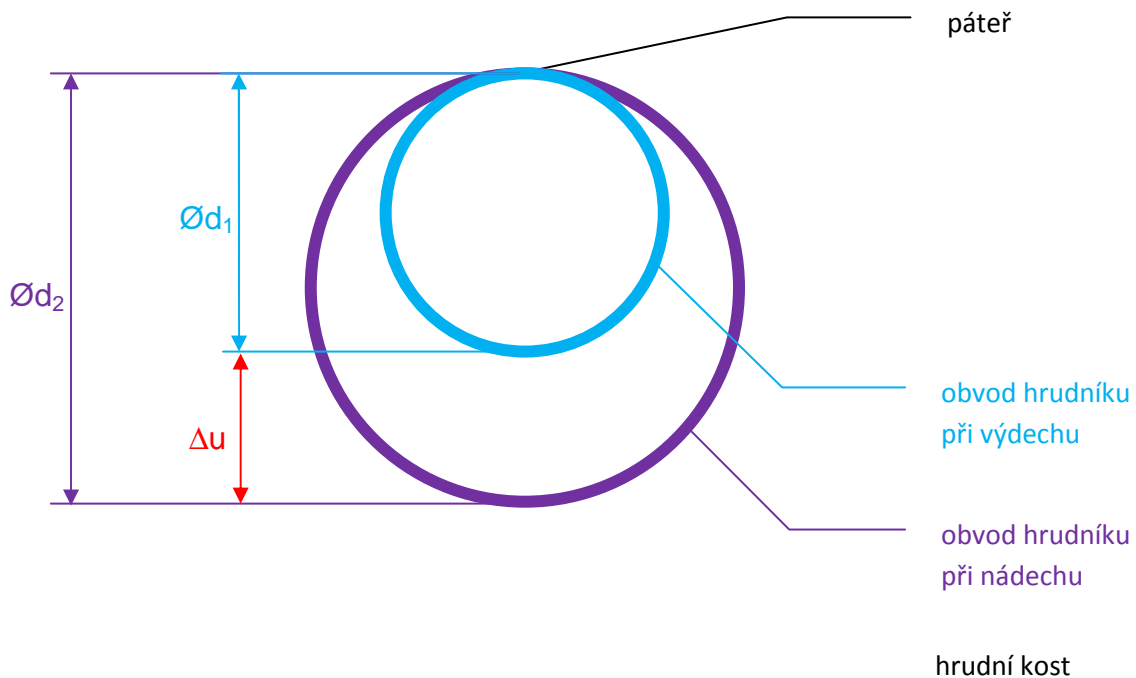
Druhou okrajovou podmínku jsem přidal na náhradu hrudní kosti, kde jsem předepsal dvě posunutí. Prvním je posunutí 20 mm ve směru X, kterým jsem simuloval zavření hrudního koše. Druhým je posunutí ve směru Z, které simuluje posunutí hrudní kosti, resp. její náhrady, při dýchání. Ve směru Y jsem předepsal nulový posuv na náhradě hrudní kosti. Posunutí 20 mm ve směru X je určené na základě zkušeností, které mají lékaři ve Fakultní nemocnici Olomouc.

Posunutí hrudní kosti během dýchání

Vzhledem k tomu, že jsem nenašel v odborné literatuře hodnoty posunutí hrudní kosti při dýchání, tak jsem přistoupil k jinému řešení.

Stanovil jsem přibližné posunutí hrudní kosti změřením obvodu hrudního koše při nádechu a výdechu a dále za předpokladu, že kostovertebrální spojení (tedy připojení žeber k páteři) nemění během dýchání svoji polohu.

Zde je vyobrazeno schéma měření a výpočet posunutí hrudní kosti při dýchání.



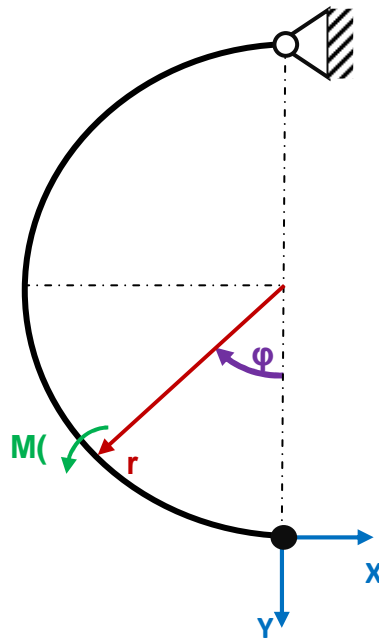
Obrázek 50 – schéma posunutí hrudní kosti během dýchání

změřený obvod hrudníku při výdechu - $o_1 = 111 \text{ cm}$

změřený obvod hrudníku při nádechu - $o_2 = 113 \text{ cm}$

$$\Delta u = \varnothing d_2 - \varnothing d_1 = \frac{1}{\pi} \cdot (o_1 - o_2) = \frac{1}{\pi} \cdot (113 - 111) = 0,637 \text{ cm} = \underline{\underline{6,37 \text{ mm}}}$$

Energetická analýza



Obrázek 51 – schéma křivého prutu nahrazující žebro

vnitřní moment $M(\varphi) = Y \cdot r \cdot \sin \varphi - X \cdot r \cdot (1 - \cos \varphi)$

$$\frac{\partial M(\varphi)}{\partial X} = -r \cdot (1 - \cos \varphi)$$

$$\frac{\partial M(\varphi)}{\partial Y} = r \cdot \sin \varphi$$

energie napjatosti $U = \frac{1}{2 \cdot E \cdot I} \cdot \int_0^\pi M(\varphi)^2 \cdot r \cdot d\varphi$

posunutí $x = \frac{\partial U}{\partial X} = \frac{1}{E \cdot I} \cdot \int_0^\pi M(\varphi) \cdot \frac{\partial M(\varphi)}{\partial X} \cdot r \cdot d\varphi =$

$$\frac{1}{E \cdot I} \cdot \int_0^\pi Y \cdot r \cdot \sin \varphi - X \cdot r \cdot (1 - \cos \varphi) \cdot (-r \cdot (1 - \cos \varphi)) \cdot r \cdot d\varphi$$

$$y = \frac{\partial U}{\partial Y} = \frac{1}{E \cdot I} \cdot \int_0^\pi Y \cdot r \cdot \sin \varphi - X \cdot r \cdot (1 - \cos \varphi) \cdot (r \cdot \sin \varphi) \cdot r \cdot d\varphi$$

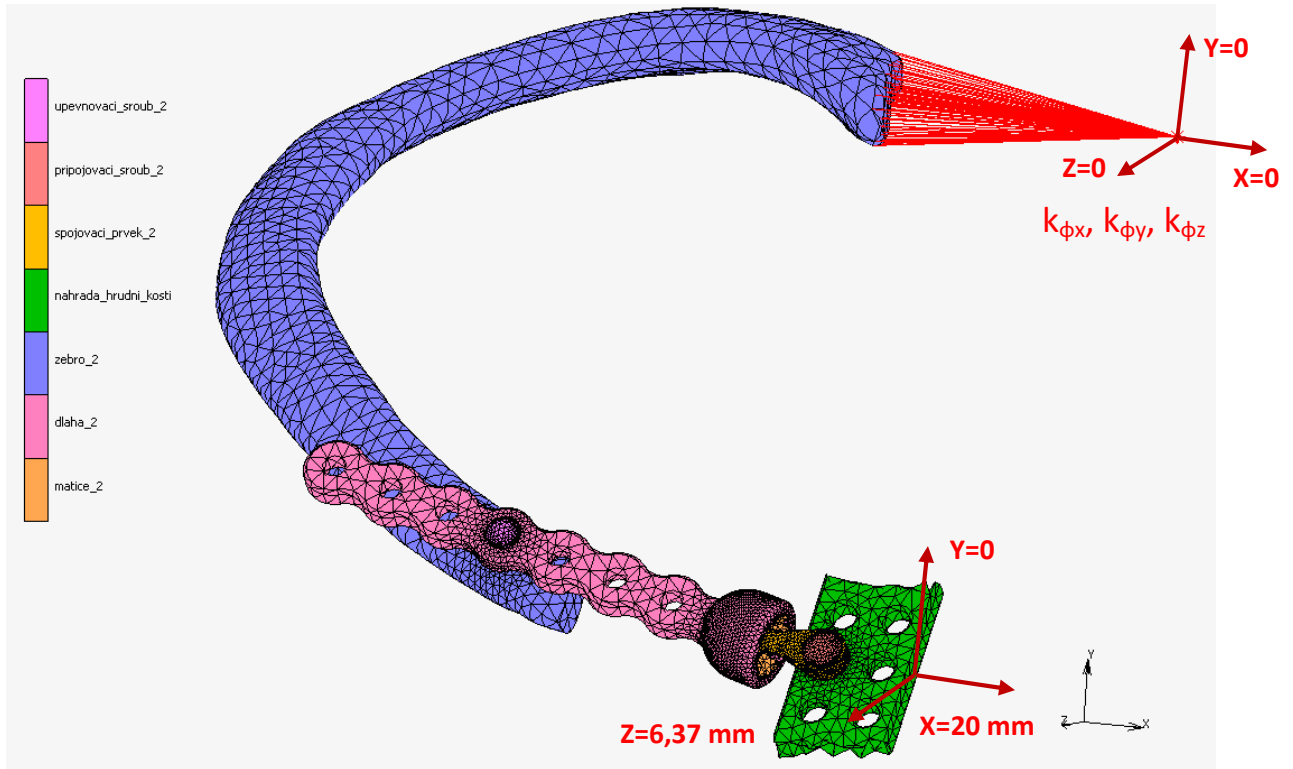
Materiálové a rozměrové hodnoty žebra	
modul pružnosti v tahu pro kostěnou část žebra - E [MPa]	E=5 000 MPa
moment setrvačnosti průřezu I [mm ⁴]	d=11 mm $I = \frac{\pi \cdot d^4}{64}$
střední poloměr žebra po resekci hrudní kosti r [mm]	r=61 mm

Tabulka 9 - Materiálové a rozměrové hodnoty žebra [18], [vlastní zdroj]

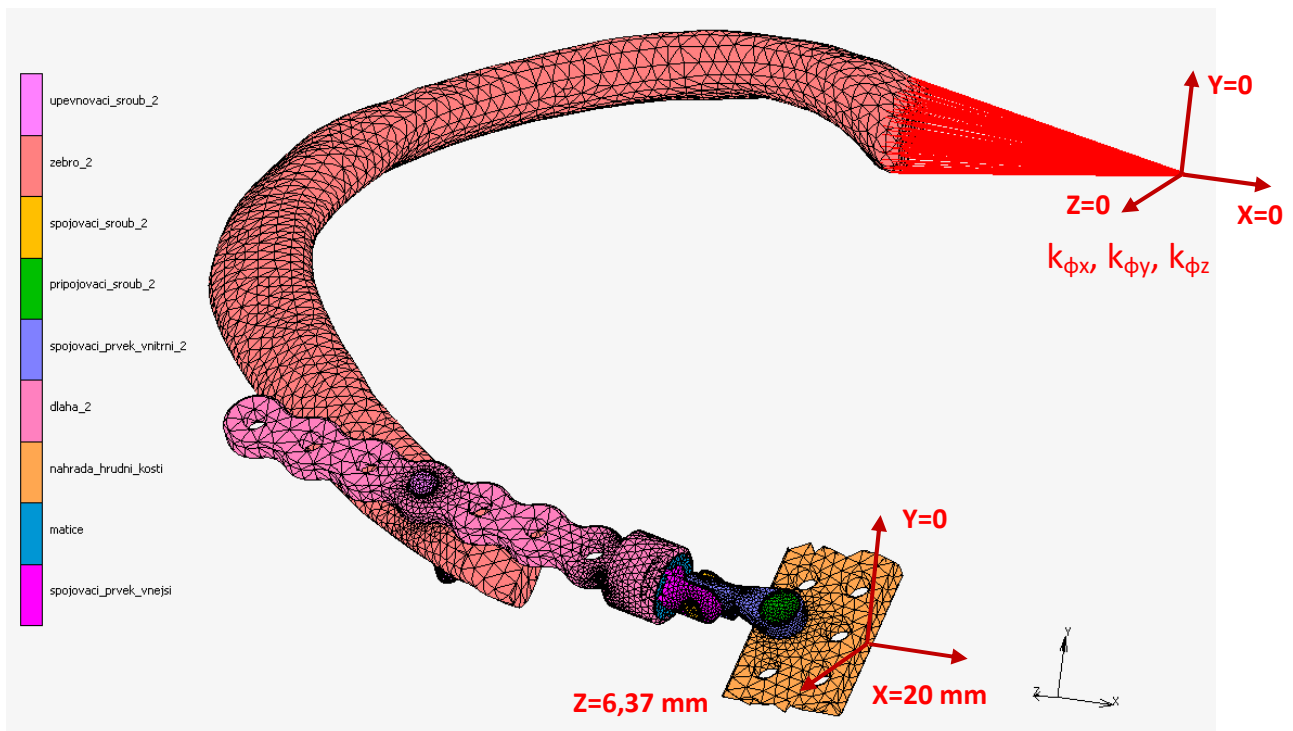
Výsledky energetické analýzy při daném posunutí			
posunutí x [mm]	20	síla X [N]	216
posunutí y [mm]	6,37	síla Y [N]	343

Tabulka 10 - Materiálové a rozměrové hodnoty žebra [vlastní zdroj]

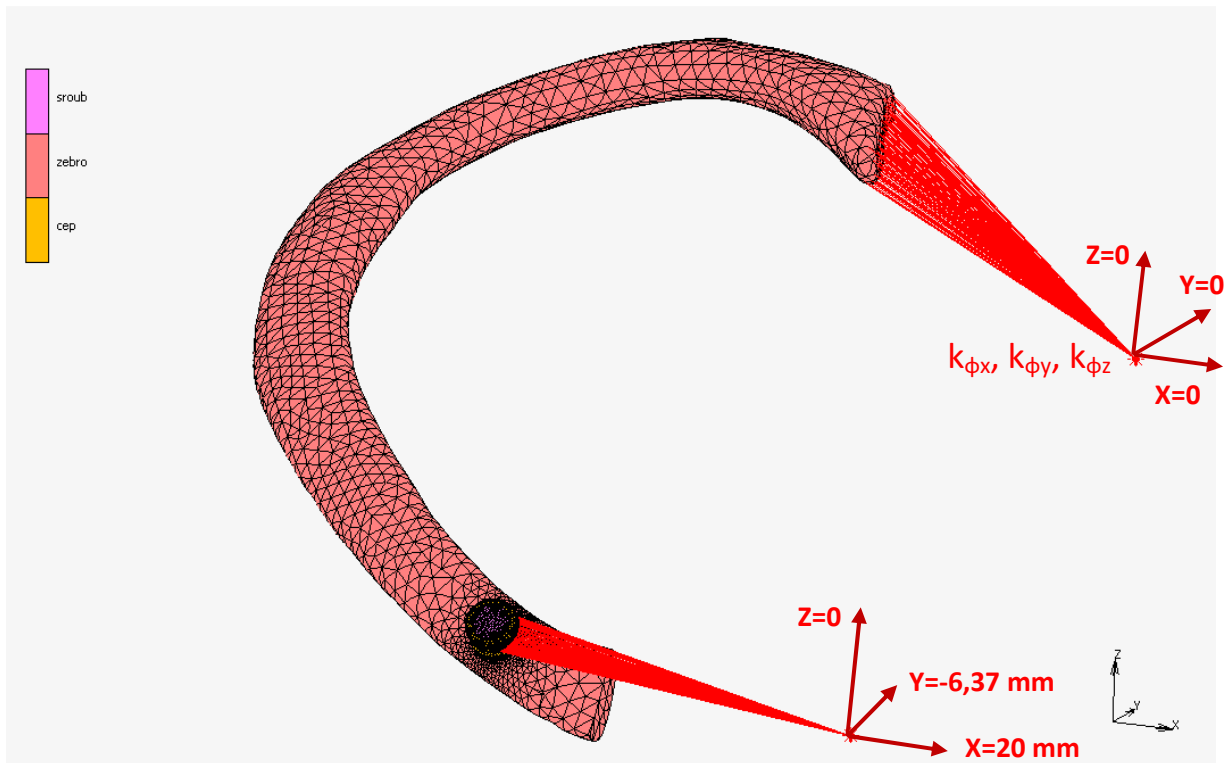
Vyobrazení výpočtového MKP celého modelu se znázorněním aplikovaných okrajových podmínek, viz níže.



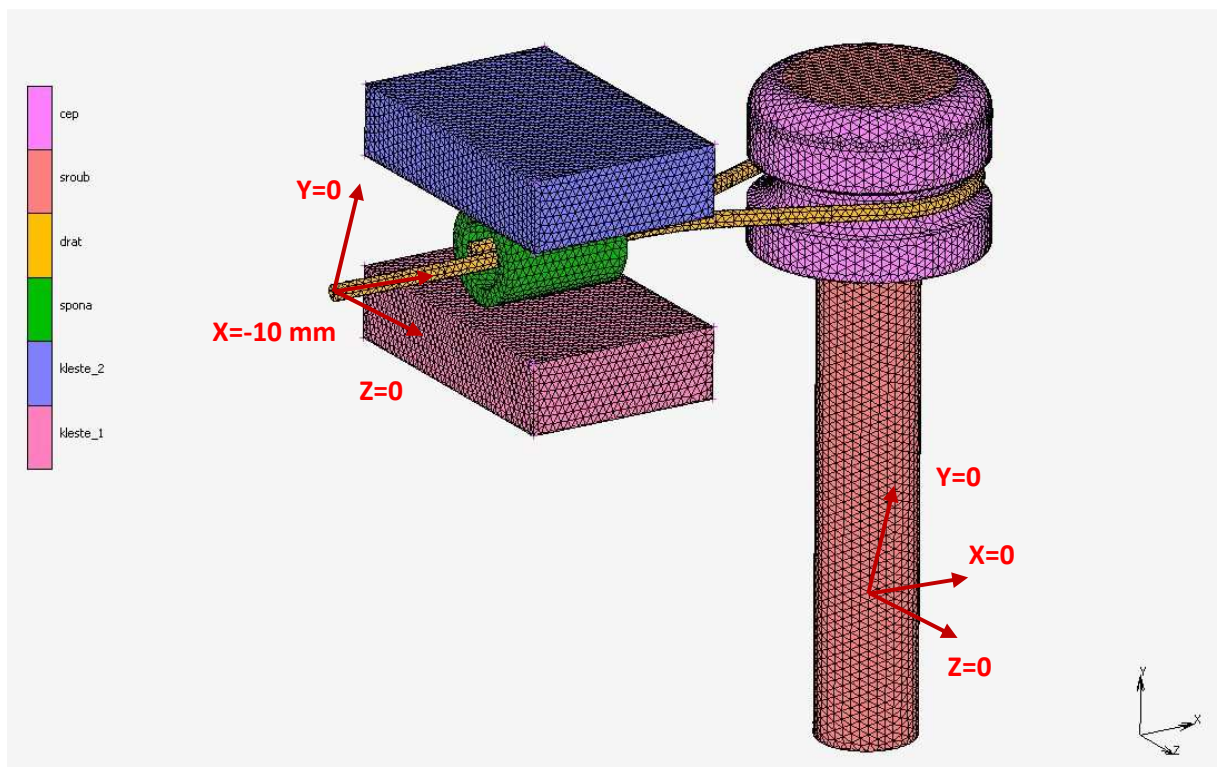
Obrázek 52 – výpočetní MKP model implantátu spojení kulovým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 53 – výpočetní MKP model implantátu spojení třísóým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 54 – výpočetní MKP model implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu [vlastní zdroj]



Obrázek 55 – výpočetní MKP zajištění implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu [vlastní zdroj]

4.4.3.2 Analýza výsledků MKP výpočtu

Kritéria výpočtu numerické analýzy jsem shrnul do tabulky, viz níže.

Výsledky analýzy výpočtu MKP modelu			
	Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem	Konstrukce implantátu spojení třísým čepem	Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu
Konvergenční kritérium	$5,029 \cdot 10^{-6}$	$2,451 \cdot 10^{-6}$	$2,774 \cdot 10^{-6}$
Singulární kritérium	0,0016687	0,00017595	0,0067891
Počet iterací	50	50	50

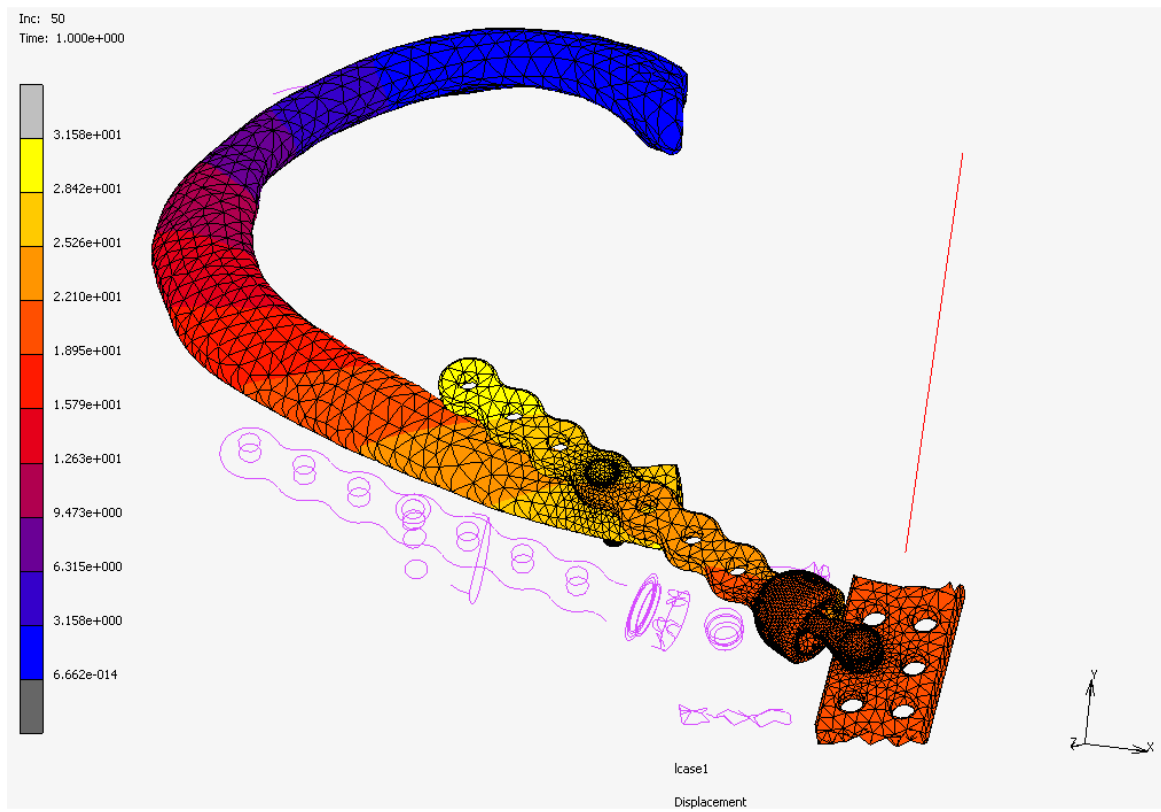
Tabulka 11 - Výsledky analýzy výpočtu MKP modelu

Výsledky analýzy výpočtu MKP modelu	
	zajištění konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu
Konvergenční kritérium	0.00112
Singulární kritérium	$4.8559 \cdot 10^{-5}$
Počet iterací	324

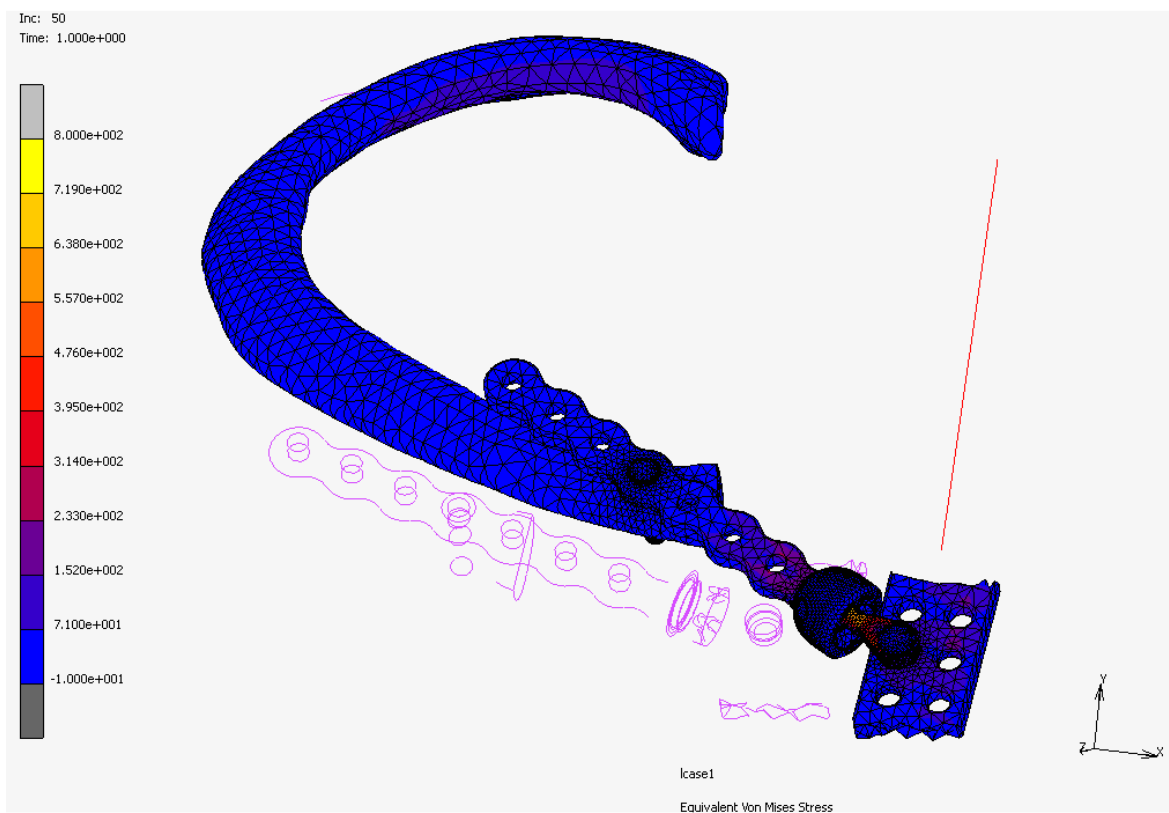
Tabulka 12 - Výsledky analýzy výpočtu MKP modelu

Níže jsou zobrazené výsledky numerické analýzy, které jsem nezvětšoval.

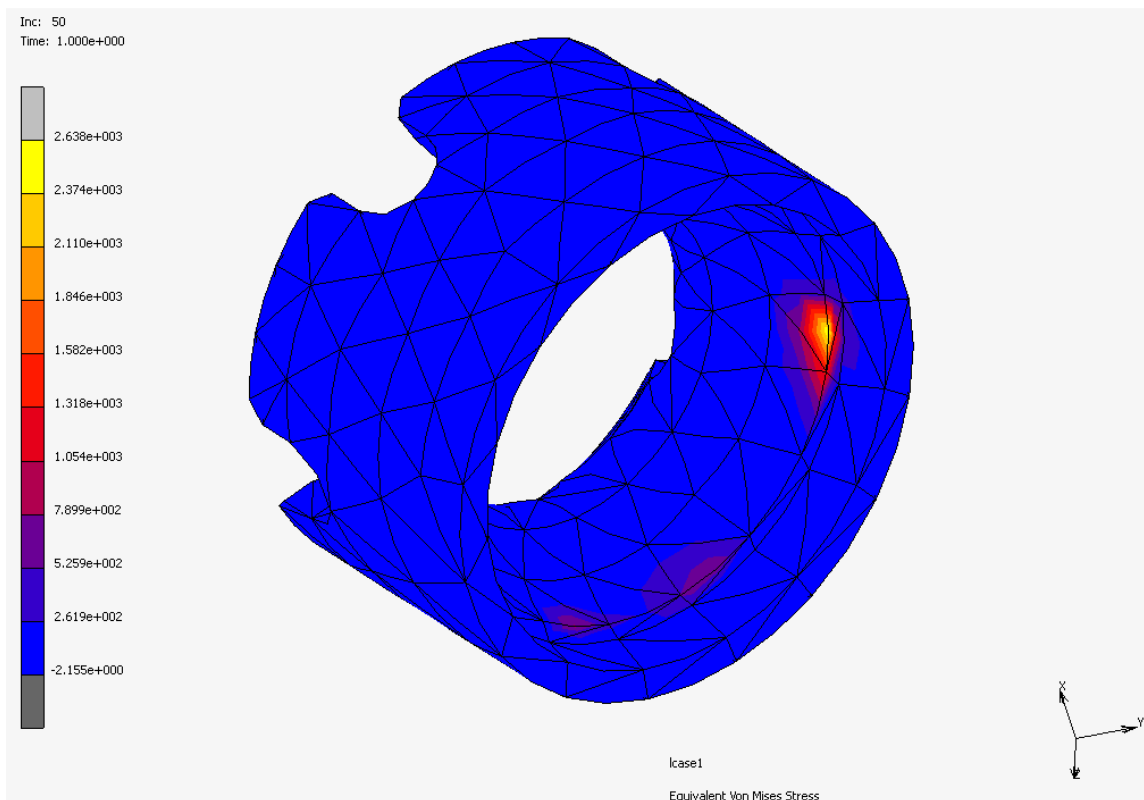
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem



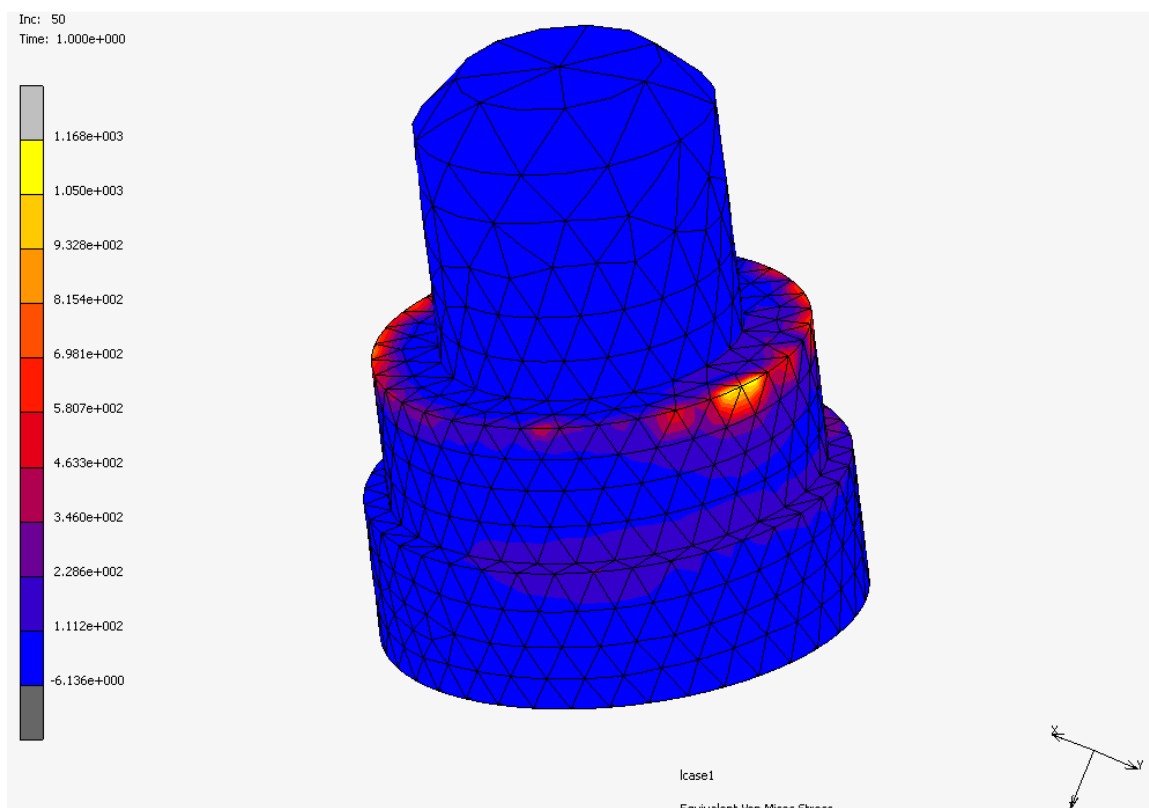
Obrázek 56 – celkové posunutí [mm] Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem [vlastní zdroj]



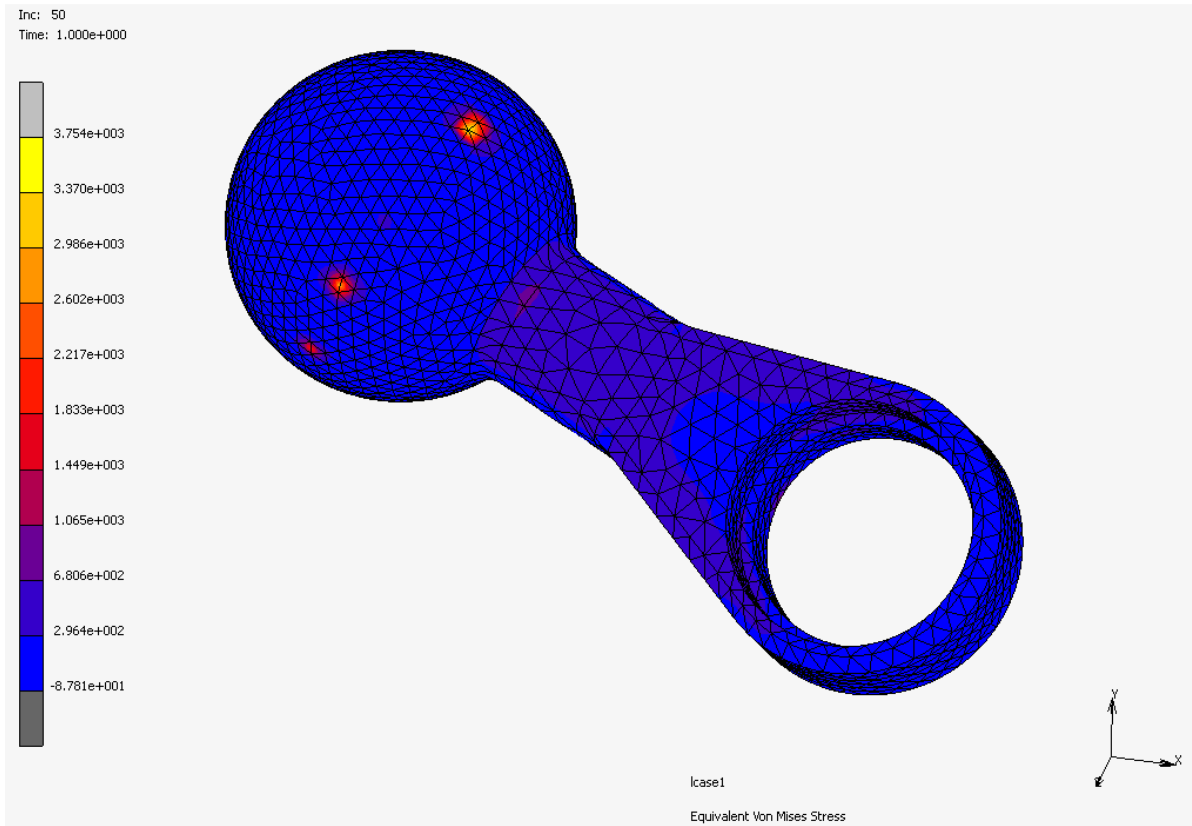
Obrázek 57 – redukované napětí HMM [MPa] Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem v rozsahu -10 až 800 MPa [vlastní zdroj]



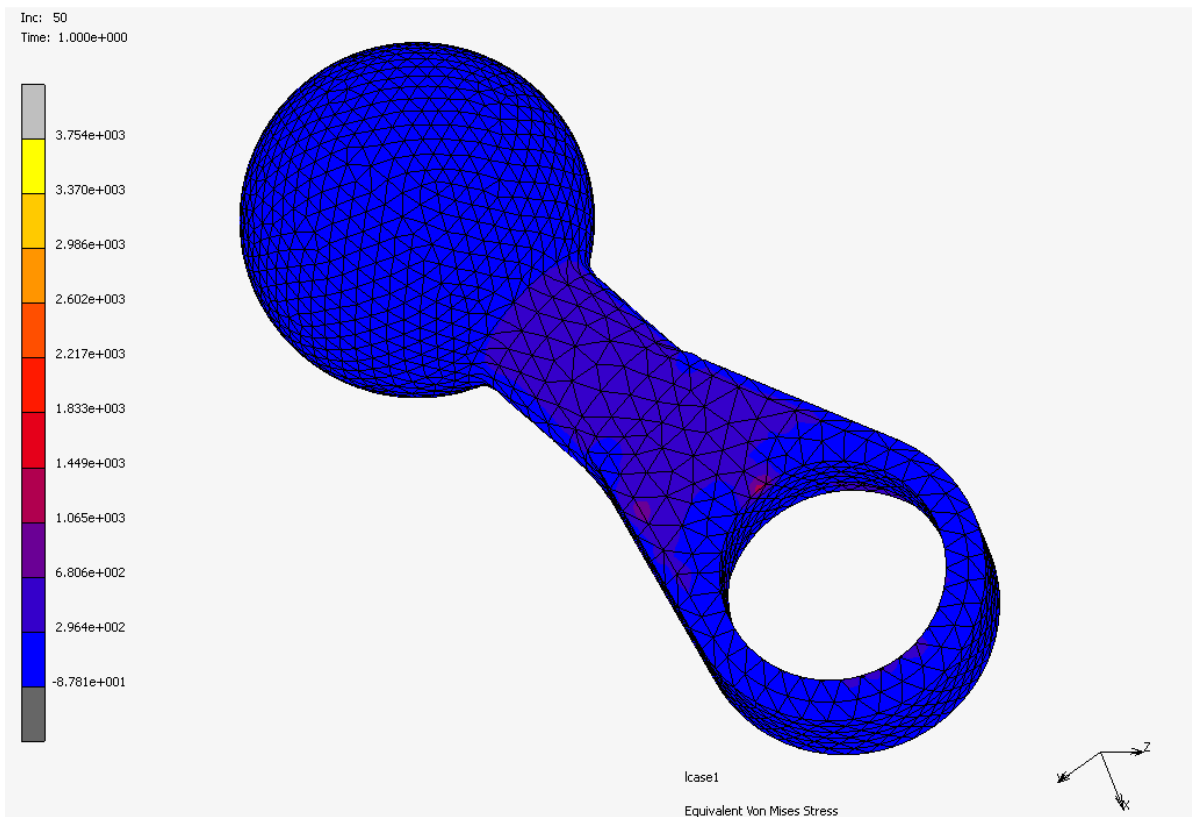
Obrázek 58 – redukované napětí HMMH [MPa] na matici
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]



Obrázek 59 – redukované napětí HMMH [MPa] na připojovací šroubu
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]



Obrázek 60 – redukované napětí HMM [MPa] na spojovacím prvku
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]

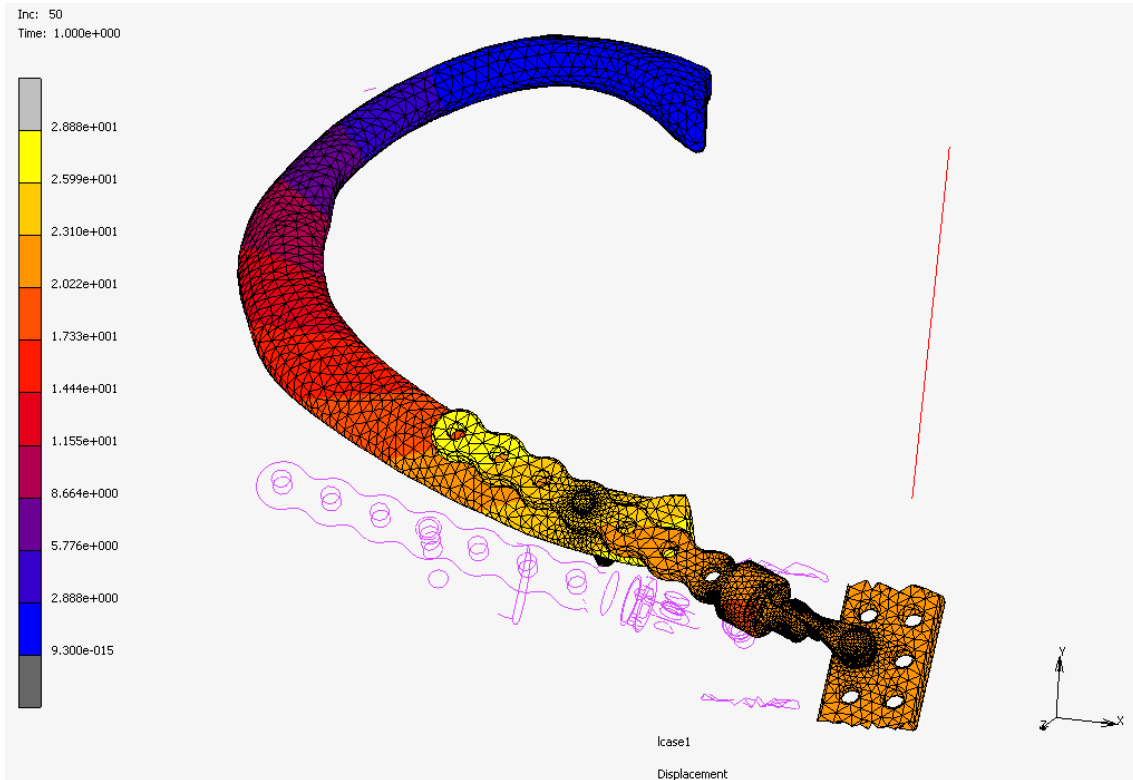


Obrázek 61 – redukované napětí HMM [MPa] na spojovacím prvku
Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]

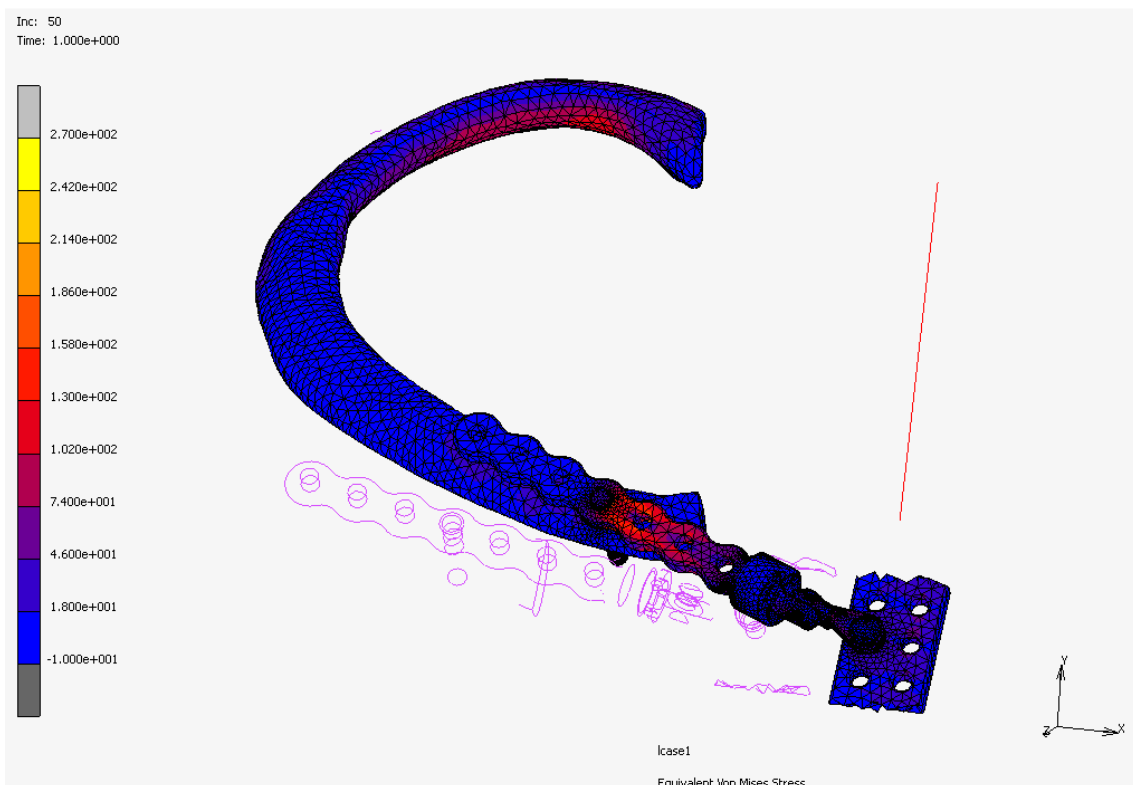
Výpočetní MKP model **Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem** se nejvíce posouvá natočením dlahy kolem osy upevňovacího šroubu do žebra a to tak, že se volný konec dlahy posouvá směrem vzhůru. Přičemž přední část žebra se posouvá směrem dopředu a do střední roviny a zadní část žebra se natáčí kolem kostovertebrálního spojení, kde vzniká největší redukované napětí (HMH) na žebře. Při aplikaci okrajové podmínky dochází ke kontaktu mezi pouzdrem kulového čepu na dlaze a náhradou hrudní kosti a tedy i k místnímu kontaktnímu tlaku, který je však v rozsahu hodnot blížících se nule a téměř nulové deformaci.

Maximální redukované napětí (HMH) konstrukce implantátu spojení kulovým čepem vzniká konkrétně na matici, spojovacím prvku a připojovacím šroubu.

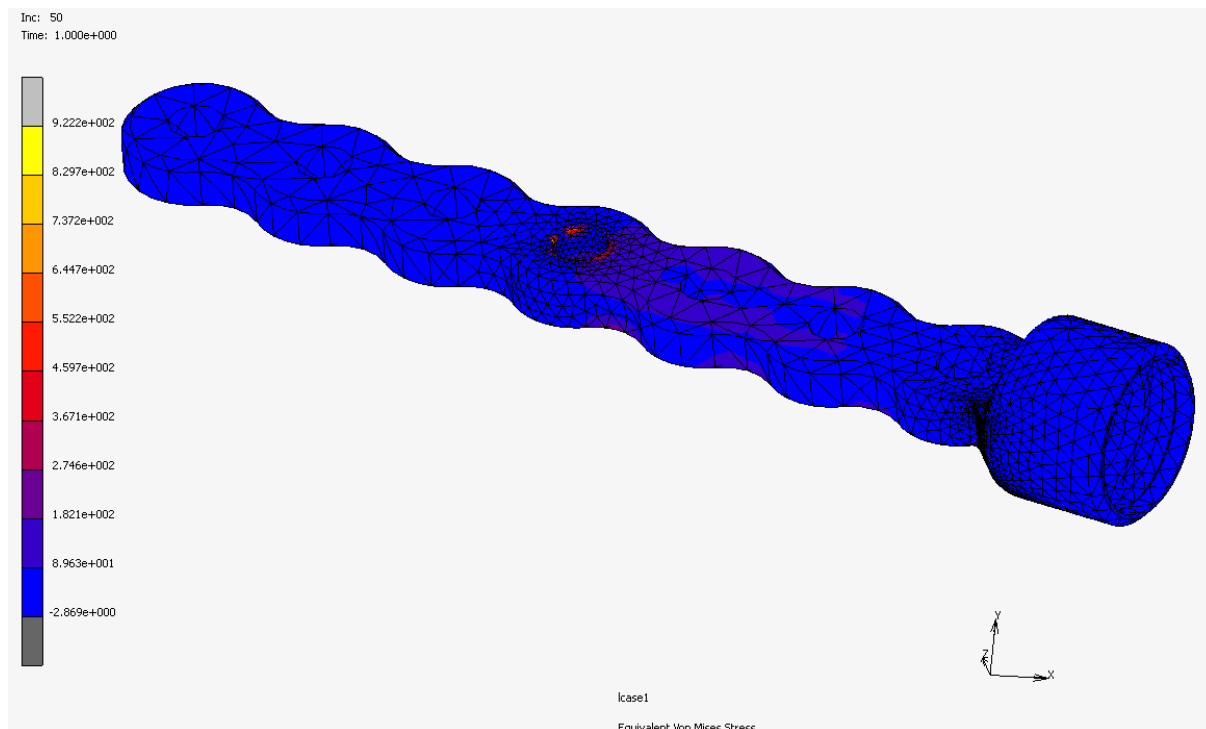
Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem



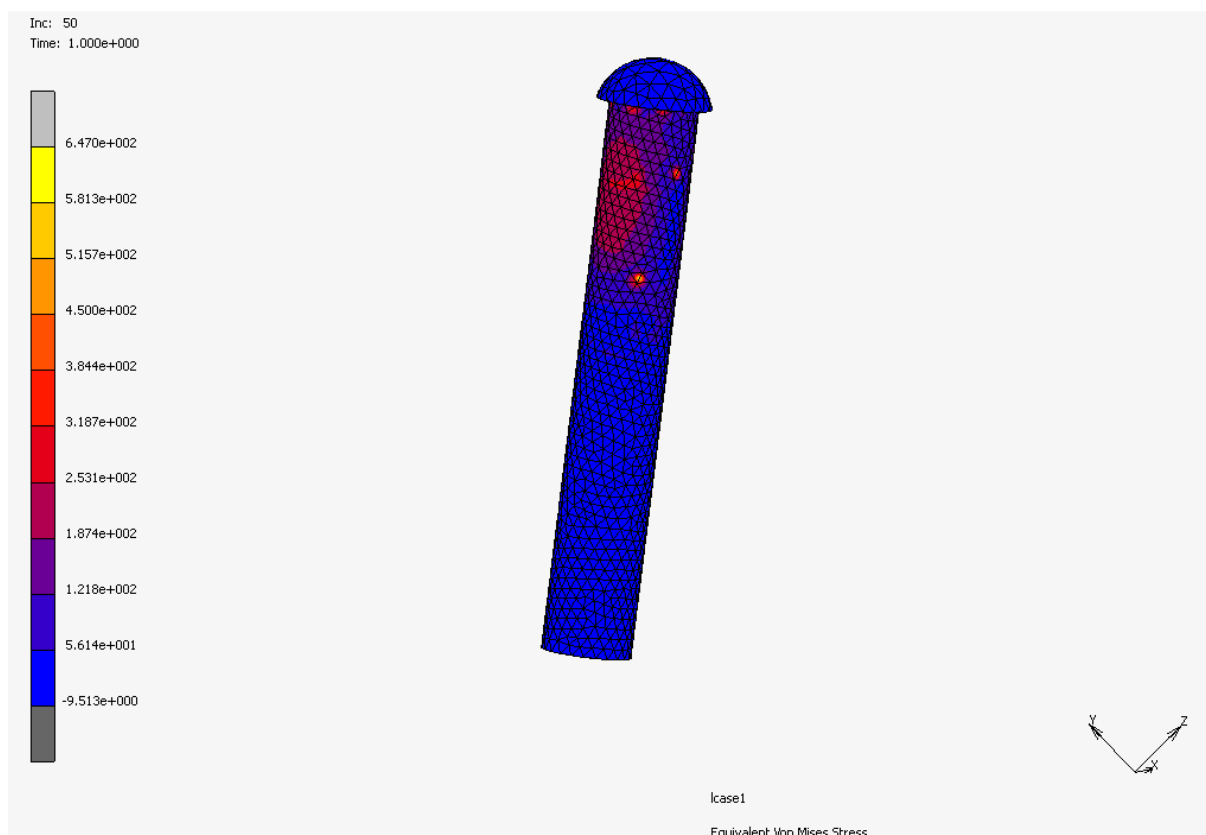
Obrázek 62 – celkové posunutí [mm] Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem [vlastní zdroj]



Obrázek 63 – redukované napětí HMH [MPa] Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem v rozsahu -10 až 270 MPa [vlastní zdroj]



Obrázek 64 – redukované napětí HMM [MPa] na dlaze
Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]

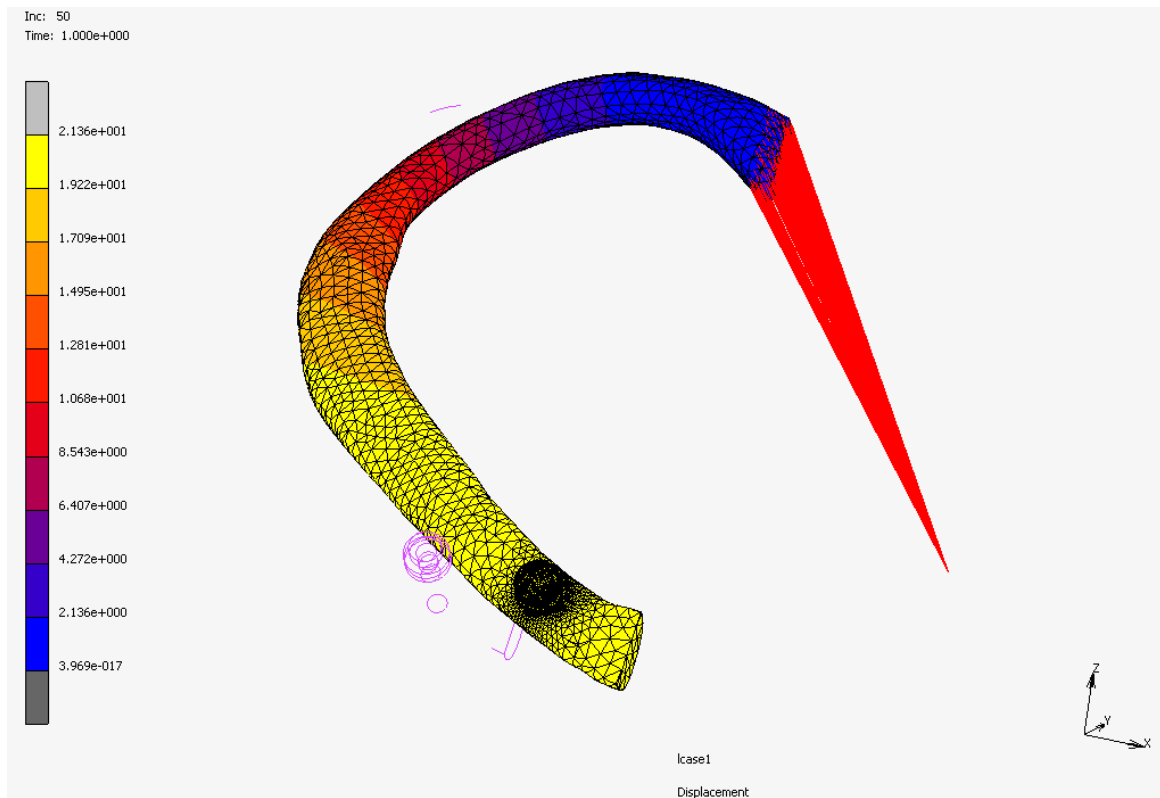


Obrázek 65 – redukované napětí HMM [MPa] na upevňovací šroubu
Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]

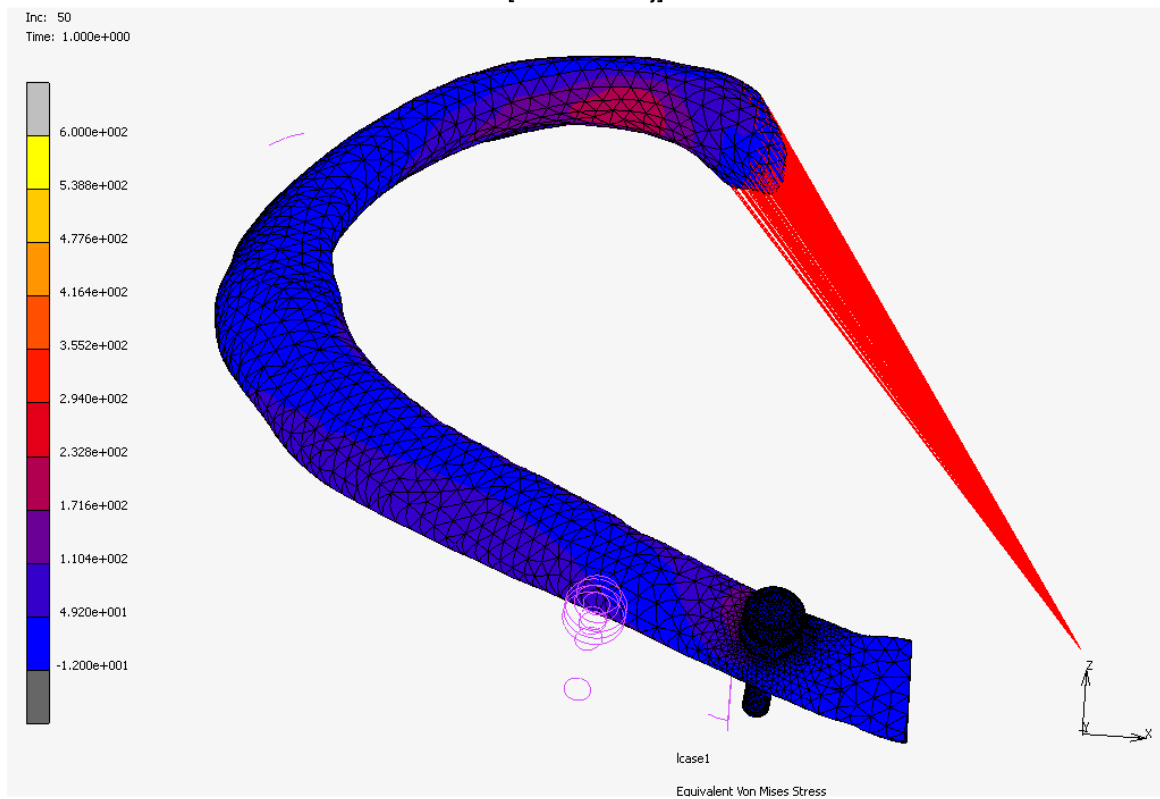
Výpočetní MKP model **Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem** se nejvíce posouvá natočením dlahy kolem osy upevňovacího šroubu do žebra a to tak, že se volný konec dlahy posouvá směrem vzhůru. Přičemž přední část žebra se posouvá směrem dopředu a do střední roviny těla a zadní část žebra se natáčí kolem kostovertebrálního spojení, kde vzniká největší redukované napětí (HMH) na žebře.

Maximální redukované napětí (HMH) konstrukce implantátu spojení tříosým čepem vzniká v místě kontaktu mezi dlahou a upevňovacím šroubem.

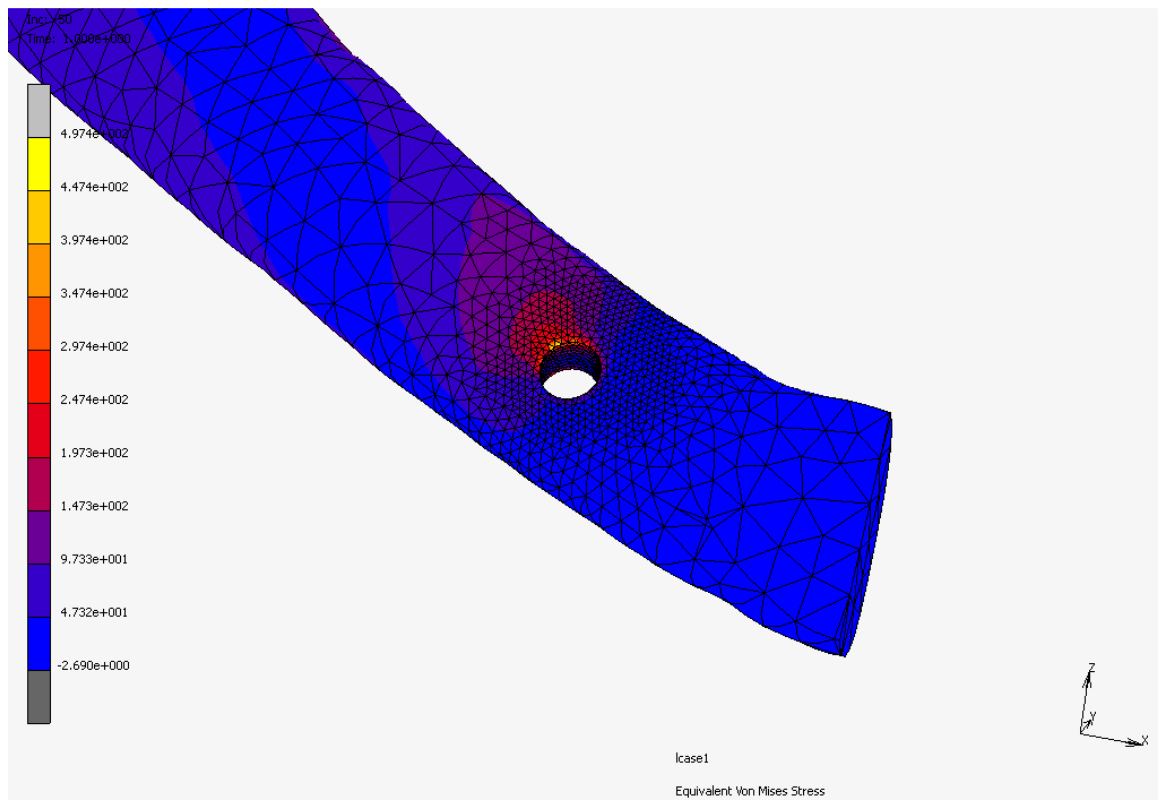
Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu



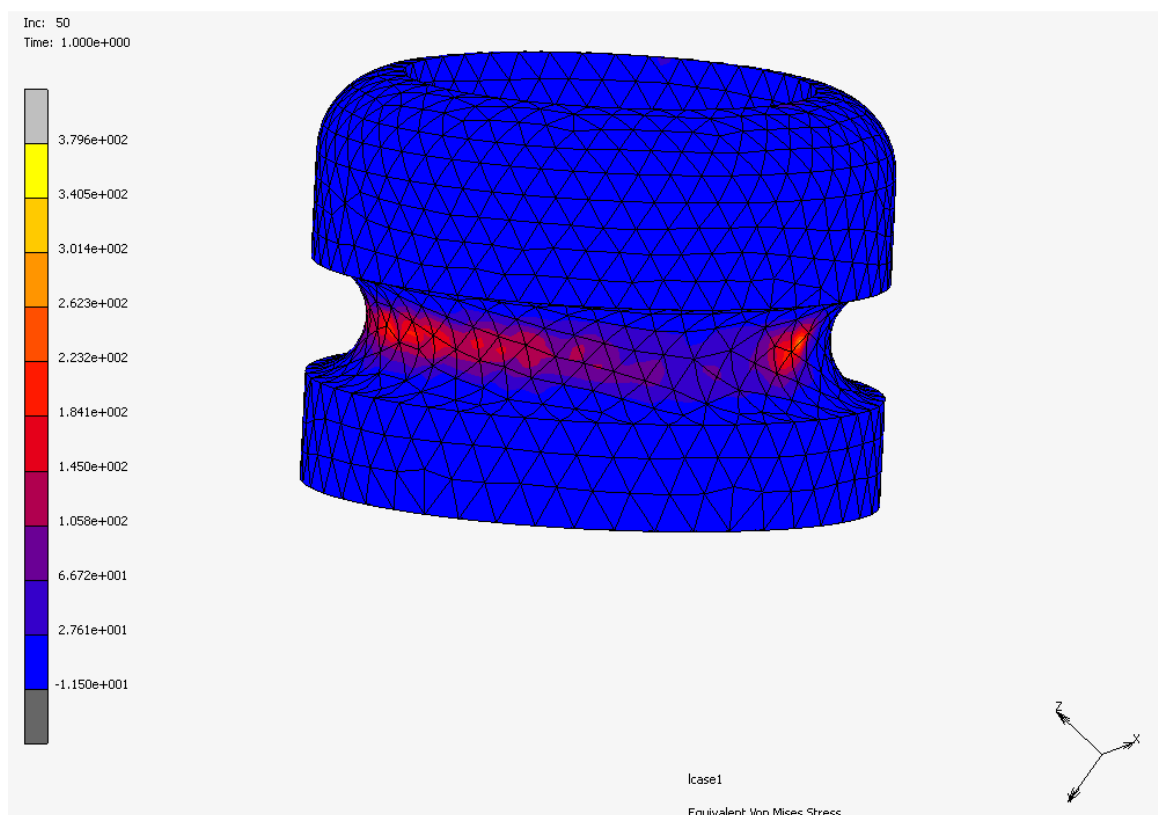
Obrázek 66 – celkové posunutí [mm] Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu [vlastní zdroj]



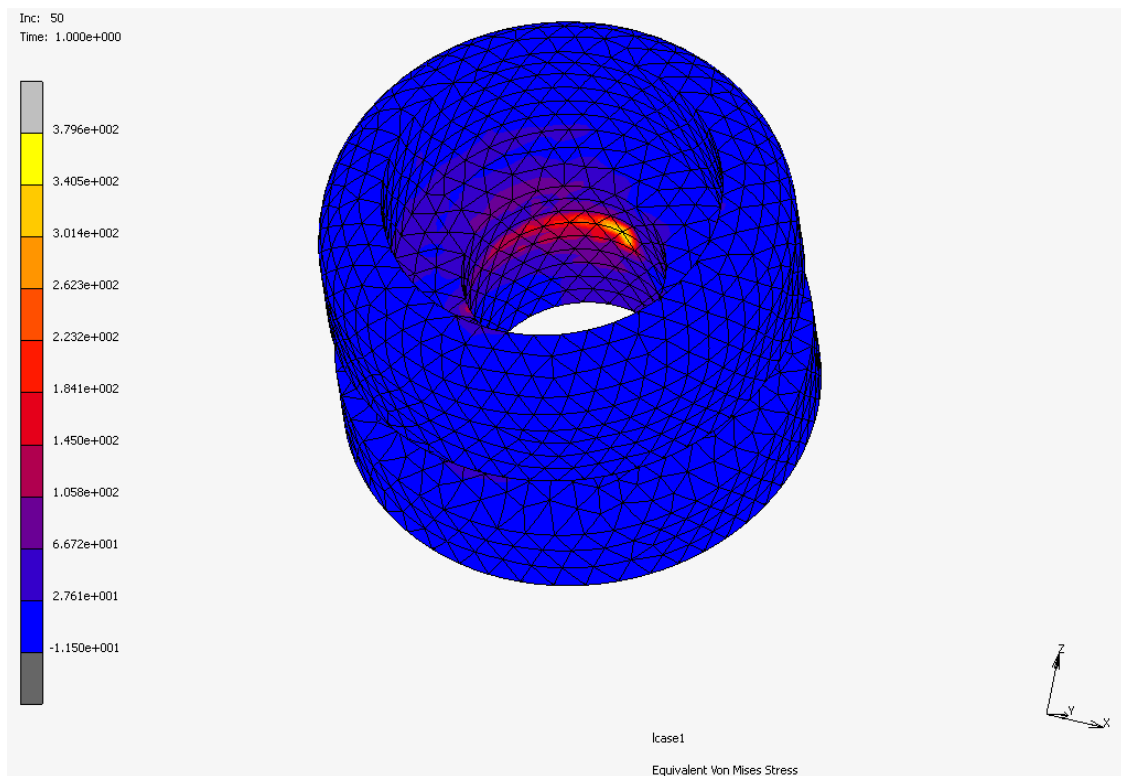
Obrázek 67 – redukované napětí HMH [MPa] Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu v rozsahu -12 až 600 MPa [vlastní zdroj]



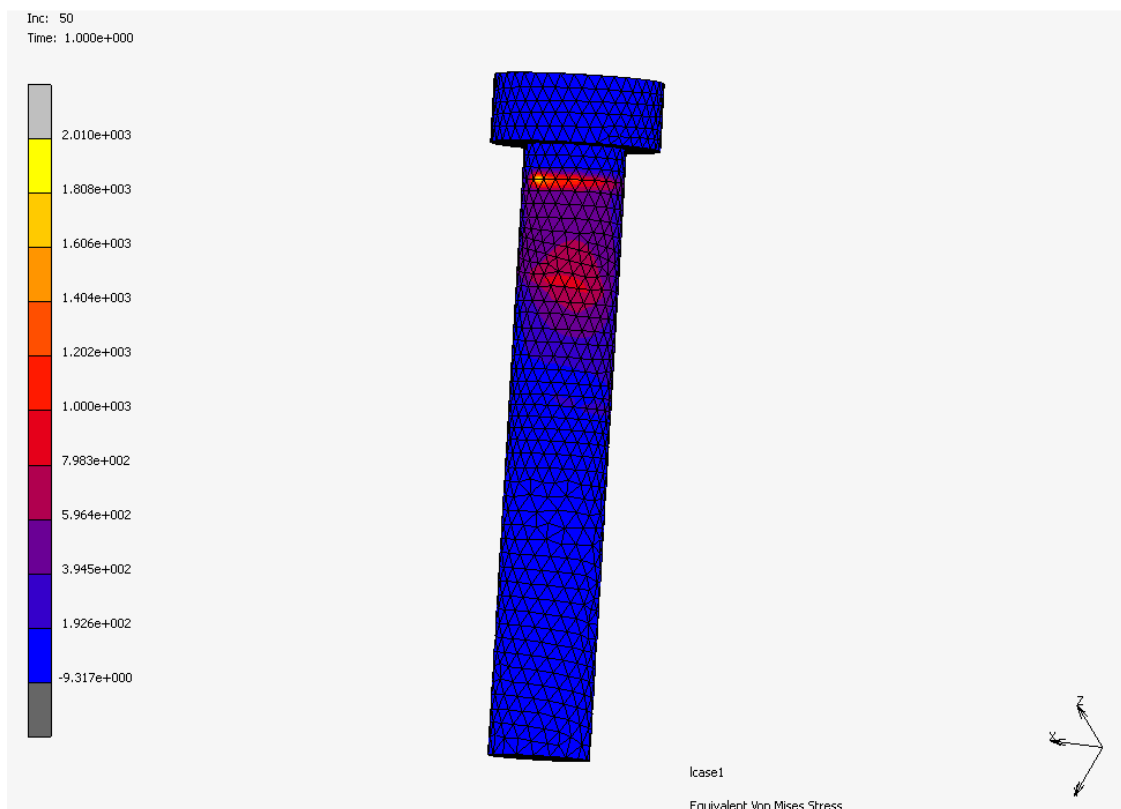
Obrázek 68 – redukované napětí HMM [MPa] Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na žebro v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]



Obrázek 69 – redukované napětí HMM [MPa] na nosné drážce čepu pro drát Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]



Obrázek 70 – **redukované napětí HMH [MPa]** na díře čepu pro upevňovací šroub
Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]

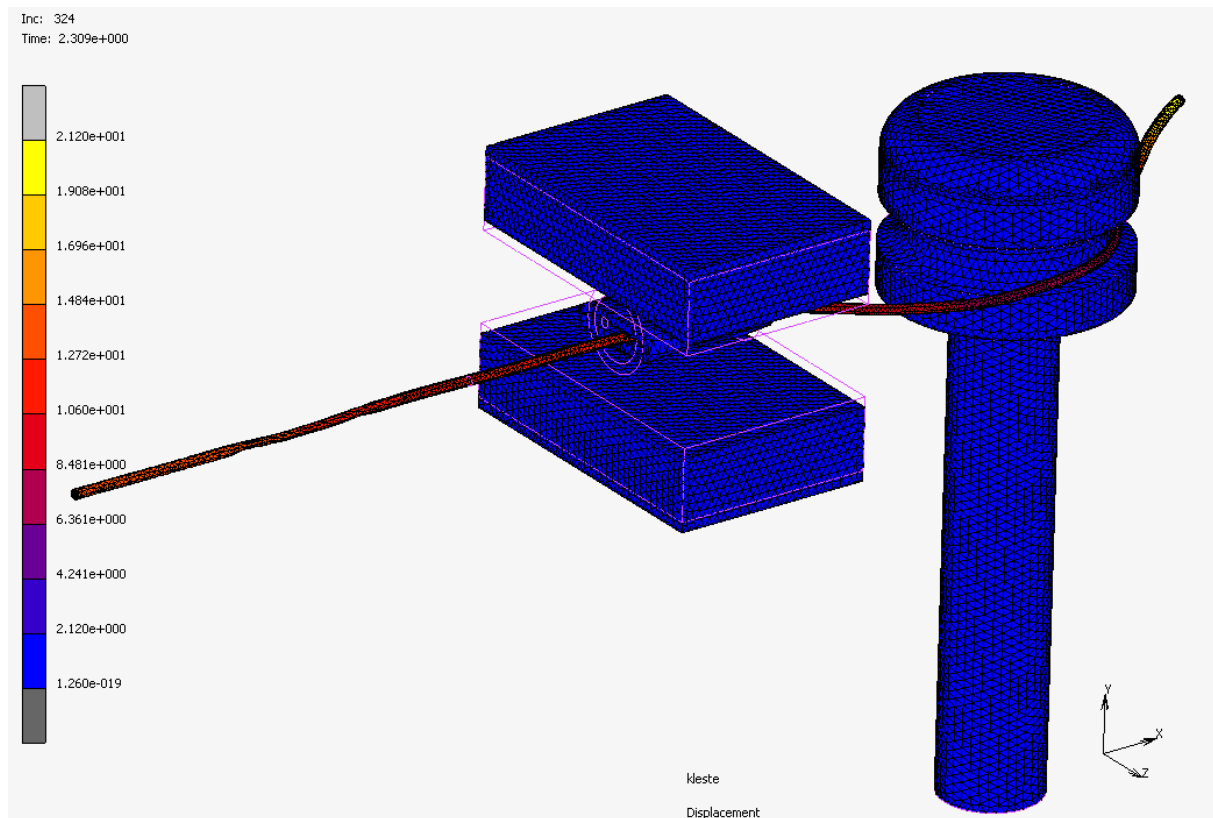


Obrázek 71 – **redukované napětí HMH [MPa]** na upevňovacím šroubu
Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu v celém rozsahu napětí [vlastní zdroj]

Výpočetní MKP model **Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu** se nejvíce posouvá na přední části žebra, a to směrem dopředu a ke střední rovině těla dle okrajové podmínky. Přičemž zadní část žebra se natáčí kolem kostovertebrálního spojení.

Maximální redukované napětí (HMH) konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu vzniká v místě upevnění šroubu do žebra.

Zajištění konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu



Obrázek 72 – celkové posunutí [mm] zajištění

Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu [vlastní zdroj]

Výpočetní MKP model **Zajištění konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu** se chová tak, že se drát vyvlíkne ze spony a dochází k rozpojení mechanismu.

Diskuse

V diplomové práci „Návrh a analýza implantátu určeného pro fixaci rozsáhlých hrudních defektů“ jsem se zabýval konstrukcí implantátů spojení pro žebra pacientů, kterým musela být odebrána hrudní kost a jejich analýzou metodou konečných prvků.

V teoretické části jsem se zabýval hledáním aktuálních informací a možností o spojování hrudníku, jeho anatomii a mediální sternotomií (rozříznutí hrudní kosti podél střední roviny).

V praktické části jsem se zabýval tvorbou 3D modelu hrudního koše z CT snímků, koncepcí a návrhem konstrukce variant spojení žeber pacientů bez hrudní kosti a jejich analýzou metodou konečných prvků.

Vzhledem k výsledkům analýz bych více promyslel konstrukci a možnosti spojovacích mechanismů (kapitola 3 Konstrukce implantátu spojení), které jsem si však uvědomil až po analýze numerických výsledků metodou konečných prvků.

Proto bych nejprve vytvořil pouze konstrukci dvou základních spojovacích mechanismů (Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem a tříosým čepem) a jejich analýzu metodou konečných prvků. Z této analýzy lze zjistit úzké místo každého spojovacího mechanismu a na tomto základě bych následně vytvořil varianty kompletní konstrukce implantátu spojení zahrnující náhradu hrudní kosti, spojovacího mechanismu a hrudního koše po resekci hrudní kosti.

Velikost sítě byla zvolena s ohledem na výpočet MKP modelu v reálném čase, ale jak analýza ukázala, je nedostatečná v místě kontaktu kulového čepu mezi maticí a spojovacím prvkem. Na této stykové ploše se numerické výsledky redukovaného napětí (HMH) nezobrazují spojitě, ale pouze lokálně v konkrétním výpočetním uzlu. A proto by bylo vhodné síť ještě více zjemnit a to v místech, kde vznikají tyto lokálně zobrazovaná redukovaná napětí (HMH) v uzlech.

Z výsledků analýzy MKP sub-modelu (kapitola 4.4.2.2 Analýza výsledků MKP výpočtu sub-modelu) vyplývá, že u obou konstrukcí (spojení tříosým a kulovým čepem) je nejslabší částí spojovací prvek, kde dochází k největšímu redukovanému napětí (HMH). Proto bych doporučil pro další vývoj optimalizaci této části ke snížení redukovaného napětí.

Z výsledků numerické analýzy **Konstrukce implantátu spojení kulovým čepem** vyplývá, že nejnižší bezpečnost je na spojovacím prvku s ohledem na mez pevnosti titanové slitiny (1450 MPa), která je 1,0. [19]

Další redukovaná napětí (HMH), která jsou nižší, vznikají na matici, připojovacím šroubu a kulovém čepu.

Z výsledků numerické analýzy **Konstrukce implantátu spojení tříosým čepem** vyplývá, že nejnižší bezpečnost je na dlaze s ohledem na mez pevnosti titanové slitiny (1450 MPa), která je 1,5. [19]

Z výsledků numerické analýzy **Konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu** vyplývá, že nejnižší bezpečnost je na upevňovacím šroubu s ohledem na mez pevnosti titanové slitiny (1450 MPa), která je 1,2. [19]

Ovšem u této varianty vzniká špička redukovaného napětí (HMH) na žeburu v místě upevnění šroubu, jejíž hodnota je mnohem vyšší než u ostatních variant spojení (přibližně 10x větší) a při analýze numerických výsledků dochází k vyvlíknutí drátu ze spony, a tak i následně k rozpojení celého mechanismu.

Vzhledem k tomu, že ostatní systémy spojení (konstrukce implantátu spojení tříosým a kulovým čepem) jsou podobné již používanému systému (kapitola 2.4 Spojení pevnou fixační dlahou), lze předpokládat, že tato vzniklá redukovaná napětí (HMH) jsou podobná či menší než ta, která jsou ve skutečnosti na žeburu pacienta.

Proto bych tuto variantu spojení pomocí drátu na nosném čepu příliš nedoporučil, jelikož by během následné rekonvalescence a života pacienta po operaci hrudníku mohla vzniknout v tomto místě špičky redukovaného napětí (HMH) trhlinka, která by se dále šířila. Pravděpodobně by došlo k vytržení či uvolnění upevňovacího šroubu ze žebra, což by mělo za následek další vážnější komplikace

(např. další operace). A zvláště tuto variantu spojení pomocí drátu na nosném čepu bych nedoporučil pro rozpojování spojení mezi sponou a drátem.

Všechny tři varianty konstrukce implantátu spojení se deformují podobně a vzniká v nich i podobné redukované napětí (HMH). Ovšem s výjimkou konstrukce implantátu spojení pomocí drátu na nosném čepu, kde je již zmíněná špička redukovaného napětí (HMH) na žeburu.

U všech variant spojení vzniká dovolené kontaktní napětí, které je s ohledem na dovolený maximální tlak 3 700MPa [20], od hodnoty 1,4. Ovšem kromě varianty konstrukce implantátu spojení kulovým čepem, kde vzniká kontaktní napětí s hodnotou bezpečnosti 0,98. Vzhledem k dovolenému maximálnímu tlaku, který je určen pro ocel a hodnotě bezpečnosti by bylo vhodné provést otěrovou zkoušku.

Náročnost na výrobu u prvních dvou variant konstrukce spojení (konstrukce implantátu spojení tříosým a kulovým čepem) je téměř obdobná a poměrně vysoká. U třetí varianty je náročnost na výrobu zcela nižší a téměř srovnatelná s vyrobiteľností běžných strojírenských produktů, ale je tu již zmíněný fakt zvýšeného napětí na žeburu. Všechny tři varianty lze použít na sále, jelikož první dvě varianty se velice podobají již používanému systému, viz kapitola 2.4 Spojení pevnou fixační dlahou a u třetí varianty spojení není veliký rozdíl, naopak použití je mnohem jednodušší.

Závěr

S ohledem na další vývoj implantátů pro fixaci hrudní stěny po rozsáhlém hrudním defektu bych vytvořil spojovací mechanismus sloučením kulového a tříosého čepu, resp. nahrazení pouzdra válcového čepu za čep kulový u konstrukce spojení tříosým čepem. Tato možnost by mohla přispět, jak se domnívám, k lepšímu přizpůsobení upevnění mechanismu na žebrech a k optimalizaci spojovacích členů. Tento mnou navržený mechanismus by mohl přinést výhody jednak pro pacienta (větší poddajnost a přizpůsobivost spojení), tak i pro doktora (okamžitá dostupnost mechanismu na sále – po ruce).

Tuto konstrukci bych nejprve analyzoval metodou konečných prvků a následně bych provedl tahovou zkoušku prototypu, a to nejlépe se žebrem (in vitro test) k ověření výpočetního MKP modelu. Též bych se zaměřil na snížení kontaktního tlaku, který vzniká na kulovém čepu.

Na základě analýz výsledků tahové zkoušky a simulace MKP modelu bych pokračoval v dalším vývoji implantátů.

Aktuální situaci, která nabízí možnosti spojování hrudní stěny, dokládá kapitola 2 Druhy spojení hrudního koše. Ovšem ani jedna možnost spojení neřeší případ, kdy pacientovi musela být odebrána hrudní kost.

Proto bych se vydal i tímto směrem fixace hrudní stěny po rozsáhlém hrudním defektu, pomocí mechanismu a náhrady hrudní kosti. Jak se ukázalo, varianta spojování drátem není příliš vhodná. Další případnou možností by mohla být reverze a tvorba náhrady vyjmuté části hrudní kosti (ze skutečné hrudní kosti či z jejích CT snímků) z biokompatibilního materiálu. Tato náhrada by mohla být identická a nevznikaly by tak problémy s návazností mechanismu či upevnění dlah na žebra pacienta, ale pravděpodobně by byl žádoucí vývoj této metody, zejména použití vhodného materiálu pro výrobu se zohledněním biokompatibility.

Použitá literatura

- [1] A unique reconstructive technique in a young patient after manubrial recession in Grade II chondrosarcoma; Országos Onkológiai Intézet Mellkassebészeti Osztály 1124 Budapest Ráth György u. 7–9., 2012m dostupnost z <http://www.akademiai.com/content/e1w4h4362820106j/?genre=article&id=doi%3a10.1556%2fMaSeb.65.2012.6.7>
- [2] Sternal Closure With Rigid Plate Fixation Versus Wire Closure: A Randomized Controlled Multicenter Trial; Science Direct, 2012, dostupnost z <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003497512018632>
- [3] A Cadaveric, Biomechanical Analysis of Sternal Fixation Systems, Biomet Microfixation, Brian Hatcher, Ph.D., 2011
- [4] Radomír Čihák, Anatomie 1, druhé, upravené a doplněné vydání, Grada Publishing, 2001
- [5] Ivan Novotný: Biologie člověka, Fortuna, Praha, 2003, ISBN 80-7168-819-3 */obrazek hrudniku/*
- [6] R.D. Sinělnikov, Atlas anatomie člověka I.díl, AVICENTRUM, zdravotnické nakladatelství, Praha Nakladatelství MIR, Moskva, 1980
- [7] Fung Y.C.: Biomechanics, Springer 1996
- [8] Doc. MUDr. Jan Leffler, CSc. a kolektiv, Speciální chirurgie, Maxdorf, Praha, 2011, ISBN 978-80-7345-253-7
- [9] Informace firmy Kardiochirurgie, 2013, dostupnost z <http://www.kardiochirurgie.cz>
- [10] Produkty firmy Acute Innovations, 2013, dostupnost z <http://www.acuteinnovations.com>
- [11] Produkty firmy KLS Martin Group, 2013, dostupnost z <http://www.klsmartin.com>

- [12] Produkty firmy Synthes, Synthes, 2013,
dostupnost z www.synthes.com
- [13] Readcube, 2013, dostupnost z <http://www.readcube.com>
- [14] Produkty firmy Able Software corp., 3D Doctor, 2013,
dostupnost z <http://www.ablesw.com/>
- [15] Produkty firmy Geomagic, 2013, dostupnost z <http://www.geomagic.com/>
- [16] Produkty firmy MSC Software, 2013, dostupnost z
<http://www.mscsoftware.com/>
- [17] Náповěda programu MSC.MarcMentat,
Marc® 2010 User's Guide MSC Software
- [18] BILLON, M., Analysis of the force needed for the closure of the sternum after
median sternotomy, Technická univerzita v Liberci, 2012
- [19] Ing. FURBACHER, I., Csc., Prof. Ing. MACEK, K., DrSc.,
Doc. Ing. STEIDL, J., Csc. a kol., Lexikon technických materiálů,
Verlag Dashofer, Odborné nakladatelství technické literatury, 2006
- [20] Prof. Ing. HÖSCHL, C., Pružnost a pevnost ve strojnictví,
Nakladatelství technické literatury, 1971

Seznam příloh

bez příloh