

VŠB-Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra pružnosti a pevnosti

Biomechanika - Externí fixátor pro léčbu pánve a acetabula

**Biomechanics - External Fixator for Treatment of Pelvis and
Acetabulum**

Student: Bc. Faksa Lukáš
Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Frydryšek Karel, Ph.D.

Ostrava 2014

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Lukáš Faksa**

Studijní program: N2301 Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Téma: **Biomechanika - Externí fixátor pro léčbu pánve a acetabula**
Biomechanics - External Fixator for Treatment of Pelvis and
Acetabulum

Zásady pro vypracování:

1. Provést rozbor zatížení a okrajových podmínek uchycení externího fixátoru. Fixátor je určen pro léčbu komplikovaných a nestabilních zlomenin pánve a acetabula.
2. Navrhnout konstrukční vylepšení fixátoru.
3. Provést pevnostní výpočet fixátoru pomocí MKP.
4. Provézt zhodnocení fixátoru.
5. Vytvořit výkresovou dokumentaci fixátoru.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] Frydryšek, K., Košťál, P., Barabaszova, K., Kukutschová, J.: New ways for Designing External Fixators Applied in Treatment of Open and Unstable Fractures, World Academy of Science, Engineering and Technology, ISSN 2010-376X (print version) ISSN 2010-3778 (electronic version), vol. 7, issue 76, 2011, pp. 639-644.
- [2] Pleva, L.: Zevní Fixátor k léčbě zlomenin acetabula, final report of the project IGA MZ ČR, reg. č. 3522-4, FNsP – Ostrava-Poruba, Czech Republic, 1999, pp. 1-77.
- [3] Rozum, K.: Zevní fixátory pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin, FME, VŠB – Technical University of Ostrava, Czech Republic, ISBN 978-80-248-1670-8, 2008, pp. 1-43.
- [4] Podešva, R.: Modelování zevních fixátorů pro léčbu otevřených nestabilních otevřených zlomenin s využitím výpočetní techniky, Ph.D. thesis, Faculty of Mechanical Engineering, VŠB – Technical University of Ostrava, Czech Republic, 2002, pp. 1-89.
- [5] Jořenek, J.: Biomechanika - Externí fixátor pro pelvis a acetabulum, diplomová práce (thesis head: Assoc. Prof. Karel Frydryšek), Faculty of Mechanical Engineering, VŠB – Technical University of Ostrava, Ostrava, Czech Republic, 2012, pp. 1-65.
- [6] Frydryšek, K., Jořenek, J., Košťál, P., Ječmínek, V., Pleva, L., Barabaszová, K., Ružiak, I.: External Fixators for Treatment of Complicated Pelvis Fractures, j. World Academy of Science, Engineering and Technology, pISSN 2012-376X, eISSN 2012-3778, issue 69, Singapore, 2012, pp. 676-681.
- [7] Frydryšek, K., Pleva, L., Jořenek, J., Ječmínek, V., Klučka, R., Sivera, M.: New External Fixators for Treatment of Pelvis and Acetabulum Fractures, International Journal of Biology and Biomedical Engineering, Issue 2, Volume 7, WSEAS, 2013, pp. 36-42.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.**

Datum zadání: 13.12.2013

Datum odevzdání: 19.05.2014



doc. Ing. Radim Halama, Ph.D.
vedoucí katedry





doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 19.5.2014

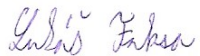
.....
Andrius Faber

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 12/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a §60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu §12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo - diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněná v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě 19.5.2014.....


.....

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Lukáš Faksa

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Pod Lesem 233

Branka u Opavy

747 41

Tímto bych chtěl poděkovat panu doc. Ing. Karlu Frydrýškovi, Ph.D. za velmi ochotnou pomoc a cenné rady při psaní mé diplomové práce.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

FAKSA, Lukáš: *Biomechanika - Externí fixátor pro léčbu pánve a acetabula: Diplomová práce*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra pružnosti a pevnosti, 2014, 87 s. Vedoucí práce: doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Cílem této diplomové práce bylo provést numerické řešení (pevnostní a deformační analýzu) a porovnání tří konstrukčních návrhů externích fixátorů pro léčbu otevřených a nestabilních zlomenin pánve a acetabula firem Prospan s.r.o., Medin a.s. a Vysoké školy Báňské - Technické univerzity Ostrava. Práci je možno rozdělit na první část zabývající se anatomii kostí v pánevní oblasti a jejich zlomeninami, přehledem fixačních systémů a způsobem léčby zlomenin pánve a acetabula. V druhé části se kapitoly zabývají vlastním, numerickým řešením pomocí metody konečných prvků. Jsou zde podrobně popsána jednotlivá konstrukční řešení, použité materiály a jejich vlastnosti, dále pak jsou stanoveny jejich zátěžné stavy a okrajové podmínky. Následují výsledky statické analýzy jednotlivých konstrukčních řešení, jejich přehled, porovnání a zhodnocení. Diplomová práce byla řešena jako součást projektu výzkumu a vývoje ministerstva průmyslu a obchodu České republiky FR-TI3/818 - „Zevní fixace“ a projektu aplikovaného výzkumu Technologické agentury České republiky TA03010804-„Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky“.

ANNOTATION OF DIPLOMA THESIS

FAKSA, Lukáš: *Biomechanics - External Fixator for Treatment of Pelvis and Acetabulum: Diploma thesis*. Ostrava: VŠB - Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics of Materials, 2014, 87 p. Thesis head: Assoc. Prof. M.Sc. Karel Frydryšek, Ph.D

The aim of this thesis was to make numerical solution (strength and deformation analysis) and to compare three design proposals of external fixators for treatment of open and unstable fractures of pelvis and acetabulum of Prospan s.r.o., Medin a.s. companies and VSB-Technical University of Ostrava. Thesis is possible to divide into first part dealing with bones anatomy in pelvis area and theirs fractures, overview of fixation systems and ways of treatment pelvis and acetabulum. In the second part, chapters deal with own, numerical solution with help of Finite Elements Method. There are in details described design proposals, properties of used materials and boundary conditions, followed by results of static analysis of individual design proposals, theirs overviews, comparison and evaluation. This diploma thesis was solved as part of projects of FR-TI3/818 - „External Fixation“ and TA03010804 - „Osteosynthesis of Leg and Arm Fractures“.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZNAČEK A SYMBOLŮ	9
1 ÚVOD	10
2 ANATOMIE	11
2.1 STAVBA KOSTI	11
2.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTI	12
2.3 ANATOMIE PÁNVE.....	13
2.4 ZLOMENINY PÁNVE	16
2.5 ZLOMENINY ACETABULA.....	17
2.6 LÉČBA ZLOMENIN PÁNVE	19
3 PŘEHLED FIXAČNÍCH SYSTÉMŮ.....	20
3.1 VNITŘNÍ VS. VNĚJŠÍ FIXAČNÍ SYSTÉMY PÁNVE	23
3.2 PŘEHLED PRODUKTŮ NA TRHU FIXÁTORŮ PÁNVE	24
3.3 OSTEOSYNTÉZNÍ MATERIÁLY	26
3.4 KONSTRUKCE PÁNEVNÍHO FIXÁTORU	27
4 FÁZE A ZPŮSOB LÉČBY POMOCÍ PÁNEVNÍHO FIXÁTORU	28
4.1 OPERACE.....	28
4.2 POOPERAČNÍ PÉČE A ODSTRANĚNÍ FIXÁTORU	28
5 POPIS JEDNOTLIVÝCH KONSTRUKČNÍCH ŘEŠENÍ.....	29
5.1 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 1A A 1B (PROSPON S.R.O.)	30
5.2 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 2 (VŠB-TUO +FNO)	33
5.3 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 3 (MEDIN A.S.)	35
6 VLASTNOSTI POUŽITÝCH MATERIÁLŮ	37
7 NUMERICKÝ VÝPOČET	40
7.1 HISTORIE A PRINCIP METODY KONEČNÝCH PRVKŮ – MKP	40
7.2 ZJEDNODUŠENÍ GEOMETRICKÉHO MODELU.....	41
7.3 MECHANICKÉ KONTAKTY	44
7.4 OKRAJOVÉ PODMÍNKY	47
7.5 TVORBA KONEČNOPRVKOVÉ SÍŤE	51
7.5.1 SÍŤ - KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 1A A 1B (PROSPON S.R.O.)	53
7.5.2 SÍŤ - KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 2 (VŠB-TUO+FNO)	54
7.5.3 SÍŤ- KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 3 (MEDIN A.S.).....	55
7.6 STATICKÁ ANALÝZA.....	56
7.6.1 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 1A (PROSPON S.R.O.).....	56
7.6.1.1 CELÝ MODEL - POSUNUTÍ A NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.).....	56
7.6.1.2 SCHANZOVOU ŠROUBY – NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O)	59
7.6.1.3 UPÍNKY – NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.)	61
7.6.1.4 VNĚJŠÍ TYČE – NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.)	62
7.6.2 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 1B (PROSPON S.R.O.).....	63
7.6.2.1 CELÝ MODEL – POSUNUTÍ A NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.)	63
7.6.2.2 SCHANZOVOU ŠROUBY – NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.)	65
7.6.2.3 UPÍNKY – NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.)	66

7.6.2.4 VNĚJŠÍ TYČE – NAPĚTÍ (PROSPON S.R.O.)	67
7.6.3 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 2 (VŠB-TUO+FNO).....	68
7.6.3.1 CELÝ MODEL – POSUNUTÍ A NAPĚTÍ (VŠB-TUO+FNO)	68
7.6.3.2 SCHANZOVOY ŠROUBY – NAPĚTÍ (VŠB-TUO+FNO)	70
7.6.3.3 UPÍNKY – NAPĚTÍ (VŠB-TUO+FNO)	71
7.6.3.4 NAPĚTÍ - VNĚJŠÍ TYČE (VŠB-TUO+FNO).....	72
7.6.4 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ Č. 3 (MEDIN A.S.)	73
7.6.4.1 CELÝ MODEL - POSUNUTÍ A NAPĚTÍ (MEDIN A.S.)	73
7.6.4.2 SCHANZOVOY ŠROUBY – NAPĚTÍ (MEDIN A.S.)	75
7.6.4.3 UPÍNKY-NAPĚTÍ (MEDIN A.S.)	76
7.6.4.4 VNĚJŠÍ TYČE-NAPĚTÍ (MEDIN A.S.)	77
7.6.5 SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ STATICKÉ ANALÝZY	78
8 ZÁVĚR	81
POUŽITÁ LITERATURA	83
SEZNAM PŘÍLOH	87

Seznam použitých značek a symbolů

Tabulka 1 – seznam použitých značek a symbolů

Označení	Název	Jednotka
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (společensví pro otázky osteosyntézy)	-
MKP	metoda konečných prvků	-
RTG	rentgenové záření	-
CT	Computer tomography (počítačová tomografie)	-
TST	Taylor spatial frame (Taylorův prostorový rám)	-
VŠB-TUO	Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava	-
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava	-
PEEK	polyetheretherketon	-
Cr	Chrom	-
Ni	Nikl	-
Mo	Molybden	-
E	modul pružnosti v tahu	MPa
G	modul pružnosti ve smyku	MPa
ρ	hustota	kg.m ⁻³
R_m	mez pevnosti	MPa
R_e	mez kluzu	MPa
R_{po2}	mez kluzu (smluvní)	MPa
μ	poissonovo číslo	-
p_A	stykový tlak v podloží	MPa
K_A	modul pružného podloží	N.m ⁻³ ; N.mm ⁻³
v_a	průhyb v pružném podloží	m
m_f	celková uvažovaná hmotnost působící na fixátor	Kg
m_{člověka}	maximální hmotnost člověka používající fixátor	Kg
F_{mf}	celková uvažovaná síla vyvozená hmotnosti působící na fixátor	N
F_{ac}	axiální síla v acetabulárním Schanzově šroubu	N
F_{ac_120}	axiální síla v acetabulárním Schanzově šroubu pro fixátor určený pacientům do 120Kg	N
F_{ac_45}	axiální síla v acetabulárním Schanzově šroubu pro fixátor určený pacientům do 45Kg	N
m_{fix}	hmotnost fixátoru	Kg
Δ	posunutí	mm
Δ_{max}	maximální posunutí	mm
σ_{HMH}	napětí dle teorie HMH	MPa
$\sigma_{HMH_{max}}$	maximální napětí dle teorie HMH (zbavené napěťových špiček)	MPa
K_{pf}	průhybová výkonnost	Kg.mm ⁻¹

1 Úvod

Zatímco do konce 50. let minulého století byla preferována konzervativní léčba zlomenin pánve a acetabula, v 60. letech nastal zlom díky práci Judeta a Letourela, jež doporučovala operační léčbu, tzn., že po chirurgickém obnažení pánve a acetabula je zlomená kost repozicována do své původní polohy s následnou vnitřní fixací a rehabilitací. Vzhledem k tomu, že v posledních dvaceti letech vzrostla popularita motorismu, rapidně vzrostly i úrazy s ním spojené, což mimo jiné zahrnuje i pánevní a acetabulární zlomeniny. V 90. letech 20. století se proto začalo přemýšlet jak dosavadní postupy léčby vylepšit. Mezi inovátory starších léčebných postupů byl nynější doc. MUDr. Leopold Pleva, CSc. (Fakultní nemocnice Ostrava), který jako první na světě navrhl koncepci zevního fixátoru pro pánev a acetabulum. V letech 1996 až 1999 pak byl tento fixátor vyvíjen ve spolupráci s odborníky Vysoké školy báňské - Technické univerzity Ostrava. V dalších letech až do současnosti se spolupráce rozšířila a zahrnovala tak Fakultní nemocnici v Ostravě, reprezentovanou hlavně doc. MUDr. Leopoldem Plevou, CSc., vědeckovýzkumnými pracovníky Vysoké školy báňské - Technické univerzity Ostrava a rovněž byly zahrnuty některé komerční subjekty jako např. firma Medin a.s, či Prospan s.r.o.

Na základě této spolupráce také vznikla tato diplomová práce pod vedením doc. Ing. Karla Frydryška Ph.D, ve které je hlavním úkolem vypracovat napěťové analýzy aktuálně navrhovaných nebo používaných fixátorů a posoudit jejich vhodnost pro lékařskou praxi z pevnostního hlediska.

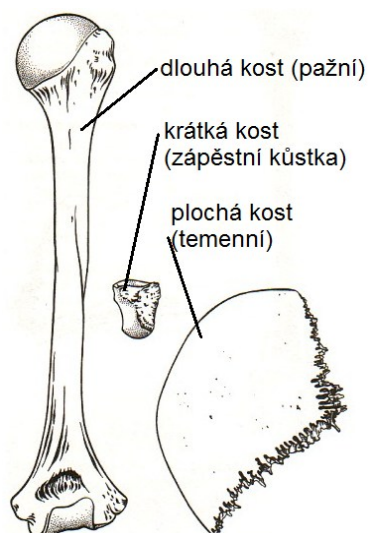
První část práce je teoretická, popisující anatomii pánevní kosti. Je zde popsána obecně kost, její složení a pevnost. Dále je popsána kost pánevní a acetabulum, jejich účel a funkce v lidském těle. Poté je rozvedena problematika zlomenin, jejich obvyklá léčba a členění.

Hlavní úlohou druhé, praktické části, je statická analýza a vyhodnocení tří konstrukčních návrhů fixátorů firem Prospan s.r.o., Medin a.s. a Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava. Kapitoly tak obsahují popis jednotlivých tří geometrických modelů jako celku, zabývají se popisem jejich částí a jsou k nim přiřazeny použité materiály. Vlastnosti těchto materiálu, jejich výhody a nevýhody jsou popsány v další kapitole. Poté následují kapitoly zabývající se úpravou geometrického modelu pro výpočet, mechanickými kontakty a okrajovými podmínkami, jež zahrnují i analýzu extrémních zátěžných stavů. Další kapitola se zabývá tvorbou konečnoprvkové sítě. Poté už přichází statická analýza, ve které jsou publikovány výsledky jednotlivých konstrukčních řečeních, jejich přehled, porovnání, zhodnocení a posouzení.

2 Anatomie

2.1 Stavba kosti

Kost je z vnějšího pohledu bílá, tvrdá mineralizovaná pojivová tkáň, specializovaná pro podpůrnou, nosnou a ochrannou funkci těla. Vzniká procesem zvaným osifikace-kostnatění. Skládá se z buněk a mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota obsahuje vedle složky ústrojné taky složku minerální, která je zodpovědná za její tvrdost a pevnost

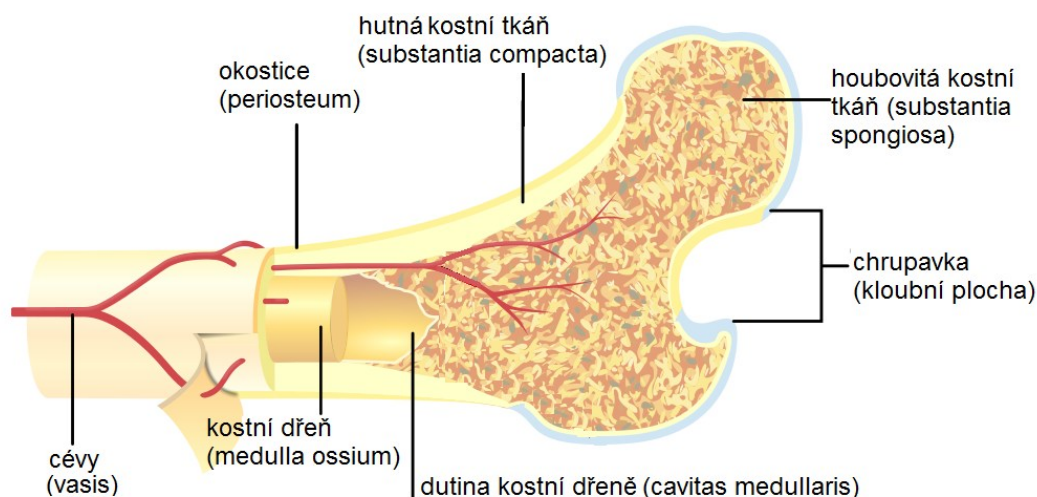


při zachování určité pružnosti. Spolu s připojenými chrupavkami, s kloubními a vazivovými spoji kostí vytváří pasivní pohybový aparát [2].

Rozeznáváme tři základní druhy kosti: dlouhé, krátké a ploché (obr. 1).

Z hlediska stavby (obr. 2) se kost na povrchu skládá z tuhé, dosti pevné vazivové vrstvy nestejně tloušťky tzv. okostice (periosteum), sloužící jako vazivový obal kryjící povrch kosti s výjimkou míst, kde je kost spojená se svalem a mimo kloubní plochy. Kloubní plocha kosti (pokud je kloub na kosti umístěn - obvykle u dlouhé kosti) je obalena chrupavkou, která má za úkol snižovat tření mezi styčnými plochami kloubu.

Obrázek 1 - druhy kostí [2]



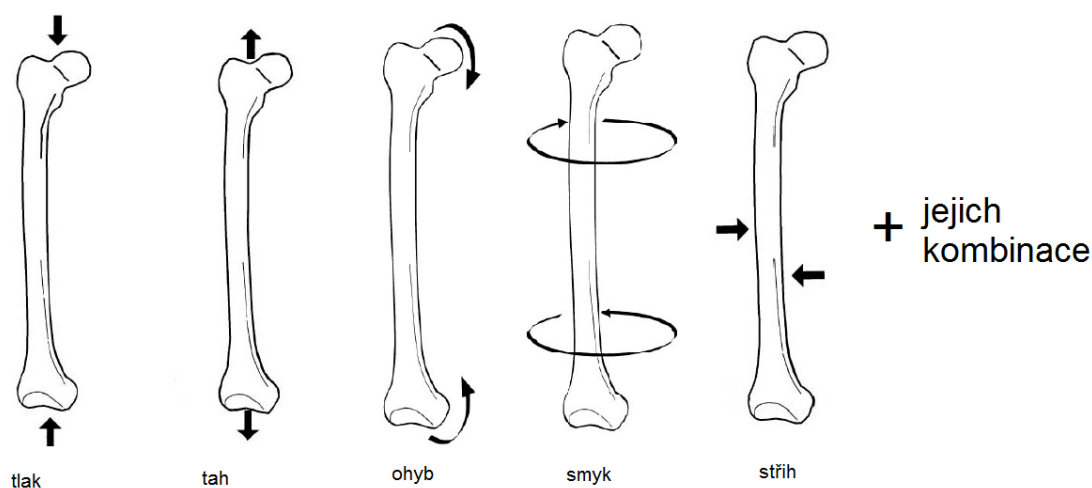
Obrázek 2 - stavba kosti [5]

Pod okosticí se nachází hutná kostní tkáň (substantia compacta - tzv. kompakta). Tato tkáň je upravena ve vrstvy - lamely. Tyto lamely jsou typicky uspořádány do válcových útvarů [6]. Pod touto kostní tkání najdeme tkáň houbovitou (substantia

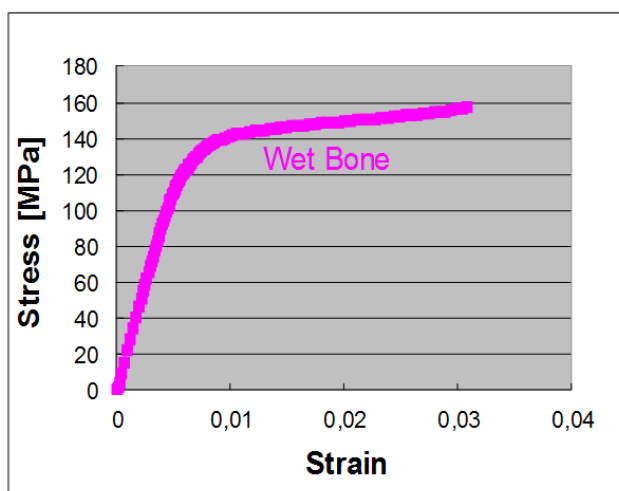
spongiosa - tzv. spongioza), která se vyskytuje hlavně v dutině hlavic dlouhých kostí a tvoří vnitřek plochých a krátkých kostí [7]. Substantia spongiosa je formována do funkčně charakteristických trámečků. Jejich orientace má dosti zásadní vliv na pevnost kosti. Dutina těla dlouhé kosti obsahuje navíc tzv. dutinu kostní dřeně (cavitas medullaris), v níž je umístěna kostní dřeň (medulla ossium), což je tuková tkáň sloužící k tvorbě červených krvinek. V celém objemu kosti se rozbíhají cévy (vasis), které mají za úkol kost vyživovat.

2.2 Mechanické vlastnosti kosti

Kost, jakožto biologický materiál se od materiálu technických dosti liší. Veškeré vlastnosti jsou velmi relativní, závislé na okamžitém stavu organismu a jeho historii (pohlaví, věk, životní styl, genetické předpoklady, následky úrazů, nemoc). Je to anizotropní, nehomogenní a viskoelastický materiál, obecně silně stochastické povahy a to z hlediska struktury a mechanických vlastností. Z tohoto důvodu je pevnost kosti velmi závislá na tom, jakým směrem, v jakém místě a jakou rychlostí je kost namáhána. Podle směru působení vnější síly, můžou být namáhány tahem, tlakem, ohybem, krutem a stříhem (velmi zřídka, spíše výjimečné události, nehody apod.). V experimentech snáší kost obrovské statické zatěžování. Například pažní kost snese zatížení až 6000 N, stehenní kost až 7600 N a lebeční kost snese zatížení povrchu až 6500 N [2]. S věkem tyto hodnoty klesají až o 20%. Ještě větší hodnoty dlouhé kosti vydrží v tahu, což je ale namáhání, které je pro člověka méně přirozené. Na ohyb a na krut vydrží například pažní kost výrazně méně toho co v tlaku. Velmi obecně lze říct, že kost odolá napětí 100-200 MPa. Je nutno vzít v úvahu že skutečná pevnost kosti v těle je menší, protože je zde navíc vystavena napětí svalstva [2]. Je také jasné, že díky viskoelasticitě se kost zlomí dříve než při uvedených hodnotách, neboť v případě zlomenin je téměř vždy vystavena dynamickému zatížení, při kterém je pevnost nižší. Možné způsoby namáhání kosti jsou vyobrazeny na obrázku 3. Diagram tahové zkoušky nevysušené kosti je pak možno vidět na obrázku 4.



Obrázek 3 - způsoby namáhání kosti



Obrázek 4 - diagram tahové zkoušky [40]

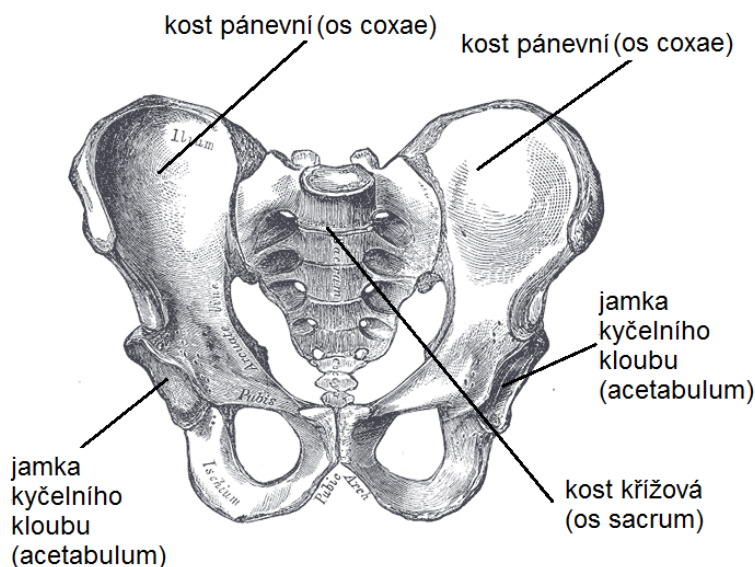
Největší vliv na pevnost kosti má kompakta. Spongioza unese pouze 5 - 10% pevnosti kompakty, zato ale dosahuje až sedmi procentní deformace než dosáhne porušení, oproti dvou procentní deformaci v případě kompakty. To znamená, že kompakta zajišťuje pevnost a spongioza dává kosti určitou houževnatost. V tabulce 2 jsou uvedeny mechanické vlastnosti lidské nevysušené kompaktní kosti v závislosti na věku.

Tabulka 2 - mechanické vlastnosti lidské nevysušené kompaktní kosti [24]

Věk (roky)	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79
Mez pevnosti v tahu R_m [MPa]	116±2	125±1	122±2	114±3	95±1	88±1	88±2
Maximální deformace (protážení) [%]	1,48±0	1,44±0,01	1,38±0,01	1,31±0,03	1,28±0,02	1,26±0,02	1,26±0,01
Mez pevnosti ve smyku [MPa]	-	58,2±1,1	53,7±1,1	53,7±0,5	53,7±0,5	49,6±1,2	49,6±1,2

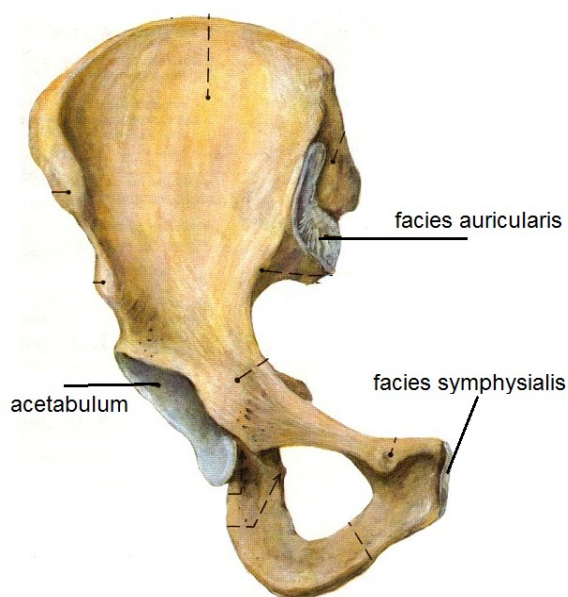
2.3 Anatomie pánve

Pánev (pelvis) je kostnatý útvar v lidském těle, který se skládá ze dvou pánevních kostí (os coxae) a kosti křížové (os sacrum) [1], která je též součástí páteře (obr. 5). V pánevní kosti je jamka kyčelního kloubu (acetabulum), která spolu se stehenní kostí (femur) tvoří kyčelního kloub (articulatio coxae). Pánev je tedy jakási spojka, která spojuje stehenní kosti dolních končetin a páteř dohromady, přenáší tíhu vrchní poloviny těla na dolní končetiny a tvoří tak část kostry člověka. Dále pak slouží jako schránka pro umístění některých orgánů lidského těla. Prostor ohraničující pánev tvoří pánevní dutinu.



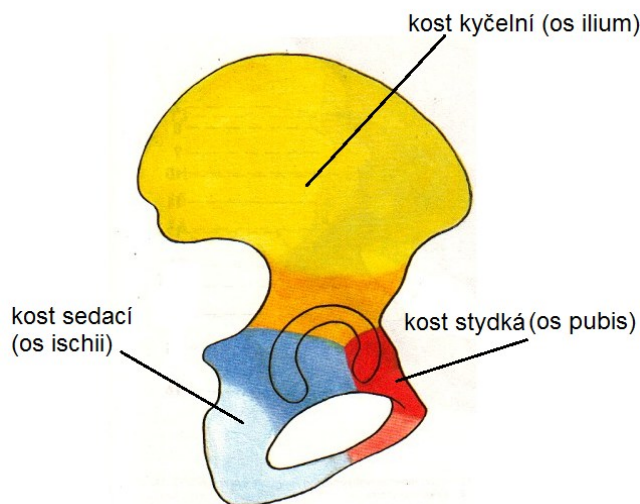
Obrázek 5 - pánev [1]

Levá a pravá pánevní kost jsou spojeny jednak na přední straně na ploše stydkých kostí zvané facies symphysialis pomocí chrupavčité spony a pak na facies auricularis – kloubové ploše náležící kyčelní kosti, viz obr. 7. K této kloubové ploše je připojena křížová kost, viz obr. 8, která je tak z obou stran uložena v kostech pánevních.



Obrázek 7 - styčné plochy pánevní kosti [2]

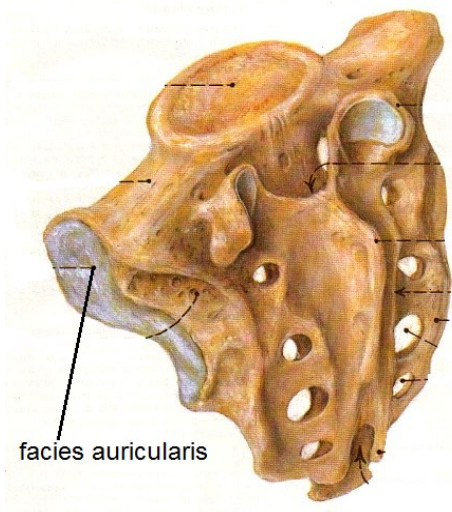
Pánevní kost (os coxae) se v době vývoje skládá ze tří synchrondrosou (chrupavkový druh spojení) spojených kostí, které se setkávají v jamce kyčelního kloubu [2]. Jedná se o kost kyčelní (os ilium), sedací (os ischii) a stydkou (os pubis), viz obr. 6. Vnitřní plocha kosti kyčelní (os ilium) je vyhloubená v jámu kyčelní.



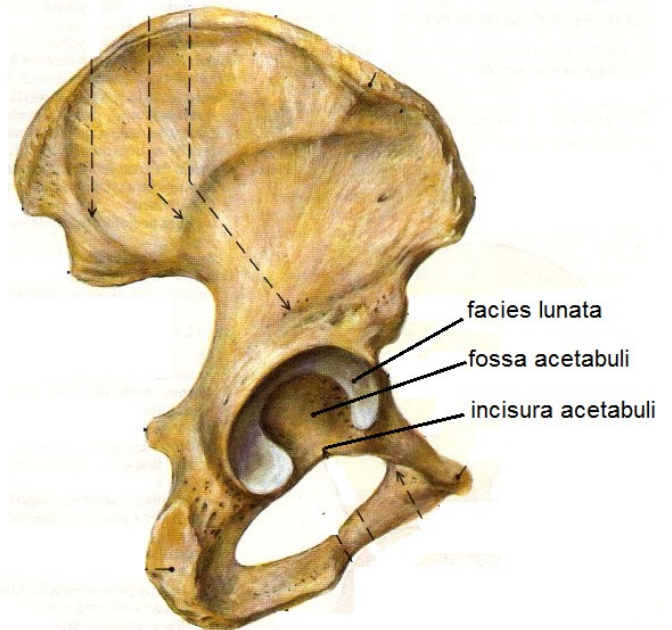
Obrázek 6 - skladba pánevní kosti [2]

Dohromady tyto kosti tvoří tzv. pánevní kruh neboli pánev, viz obr. 5. Kost křížová (os sacrum) má trojúhelníkový tvar a je tvořena pěti křížovými obratly. Její dolní konec je spojen s kostrčí pomocí chrupavky.

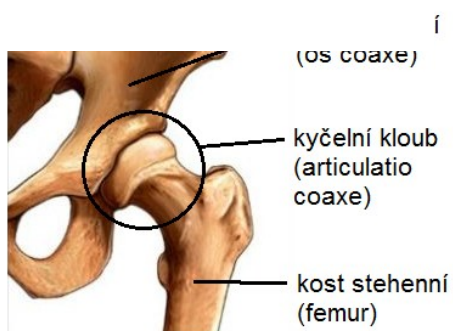
Oblast acetabulum - část kyčelního kloubu, je tvořena všemi třemi kostmi pánevní kosti, jež se v acetabulu potkávají ve tvaru „Y“ (obr. 6) a skládá se ze tří základních částí - facies lunata, incisura acetabuli a fossa acetabuli. Facies lunata je vlastní styčná plocha kloubu na obvodu jamky [2]. Tvoří ji chrupavka. Incisura



Obrázek 8 - křížová kost [2]



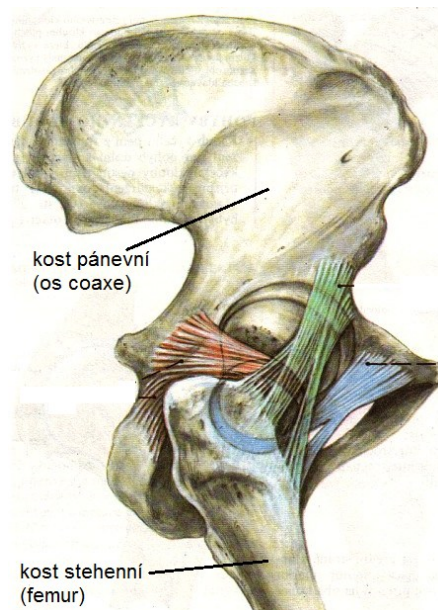
Obrázek 9 - boční pohled na pánevní kost a acetabulum [2]
acetabuli je kaudálně neuzavřena část facies lunata, která chrupavku téměř nemá a fossa acetabuli je vyhloubený střed jamky (acetabula) a obsahuje vazivo s tukovým polštářem [2], viz obr. 9. Kloubní hlavice (caput femoris) stehenní kosti (femur), viz obr. 11, zapadá do kloubní jamky (acetabulum) pánevní kosti a spolu s vazy a svaly tvoří kyčelní kloub (obr. 10, 12).



Obrázek 10 - kyčelní kloub [3]



Obrázek 11 - femur (stehenní kost) [2]



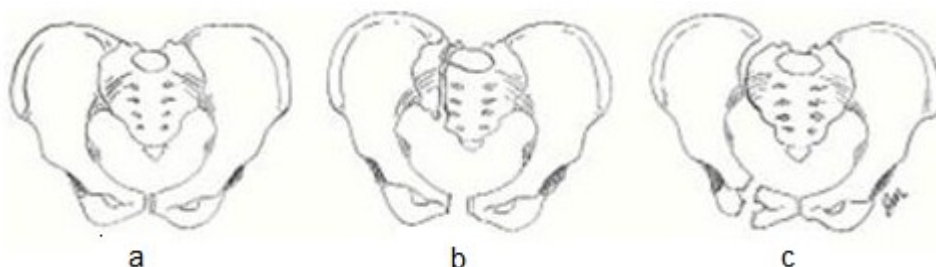
Obrázek 12 - kyčelní kloub-pohled z boku [2]

2.4 Zlomeniny pánve

Zlomenina pánve je téměř vždy těžké poranění, při kterém je nutno sledovat celkový stav pacienta a léčit šok. Nejčastější příčinou zlomenin pánve (kromě starých lidí) je její namáhání velkými silami, které vznikají při pádu z velké výšky, zavalením zeminou, pádu z bicyklu, automobilových nehodách či válečných zraněních. Protože z pánevních otvorů vystupují důležité struktury jako cévy, nervy, močová trubice, konečník, bývají tyto struktury spolu s močovým měchýřem velmi často poškozené [11] a jsou zdrojem častých komplikací a velkého krvácení.

V poslední době se u zlomenin pánve využívá klasifikace AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen). AO klasifikace rozeznává podle stability tři typy zlomenin [12].

- Typ A - Stabilní poranění bez porušení pánevního kruhu, kdy se jedná o zlomeniny jednotlivých pánevních kostí [12] (viz obr. 13a).
- Typ B - Rotačně nestabilní poranění pánevního kruhu, kdy zadní segment, není kompletně poraněn [12]. Dislokace je v tomto případě pouze v horizontální rovině, ve vertikální rovině není [12] (viz obr. 13b).
- Typ C - Rotačně i vertikálně nestabilní poranění pánevního kruhu, kompletní poranění zadního segmentů s dislokací v horizontální i vertikální rovině [12] (viz obr. 13c).



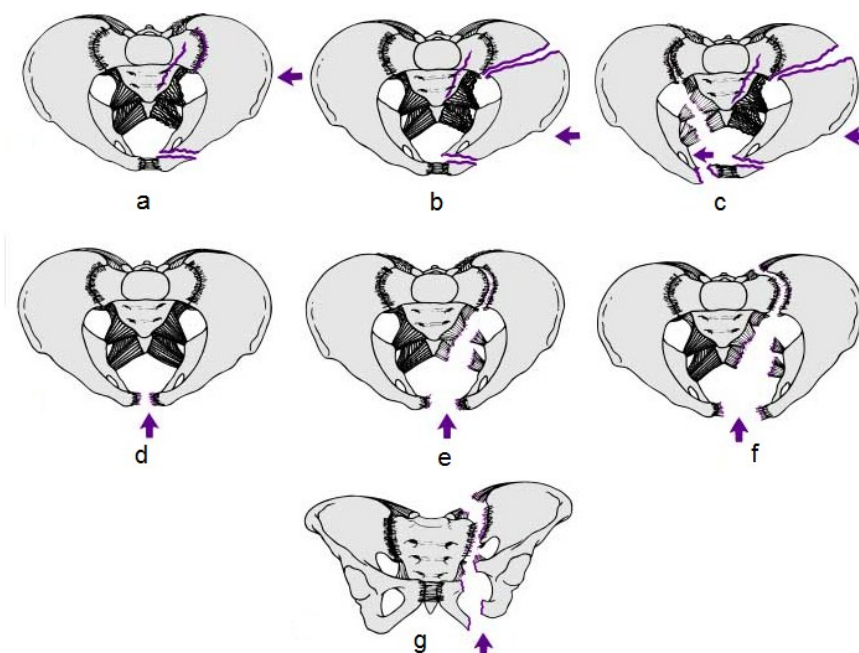
Obrázek 13 - zlomeniny pánve dle AO klasifikace; a-typ A; b-typ B; c-typ C [16]

Všechny tři typy jsou dále děleny na 9 podtypů [12]. Výhodou AO klasifikace je poměrně jasně určené léčebně - indikační schéma odvíjející se od přesného určení jednotlivých podtypů zlomenin [12]. Lze konstatovat, že ke konzervativní léčbě jsou určeny nedislokované zlomeniny typu A a některé rovněž nedislokované zlomeniny typu B [12]. U ostatních zlomenin je doporučována operační léčba, která spočívá v co možná nejpřesnější repozici fragmentů a jejich stabilní fixaci [12].

Dále se zlomeniny dělí podle druhu působící síly - klasifikace Young-Burgess:

- Zlomeniny z předozadní komprese (anteroposteriozní). Často se vyskytují u motocyklistů nebo u autonehod. Významně dislokované zlomeniny mohou být spojeny se ztrátou až sta procent krve [10]. Úmrtnost u takto vážných případů je až dvacet procent [10]. Mezi tyto zlomeniny se řadí fraktura raménka stydké kosti, poranění křížové kosti a křížokýčelního kloubu [10] (obr. 14 d, e, f).

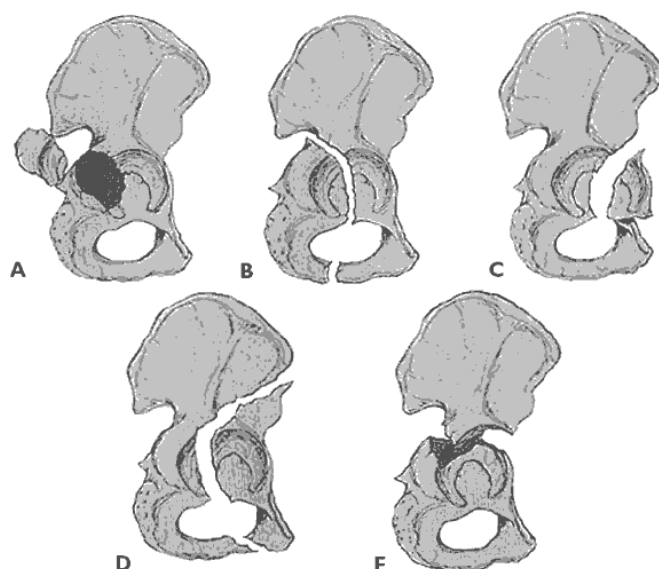
- Laterální kompresivní zlomeniny, které vznikají obvykle při pádu nebo bočním nárazu při autonehodě. Jsou to nejméně závažné zlomeniny pánve, při níž jsou nejmenší krevní ztráty, nicméně velmi často nastává s tímto druhem zlomenin další poranění boku, zejména jater, sleziny, poranění plic a hlavy [10]. Tyto „vedlejší“ zranění mnohdy určují typ léčby [10] (obr. 14 a, b, c).
- Zlomeniny vzniklé vertikálně střížným mechanismem. Většinou vznikají následkem pádů z výšky. Dochází k vertikálnímu posunutí jedné poloviny pánve vůči druhé [10]. Úmrtnost je rovněž poměrně vysoká (obr. 14 g).



Obrázek 14 - zlomeniny pánve dle klasifikace Young-Burgess; a, b, c-laterální komprese; d, e, f-anteroposteriorní komprese; g-vertikální stříh; (šipky naznačují směr síly vyvolávající frakturu) [17]

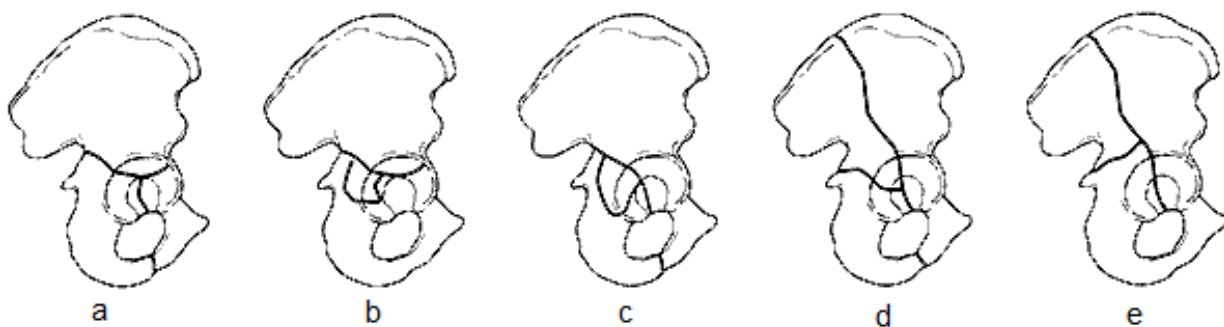
2.5 Zlomeniny acetabula

Jsou jedny z nejsložitějších pánevních poškození. Bývají komplikovány poraněním sedacích nervů nebo kombinací zlomeniny kloubu stehenní kosti [7]. Nejčastější klasifikace zlomenin acetabula je podle Letournela (obr. 15). Tato klasifikace vychází z představy, že acetabulum netvoří pouze samotná kloubní jamka, ale zahrnuje i kostní struktury které jamku podpírají [9]. Dělí zlomeniny do dvou skupin. Jednoduché zlomeniny acetabula a kombinované zlomeniny acetabula. Mezi jednoduché zlomeniny patří fraktury zadní hrany, které tvoří asi 24 % všech zlomenin [9]. Dochází zde k odlomení zadní hrany, většina pilíře však zůstává intaktní. Dále to jsou zlomeniny zadního pilíře a zlomeniny přední hrany, které jsou velmi vzácné a tvoří necelé tři procenta všech zlomenin acetabula. Následují zlomeniny zadního pilíře a transverzální zlomeniny.



Obrázek 15 - jednoduché acetabulární zlomeniny dle Letournela- A-zlomeniny zadní hrany; B-zlomeniny zadního pilíře; C-zlomeniny přední hrany; D-zlomeniny předního pilíře; E-transverzální zlomeniny [14]

Do kombinovaných zlomenin patří kombinace těchto pěti typů jednoduchých zlomenin (obr. 16) a dělí se na: T-zlomeniny, transverzální+zadní hrany, zadní hrany a zadního pilíře, přední+zadní hemitransversální zlomeniny a zlomeniny obou pilířů, které se vyskytují asi ve dvaceti procentech případů a jsou nejkomplikovanější zlomeniny acetabula [9].



Obrázek 16 - kombinované acetabulární zlomeniny dle Letournela; a-T zlomeniny; b-zlomeniny transverzální +zadní hrany; c-zlomeniny zadní hrany a zadního pilíře; d-přední+zadní hemitransversální zlomeniny; e-zlomeniny obou pilířů [15]

2.6 Léčba zlomenin pánve

Zlomenina pánevního kruhu je na první pohled patrna z klinického vyšetření podle hematomu v jejím okolí, stavu kůže a celkové stability pánve. Nicméně, poranění se musí potvrdit pomocí RTG snímků nebo CT vyšetřením.

Rozhodujícím faktorem pro léčebný postup jsou přidružená poranění, která se vyskytují u typu B a C (dle AO klasifikace), kdy nejčastějším problémem je poranění cév, způsobující vždy závažné krvácení, které může být pro pacienta smrtelné. Mezi další komplikace patří poranění orgánů a anatomických struktur vyskytujících se v oblasti pánve. Týkají se především trávicí soustavy (gastrointestinální trakt), reprodukčních orgánů a močového systému (urogenitální trakt) [12].

Léčbu lze rozdělit do několika skupin. Při léčení jednodušších zlomenin (většinou typ A) je to léčba konzervativní, tzn. bez operace, klidem na lůžku či v pánevním závěsu, pomocí neinvazivního elastického pruhu či pneumatických kalhot po dobu několika týdnů,



Obrázek 17 - C-svorka [22]

někdy s použitím tahu za dolní končetinu. Jakými nástroji a pomůckami bude konzervativní léčba prováděna, je na rozhodnutí lékaře.

Druhým způsobem je miniinvazivní postup, kdy je užit zevní fixátor s navrtáním šroubů do pánevních kostí, reponováním zlomeniny a spojením pomocí šroubů kovovým rámem před břichem. Fixátor se buď ponechává do zhojení, nebo jde o řešení přechodné a následuje hlavní operace. V akutních případech se k sevření pánevního kruhu používá jako dočasné řešení pánevní C-svorka, viz obr. 17. Operační řešení pak spočívá v proniknutí obvykle větší operační ránou k poraněným pánevním kostem, jejich repozici a udržení ve správné poloze do zhojení pomocí dlah, šroubů a fixátorů. Operaci je někdy nutné provést neprodleně, jindy je jí možno odložit [23]. Mluvíme-li o fixaci zlomenin, mluvíme o tzv. osteosyntéze.

Primárně se preferuje operační léčba z důvodu dlouhého upoutání na lůžko v případě konzervativní léčby, což často vede ke komplikacím z nepohyblivosti, jako jsou záněty



Obrázek 18 - kloubní náhrady [25]

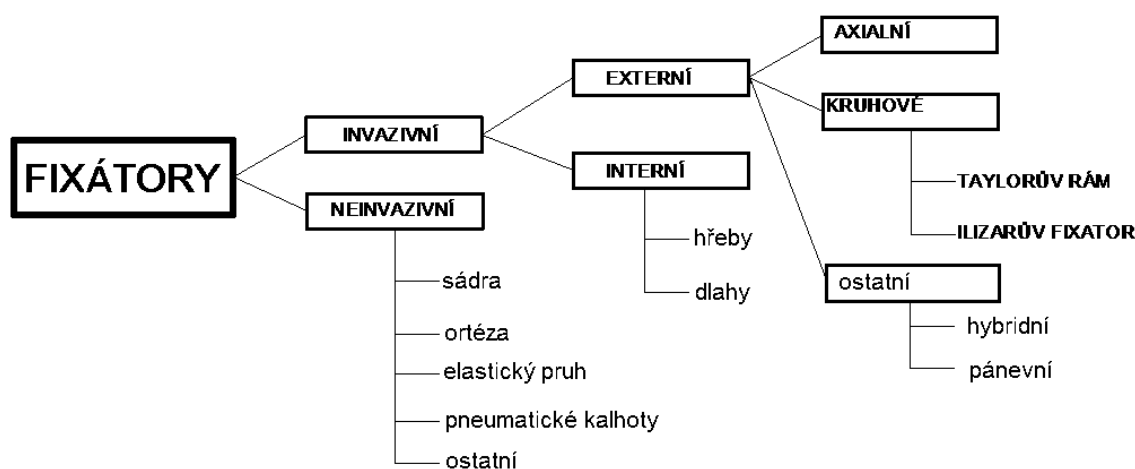
plic, záněty žil, proleženiny. Doba pobytu na lůžku po operaci je individuální dle typu zlomeniny a dle stability osteosyntézy.

Po operaci mohou nastat nepříjemné komplikace. Může dojít k nezhojení kostí a vytvoření paklobu. Při neúplné repozici zlomeniny a zhojení, dochází k pánevní asymetrii a s ní k navazujícím budoucím problémům, jako nestejně délce dolních končetin apod.

Nezřídka se stává, že při odvápněných kostech dochází k selhání osteosyntézy. Zlomeniny v oblasti jamky kyčelního kloubu vedou často k artróze (destrukce chrupavky a změna jejich mechanických vlastností). Velmi často se v těchto případech nahrazuje kyčelní kloub kloubní náhradou [23], viz obr. 18. Po zhojení je nutno pánev rehabilitovat pod dohledem specialisty [23].

3 Přehled fixačních systémů

Lékařské fixátory jsou zařízení používaná k fixaci zlomenin či rovnání pokřivených kostí. V současnosti se používá mnoho rozličných druhů. Jejich rozdělení lze vidět na obrázku 19.



Obrázek 19 - rozdělení fixátorů[26]



Obrázek 20- sádra [30]

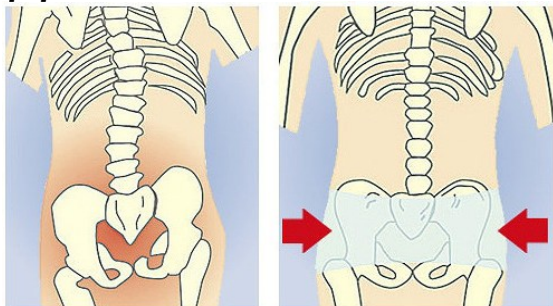


Obrázek 21- ortéza horní končetiny[31]

Fixátory lze rozdělit na invazivní a neinvazivní, tj. narušující a nenarušující lidskou tkáň. Neinvazivní fixátor je například všem dobře známá sádra, kterou se fixuje zlomená kost. Použití je jednoduché. Po smíchání sádry s vodou dochází k opětovné hydrataci a vzniká poměrně pevná bílá hmota schopná fixace pacientovy kosti. Nevýhodou takové fixace je hmotnost sádry, nemožnost použít sádru opakovaně a neomyvatelnost. Tento fixátor a jeho aplikace je vyobrazen na obrázku 20. Používá se většinou k fixaci horních a dolních končetin.



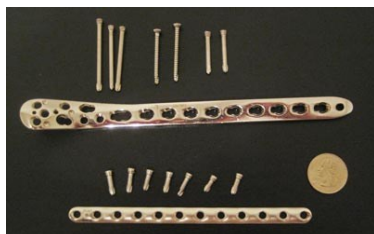
Obrázek 22 - ortéza prstu [32]



Obrázek 23 - elastický pruh [19]



Obrázek 24 - pneumatické kalhoty



Obrázek 25 - dlahy [26]



Obrázek 26 - aplikace dlahy [33]

Druhým neinvazivním způsobem znehybnění jsou ortézy. Ortézy jsou vyrobeny kombinací lehkých materiálů, jako je plast, pryž či hliníkový plech. Jejich výhodou je (podle druhu) nastavitelnost dle potřeb pacienta, dále pak omyvatelnost a nízká hmotnost. Jak lze dle využitých materiálů předpokládat, ortézy

se spíše využívají při zraněních menšího charakteru jako jsou vyvrtnuté kotníky apod. Fixačních ortéz existuje nepřeberné množství. Podle způsobu užití tak existují ortézy na fixaci zápěstí (obr. 21), fixaci prstů (obr. 22), fixaci dolních končetin a mnoho dalších. Společnou výhodou sáder a ortéz je

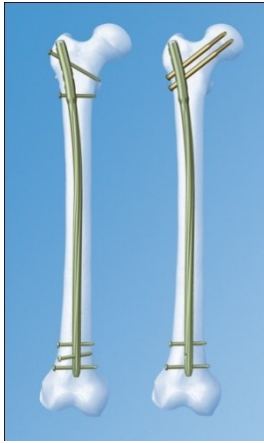
jejich cena, která nabízí levné řešení léčby.

Ke znehybnění v oblasti pánve se velmi často používá tzv. elastický pruh, jež je z gumového či jinak elastického nebo stahovatelného materiálu a který po nasazení pánevní oblast svírá (obr. 23). Dále pak je možnost znehybnit pánev pomocí pneumatických kalhot (obr. 24), které se nasadí na

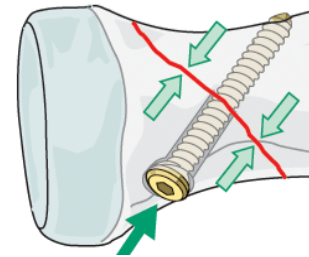
pacienta a natlakují se vzduchem, tím kalhoty vyvodí v pánevní oblasti tlak, čímž se pánev znehybní. Tyto kalhoty je možno rovněž použít i k znehybnění dolních končetin.

Druhou skupinou fixátorů jsou invazivní, které se používají u komplikovanějších a složitějších zranění. Tyto fixátory využívají vnější přístup drátů či šroubů napříč kůží a kostmi k zamezení pohybu[50]. Tato skupina může být dále rozdělena na interní a externí.

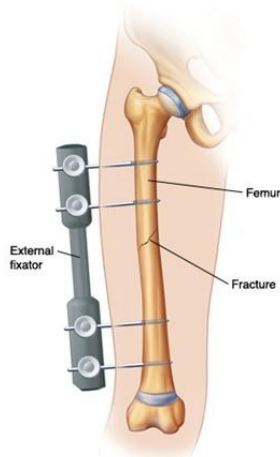
Interní fixátory jsou řešeny jako dlahy (obr. 25), hřeby a šrouby. Dlahy je kovová destička s dírami, která se pomocí šroubů připevní na zlomenou kost tak, aby spojovala obě zlomené části (obr. 26). Hřeb je obvykle řešen jako tyč, jež je vsazena do kosti a pojištěna šrouby (obr. 27). Dále pak je využíváno spojení pouze pomocí šroubů, které je možno vidět na obrázku 28. Všechny tyto fixátory musí být vyrobeny z pro člověka zdravotně nezávadných materiálů.



Obrázek 27- femurální hřeb [37]



Obrázek 28 - šroub [38]



Obrázek 29 - axiální fixátor [26]



Obrázek 30 - Kirschnerův drát [39]

Ilizarovův fixátor má mnoho modifikací. Jednu z možných modifikací lze vidět na obrázku 32.

Tato práce se však zabývá externím invazivním fixátorem pánve, který podle rozdělení v obrázku 19 patří do kolonky „ostatní“. Jeho tvar totiž není radiální ani axiální. Úkolem tohoto fixátoru (dle druhu) je okamžité napravení zlomenin pánve a její stabilizace jednoduchým a bezpečným způsobem, tzn. repozice a fixace fraktur, napravení acetabula (kloubní jamka kyčelní kosti) a zároveň také umožnění připojení acetabula k hlavě kloubu stehenní kosti. Jednotlivé funkce se mohou dle typu konstrukce lišit. Například na obrázku 33 je vyobrazen pánevní fixátor, který je konstrukčně řešen pouze pro léčbu pánve, nikoliv pro připojení hlavy kloubu stehenní kosti k acetabulu.

Externí invazivní fixátory mohou být buď axiální, kruhové nebo jiného tvaru. Axiální fixátory, jak už sám název napovídá, jsou rovnoběžné s osou kosti (obr. 29).

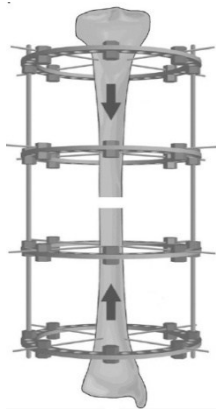
Mezi nejznámější kruhové fixátory patří Taylorův prostorový rám (Taylor Spatial Frame - TSF) a Ilizarovův fixátor. Oba tyto fixátory jsou upevněny ke kosti příčnými, tzv. Kirschnerovými dráty, viz obr. 30 (nerez ocel, slitina titanu) o průměru okolo 1,6 mm (může se lišit), které jsou do ní navrtány a musí být řádně předepjaty, aby nedocházelo k posuvům vlivem axiální síly vyvozené například hmotností člověka. Tyto dráty jsou upevněny do kruhů a tyto kruhy jsou spojeny tyčemi.

Taylorův prostorový rám se skládá z několika kruhů, obvykle ze tří a z šesti proměnně nastavitelných vzpěr, které se dají nastavit dle potřeb pacienta. To předurčuje fixátor spíše než k fixování zlomených kostí k jejich rovnání, i když v poslední době se tento fixátor začíná používat i na poli fixace zlomenin. Taylorův prostorový rám lze vidět na obrázku 31.

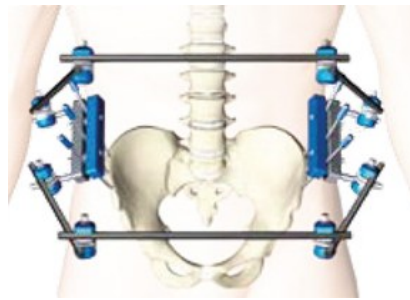
Ilizarovův fixátor je pojmenovaný po svém vynálezci Gavriilu Abramoviči Ilizarovovi z Ruska. Tento fixátor se skládá podobně jako Taylorův prostorový rám z kruhů s tím, že místo nastavitelných vzpěr jsou kruhy spojeny tyčemi.



Obrázek 31 - TSF rám [35]



Obrázek 32 - Ilizarovův fixátor [36]



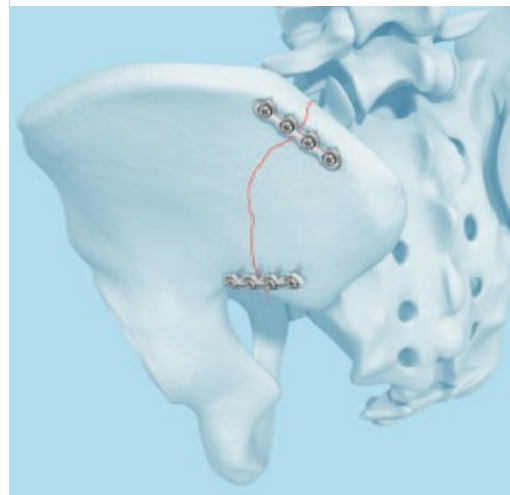
Obrázek 33 - pánevní fixátor [18]

3.1 Vnitřní vs. vnější fixační systémy pánve

Přímé porovnání vnitřních a vnějších fixačních systému pánve je poměrně složitá věc, neboť specifikum jejich použití se různí. Opomeneme-li rozličnost použití těchto fixačních systémů, je možno říct, že vnitřní fixátory - dlahy vynikají v porovnání s jejich vnějšími protějšky jednoduchou konstrukcí, jsou menší, mají nižší hmotnost a cenu, která je v případě vnějšího fixátoru mnohonásobně vyšší. Rovněž po vizuální stránce má vnitřní fixace výhodu, neboť po zašití operační rány nejsou dlahy vidět. Kdežto u vnějších fixátorů je pacient mnohdy po probuzení z anestezie v šoku, jakouže to má konstrukci připevněnou na sobě, zvláště v případech neplánovaných úrazů, kdy s operací zcela jistě nepočítal. Nevýhodou vnitřních systémů je, že v těle zůstávají napořád, což v případě vnějších fixátorů tak není a po zhojení zlomeniny jsou z těla vyjmuty ven. Mezi další výhody vnější fixace patří miniinvazivní přístup (v rámci možností), dodatečná repozice zlomeniny v případě komplikací léčby, opakovatelnost použití aparátu, možnost léčit zlomeninu pánve a acetabula současně (řešení VŠB-TUO a Fakultní nemocnice v Ostravě). Vnější fixátory se také mnohdy používají v případech, kde fixační schopnosti dlah končí.



Obrázek 34 - vnitřní fixace open book - řešení společnosti Synthes [41]



Obrázek 35 - vnitřní fixace kosti kyčelní - řešení společnosti Synthes [41]

3.2 Přehled produktů na trhu fixátorů pánve

Fixačními systémy užívané k hojení zlomenin představují v globálním i lokálním měřítku jeden z do budoucna velice perspektivních trhů s velkou řadou konkurujících si firem a kontinuální produktovou inovací, neboť s tím, jak světová populace seniorů roste, tak roste v kombinaci s osteoporózou i riziko zlomenin zapříčiněné pády a nehodami. Klíčové společnosti v tomto odvětví jsou firmy Synthes, Stryker, Biomet, Smith & Nephew, Orthofix, AO Synthes, Zimmer a další. Mezi české výrobce se řadí Medin a ProSpon.

Společnost Synthes má ve svém portfoliu několik produktů řešících zlomeniny pánve. Mezi vnitřními fixátory to jsou produkty pro fixaci zlomenin typu „open book“ (obr. 34), kosti kyčelní (obr. 35) a zlomenin acetabula předního a zadního pilíře (obr. 36).

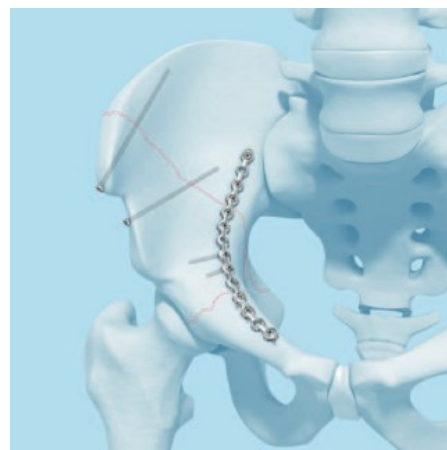
Na poli zevní fixace má společnost Synthes tři produkty. C-svorku (obr. 17), sloužící jako rychle stabilizační nástroj, dále pak velký externí fixátor umožňující léčbu nestabilních zlomenin v pánevním kruhu, či zlomenin typu „open book“ (obr. 37) a jako doplňkovou volbu pro stabilizaci v pánevní oblasti nabízí tzv. sakrální tyče (obr. 38).

Vlastní řešení externí fixace pánve má i společnost Orthofix (obr. 39). Dále pak nabízí ve své nabídce modulární fixační systém Galaxy, se kterým je možno sestavit za pomoci svorek a tyčí fixátor pro fixaci pánve (obr. 40) a systém Prefix 2 pro rychlou stabilizaci.

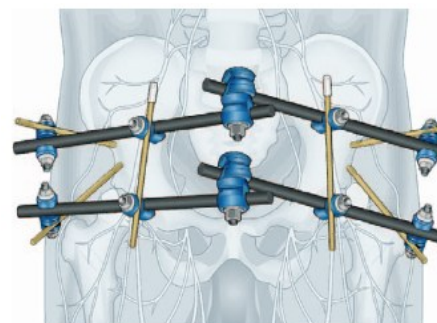
Společnost Stryker nabízí pro interní fixaci pánve mnoho rozličných tvarů dlah, které nazývá „Matta Pelvic Plating System“ (obr. 41). Dále pak má ve svém portfoliu externí fixační systémy „Hoffmann II MRI“ a „Hoffmann 3“ (obr. 42 a 43).

Česká společnost Medin nabízí k fixaci pánve pánevní dlahy mnoha tvarů a velikostí.

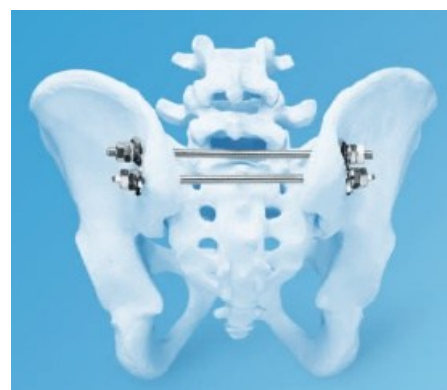
Další česká společnost ProSpon má v nabídce modulární systém Unifix, jež se skládá ze systému svorek a tyčí a je určen pro fixaci pánve nebo dlouhých kostí.



Obrázek 36 - zlomenina acetabula (přední a zadní pilíř) řešení společnosti Synthes [41]



Obrázek 37 - externí pánevní fixátor- řešení společnosti Synthes [41]



Obrázek 38 - sakrální tyče společnosti Synthes [41]

Ze spolupráce těchto dvou českých firem, VŠB-TUO a FNO vzešly tři konstrukční řešení, které se řeší v kapitolách 5 - 7. Tato konstrukční řešení umožňují kromě léčby pánve i léčbu acetabula.



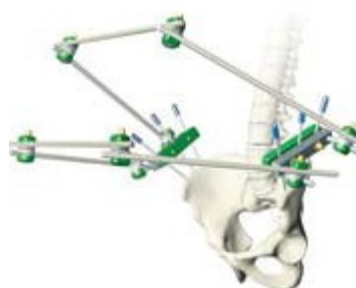
Obrázek 39 - externí pánevní fixátor-řešení společnosti Orthofix [42]



Obrázek 40 - modulární systém Galaxy společnosti Orthofix [42]



Obrázek 41 - Matta Pelvic Plating System společnosti Stryker [43]



Obrázek 42 - Hoffmann II MRI společnosti Stryker [43]



Obrázek 43 - Hoffmann 3 společnosti Stryker [43]

3.3 Osteosyntézní materiály

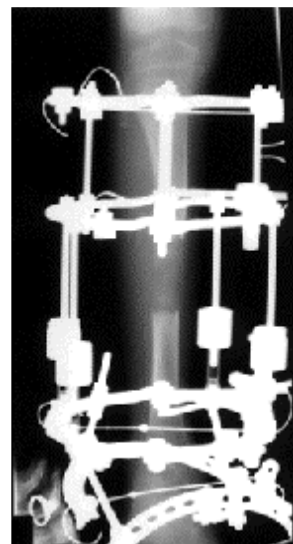
Pevnost, tuhost, hmotnost, hustota, životnost materiálu a jeho zdravotní nezávadnost. To jsou hlavní vlastnosti, které porovnáváme při výběru materiál pro konstrukční návrh nového fixačního systému.

Pevnost je vlastnost, u které chceme, aby byla co největší. Říká nám, kolik materiál vydrží zatížení, než dojde k jeho destrukci. Tuhost, u fixačních zařízení obzvláště důležitá vlastnost, je reprezentována tzv. modulem pružnosti v tahu, s cílem ho mít co největší, aby se materiál po zatížení co nejméně deformoval. Hmotnost a s ním spjata hustota by měla být co nejmenší. Jednak, proto aby tíha fixátoru zbytečně nezatěžovala pacienta a jednak proto, že když je materiál těžký, má obvykle i vysokou hustotu a tím zabraňuje průchodu rentgenových paprsků při rentgenování zlomeniny s fixátorem. Nezřídka se pak stává, že fixátor zastiňuje důležité místo na rentgenovém snímku, viz obr. 44. Proto je snaha použít tzv. RTG transparentních materiálů, tedy materiálů, které prosvítí rentgen. Porovnání „průhlednosti“ materiálu pod rentgenem je na obrázku 45. Dále pak je nutno brát v úvahu životnost materiálu, neboť každý materiál ať už po delší nebo kratší době podléhá únavě a nebylo by dobré, aby únavový lom nastal při užívání fixátoru.

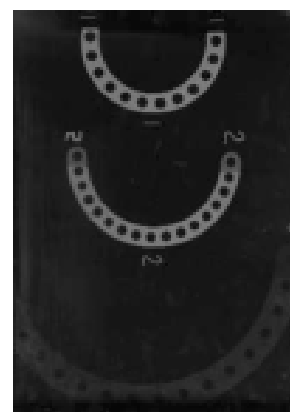
V neposlední řadě je také nutno zvážit jeho zdravotní nezávadnost. Jelikož imunitní systém člověka se brání každé částici, která do těla nepatří, je minimálně vhodné povrch fixátoru upravit tak, aby tělo nereagovalo agresivně na použité materiály [7]. Mnoho možností dnes přináší nanotechnologie, které alespoň do určité míry tento problém eliminují.

Ideální materiál by tak měl být zdravotně nezávadný, aby ho dobře snášelo lidské tělo, měl by mít vysokou pevnost a tuhost, nízkou hmotnost a měl by být RTG transparentní. Takový materiál však neexistuje a konstruktéři jsou vždy nuceni při výběru materiálu udělat jisté kompromisy jedné vlastnosti na úkor druhé.

Mezi dnes nejvíce používané materiály patří austenitická korozivzdorná ocel a titanové slitiny. Výhodou slitin titanu je vyšší mez pevnosti při zachování stejné hmotnosti v porovnání s austenitickou ocelí [7]. Jsou také prostupnější rentgenovému záření a velmi vysoce korozivzdorné. Bohužel mají zhruba poloviční modul pružnosti v tahu, proto pro dosažení stejné tuhosti jako u oceli je nutno zvětšování průřezů a tudíž se ve výsledku dosáhne zvýšení hmotnosti. Také cena je oproti oceli jeho slabinou.



Obrázek 44 - fixátor pod rentgenem [29]



Obrázek 45 - RTG transparentnost (shora: nerez ocel, hliník, kevlar) [29]

Následuje hliník, u něhož je však nutné užít povrchové úpravy k zamezení jeho oxidaci. Předností je nízká hmotnost.

Další materiály ke konstrukci fixátoru jsou slitiny kobaltu, které jsou dobře snášeny lidským tělem a mají vyšší pevnost a odolnost proti korozi v porovnání s korozivzdornými oceli [7].

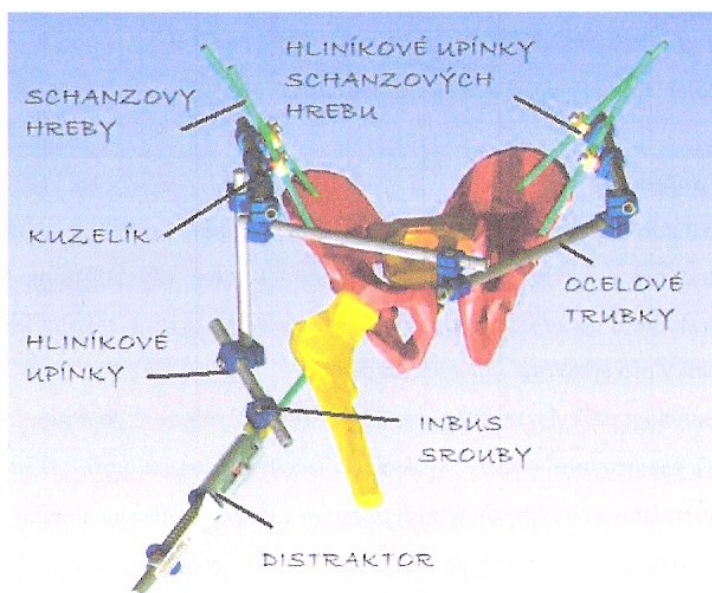
Dosti používané jsou také polymery. Jeden z nejpoužívanějších polymerů je polyuretan, jenž je pružný a má nízkou hustotu, která je přibližně sedmkrát menší než u oceli, což znamená, že je RTG transparentní. Je také dobře přijímán organismem. Mez kluzu je však jen 45 MPa [7].

Dále se pak využívají kevlarová vlákna, která vynikají svou pevností, jež je v porovnání s oceli 5x vyšší při zachování stejné hmotnosti. Je také RTG transparentní (viz obr. 45).

3.4 Konstrukce pánevního fixátoru

Pánevní fixátor obecně, se skládá z několika mechanických součástí. V oblasti pánve je fixátor připevněn Schanzovými šrouby (hřebky), na kterých jsou upevněny upínky spojující jednotlivé šrouby pomocí ocelových trubek (vnějších tyčí), jež tvoří konstrukci fixátoru. Schanzův šroub je rovněž zaveden do stehenní kosti v ose kyčelního kloubu, na který je napojen distraktor, umožňující efektivní povytažení zaražené kloubní hlavy v acetabulu. Jednotlivé

fixátory se dle konstrukčních řešení mohou lišit jak ve skladbě dílů, podle toho, jaká je jeho primární funkce, tak celkově jiným konstrukčním řešením ať už dílčích dílů, jako jsou upínky apod., nebo celkovým designem. Také použité materiály mohou být různé. Fixátor s distraktorem na obrázku 46 je originální řešení, které vzniklo ve spolupráci s VŠB-TUO a Fakultní nemocnici v Ostravě.



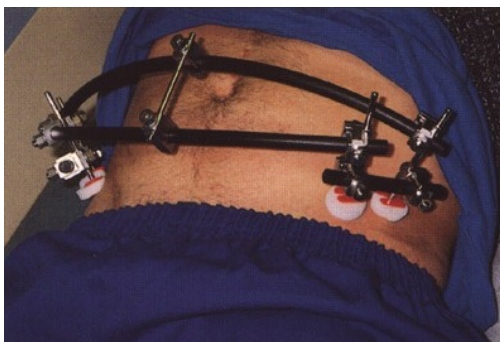
Obrázek 46 - pánevní fixátor s distraktorem [28]

4 Fáze a způsob léčby pomocí pánevního fixátoru

V případě diagnostiky pánevní nebo acetabulární fraktury, je na lékařích aby rozhodli jaká léčba je pro daného pacienta nejvhodnější. Rozhodnou-li se pro fixaci pánve s pomocí vnějšího pánevního fixátoru, pacient musí podstoupit operaci a následnou rehabilitaci.

4.1 Operace

Operace pánve a acetabula se nejčastěji provádí při celkové anestezii. Zavádění fixátorů má několik fází. Nejprve se zavede Schanzův šroub do stehenní kosti ve směru osy kyčelního kloubu. Poté se zlomenina acetabula dá přibližně do polohy, ve které by se měla hojit. Nyní se navrtají Schanzovy šrouby do kyčelních kostí pánve. Na šrouby se nasadí upínky a pomocí nich a vnějších tyčí se všechny pánevní Schanzovy šrouby spojí v pevnou konstrukci. Následuje spojení Schanzova šroubu ve stehenní kosti se zbytkem již spojené konstrukce fixátoru pomocí dalších tyčí. Možno je připevnit místo pevné tyče distraktor nebo kloub pomocí kloubové tyče, pokud je jim fixátor vybaven a léčba to vyžaduje. Z důvodů větší stability, může následovat další upevnění Schanzových šroubů do stehenní kosti a spojení s fixačním systémem, pokud to systém dovoluje a lékař se tak rozhodne. Pod rentgenovým zesilovačem se pak fraktura přesně napraví a fixátor dotáhne.[7]



Obrázek 47 – externí pánevní fixátor aplikovaný na pacientovi [49]

4.2 Pooperační péče a odstranění fixátoru

Den po zavedení fixačního systému se udělá rentgenový snímek [48]. Lékaři se dozví, zda je fixátor ve správné poloze a nedošlo k neočekávanému posunutí. Pakliže k posunu došlo je nutno provést nápravu. Další rentgenování se provede zhruba do dvou týdnů [7]. Je-li vše v pořádku, tak se po uvolnění kloubu provádí rehabilitace.

Odstranění fixátoru se provádí v šestém až desátém týdnu [48]. Doba závisí na tom, za jak dlouho zlomenina sroste a zda je dostatečně pevná na to aby fixátor mohl být odstraněn. Toto potvrdí rentgenové snímky. Vyjmutí se provádí opět operačně v celkové anestezii [48].

5 Popis jednotlivých konstrukčních řešení

Hlavním úkolem diplomové práce je analyzovat napěťové a deformační stavy jednotlivých konstrukčních řešení, které vzešly ze spolupráce mezi Fakultní nemocnici v Ostravě, VŠB-TUO, firmou Medin a.s. a Prospan s.r.o. V následujících kapitolách budou tato konstrukční řešení popsána. Z funkčního hlediska jsou jednotlivé návrhy podobné. Každý fixátor se skládá z Schanzových šroubů, tyčí tvořících vnější rám a z upínek. Nicméně každý návrh má svá specifika, o kterých je vhodné se zmínit a popsat tak rozdíly mezi jednotlivými konstrukcemi. Tato specifika jsou hlavně v konstrukčních řešeních upínek a volbě materiálů, který byl mimo jiné volen tak, aby jednotlivé součástky fixátorů byly pokud možno RTG transparentní.

Aby lékaři mohli fixační systémy dobře využívat, dodávají se fixátory v rozloženém stavu, jako sada obsahující několik tyčí v různých délkách (obvykle 200 až 300 mm) s několika Schanzovými šrouby rovněž v různých délkách a verzích tak, aby si lékař dovedl poskládat vlastní konfiguraci fixátoru a přizpůsobil ji co nejvíce anatomické potřebě pacienta.

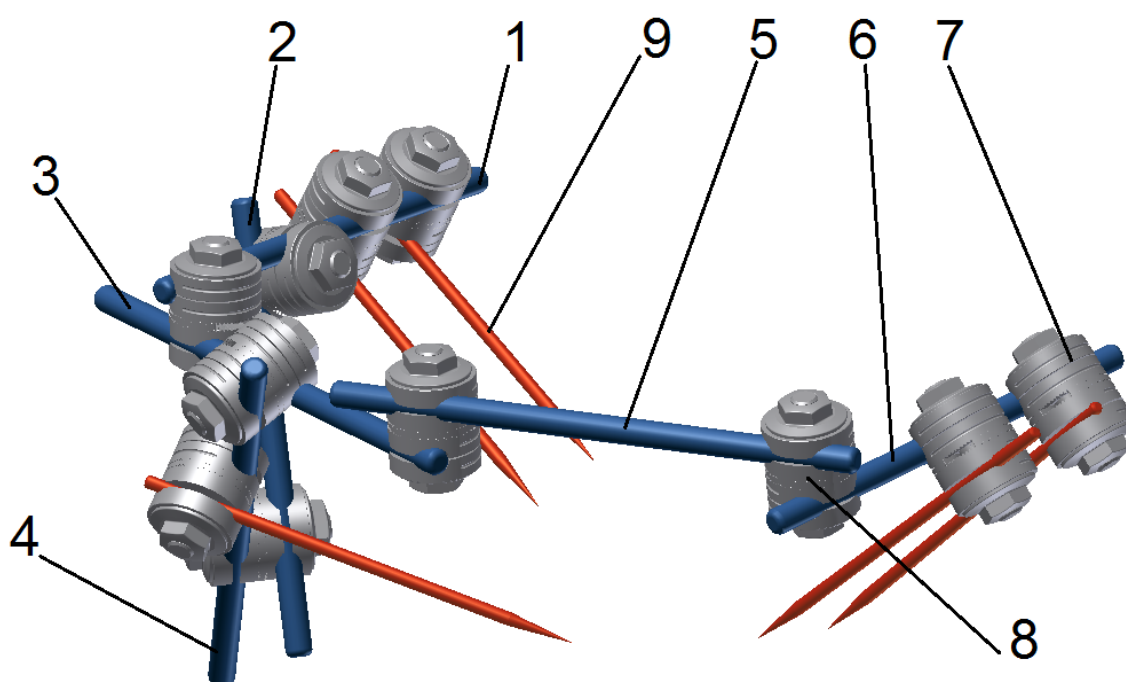
To znamená, že není možno sestavit univerzální pánevní fixátor do jedné polohy, která by řešila všechny pánevní a acetabulární zlomeniny. Proto bylo zvoleno sestavení jednotlivých konstrukčních řešení tak, aby si co možná nejvíce odpovídaly a byly shodné. Z důvodů rozdílných rozměrů hlavně upínek, ale taky i různých průměrů vnějších tyčí a různých způsobů uchycení mezi jednotlivými verzemi fixátorů, nebylo možné sestavit fixátory úplně stejně. Proto za hlavní kritérium, zda jsou fixátory sestaveny alespoň podobně, bylo určeno postavení Schanzových šroubů, u kterých bylo docíleno naprosté shody v jejich umístění ve všech třech konstrukčních návrzích. Toto kritérium shodnosti šroubů, tzn. stejného umístění, stejné hloubky, úhlu a sklonu zavrtání do kosti, považujeme za jedinou možnou variantu vzájemného posouzení toho, zda fixátory vyhovují tuhostně a pevnostně.

V této kapitole jsou v sestavách fixátorů červenou barvou zobrazeny Schanzovy šrouby, modrou tyče tvořící vnější konstrukci a šedou upínky, které vše spojují.

Ke všem třem analyzovaným konstrukčním řešením existuje podrobná výkresová dokumentace, nicméně bylo dohodnuto, že v zájmu uchování knowhow firem Medin a.s., Prospan s.r.o., Vysoké školy báňské - Technické univerzity Ostrava a Fakultní nemocnice Ostrava, jež se na projektu spolupodílejí, budou zveřejněny pouze výkresy sestavení jednotlivých konstrukčních řešení.

5.1 Konstrukční řešení č. 1A a 1B (Prospan s.r.o.)

Na obrázku 48 je zobrazen konstrukční návrh fixátoru s válcovými upínkami (verze 1A a 1B). Geometricky jsou obě verze naprosto shodné. Liší se pouze použitým materiálem u šroubů a matic v upínkách, kdy upínka verze 1B je celá vytvořena z materiálu PEEK, kdežto šrouby a matice upínky verze 1A jsou z nerez oceli. Verze 1B je tak v porovnání s verzí 1A lehčí a plně RTG transparentní. Fixátor je díky své konstrukci primárně určen pro dospělé osoby o hmotnosti do 120 Kg, nicméně je možno jej použít i při léčbě dětských pacientů. V tabulce 3 jsou u jednotlivých dílů zaznamenány základní rozměry a přiřazeny jednotlivé materiály. Výkresy sestavení těchto řešení jsou v přílohách A a B.

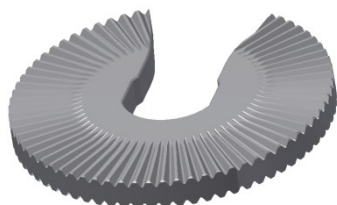


Obrázek 48 - první typ fixátoru

Tabulka 3 - základní rozměry a použité materiály

číslo	název	rozměr	materiál (verze 1A)	materiál (verze 1B)
1	vnější tyč 1	Φ12x200 mm	uhlíkové vlákno	uhlíkové vlákno
2	vnější tyč 2	Φ12x200 mm	uhlíkové vlákno	uhlíkové vlákno
3	vnější tyč 3	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno	uhlíkové vlákno
4	vnější tyč 4	Φ12x300 mm	uhlíkové vlákno	uhlíkové vlákno
5	vnější tyč 5	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno	uhlíkové vlákno
6	vnější tyč 6	Φ12x200 mm	uhlíkové vlákno	uhlíkové vlákno
7	Upínka Schanz-tyč (viz obr. 50)	výška 66 mm max. Φ40 mm	šrouby a matice- nerez ocel 17 350, zbytek PEEK	PEEK
8	Upínka tyč-tyč (viz obr. 50)	výška 66 mm max. Φ40 mm	šrouby a matice- nerez ocel 17 350, zbytek PEEK	PEEK
9	Schanzovy šrouby (vše stejné)(obr. 52)	Φ6x200 mm	nerez ocel 17 350	nerez ocel 17 350

Upínky jsou válcového tvaru, větších rozměrů v porovnání s ostatními konstrukcemi. Díky větším rozměrům upínek má fixátor větší tuhost, nicméně zabírají více místa. Jsou dvojího druhu. Jedny spojují Schanzovy šrouby a vnější tyče (upínka typu Schanz-tyč), druhé spojují dvakrát vnější tyč (upínka typu tyč-tyč). Skládají se z několika dílčích částí. Nosným prvkem obou druhů upínek je čep, který je po obou koncích opatřen závitě. Na

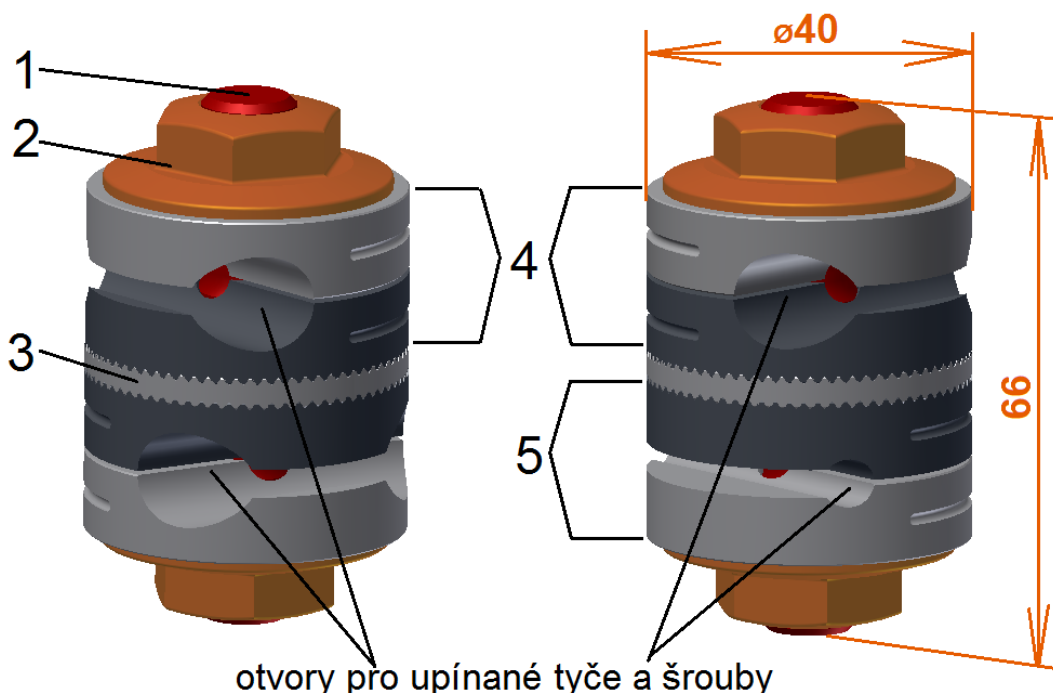


Obrázek 49 - středová destička s drážkovanou plochou

tento čep se nasunou v případě upínky typu tyč-tyč z každé strany dvoudílné svorky, které jsou z jedné strany opatřeny drážkovanou plochou a mezi tyto dvě dvoudílné svorky se vloží středová destička, která je z obou stran rovněž opatřena drážkovanou plochou (viz obr. 49). Tyto plochy do sebe vzájemně zapadají a brání součástkám prokluzu mezi sebou.

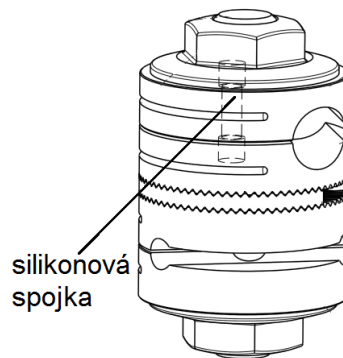
V případě svorky typu Schanz-tyč, se jedna dvoudílná svorka pro tyč nahradí dvoudílnou svorkou pro Schanzův šroub.

Takto složené upínky se pak utáhnou maticemi, které jsou na obou stranách čepu se závitě. Dojde k sevření Schanzových šroubů, resp. vnějších tyčí a zamezení jejich pohybů v axiálním a radiálním směru. Upínka typu tyč-tyč a upínka typu Schanz-tyč je zobrazena na obrázku 50.



Obrázek 50 - vlevo upínka typu tyč-tyč; vpravo upínka typu Schanz-tyč; 1-čep (1A-ocel, 1B-PEEK), 2-matice (1A-ocel, 1B-PEEK), 3-středová destička, 4-dvoudílná svorka pro tyč, 5-dvoudílná svorka pro Schanzův šroub

Uvnitř, v jednotlivých svorkách a jednotlivých dílech svorek (u obou typů upínek) je vyvrtaná napříč malá dírka, ve které je dána silikonová spojka (viz obr. 51). Tato spojka drží díly upínek pohromadě i při povolené matici. V případě, že lékař fixátor rozebírá a povolí matici, upínka se mu nerozpadne a nevypadne z ruky.



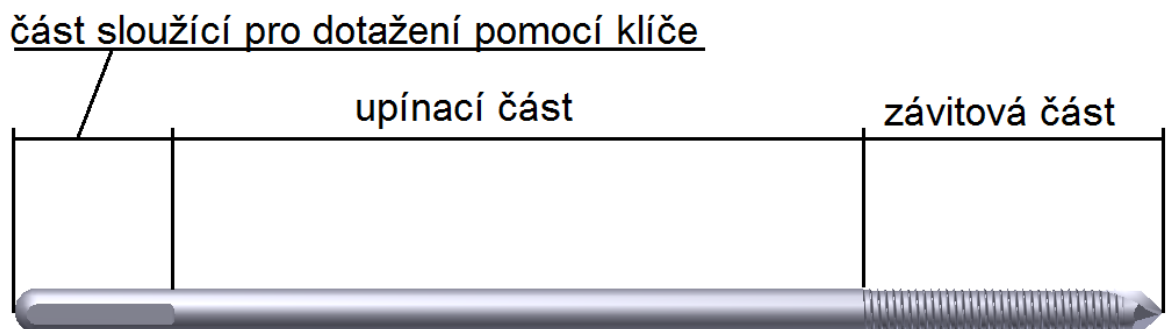
Obrázek 51 - umístění silikonové spojky

Vnější tyče jsou z uhlíkových vláken a existují v různých délkách a průměrech. Kromě těchto dvou parametrů, jejichž hodnoty je možno zjistit u popisu každé konstrukce fixátoru, se v ničem jiném neliší, proto jim nebude v dalších kapitolách, popisující zbylé dvě konstrukční řešení, dáván prostor.

V současné době firma Prospan nabízí variantu tohoto konstrukčního řešení pouze s vnějšími tyčemi o průměru 8 mm (pro děti o hmotnosti do 45 Kg). Verze s tyčemi o průměru 12 mm (kterou analyzujeme), tj. pro osoby o hmotnosti do 120 Kg, existuje zatím pouze jako prototyp.

Posledním nepopsaným dílem jsou Schanzovy šrouby. Šrouby jsou standardně vyráběny mnohými výrobci a na trhu běžně k dostání v celých paletách délek, průměrů, velikostí závrtných částí a typů závitů. Z konstrukčního hlediska je tak jediné omezení použití toho či onoho Schanzova šroubu ve fixátoru to, aby upínka, do které se šroub nasazuje, byla se šroubem kompatibilní. Musí mít tedy odpovídající průměr.

Na obrázku 52 je vyobrazen Schanzův šroub s popisem jeho jednotlivých částí. Závitová část slouží pro zavrtání do kosti, upínací část pro upnutí do upínky a poslední část slouží k uchycení klíče a k dotažení šroubu.

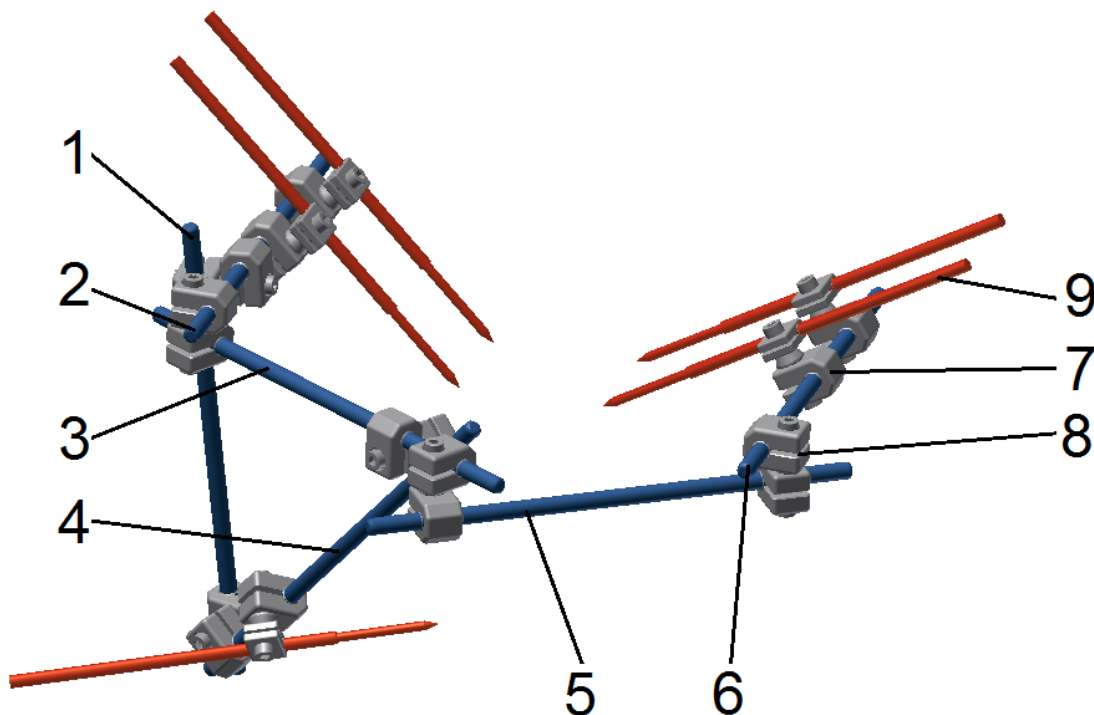


Obrázek 52 - Schanzův šroub

Vzhledem k tomu, že u všech třech konstrukčních návrhů fixátorů jsou použity šrouby stejného průměrů, délky a je to do jisté míry standardizovaná součást, tak se v dalších kapitolách popisujících konstrukce fixátorů, Schanzovými šrouby již zabývat nebudeme.

5.2 Konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO +FNO)

Druhý konstrukční návrh je zobrazen na obrázku 53. Tento fixátor je jako jediný tvořen vnějšími tyčemi o průměru 8 mm. Je tedy určen pro pacienty s tělesnou hmotností do 45 Kg, jako jsou děti apod. V tabulce 4 jsou zaznamenány základní délky použitých vnějších tyčí, rozměry upínek a druhy použitých materiálů, které jsou z velké části RTG transparentní. Výkres sestavení tohoto řešení je v příloze C.



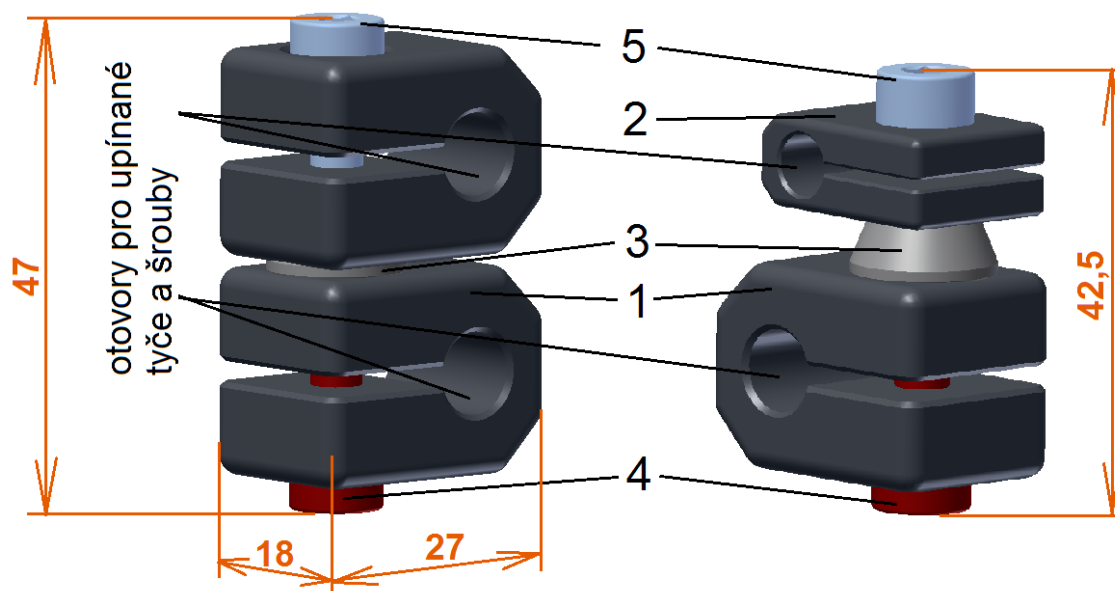
Obrázek 53 - druhý typ fixátoru

Tabulka 4 - základní rozměry a použité materiály

číslo	název	rozměr	materiál
1	vnější tyč 1	Φ8x230 mm	uhlíkové vlákno
2	vnější tyč 2	Φ8x200 mm	uhlíkové vlákno
3	vnější tyč 3	Φ8x230 mm	uhlíkové vlákno
4	vnější tyč 4	Φ8x250 mm	uhlíkové vlákno
5	vnější tyč 5	Φ8x230 mm	uhlíkové vlákno
6	vnější tyč 6	Φ8x200 mm	uhlíkové vlákno
7	Upínka Schanz-tyč (viz obr. 54)	max. VxŠxL* 42,5x18x27 mm	šrouby a matice (kuželové těleso)- nerez ocel 17 350 zbytek-titanová slitina
8	Upínka tyč-tyč (viz obr. 54)	max. VxŠxL* 47x18x27 mm	šrouby a matice (kuželové těleso)- nerez ocel 17 350 zbytek-titanová slitina
9	Schanzovy šrouby (všechny stejné) (viz obr. 52)	Φ6x200mm	nerez ocel 17 350

*maximální rozměry upínek, kdy jednotlivé svorky nejsou vůči sobě natočeny

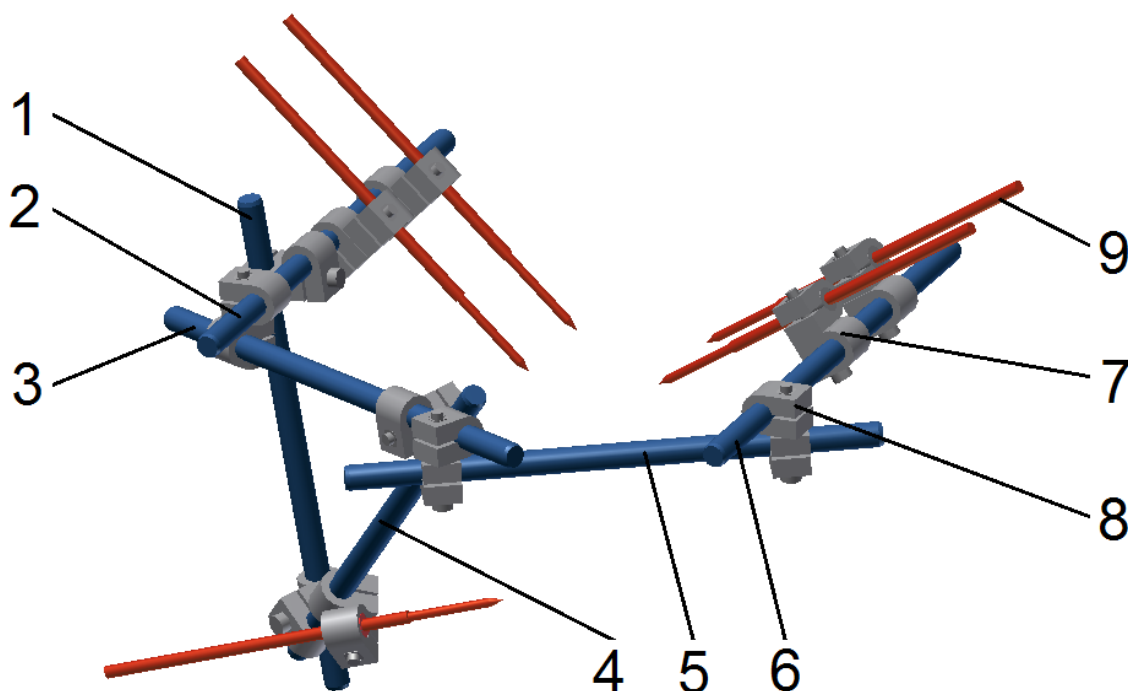
V porovnání s předchozí konstrukcí jsou upínky řešeny zcela jinak. Upínky se skládají ze dvou jednoduchých svorek tvaru „U“. V každé z těchto svorek je v jedné půli provrtán válcový otvor pro šroub a v druhé půli kuželový otvor pro kuželové těleso. Kuželové těleso je provrtáno dírou se závitem. Upínka je složena následovně. Mezi dvěma svorkami dány k sobě kuželovými otvory je umístěno kuželové těleso. Shora a zespod se svorkami prostrčí šrouby a zašroubují se do kuželového tělesa. Utažením se jednotlivé upínky sevrou, drží pohromadě a zamezí radiálnímu a axiálnímu pohybu Schanzových šroubů resp. vnějších tyčí. Rozdíl mezi upínkou typu Schanz-tyč, spojující Schanzův šroub a vnější tyč a upínkou typu tyč-tyč, spojující dvě vnější tyče je pouze v použití svorek. Upínka typu tyč-tyč se skládá ze dvou stejných větších svorek kompatibilních s vnějšími tyčemi, kdežto upínka typu Schanz-tyč, se skládá z jedné větší svorky a jedné menší svorky, která je kompatibilní se Schanzovým šroubem. Oba druhy upínek ilustruje obrázek 54.



Obrázek 54 - vlevo upínka typu tyč-tyč; vpravo upínka typu Schanz-tyč; 1-větší svorka, 2-menší svorka, 3-kuželové těleso(matice), 4 a 5 šrouby (všechny stejné)

5.3 Konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

Třetí konstrukční řešení primárně uvažuje použití na dospělých pacientech o hmotnosti do 120 Kg, nicméně použití u dětských pacientů je také možné. Proto nosnými prvky, stejně jako u řešení č. 1, jsou vnější tyče o průměru 12 mm. Délky těchto tyčí použitých v dané konfiguraci a některé rozměry ostatních komponent lze vyčíst z obrázku 55 a tabulky 5. Tato tabulka rovněž zaznamenává druhy použitých materiálů jednotlivých součástí, které jsou z velké části RTG transparentní. Výkres sestavení tohoto řešení je v příloze D.



Obrázek 55 - třetí konstrukční návrh

Tabulka 5 - základní rozměry a použitý materiál

číslo	název	rozměr	materiál
1	vnější tyč 1	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno
2	vnější tyč 2	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno
3	vnější tyč 3	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno
4	vnější tyč 4	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno
5	vnější tyč 5	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno
6	vnější tyč 6	Φ12x250 mm	uhlíkové vlákno
7	Upínka Schanz-tyč (viz obr. 56)	max VxŠxL* 48x20,5x31,5 mm	šrouby a matice- nerez ocel 17 350 zbytek-PEEK
8	Upínka tyč-tyč (viz obr. 58)	max VxŠxL* 48x18x31,5 mm	šrouby a matice- nerez ocel 17 350 zbytek-PEEK
9	Schanzovy šrouby (všechny stejné) (viz obr. 52)	Φ6x200 mm	nerez ocel 17 350

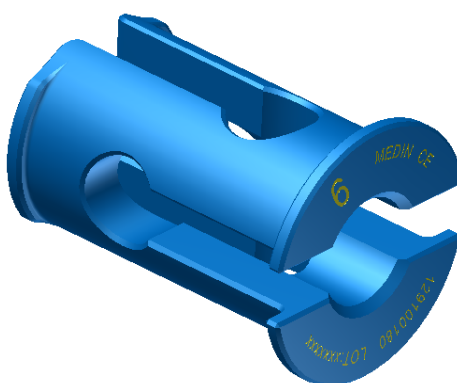
*maximální rozměry upínek, kdy jednotlivé svorky nejsou vůči sobě natočeny

Upínky (obr. 56) jsou ze všech třech řešení konstrukčně nejjednodušší. Skládají se opět ze dvou svorek tvaru „U“ jako v předchozím řešení. Jak v horní tak ve spodní upínce jsou skrz provrtané díry, kterými se prostrčí šroub. Na straně upínky, v místě, kde konec šroubu vylézá z upínky, je navíc vyfrézován otvor pro umístění čtvercové matice. Matice se vloží do vyfrézovaného místa a šroub upínky se dotáhne. Celá konstrukce tak drží pohromadě a zamezuje v pohybu upínaným tyčím.

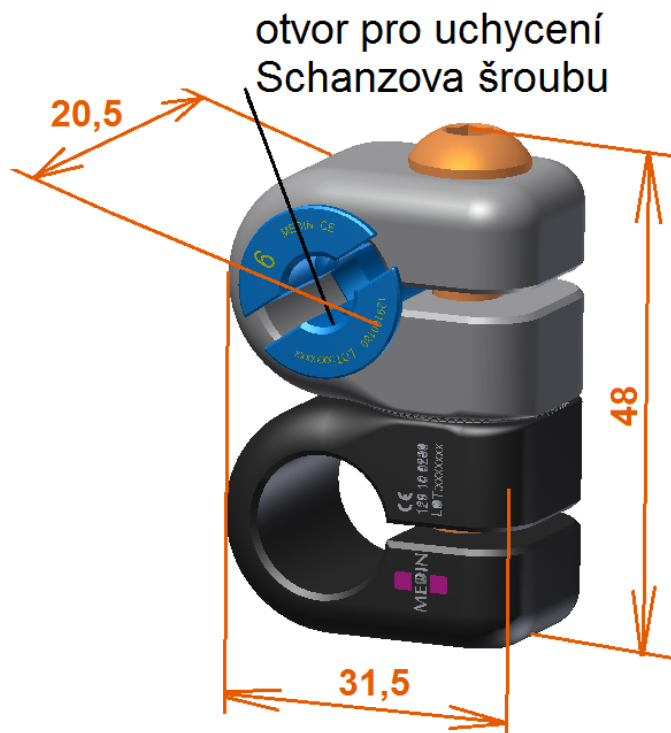
Originálně je řešeno uchycení Schanzových šroubů, kdy se používá stejná svorka jako pro vnější tyče, do které se vloží pružný člen (obr. 57) redukující její otvor tak, aby byl kompatibilní s menším průměrem šroubu. Celá sestava upínky s redukční vložkou je na obrázku 58.



Obrázek 56 - upínka typu tyč-tyč; 1-šroub, 2-svorka 1, 3-svorka 2, 4-čtvercová matice



Obrázek 57 - redukční vložka



Obrázek 58 - upínka s redukční vložkou

6 Vlastnosti použitých materiálů

Tato kapitola se zabývá pouze vlastnostmi použitých materiálů. Jejich přiřazení k jednotlivým součástem jsou napsány v předchozích kapitolách v tabulkách 3, 4 a 5.

Mezi nejčastěji používaný materiál, který je použit ve všech konstrukcích jsou uhlíková vlákna. Jsou to dlouhé a tenké prameny o průměru 5–8 μm složené převážně z atomů uhlíku, které jsou spojené dohromady v mikroskopické krystaly, orientované paralelně k dlouhé ose vlákna [44]. Takto orientované krystalové uspořádání zajišťuje vláknu enormní pevnost a zároveň nízkou hustotu. Tyto vlastnosti předurčují vlákna k využití v mnoha technických oblastech. Uhlíkové tyče, či desky tvořeny pletenci tisíců vláken pak tvoří základ mechanických dílců bicyklů, aut či letadel. U fixátorů je výhodné použít uhlíkové vlákno jednak z důvodu vysoké pevnosti a jednak z důvodu nízké hustoty, neboť vnější tyče fixátorů, které jsou z tohoto materiálu tvořeny, nezastiňují na rentgenovaném snímku kost jako by to bylo v případě ocelových tyčí. Mechanické vlastnosti uhlíkového vlákna použitého ve zkoumaných konstrukcích jsou v tabulce 6.

Další materiál vyskytující se u všech třech typů fixátorů je korozivzdorná ocel. Díky tomu, že nerezaví a je inertní vůči lidské tkáni, je použita mimo jiné i u Schanzových šroubů, tedy u součástí, které s lidskou tkání přímo přicházejí do kontaktu. Nerezová ocel je tvořena vysokým procentem legur (Cr, Ni, Mo, a dalších), které zapříčiňují, že na

povrchu oceli se vytvoří pasivní ochranná vrstvička, která ji chrání před chemickou a elektrochemickou korozi. Ve všech řešených konstrukcích jsou použity Schanzovy šrouby, vyrobeny z tvářené oceli 17 350 (X2CrNiMo18-14-3), která se běžně pro tyto aplikace používá. Mechanické vlastnosti této oceli jsou uvedeny v tabulce 7.

Tabulka 6 - mechanické vlastnosti uhlíkového vlákna

Uhlíkové vlákno		
Název	Označení	Hodnota
Hustota:	ρ	1700 Kg. m ⁻³
Modul pružnosti v tahu:	E	95000 MPa
Modul pružnosti ve smyku:	G	36000 MPa
Poissonovo číslo:	μ	0,32
Mez pevnost:	R _m	890 MPa
Mez kluzu:	R _e	200 MPa

Tabulka 7 - mechanické vlastnosti korozivzdorné oceli 17 350 (X2CrNiMo18-14-3)

Korozivzdorná ocel 17 350 (X2CrNiMo18-14-3)		
Název	Označení	Hodnota
Hustota:	ρ	8000 Kg. m ⁻³
Modul pružnosti v tahu:	E	200000 MPa
Modul pružnosti ve smyku:	G	77500 MPa
Poissonovo číslo:	μ	0,29
Mez pevnosti	R _m	860-1100 MPa
Mez kluzu	R _e	min. 690 MPa

Další, v některých svorkách používaný materiál je slitina titanu Ti6Al4V, která patří z titanových slitin k nejvíce používaným. Titan je tvrdý a velice odolný kov vůči korozi, který je poměrně hojně zastoupen v zemské kůře [45]. Jako čistý kov by mohl mít široké zastoupení v mnoha sférách technické praxe, nicméně jemu masivnějšímu rozšíření brání poměrně drahá výroba [45]. V současné době se tak používá hlavně jako složka slitin a protikorozních ochranných vrstev [45]. Slitiny titanu si zachovávají při extrémních teplotách vysokou pevnost v tahu a tuhost [7]. Chemické složení slitiny Ti6Al4V je přibližně 89,5% titanu, 6% hliníku, 4% vanadu a 0,25% železa [7]. Mechanické vlastnosti jsou uvedeny v tabulce 8.

Tabulka 8 - mechanické vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V

Slitina titanu Ti6Al4V		
Název	Označení	Hodnota
Hustota:	ρ	4220 Kg. m ⁻³
Modul pružnosti v tahu:	E	110000 MPa
Modul pružnosti ve smyku:	G	42000 MPa
Poissonovo číslo:	μ	0,33
Mez pevnosti:	R _m	950 - 1170 MPa
Mez kluzu:	R _{p02}	780 MPa

Posledním materiálem používaných v konstrukcích je polyetheretherketon, tzv. PEEK. Je to polymerní látka vynikající svými mechanickými vlastnostmi. Přibližně od osmdesátých let je proto používána ve strojírenství a elektrotechnice [46]. V roce 1998 byla díky svým přednostem jako je nízká hustota, vysoká odolnost vůči creepu, otěruvzdornosti, dobrým tahovým a ohybovým vlastnostem, biokompatibilitě a odolnosti proti ionizujícímu záření znovuobjevena pro biomechanické aplikace. Pomalu se tak začíná používat jako materiál páteřních implantátů, kloubních náhrad či v traumatologii [46]. Každý materiál PEEK se dá vyztužit skleněnými či uhlíkovými vlákny a jeho vlastnosti tak ještě vylepšit. Vlastnosti použitého materiálu jsou uvedeny v tabulce 9.

Tabulka 9 - mechanické vlastnosti PEEKu

polyetheretherketon-PEEK		
Název	Označení	Hodnota
Hustota:	ρ	1320 Kg. m ⁻³
Modul pružnosti v tahu:	E	14000 MPa
Poissonovo číslo:	μ	0,4
Mez pevnosti	R _m	208 MPa
Mez kluzu	R _e	100 MPa

7 Numerický výpočet

Kapitola se zabývá výpočty jednotlivých variant pánevních fixátorů pomocí metody konečných prvků (MKP). K výpočtu je použit program Ansys Workbench 14.5.7.

Následující podkapitoly se nejprve zabývají krátkým popisem metody konečných prvků, dále pak jsou rozebrána použitá zjednodušení v geometriích u jednotlivých modelů popsanych v předchozích kapitolách, poté jsou popsány použité okrajové podmínky a mechanické kontakty, následuje popis numerické sítě a řešení s výsledky.

7.1 Historie a princip metody konečných prvků – MKP

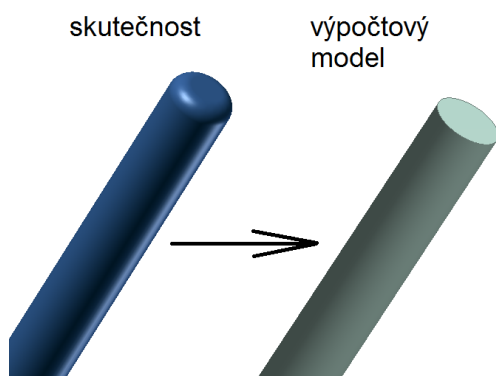
Na základě teorie pružnosti byly v minulosti odvozeny analytické vzorce pro základní tvary těles a základní způsoby namáhání, kterými lze určit posuvy a napětí. Tyto vzorce však mají svoje limity použití, protože se stoprocentní platnosti platí jen v případech, pro které byl přesně vzorec odvozen. V ostatních, složitějších případech je nutno brát v úvahu buď jisté zjednodušení řešeného problému, provést experiment nebo použít metodu konečných prvků.

Počátky metody konečných prvků sahají do čtyřicátých let minulého století. Opravdový vývoj však začal až v letech padesátých. Na konci šedesátých let pak byl vyvinut americkou NASA první software pracující na principu metody konečných prvků. Z důvodů výpočtové náročnosti se však metoda konečných prvků uchytila v civilním inženýrství až v devadesátých letech, kdy byl zaznamenán raketový nástup počítačů.

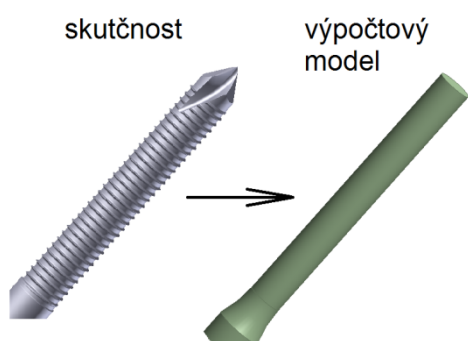
Dnes metodu využívá spousta komerčních softwarů a stala se multifyzikálním nástrojem, který umožňuje řešit složité problémy, kde klasické analytické vzorce nestačí. Dokáže tak simulovat průběhy napětí, deformací, vlastních frekvencí, proudění tepla, úlohy z elektromagnetismu apod.

Metoda spočívá v diskretizaci řešeného problému na konečné prvky, respektive uzlové body. V oblasti pružnosti těles, se v principu pro každý uzlový bod uvažuje funkce posuvů ve všech směrech. Funkce posuvů se nahradí polynomy a poté se zavedou okrajové podmínky. Následně se řeší soustava rovnic. Po jejím vyřešení se vypočtou deformace a z nich napětí nad jednotlivými elementy.

7.2 Zjednodušení geometrického modelu



Obrázek 59 - zjednodušení vnějších tyčí



Obrázek 60 - zjednodušení Schanzových šroubů

Závitů u Schanzových šroubů a jejich nahrazení válcovou plochou středního průměru, stejně jako odstranění jejich špičky na konci, je na obrázku 60. Obdobně byly odstraněny závitů u šroubů a matic, které jsou součástí upínek.

V prvním konstrukčním řešení pak bylo u obou typů upínek kromě odstranění různých zkosů a zaoblení, odstraněno také drážkování středové destičky a svorek a nahrazeno plochou (viz obr. 61 a 62).

V druhém konstrukčním řešení jsou rovněž odstraněny zkosy, zaoblení a navíc je ve hlavě šroubu odstraněna šestihránná díra pro utahnutí imbusovým klíčem (viz obr. 63 a 64).

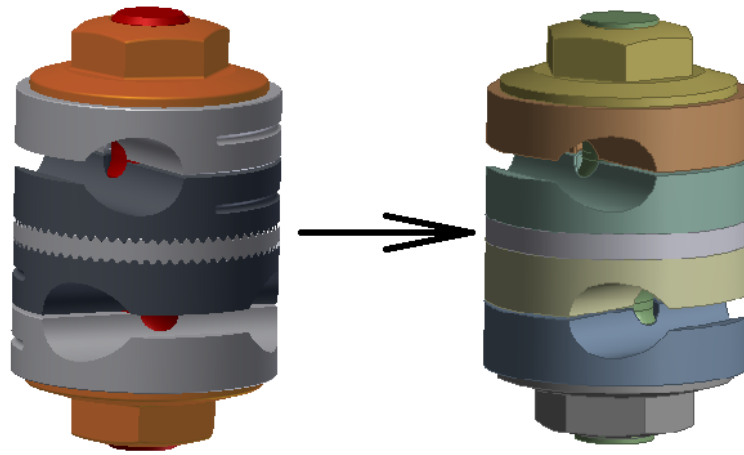
Podobným způsobem byly upraveny upínky třetího konstrukčního řešení. U upínek typu Schanz-tyč byl pružný člen nahrazen válcem s dírou (viz obr. 65 a 66).

Z výpočtového hlediska není zapotřebí uvažovat ve výpočtech všechny konstrukční detaily, jež jsou v jednotlivých geometrických modelech zahrnuty. Z konstrukcí tak jsou odstraněna některá zaoblení a zkosení, která by jinak zhoršovala kvalitu konečnoprvkové sítě a v konečném důsledku zvyšovala výpočtový čas z důvodu zvýšení počtu konečných prvků, které by byly pro detailní model k vysíťování zapotřebí. Vzhledem k tomu, že výpočet závitů sestavy šroub-matice se v MKP výpočtech provádí jen velice stěží, v takto komplexním modelu, kde je hned několik dvojic matic a šroubů, výpočty závitů rovněž jejich odstraněním z geometrie a nahrazením válcovou plochou středního průměru zanedbáváme.

U všech modelů byla odstraněna zaoblení na konci vnějších tyčí, viz obr. 59. Odstranění

skutečnost

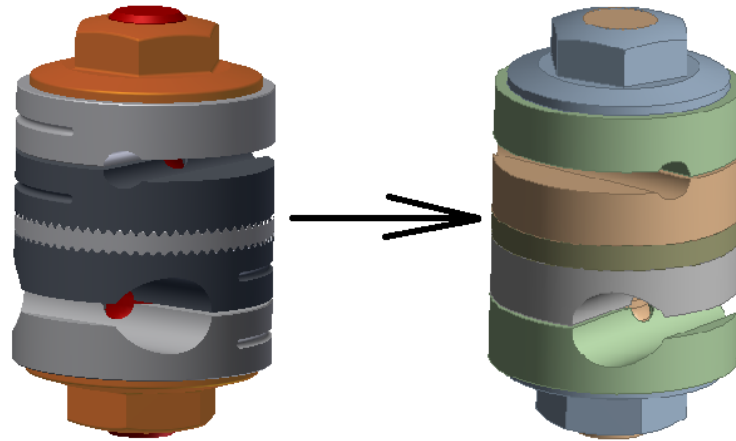
výpočtový model



Obrázek 61 - zjednodušení upínky typu tyč-tyč (konstrukce č. 1A a 1B – Prospan s.r.o.)

skutečnost

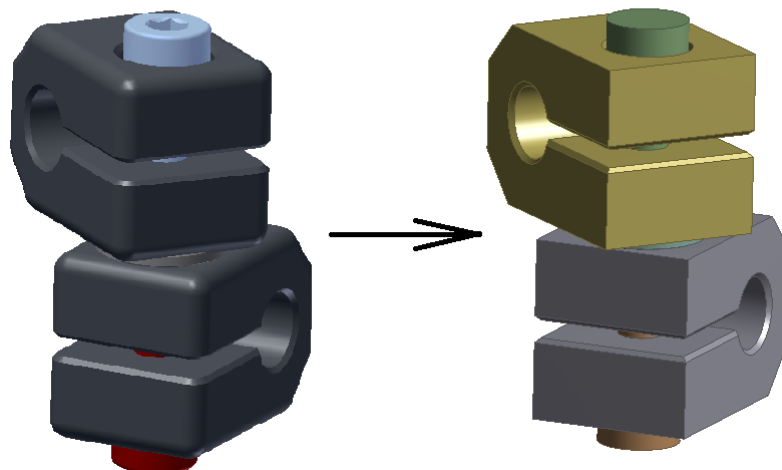
výpočtový model



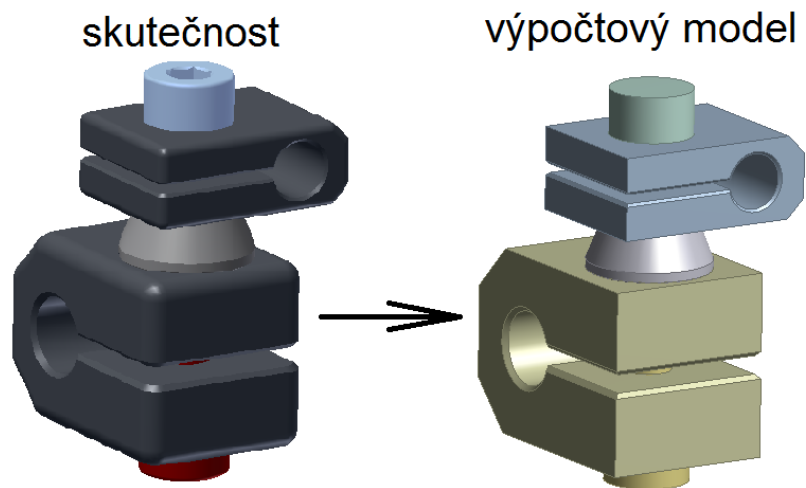
Obrázek 62 - zjednodušení upínky typu Schanz-tyč (konstrukce č. 1A a 1B – Prospan s.r.o.)

skutečnost

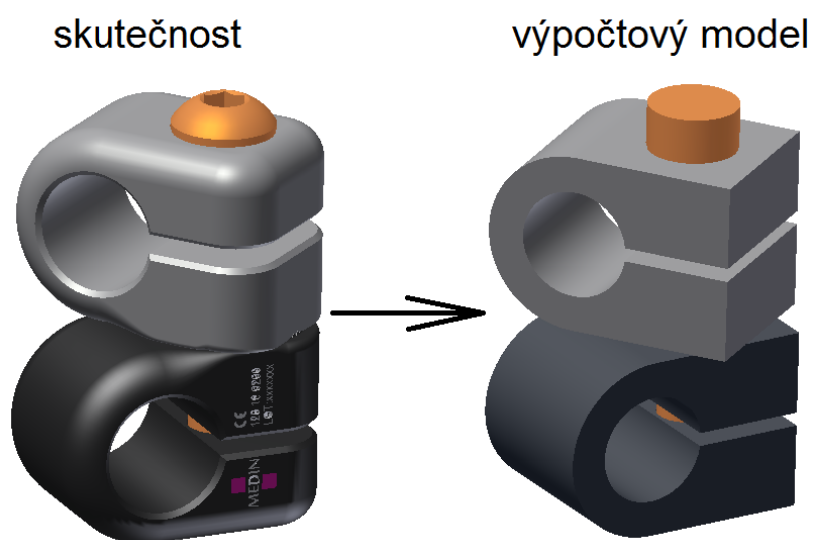
výpočtový model



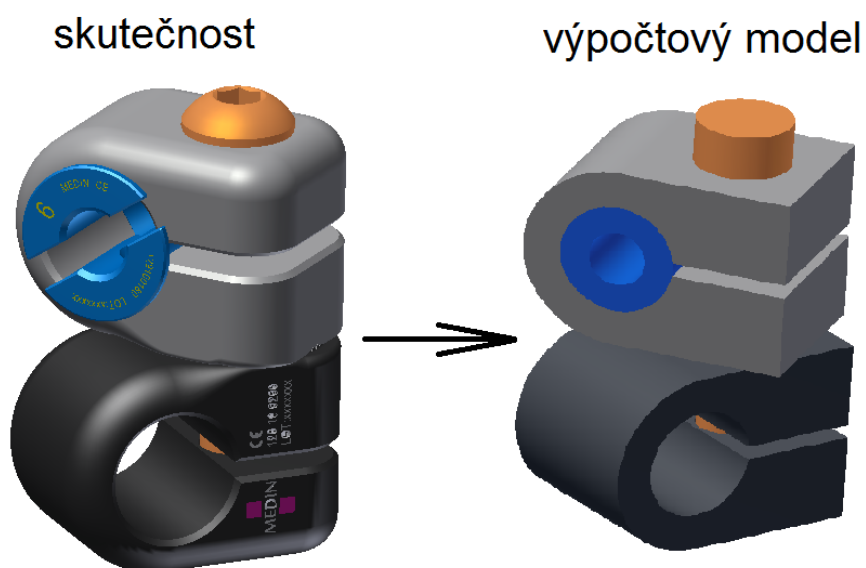
Obrázek 63 - zjednodušení upínky typu tyč-tyč (konstrukce č. 2 – VŠB-TUO+FNO)



Obrázek 64 - zjednodušení upínky typu Schanz-tyč (konstrukce č. 2 - VŠB-TUO+FNO)



Obrázek 65 - zjednodušení upínky typu tyč-tyč (konstrukce č. 3 – Medin a.s.)

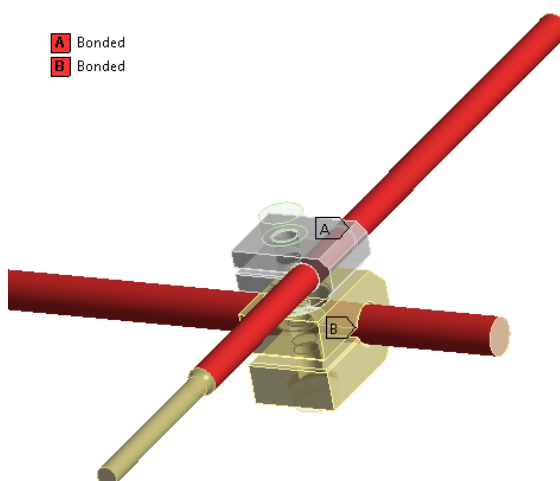


Obrázek 66 - zjednodušení upínky typu Schanz-tyč (konstrukce č. 3 – Medin a.s.)

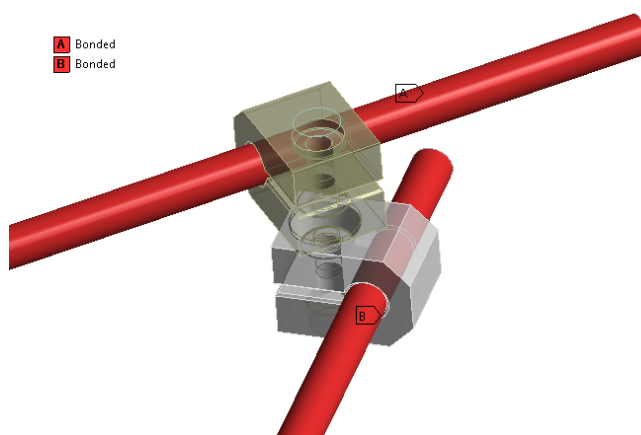
7.3 Mechanické kontakty

Mechanické kontakty slouží k definování styčných ploch jednotlivých součástí sestavy. Tyto styčné plochy tvoří hranici posunutí jednoho tělesa vůči druhému. Ansys Workbench rozlišuje tři základní druhy kontaktu a to: se třením (frictional), bez tření (frictionless) a tzv. slepený kontakt (bonded). Kontakt se třením představuje stav, kdy se jedno těleso šoupe po druhém s určitým koeficientem tření. Zanedbává-li se u těchto dvou, po sobě se posouvajících tělesech tření pak tomuto stavu odpovídá kontakt bez tření. Slepený kontakt si lze nejjednodušeji představit jako lepidlem dvě pevně slepená tělesa. Dá se říct, že koeficient tření u tohoto kontaktu se blíží k nekonečnu. Kromě těchto tří základních kontaktů, rozlišuje Workbench ještě další tři, avšak méně používané kontakty.

Ve vyšetřovaných konstrukčních řešeních byly použity kontakty typu bonded, které považujeme za přijatelné zjednodušení oproti realitě, zabraňující součástem vzájemně se pohybovat vůči sobě. Kontakty byly aplikovány na všechna tělesa, která se vůči sobě nepohybují a dotýkají se. V každém ze všech vyšetřovaných řešení tak byly použity kontaktní trojice Schanzův šroub-upínka-vnější tyč (obr. 67) a vnější tyč-upínka-vnější tyč (obr. 68).



Obrázek 67 - kontaktní trojice Schanzův šroub-upínka-vnější tyč

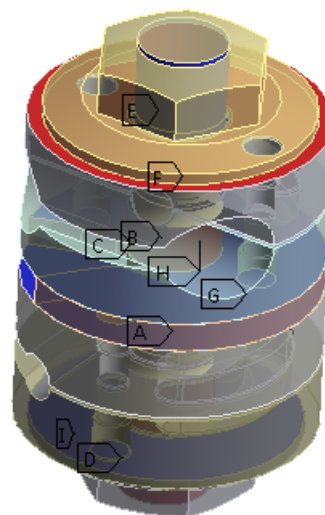


Obrázek 68 - kontaktní trojice vnější tyč-upínka-vnější tyč

Kontaktních trojic je v každém typu fixátoru jedenáct. Tyto kontaktní trojice jsou naprosto obdobné s ostatními řešenými konstrukcemi, proto je zde ilustrována pouze jedna konstrukční verze.

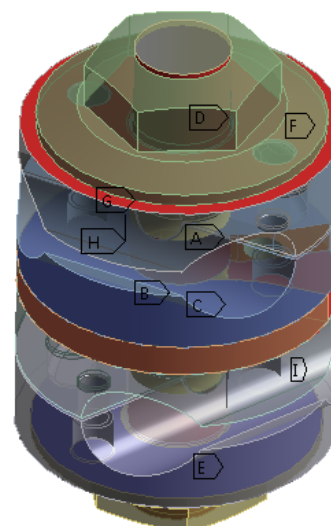
Kromě těchto kontaktů mezi tyčemi, Schanzovými šrouby a upínkami se ještě dotýkají jednotlivé části upínek. Mechanické kontakty upínek prvního konstrukčního řešení jsou na obrázku 69 a 70. Obrázky 71 a 72 zobrazují upínky konstrukčního řešení č. 2 a upínky třetího konstrukčního řešení ilustrují obrázky 73 a 74.

- A** Bonded
- B** Bonded
- C** Bonded
- D** Bonded
- E** Bonded
- F** Bonded
- G** Bonded
- H** Bonded
- I** Bonded



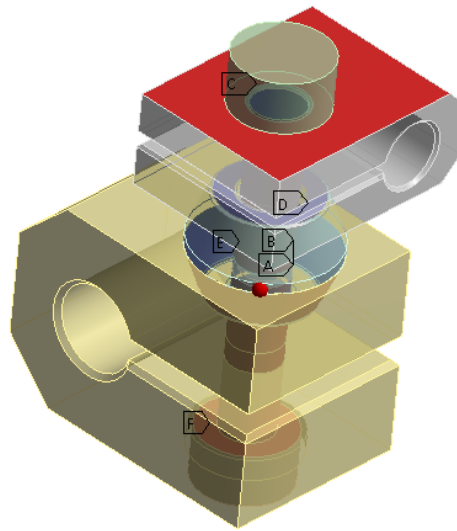
Obrázek 69 - kontakty v upínce typu Schanz-vnější tyč (konstrukce č. 1A a 1B – Prospan s.r.o.)

- A** Bonded
- B** Bonded
- C** Bonded
- D** Bonded
- E** Bonded
- F** Bonded
- G** Bonded
- H** Bonded
- I** Bonded



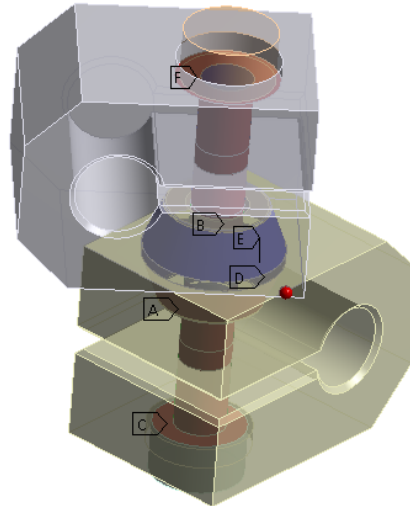
Obrázek 70 - kontakty v upínce typu vnější tyč-vnější tyč (konstrukce č. 1A a 1B – Prospan s.r.o.)

- A** Bonded
- B** Bonded
- C** Bonded
- D** Bonded
- E** Bonded
- F** Bonded



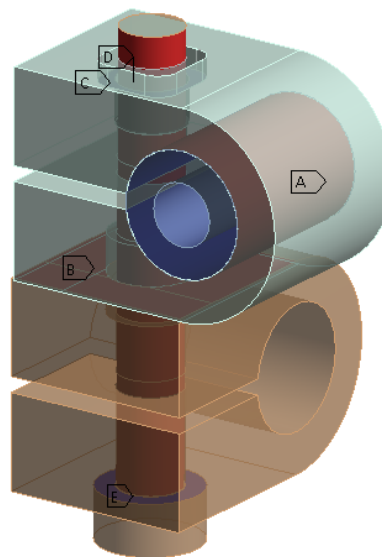
Obrázek 71 - kontakty v upínce typu Schanz-vnější tyč (konstrukce č. 2 – VŠB-TUO+FNO)

- A** Bonded
- B** Bonded
- C** Bonded
- D** Bonded
- E** Bonded
- F** Bonded



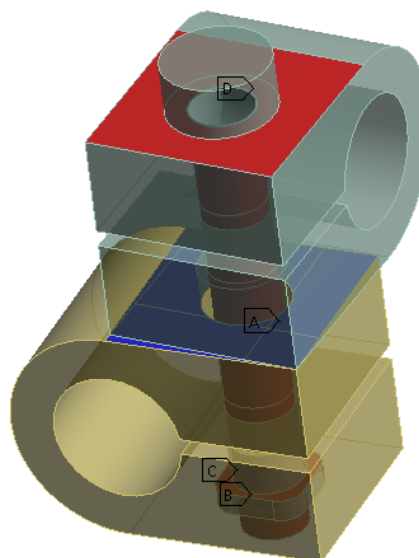
Obrázek 72 - kontakty v upínce typu vnější tyč-vnější tyč (konstrukce č. 2 – VŠB-TUO+FNO)

- A** Bonded
- B** Bonded
- C** Bonded
- D** Bonded
- E** Bonded



Obrázek 73- kontakty v upínce typu Schanz-vnější tyč (konstrukce č. 3 – Medin a.s.)

- A** Bonded
- B** Bonded
- C** Bonded
- D** Bonded

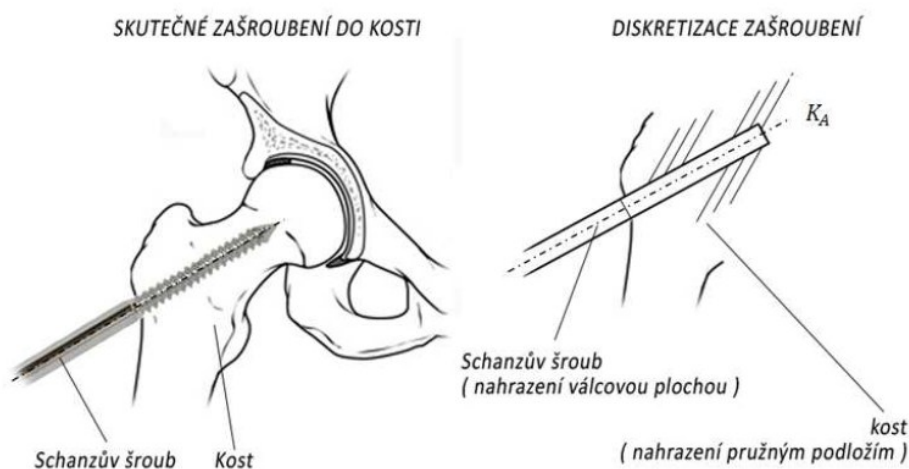


Obrázek 74- kontakty v upínce typu vnější tyč-vnější tyč (konstrukce č. 3 – Medin a.s.)

7.4 Okrajové podmínky

Díky podobné konstrukci všech tří analyzovaných konstrukčních řešení jsou okrajové podmínky u všech třech případů shodné nebo obdobné, proto je v této kapitole ilustrováno pouze jedno konstrukční řešení, ostatní jsou pak naprosto analogická.

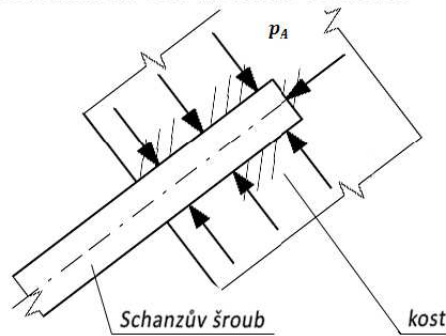
První okrajová podmínka se týká uchycení Schanzových šroubů. Šrouby jsou v lidském těle zavrtány do kostí. Vzhledem k tomu, že lidská kost se chová jako anizotropní a nehomogenní materiál, je toto spojení jen velmi těžce matematicky popsatelné. Proto bylo uvažováno určité zjednodušení ve formě aplikace pružného podloží na zavrtané části Schanzových šroubů, jehož závity jsou nahrazeny válcovou plochou. Tento stav není zcela reálný, ale máme za to, že poměrně věrně napodobuje chování zavrtaného šroubu v lidské kosti. Nahrazení lze vidět na obrázku 75.



Obrázek 75 - nahrazení zašroubení Schanzova šroubu pružným podložím [7]

Pružné podloží si lze představit jako spojitě rozloženou pružinu po zavrtané válcové části šroubu. Je to vlastně nosník ležící na pružném podkladu. Takovýto nosník je z hlediska statiky staticky neurčitý. Pružným podkladem může být dle různých technických aplikací zemina, pryž, nebo třeba v tomto případě kost. Jednotlivé pružné podklady se od sebe liší tzv. modulem pružného podloží. Tento modul lze zjistit experimentálně vtačováním nosníku do podkladu, kdy se měří jeho průhyb a následně se použije výpočet, jež je popsán v obrázku 76.

TEORETICKÝ VÝPOČET PRUŽNÉHO PODKLADU



$$p_A = K_A \cdot v_A$$

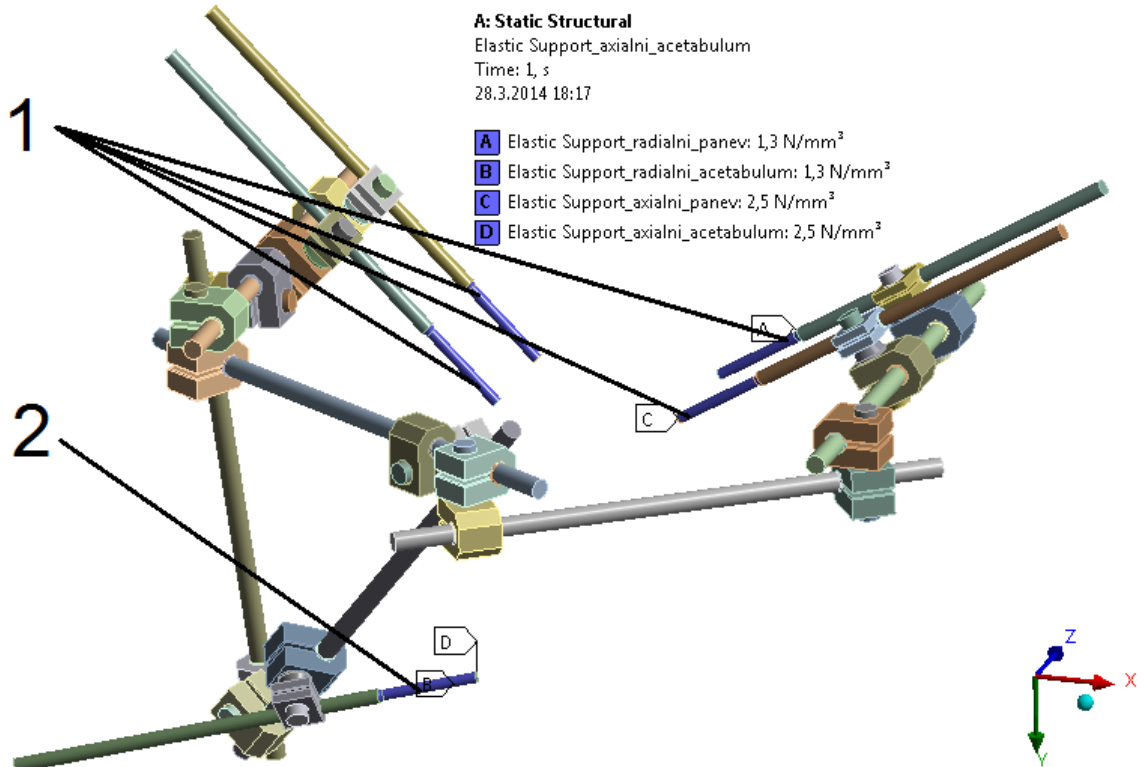
$p_A [Pa]$ Stykový tlak v podloží (kosti)

$v_A [m]$ průhyb v pružném podloží (kosti)

$K_A [N \cdot m^{-3}]$ Modul pružného podloží (kosti)

Obrázek 76 - výpočet pružného podkladu [7]

Vzhledem k tomu, že teorie nosníků na pružném podkladu se využívá v mnoha technických profesích, zvláště pak ve stavebnictví, je pro mnoho druhů podloží modul znám. V našem případě jsou použité hodnoty uvedené v tabulce 10. Na obrázku 77 jsou pak vyznačena jednotlivá pružná uložení.



Obrázek 77 - pružná uložení; 1-pružné uložení pánevního Schanzova šroubu, 2-pružné uložení acetabulárního Schanzova šroubu

Tabulka 10 - hodnoty modulu pružného uložení K_A

	K_A [N.mm ⁻³]	
	axiální směr	radiální směr
Schanzové šrouby v pánvi (viz obr. 77)	2,5	1,3
Schanzův šrouby v acetabulu (viz obr. 77)	2,5	1,3

Dále pak byly uvažovány silové okrajové podmínky, které vycházejí z extrémního zatížení fixátoru. Tyto okrajové podmínky jsou dvojího druhu.

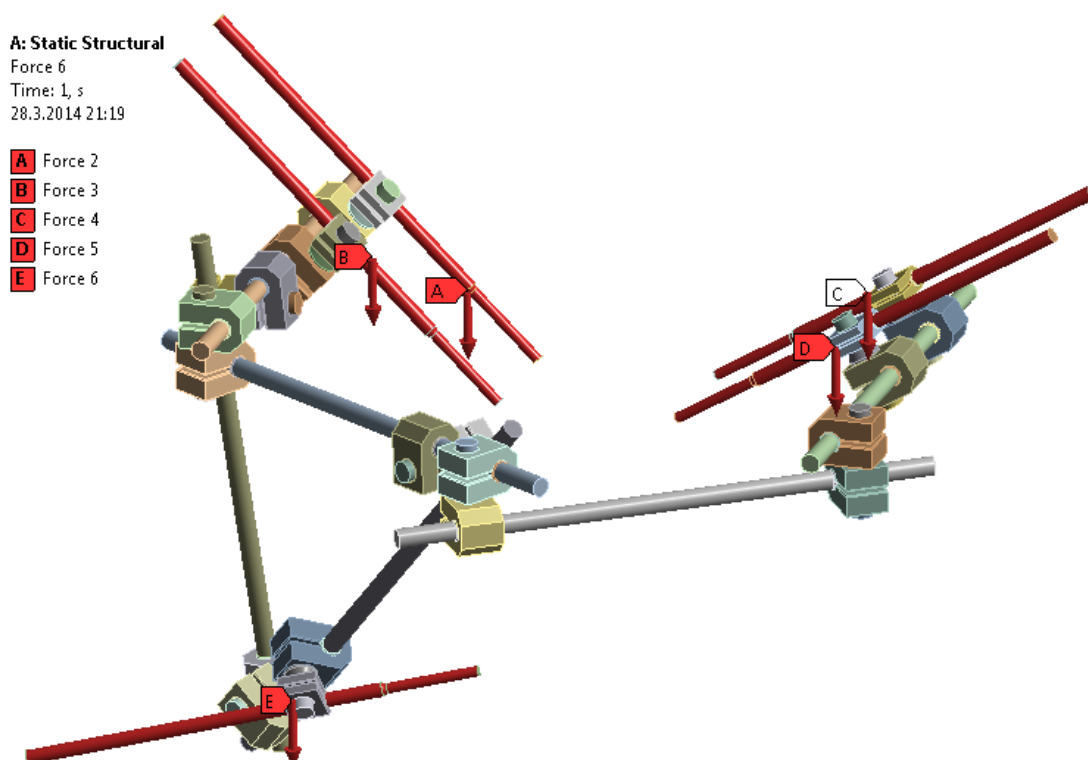
První jsou vyvozeny hmotnosti člověka a byly zavedeny do všech Schanzových šroubů ve směru jejich předpokládaného působení. Velikosti těchto sil byly vypočítány pomocí úvahy, že na zatížení fixátoru se podílí vzhledem k jeho umístění v pánevní oblasti pouze horní polovina těla bez dolních končetin, tedy asi 75% celkové hmotnosti. Dále je předpokládáno, že pacient při aplikovaném fixátoru na svém těle bude pouze ležet nebo se ve výjimečných případech, za pomoci berlí postaví na chodidla, bude však na ně přenášet minimum svoji váhy. Toto je ošetřeno snížením zatížení fixátoru o 60%. Proto celková uvažovaná hmotnost m_f působící na fixátor se vypočítala následovně:

$$m_f = m_{\text{člověka}} \cdot 0,75 \cdot 0,6 \quad (1)$$

A z toho síla:

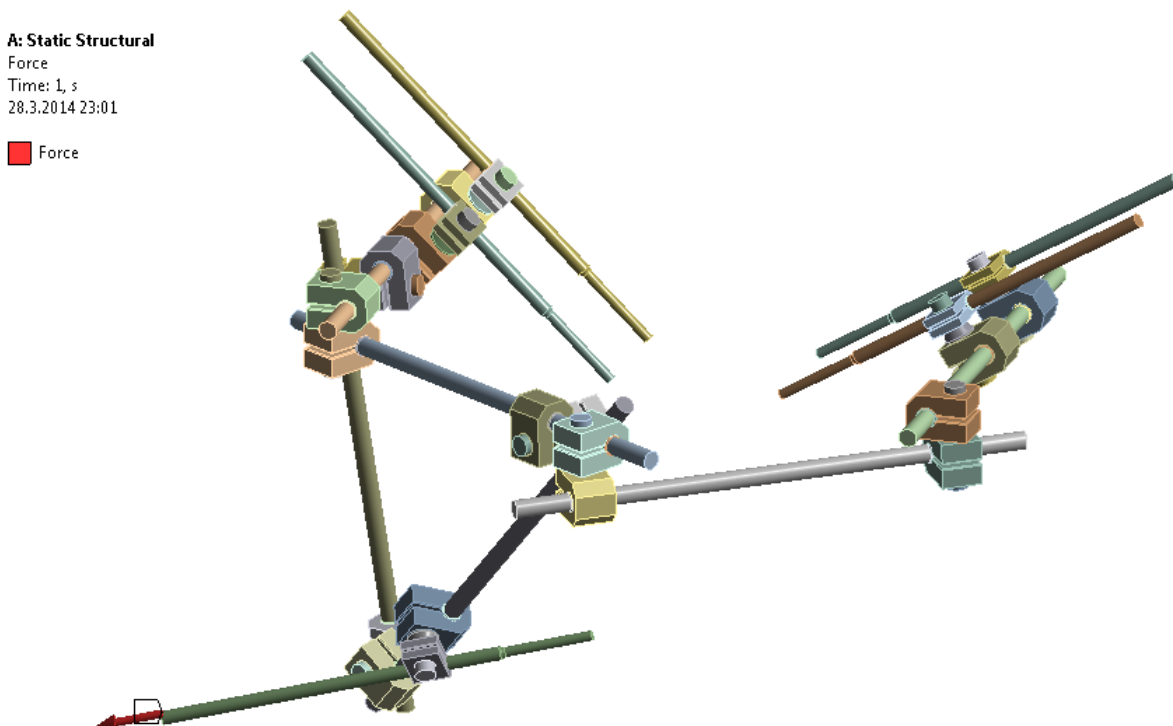
$$F_{m_f} = m_f \cdot 9,81 \quad (2)$$

Tato síla pak byla podělena počtem Schanzových šroubů a na každý šroub její podíl aplikován (viz obr. 78).



Obrázek 78 - aplikace první, silové okrajové podmínky

Druhá silová okrajová podmínka byla zavedena jako axiální síla F_{ac} do acetabulárního Schanzova šroubu (viz obr. 79). Síla označuje maximální přetížení, které je vyvozeno při léčbě acetabula. Velikost této síly byla zjištěna experimentem pomocí pružinového distraktoru, který byl napínán na extrémní hodnoty, jež jsou neobvyklé při léčbě pacientů.



Obrázek 79 - aplikace druhé silové okrajové podmínky

Hodnoty silových okrajových podmínek jsou v závislosti na typu konstrukčního řešení fixátoru rozdílné. Konstrukční řešení č. 1A, 1B a 3 mají hodnoty stejné, neboť jsou určeny pro dospělé pacienty o maximální hmotnosti $m_{\text{člověka}}=120\text{Kg}$. U řešení č. 2 pak jsou jiné, neboť je svou konstrukcí určeno dětským pacientům o maximální váze $m_{\text{člověka}}=45\text{Kg}$.

Silové okrajové podmínky prvního typu se vypočítají z rovnic (1) a (2).

Axiální síla v acetabulárním Schanzově šroubu pak byla určena (předchozím experimentem) pro dospělého člověka o hmotnosti do 120 Kg na $F_{ac}(120)=98\text{N}$. Pro dítě - konstrukční řešení č. 2, byla síla $F_{ac}(45)$ vypočítána z poměru maximálních hmotností pacientů:

$$\frac{F_{ac}(45)}{F_{ac}(120)} = \frac{m_{\text{člověka}}(45)}{m_{\text{člověka}}(120)} = \frac{45}{120} \quad (3)$$

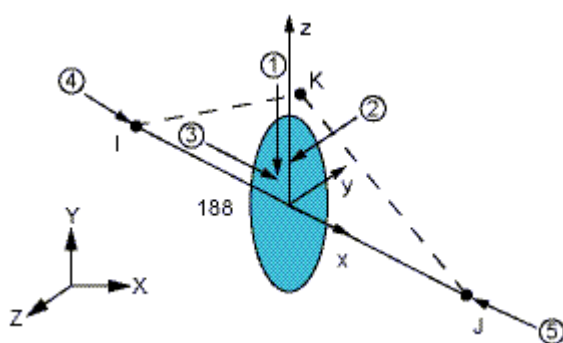
V tabulce 11 jsou uvedeny vypočítané hodnoty jednotlivých silových okrajových podmínek v závislosti na konstrukčním řešení.

Tabulka 11 - hodnoty silových okrajových podmínek

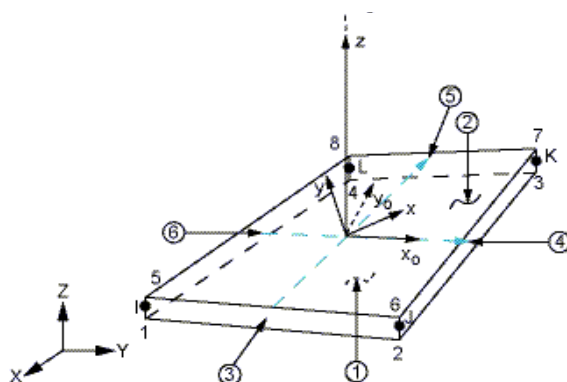
Konstrukční řešení č.:	$m_{\text{člověka}}$ [Kg]	F_{mf} [N]	F_{ac} [N]
1A, 1B	120	105,9	98
2	45	39,7	36,8
3	120	105,9	98

7.5 Tvorba konečnoprvkové sítě

Konečnoprvková síť slouží k diskretizaci geometrického modelu. Síť se skládá z elementů, jejichž základní rozdělení určuje dimenze úlohy. Existují tak jedno, dvou a tří dimenzionální prvky (elementy) pro jedno, dvou a tří dimenzionální geometrické modely. Každý element je tvořen uzly (nody), ve kterých jsou definovány posuvy, díky nimž je elementu dovoleno se deformovat. V závislosti na typu elementu mohou být v jednotlivých uzlech definovány buď všechny možné posuvy a rotace vycházející z počtu stupňů volnosti, nebo pouze vybrané posuvy. Dále pak mohou být prvky definovány s nebo bez meziuzlových nodů, které se obvykle nacházejí uprostřed hran elementů. Díky meziuzlovým bodům mohou být zakřiveny i jednotlivé hrany prvků. Prvky s meziuzlovými



Obrázek 80 - beam188 [47]



Obrázek 81 - shell181 [47]

skořepiny, nebo taky shell elementy. Obvykle jsou buď trojúhelníkového, nebo čtyřúhelníkového tvaru. Často se používají pro modelování úloh sestávající se z tenkých desek či plátů. Jedna z modifikací shell elementu, konkrétně shell181 je zobrazen na obrázku 81.

V našich výpočtech byly použity třídímní elementy. 3D elementy mohou nabývat několika tvarů. Mezi nejuniverzálnější tvar prvků, kterým lze vysíťovat téměř jakoukoliv geometrii patří tetraedr. Oproti hexaedrickému tvaru je však vykreslení výsledků na těchto elementech méně kvalitní. Hexaedry však nelze vysíťovat jakýkoliv tvar. Obecně je však snaha, pokud je to jen trošku možné, používat síťování hexaedry.

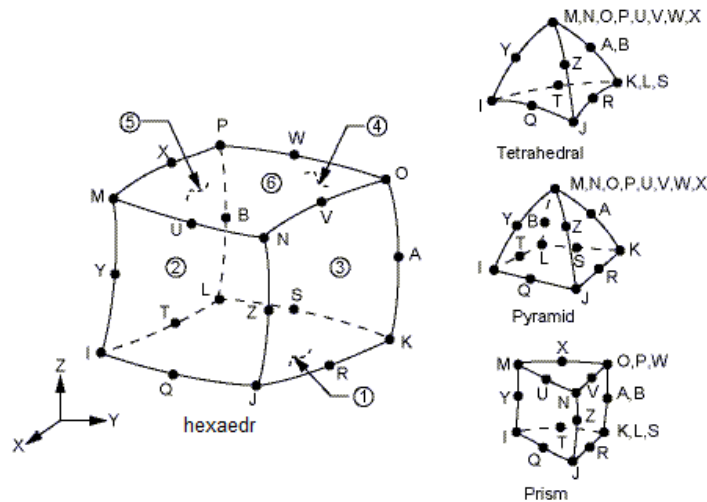
nody obvykle dobře charakterizují koncentraci napětí i při hrubé definici sítě [7].

V každém konečnoprvkovém softwaru existuje hned několik typů elementů. Jejich výběr se odvíjí dle toho, co od jednotlivých prvků požadujeme. Je tak vždy nezbytné najít si v dokumentaci k softwaru vlastnosti jednotlivých typů elementů a uvážit jaký typ v řešeném projektu bude vhodné použít.

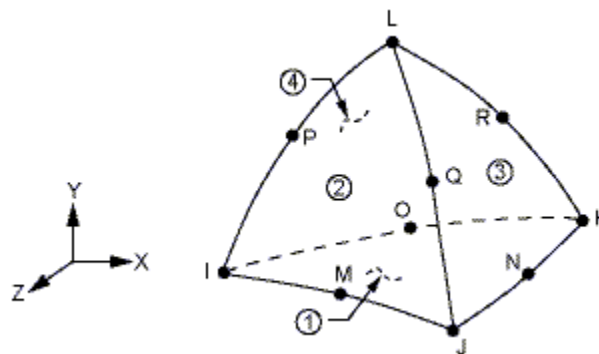
Jednodimenzionální prvky se nazývají nosníkové nebo taky beam elementy. Jedna z jeho modifikací (beam188) je zobrazena na obrázku 80. S výhodou lze tento prvek použít pro modelování nosníkových konstrukcí.

Dvoudimenzionální prvky se nazývají skořepiny, nebo taky shell elementy. Obvykle jsou buď trojúhelníkového, nebo čtyřúhelníkového tvaru. Často se používají pro modelování úloh sestávající se z tenkých desek či plátů. Jedna z modifikací shell elementu, konkrétně shell181 je zobrazen na obrázku 81.

Mimo tyto tvary existují i další, jako jsou pyramidy (pyramid) či klíny (prism). Tvary těchto elementů jsou na obrázku 82. Jsou to elementy typu solid186 a jsou jedním z použitých typů pro vysíťování našich geometrických modelů. Dalším typem, jež byl použit pro síťování je solid187 (obr. 83).



Obrázek 82 - solid186 a jeho tvarové modifikace [47]

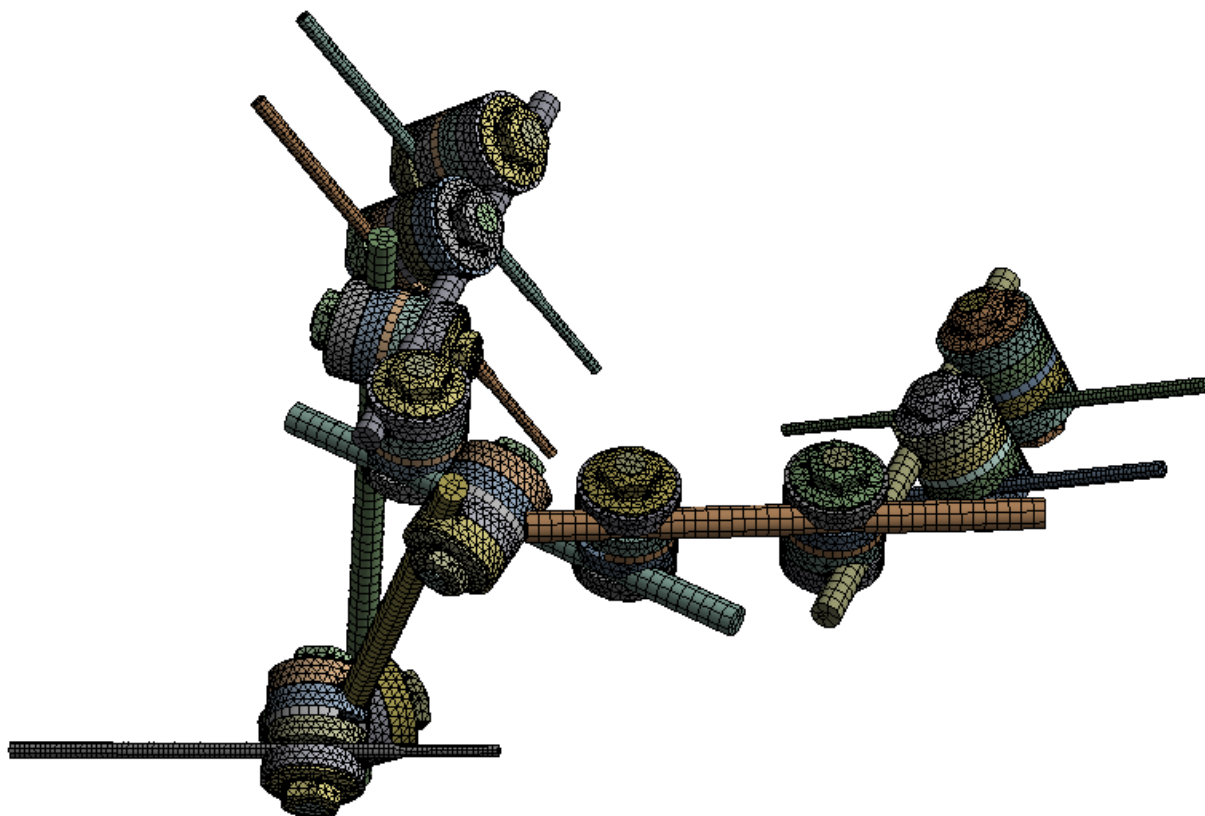


Obrázek 83 - solid187 [47]

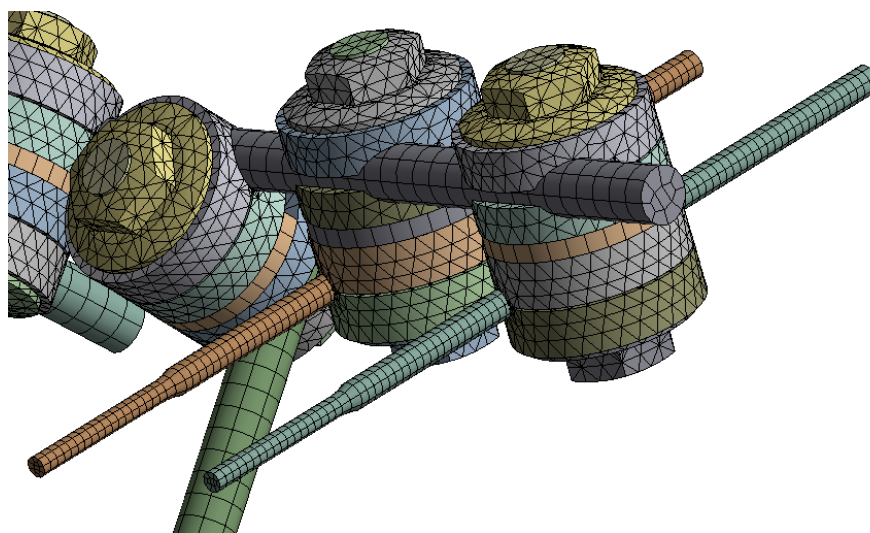
Program Ansys Workbench 14.5.7. nabízí automatické síťování. Kvalita této sítě je však většinou poměrně špatná jak do velikosti elementů, tak do jejich tvaru. Proto bylo využito možnosti zasáhnout do tvorby sítě manuálně. Byly tak upraveny velikosti elementů pro každou součást v sestavě zvlášť a tam, kde to geometrie dovozovala, bylo dosaženo s pomocí hexaedrických prvků mapované sítě.

V následujících kapitolách jsou zobrazeny jednotlivé vysíťované konstrukční řešení s jejich detaily a informacemi o počtu použitých elementů a uzlů.

7.5.1 Síť - konstrukční řešení č. 1A a 1B (Prospion s.r.o.)



Obrázek 84 - celkový pohled na vytvořenou síť (konstr. řešení č. 1 (1A a 1B))

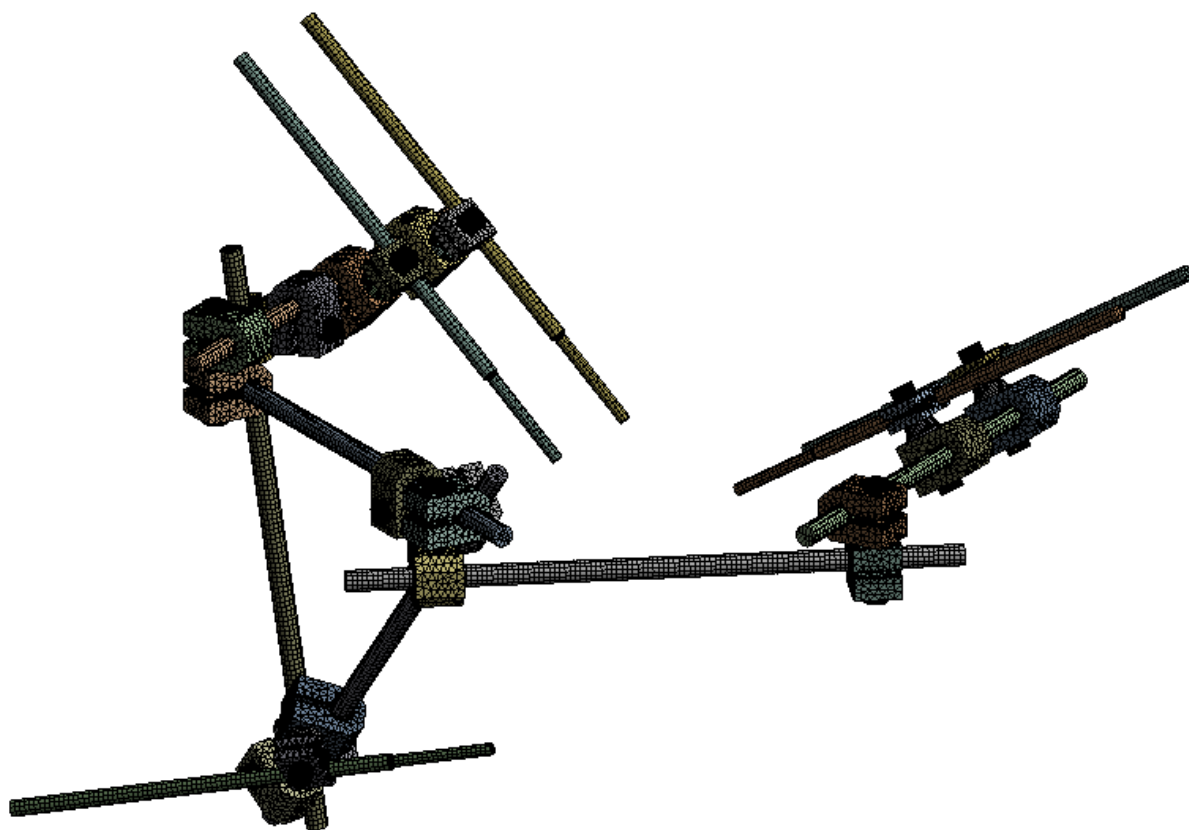


Obrázek 85 - detail sítě - upínky, Schanzovy šrouby, vnější tyče (konstr. řešení č. 1 (1A a 1B))

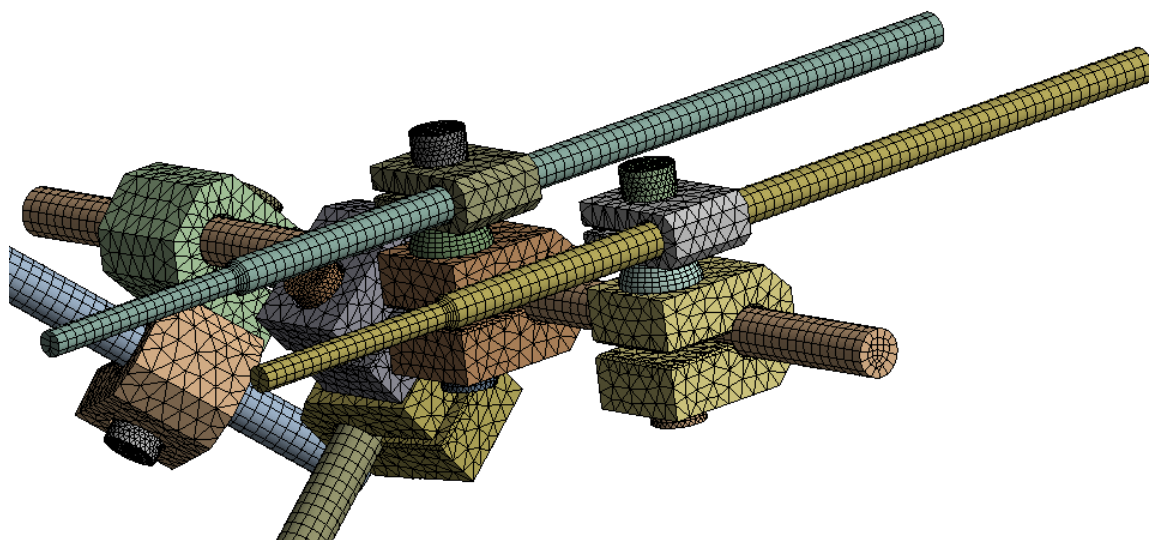
Tabulka 12 - parametry síťového modelu

MKP síť-konstr. řešení 1 (1A, 1B)	uzlů	400858
	elementů	203897
hmotnost modelu m_{fix} [Kg], (1A)		2,3938
hmotnost modelu m_{fix} [Kg], (1B)		1,237

7.5.2 Síť - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)



Obrázek 86 - celkový pohled na vytvořenou síť (konstr. řešení č. 2)

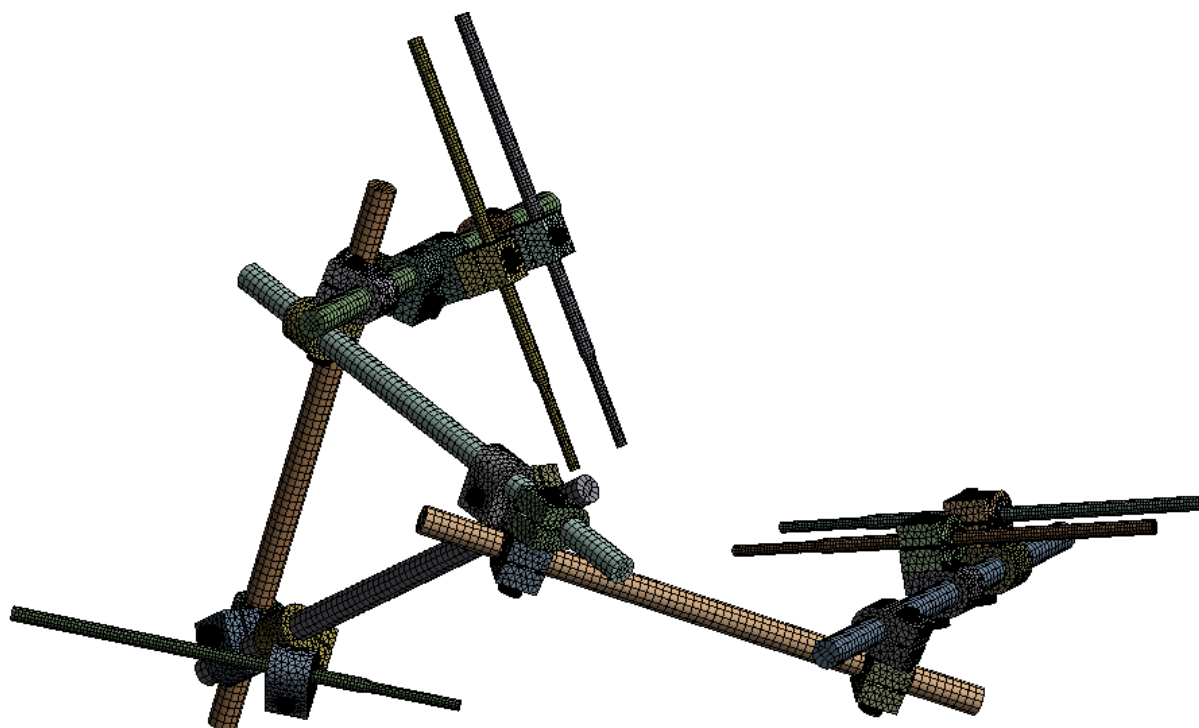


Obrázek 87 - detail sítě - upínky, Schanzovy šrouby, vnější tyče (konstr. řešení č. 2)

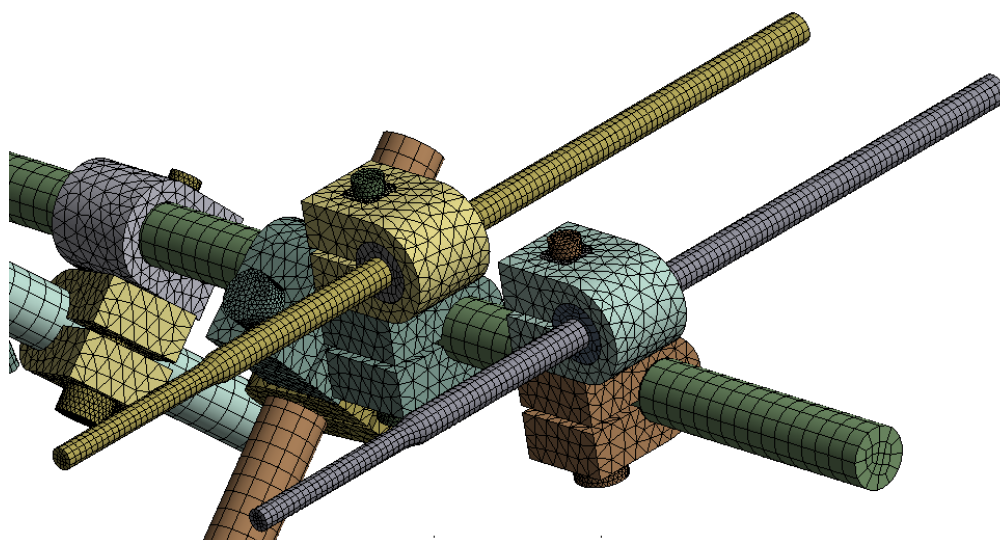
Tabulka 13 - parametry síťového modelu

MKP síť-konstr. řešení č. 2	uzlů	488554
	elementů	223253
hmotnost modelu m_{fix} [Kg]		1,0505

7.5.3 Síť- konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)



Obrázek 88 - celkový pohled na vytvořenou síť (konstr. řešení č. 3)



Obrázek 89 - detail sítě - upínky, Schanzovy šrouby, vnější tyče (konstr. řešení č. 3)

Tabulka 14 - parametry síťového modelu

MKP síť- konstr. řešení č. 3	uzlů	517661
	elementů	262204
hmotnost modelu m_{fix} [Kg]		0,82513

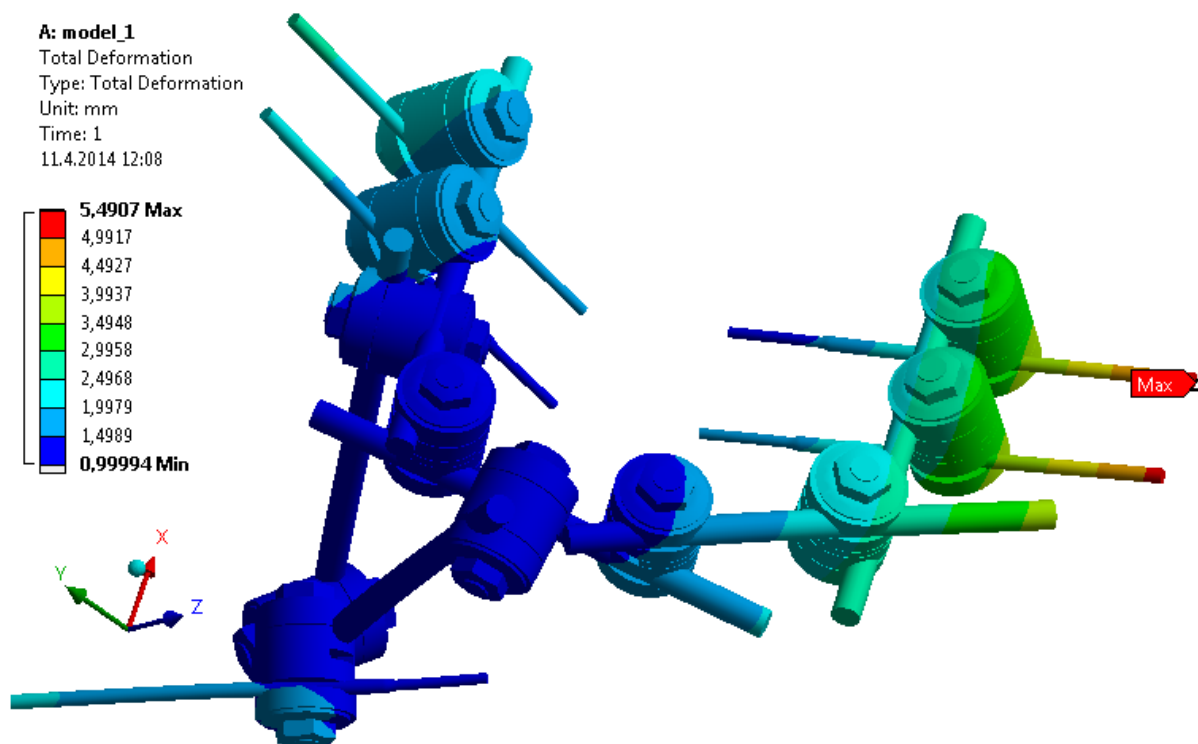
7.6 Statická analýza

Pro výpočet statické analýzy byly aplikovány v programu Ansys Workbench 14.5.7 okrajové podmínky a silové zatížení, uvedé v kapitole 7.4. Výsledkem je pro každé konstrukční řešení průběh velikosti celkového posunutí (Δ) a průběh napětí, posuzované dle HMM teorie (σ_{HMM}). Stěžejní jsou extrémní hodnoty těchto průběhů, tedy pro celkové posunutí Δ_{max} a pro napětí σ_{HMM_max} , což je hodnota po odmyšlení případných napěťových špiček, které nastávají v některých součástech vlivem použití slepených kontaktů.

7.6.1 Konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)

7.6.1.1 Celý model - posunutí a napětí (Prospan s.r.o.)

Největší velikost posunutí Δ_{max} (viz obr. 90) bylo zjištěno na pravé straně fixátoru v horní části, na zadním Schanzově šroubu. Hodnota tohoto posunutí je 5,49mm.



Obrázek 90 - výsledky průběhu posunutí Δ - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)

Maximální napětí 184,26 MPa je teoreticky v předním levém Schanzově šroubu (viz obr. 91), v místě, kde začíná uchycení upínky. Po podrobném prozkoumání (viz obr. 92), však bylo zjištěno, že toto napětí je napěťová špička. Jako reálnou hodnotu v tomto místě můžeme uvažovat 143,32 MPa. Potom jako místo s maximálním napětím v celém fixátoru považujeme acetabulární Schanzův šroub (viz obr. 93 a 94), konkrétně jeho přechod (zaoblení) mezi závrtnou a válcovou částí. Napětí $\sigma_{\text{HMH_max}}$ je zde 183,78 MPa.

A: model_1

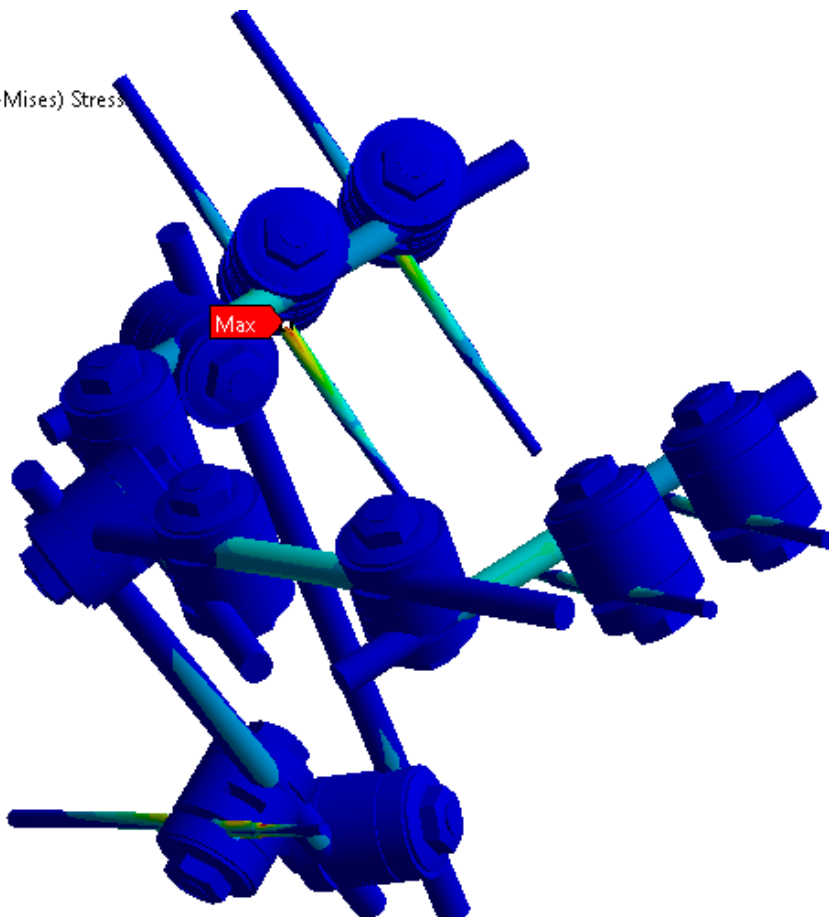
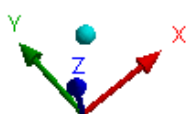
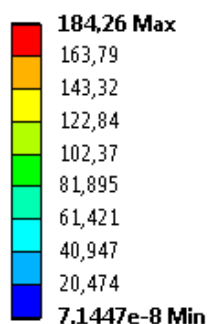
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

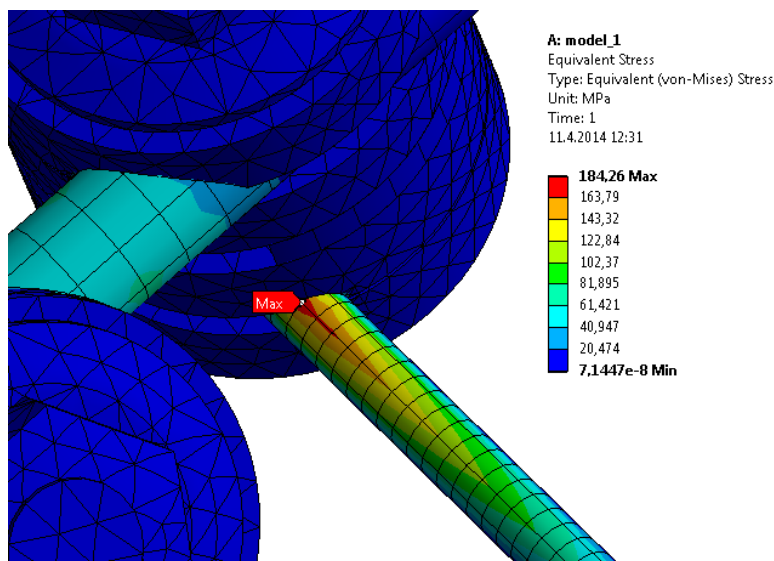
Unit: MPa

Time: 1

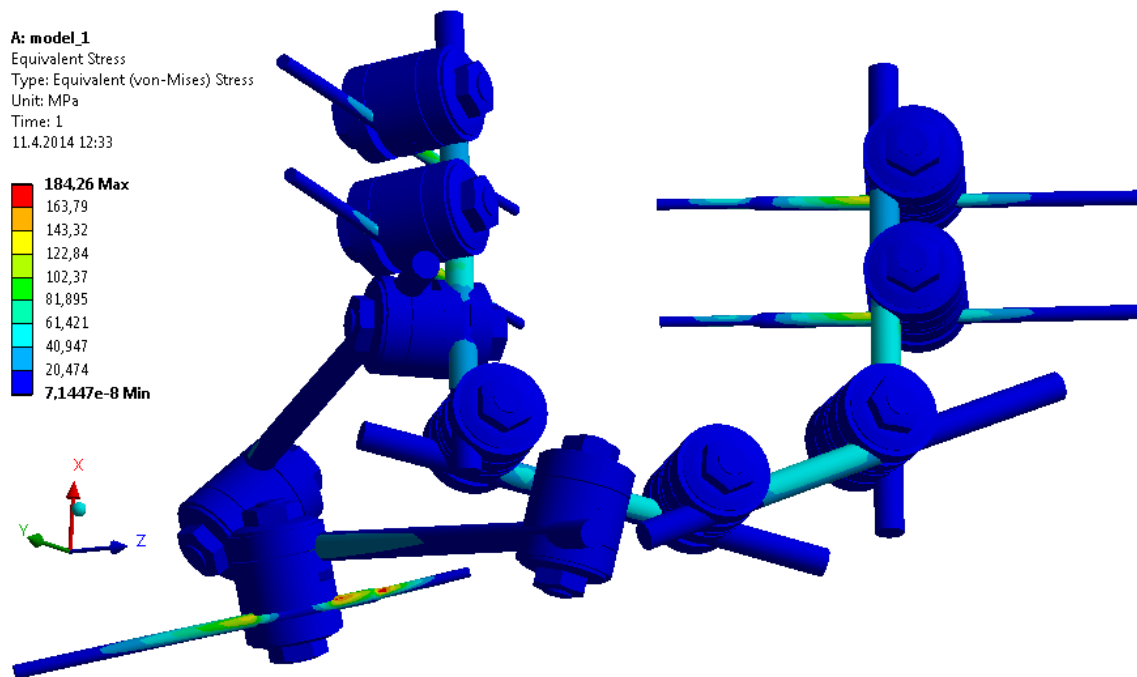
11.4.2014 12:25



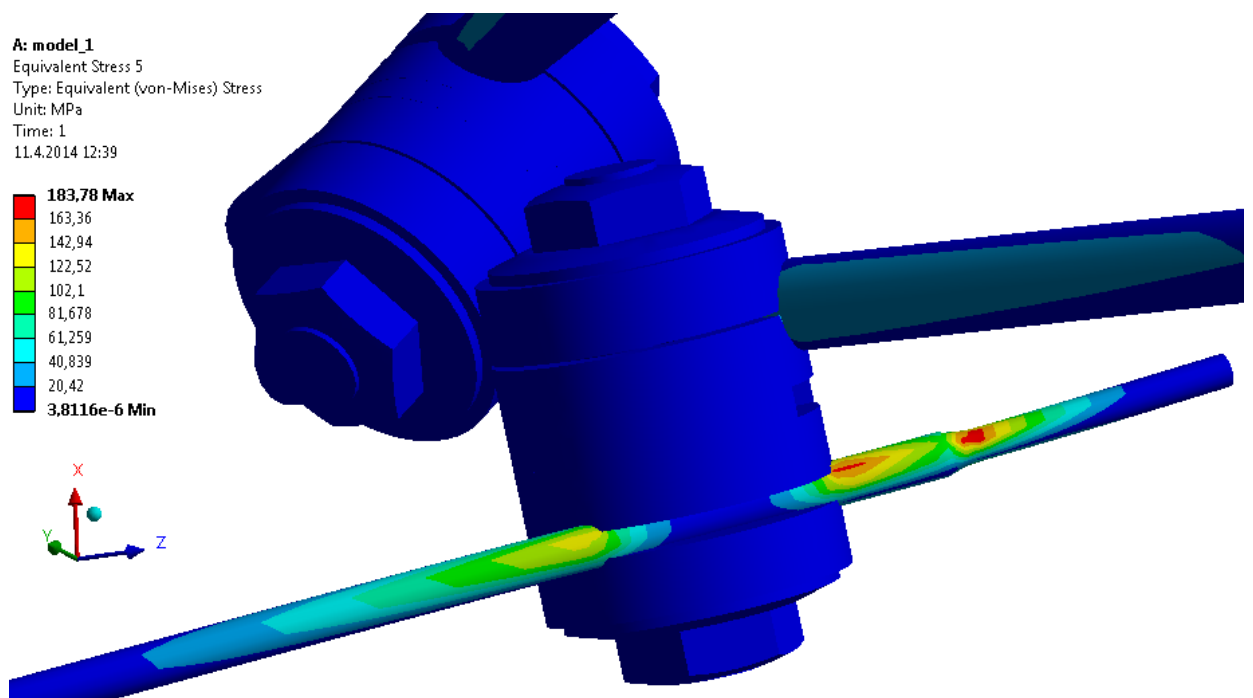
Obrázek 91 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)



Obrázek 92 - detail místa s maximálním (špičkovým) napětím σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)



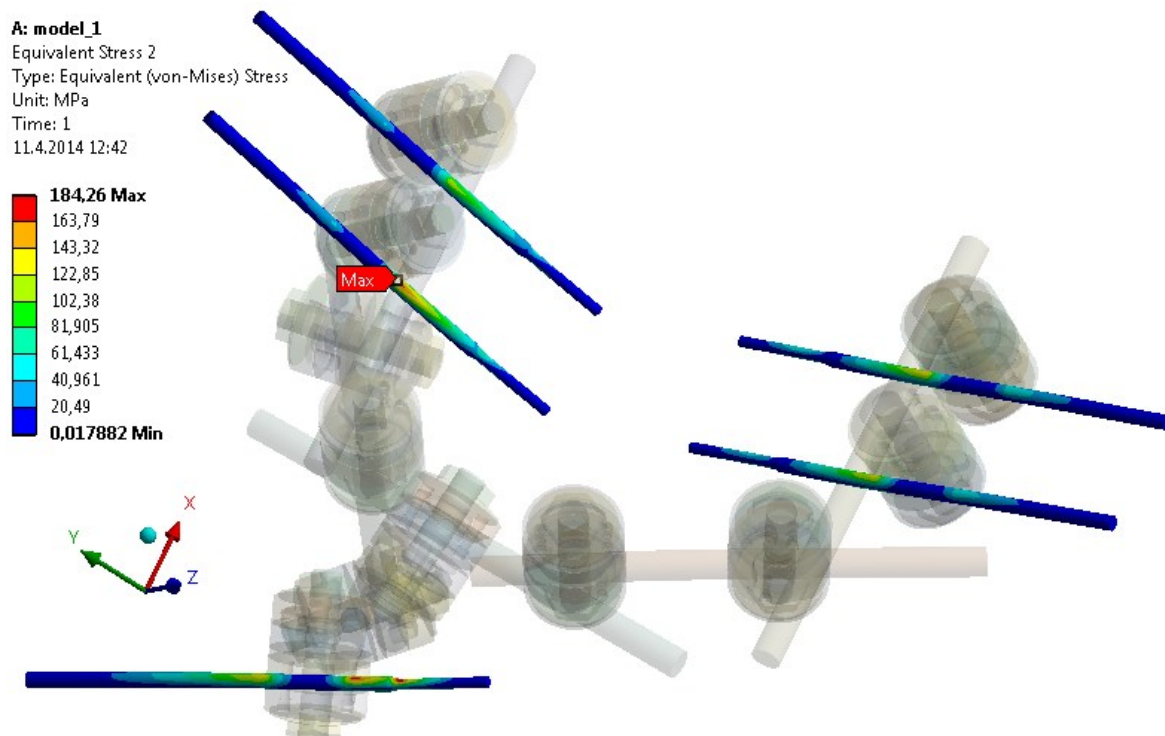
Obrázek 93 - výsledky průběhu napětí σ_{HM} - pohled na acetabulární šroub - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)



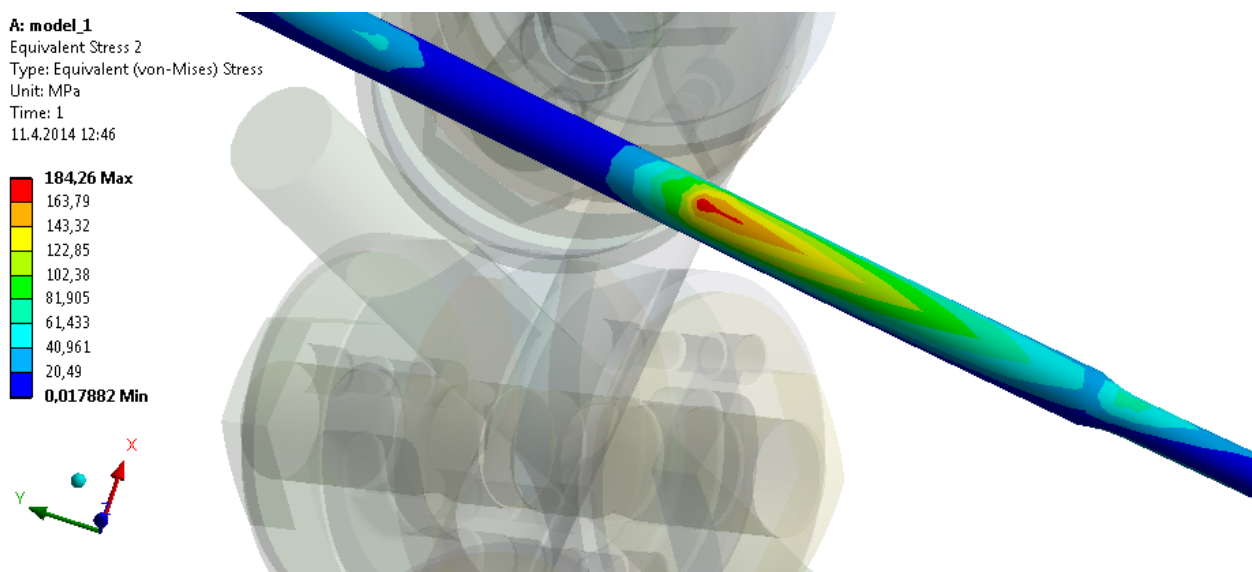
Obrázek 94 - detail oblasti s maximálním napětím $\sigma_{HM_{max}}$ v acetabulárním šroubu - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)

7.6.1.2 Schanzovy šrouby – napětí (Prospan s.r.o)

Protože maximální napětí nastaly z hlediska celého modelu fixátoru právě v Schanzových šroubech, jsou hodnoty stejné jako v předchozím případě. Tedy maximální špičkové napětí na pánevním šroubu je 184,26 MPa, po následném odmyšlení napěťové špičky je zde hodnota 143,32 MPa (viz obr. 95 a 96). Poté je maximum uvažováno v acetabulárním Schanzově šroubu, jehož hodnota σ_{HMH_max} je rovna 183,78MPa (viz obr. 97 a 98).

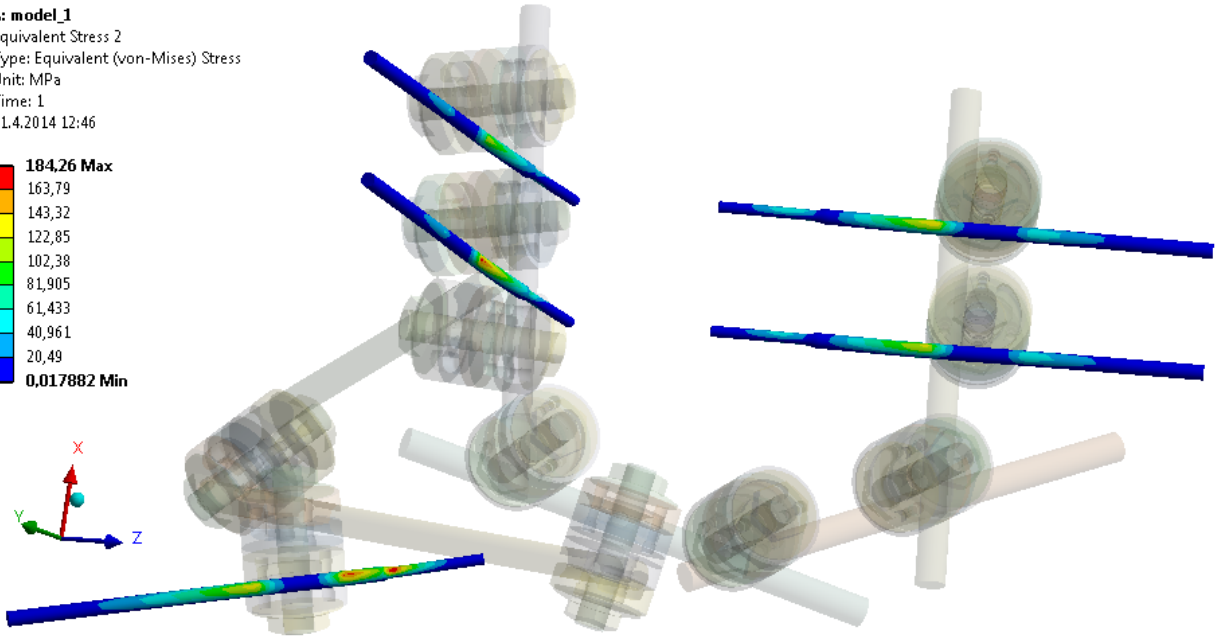
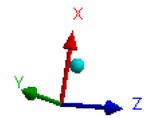
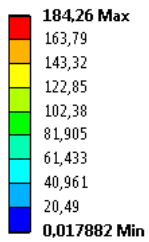


Obrázek 95 - napětí σ_{HMH} v Schanzových šroubech - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)



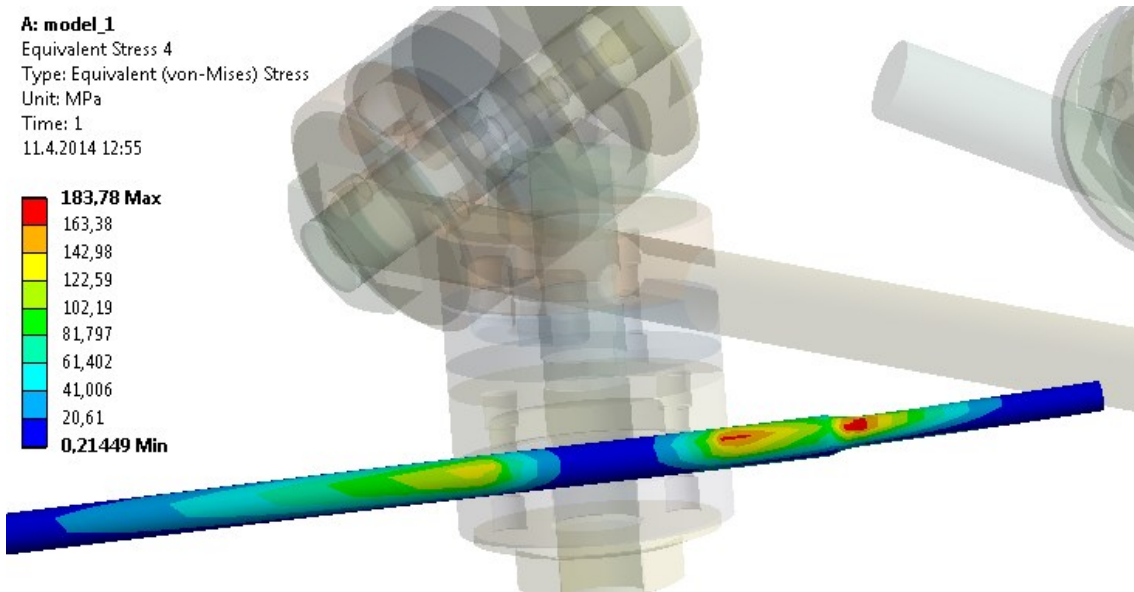
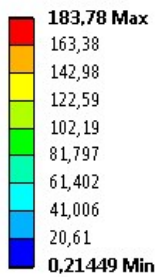
Obrázek 96 - detail pánevního Schanzova šroubu s maximálním (špičkovým) napětí σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)

A: model_1
 Equivalent Stress 2
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 11.4.2014 12:46



Obrázek 97 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na Schanzových šroubech - pohled na acetabulární šroub - konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)

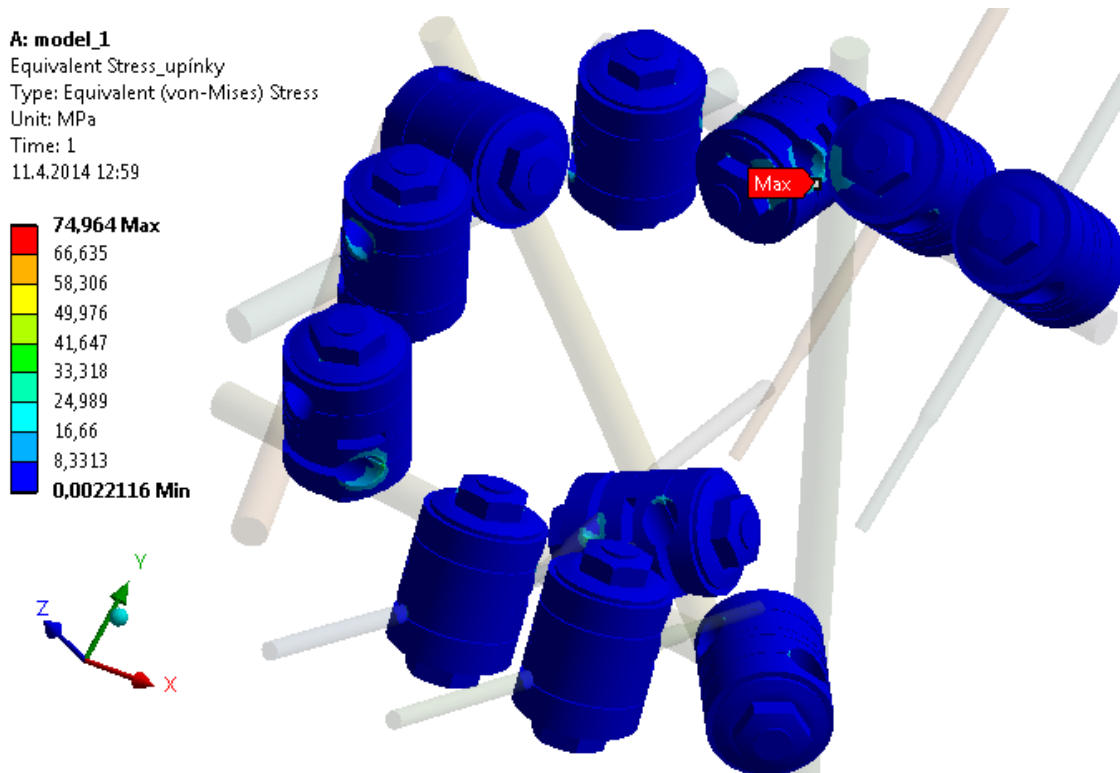
A: model_1
 Equivalent Stress 4
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 11.4.2014 12:55



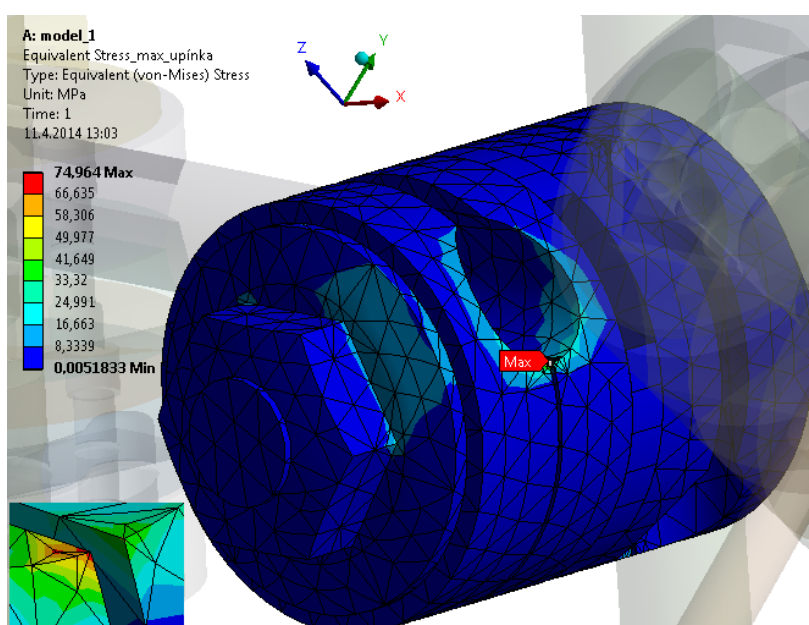
Obrázek 98 - detail na acetabulární šroub s maximálním napětím σ_{HMH_max} - konstrukční řešení č. 1A(Prospan s.r.o.)

7.6.1.3 Upínky – napětí (Prospion s.r.o.)

Napětí na upínkách nabývá hodnot až 74,96 MPa (viz obr. 99). Nicméně po detailním přiblížení (viz obr. 100) a analýze lze zjistit, že toto napětí je v ostrém rohu upínky a rozkládá se na dvou elementech. Můžeme tedy tuto hodnotu považovat za špičku napětí. Jako reálnou hodnotu maxima napětí $\sigma_{\text{HMH_max}}$ můžeme poté uvažovat 33,32 MPa.



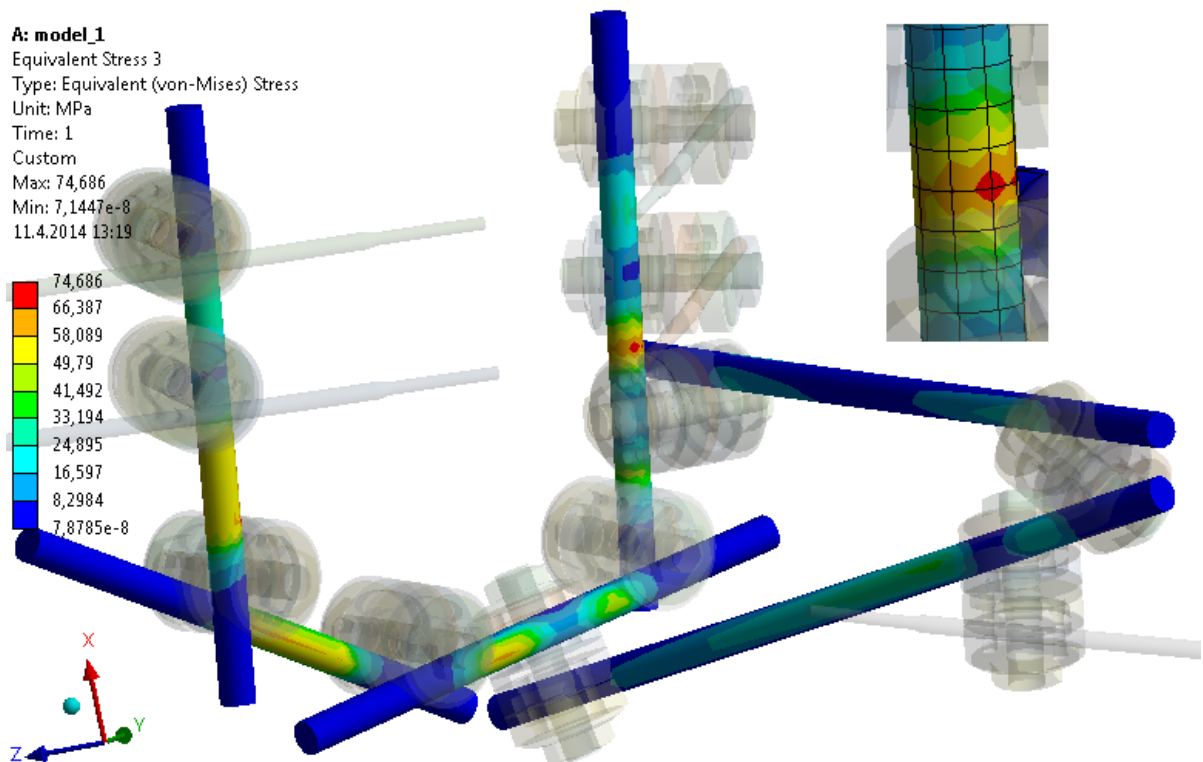
Obrázek 99 - výsledky průběhů napětí σ_{HMH} na upínkách - konstrukční řešení č. 1A (Prospion s.r.o.)



Obrázek 100 – detail upínky s maximálním (špičkovým) napětí σ_{HMH} na upínce - konstrukční řešení č. 1A (Prospion s.r.o.)

7.6.1.4 Vnější tyče – napětí (Prospón s.r.o.)

Napětí σ_{HMH} na vnějších tyčích nabývá až 74,69 MPa (viz obr. 101). Hodnota nastává v místě, kde končí uchycení upínky k tyči. Tuto hodnotu považujeme za napěťovou špičku. Jako reálná velikost maxima napětí σ_{HMH_max} je tak považována hodnota 49,79 MPa.

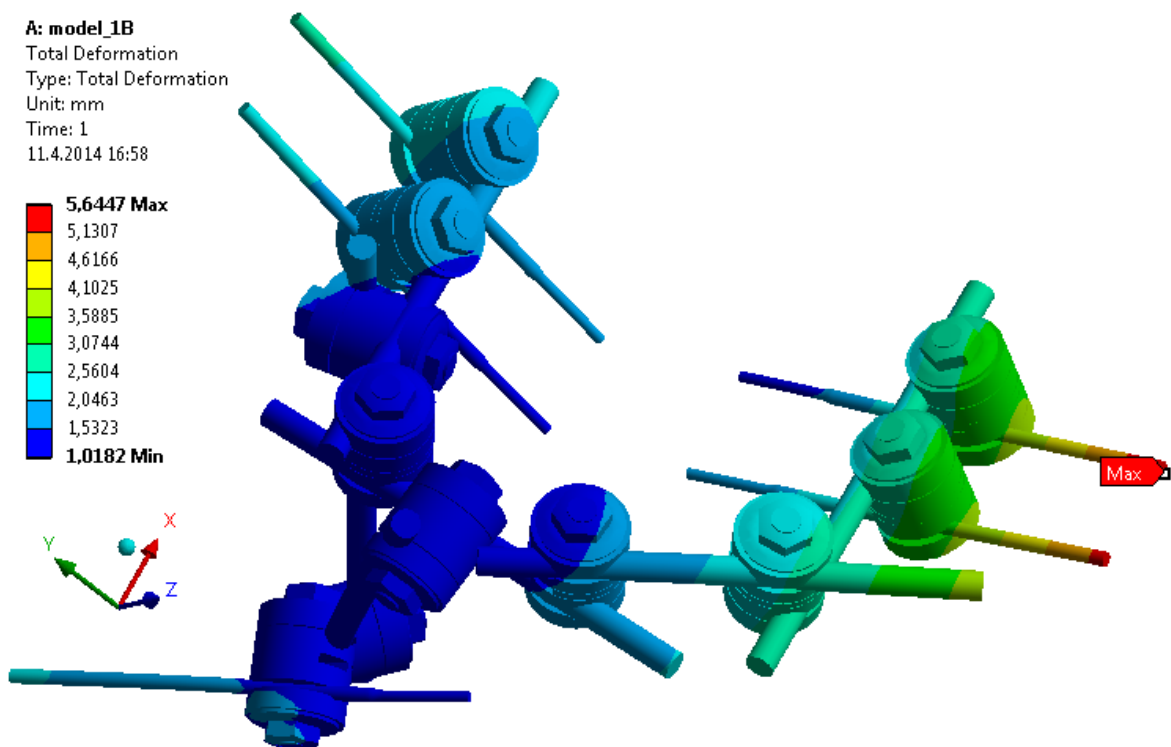


Obrázek 101 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na vnějších tyčích – (pohled zespod) konstrukční řešení č. 1A (Prospón s.r.o.)

7.6.2 Konstrukční řešení č. 1B (Prospan s.r.o.)

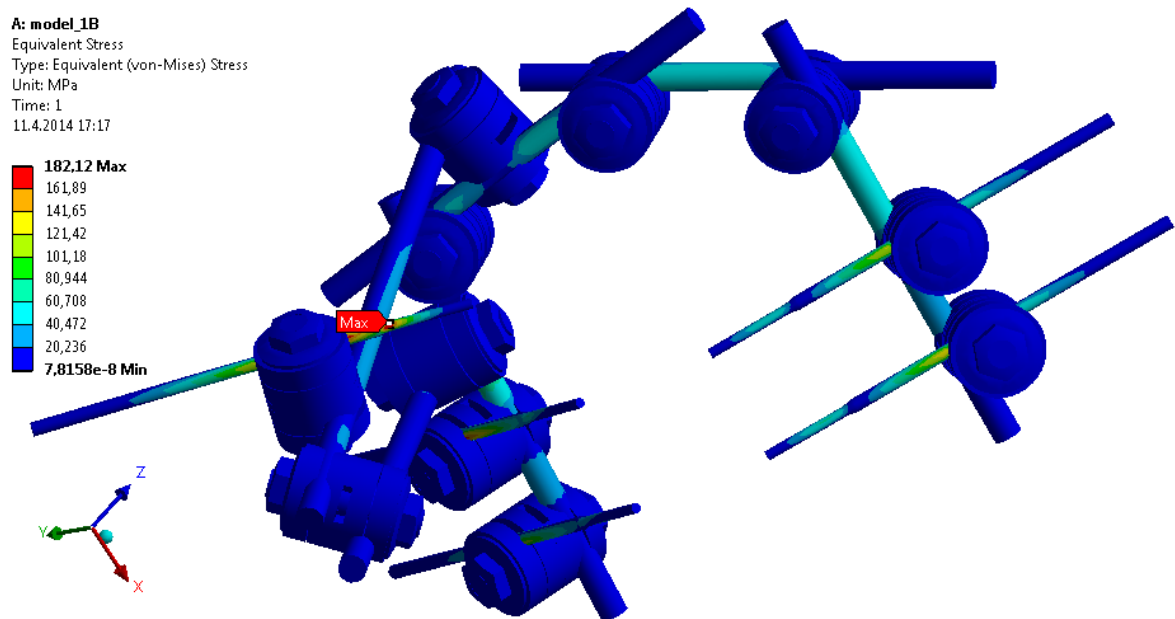
7.6.2.1 Celý model – posunutí a napětí (Prospan s.r.o.)

Maximální posunutí Δ_{\max} se oproti řešení 1A liší jen velice málo, neboť nabývá hodnoty 5,64 mm a nastává opět na pravém zadním Schanzově šroubu (viz obr. 102).

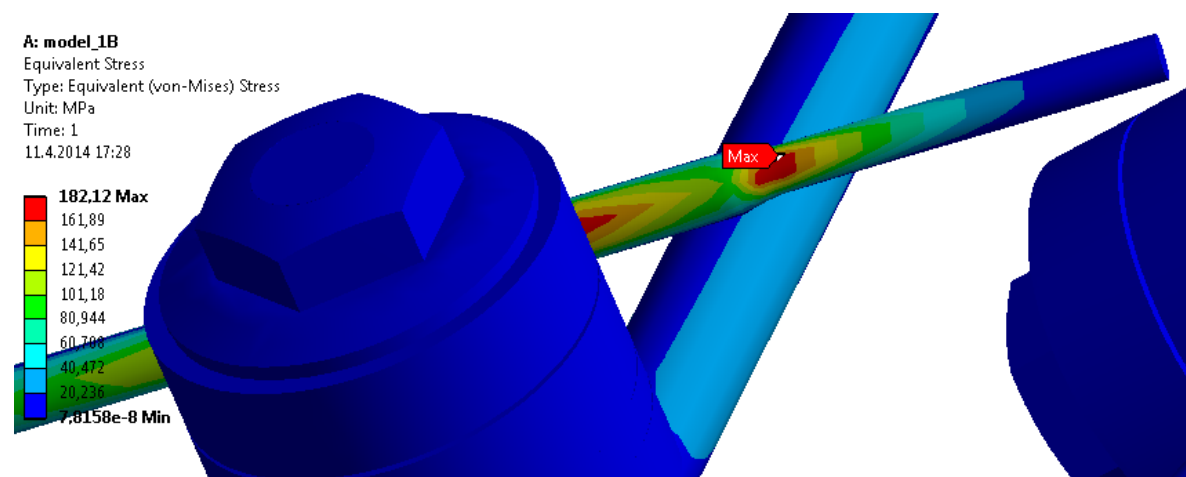


Obrázek 102 - výsledky průběhu posunutí Δ - konstrukční řešení č. 1B (Prospan s.r.o.)

Maximální napětí $\sigma_{\text{HMH_max}}$ rovno 182,12 MPa nastává v acetabulárním Schanzově šroubu (viz obr. 103 a 104).



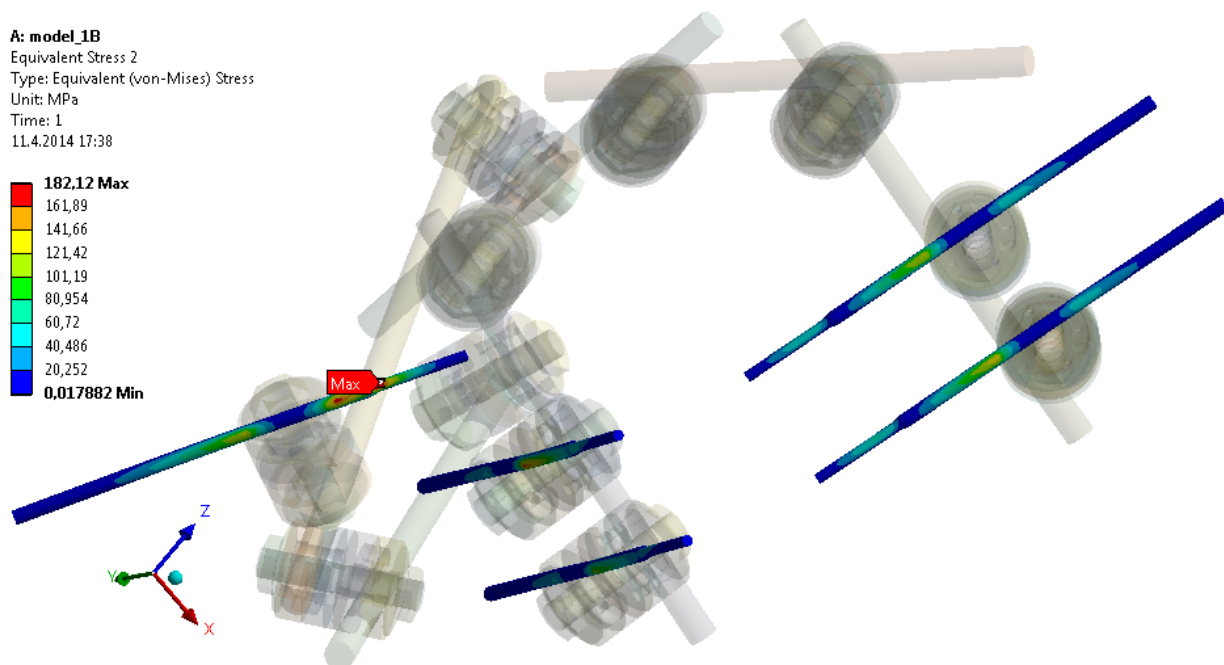
Obrázek 103 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 1B (pohled zespod) (Prospan s.r.o.)



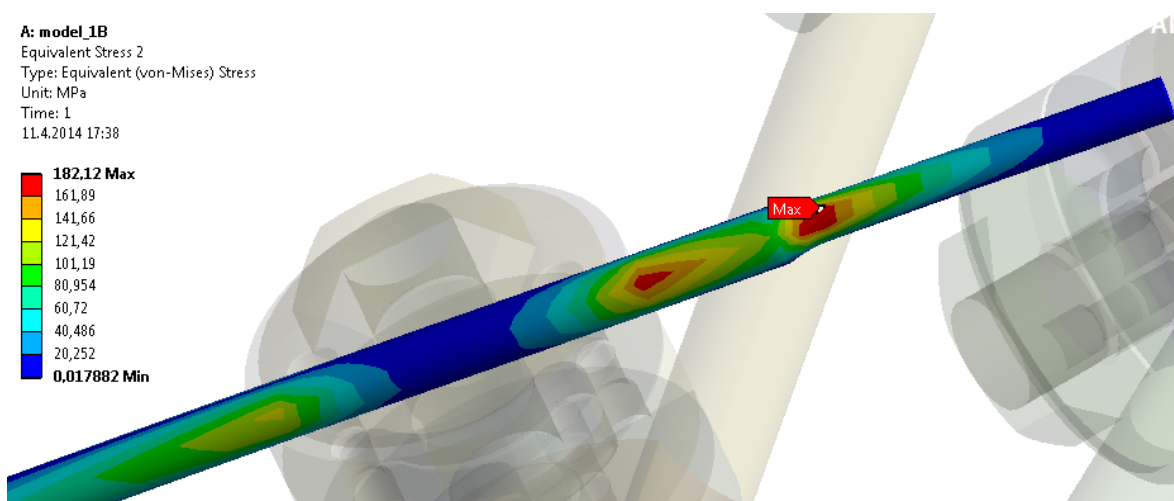
Obrázek 104 - detail místa s maximálním napětím $\sigma_{\text{HMH_max}}$ (pohled zespod) - konstrukční řešení č. 1B (Prospan s.r.o.)

7.6.2.2 Schanzovy šrouby – napětí (Prospón s.r.o.)

Z celkového pohledu na model nastává napětí právě v acetabulárním Schanzově šroubu. Z tohoto důvodu jsou tyto hodnoty napětí shodné i při analýze samotných Schanzových šroubů. σ_{HMH_max} je tak rovno 182,12 MPa (viz obr. 105 a 106).



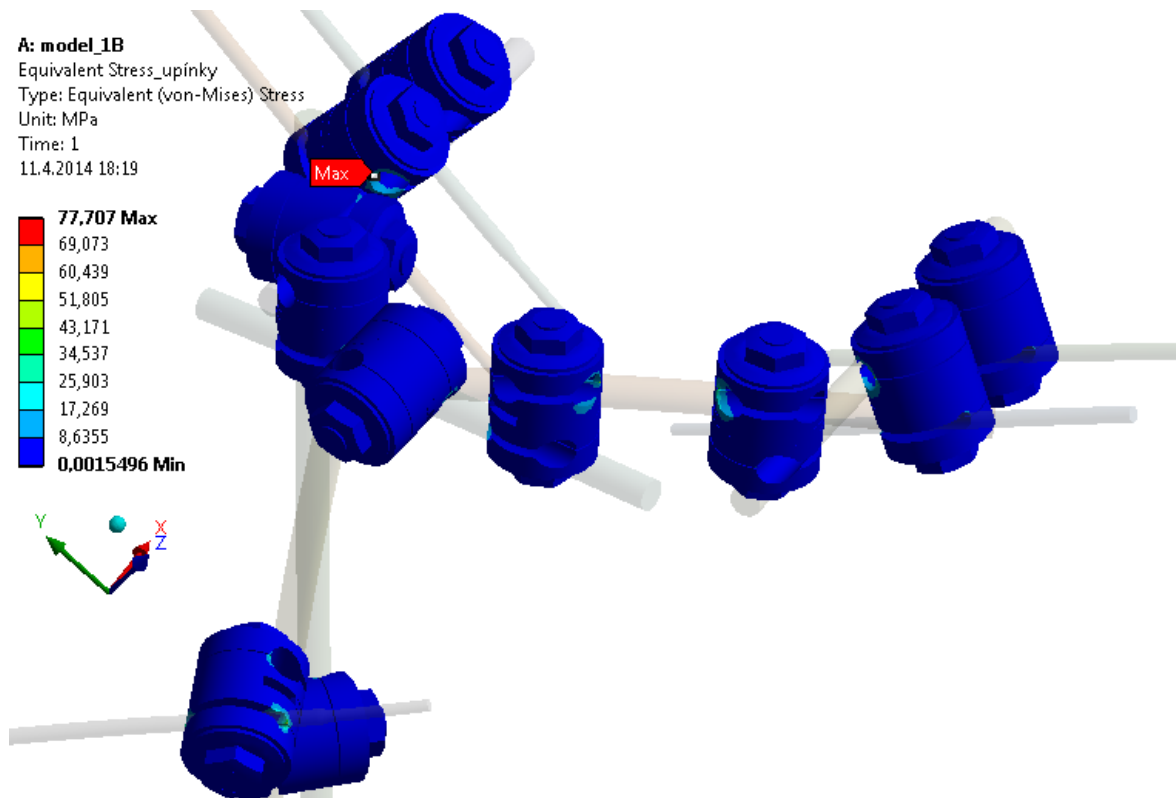
Obrázek 105 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na Schanzových šroubech - (pohled zespod) konstrukční řešení č. 1B (Prospón s.r.o.)



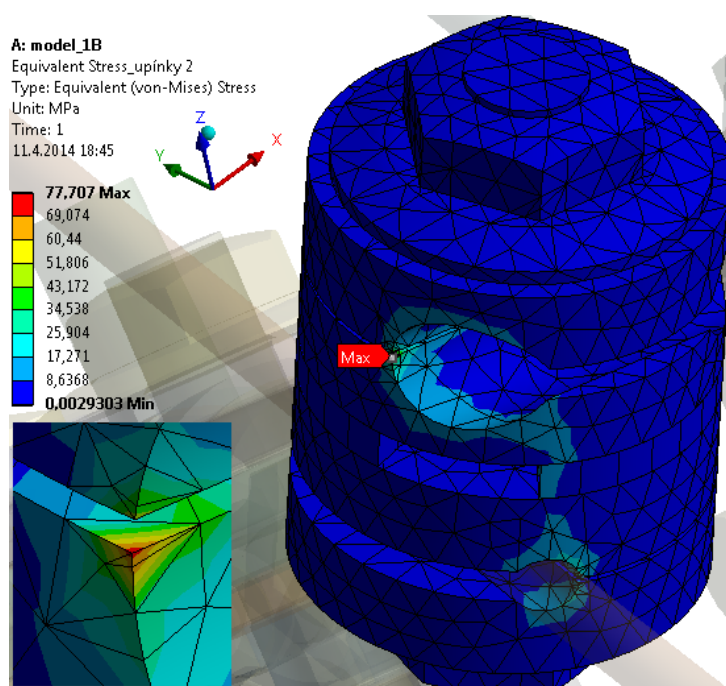
Obrázek 106 - detail na oblast s maximem napětí σ_{HMH_MAX} v acetabulárním Schanzově šroubu – (pohled zespod) konstrukční řešení č. 1B (Prospón s.r.o.)

7.6.2.3 Upínky – napětí (Prospón s.r.o.)

Napětí na upínkách nabývá hodnot až 77,7 MPa (viz obr. 107). Po podrobnějším prozkoumání (viz obr. 108) bylo zjištěno, že tato hodnota je napěťová špička. Proto jako relevantní hodnotu maxima napětí na upínkách $\sigma_{\text{HMH_MAX}}$ můžeme uvažovat 34,54 MPa.



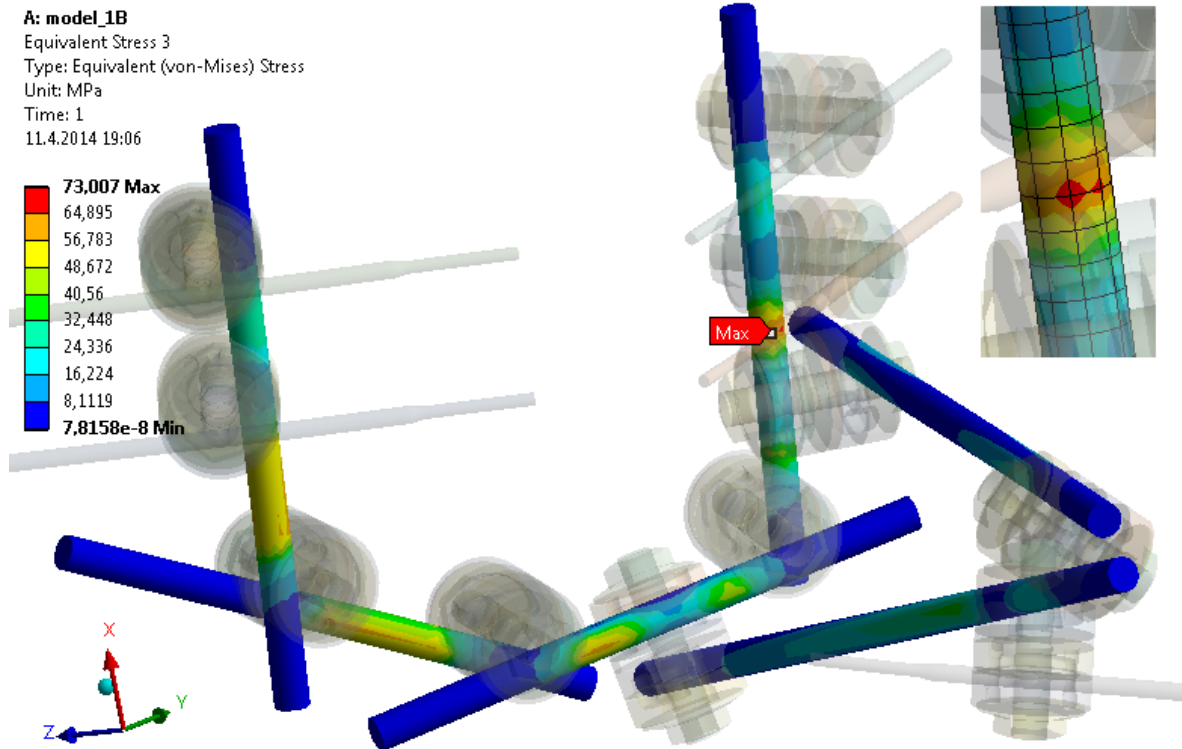
Obrázek 107 - výsledky průběhů napětí σ_{HMH} na upínkách - konstrukční řešení č. 1B (Prospón s.r.o.)



Obrázek 108 - detail upínky s maximálním (špičkovým) napětí σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 1B (Prospón s.r.o.)

7.6.2.4 Vnější tyče – napětí (Prospan s.r.o.)

Na vnějších tyčích nabývá napětí σ_{HMH} hodnot až 73 MPa (viz obr. 109) a nastává v místě, kde končí uchycení upínky k vnější tyči. Tuto hodnotu po podrobnějším prozkoumání považujeme za napěťovou špičku. Jako reálnou velikost maxima napětí σ_{HMH_max} tak považujeme 48,67 MPa.

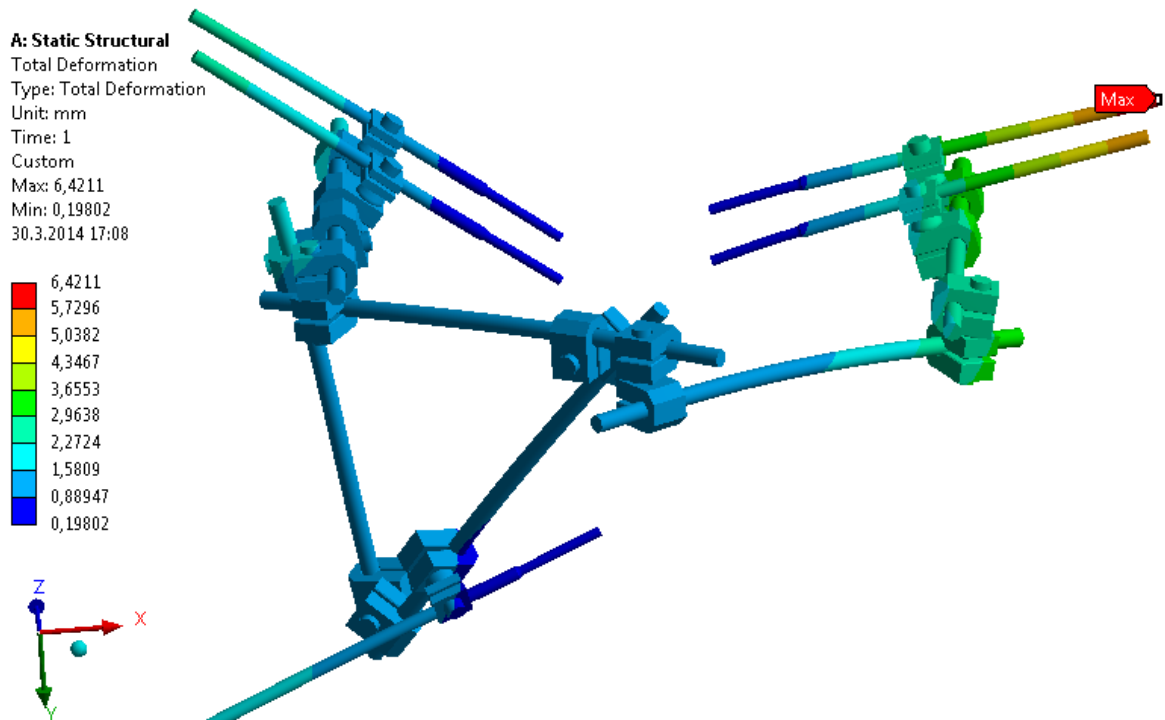


Obrázek 109 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na vnějších tyčích – (pohled zespod) konstrukční řešení č. 1B (Prospan s.r.o.)

7.6.3 Konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)

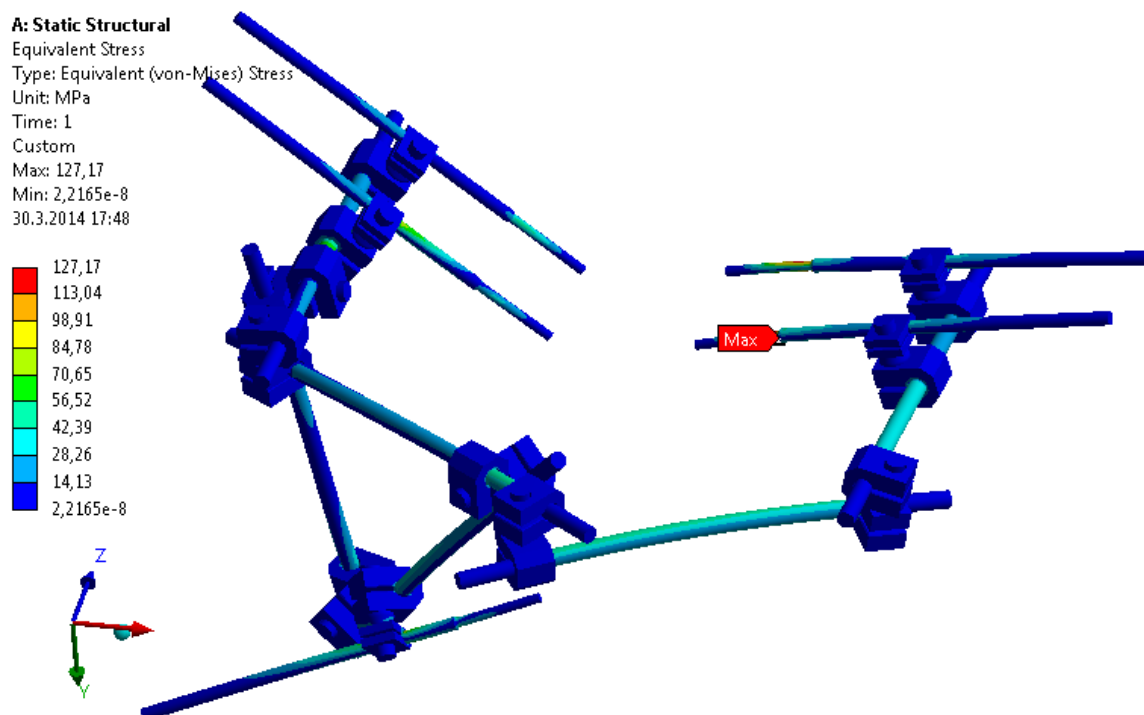
7.6.3.1 Celý model – posunutí a napětí (VŠB-TUO+FNO)

V tomto konstrukčním řešení je maximální posunutí Δ_{\max} opět ve vrchní části pravého zadního Schanzova šroubu. Maximum nabývá hodnoty 6,42mm (viz obr 110).

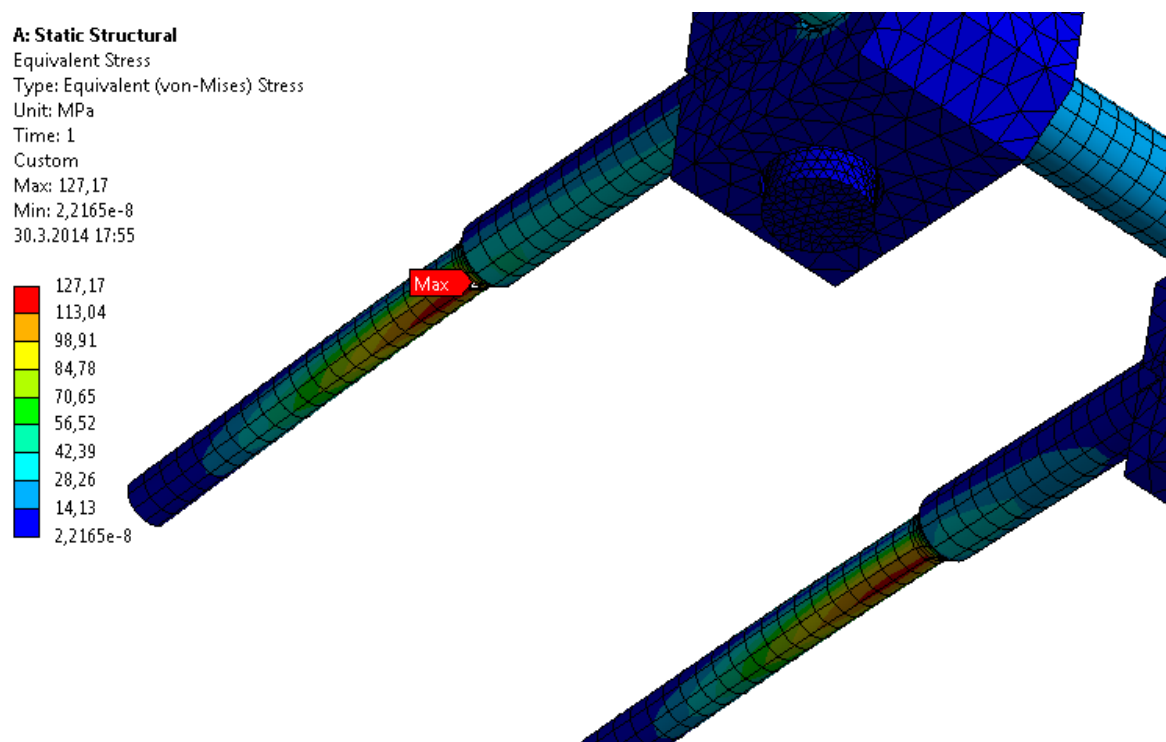


Obrázek 110 - výsledky průběhu posunutí Δ - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)

Maximální napětí σ_{HMH_max} nastává na předním pravém Schanzově šroubu v přechodové části závitu a dříku. Maximum je 127,17 MPa (viz obr. 111 a 112).



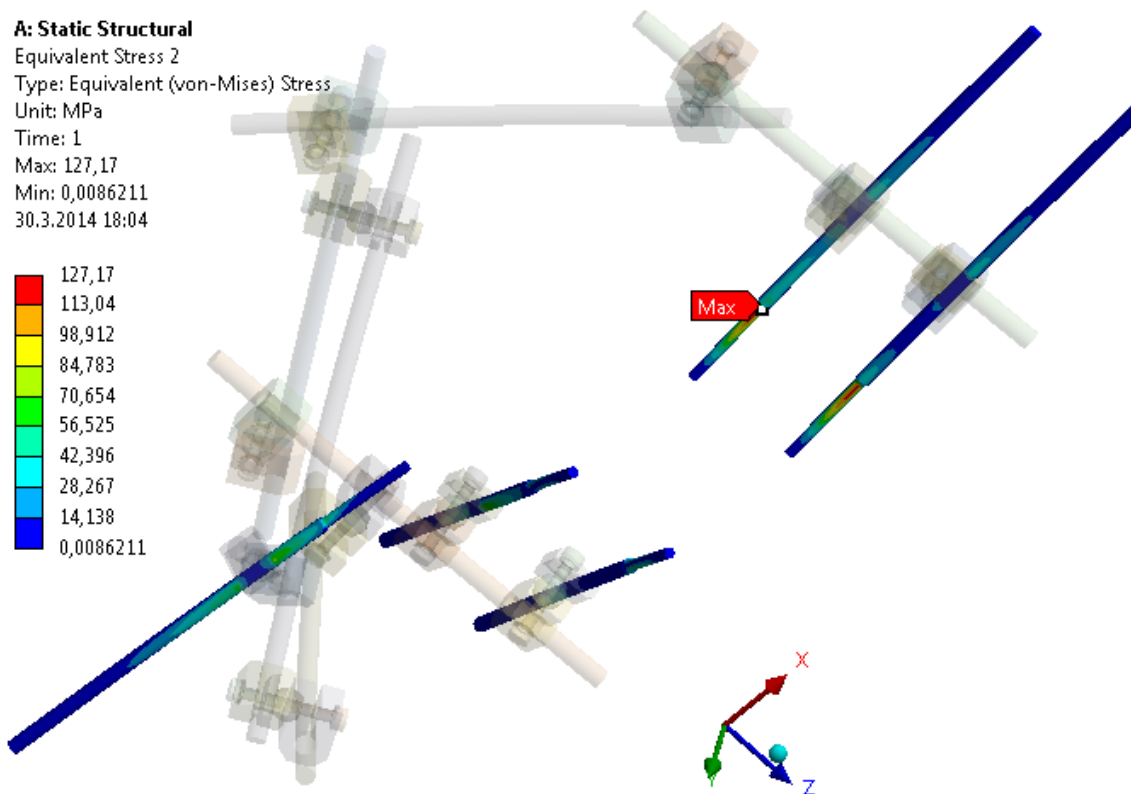
Obrázek 111 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)



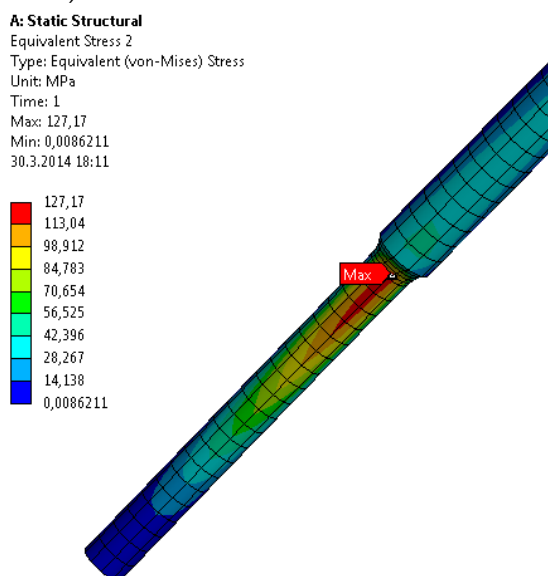
Obrázek 112 - detail místa s maximálním napětím σ_{HMH_max} (pohled zespod) - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)

7.6.3.2 Schanzovy šrouby – napětí (VŠB-TUO+FNO)

Vzhledem k tomu, že maximální napětí σ_{HMH_max} rovno 127,17 MPa, nastává z pohledu celého fixátoru právě v Schanzovém šroubu, je tato hodnota shodná i při analýze samotných šroubů (viz obr. 113 a 114).



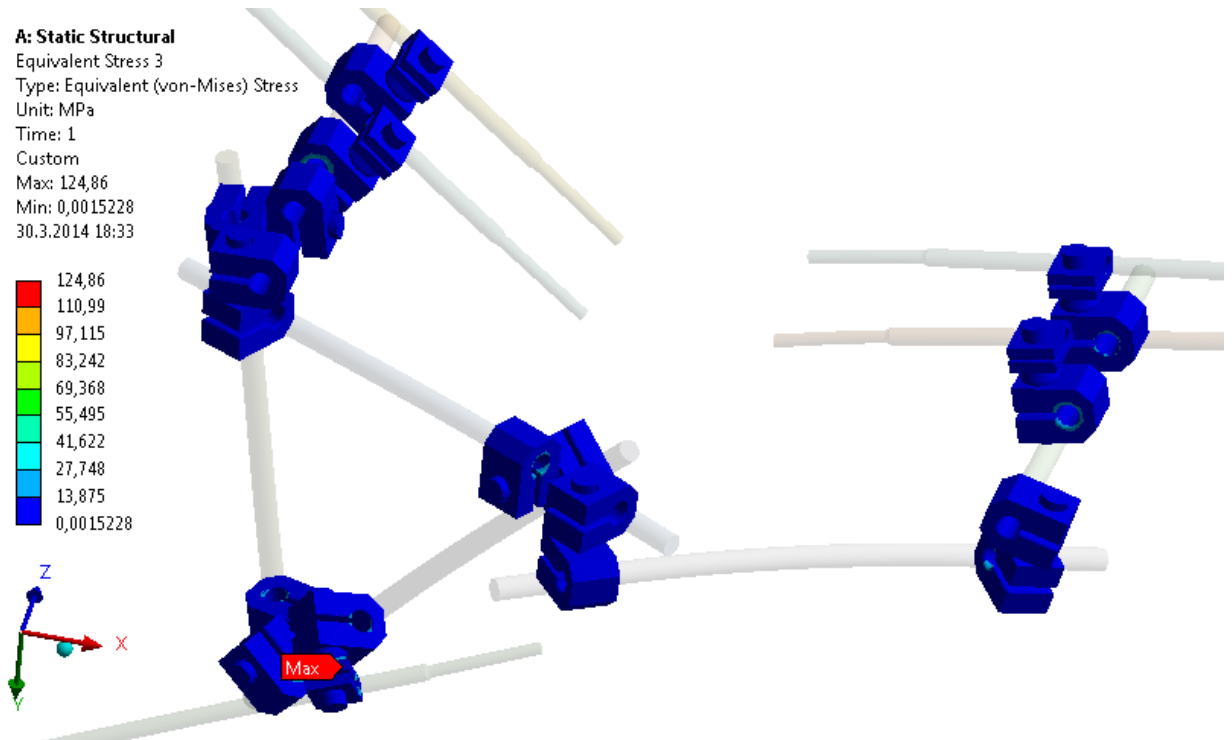
Obrázek 113 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na Schanzových šroubech - (pohled zespod) konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)



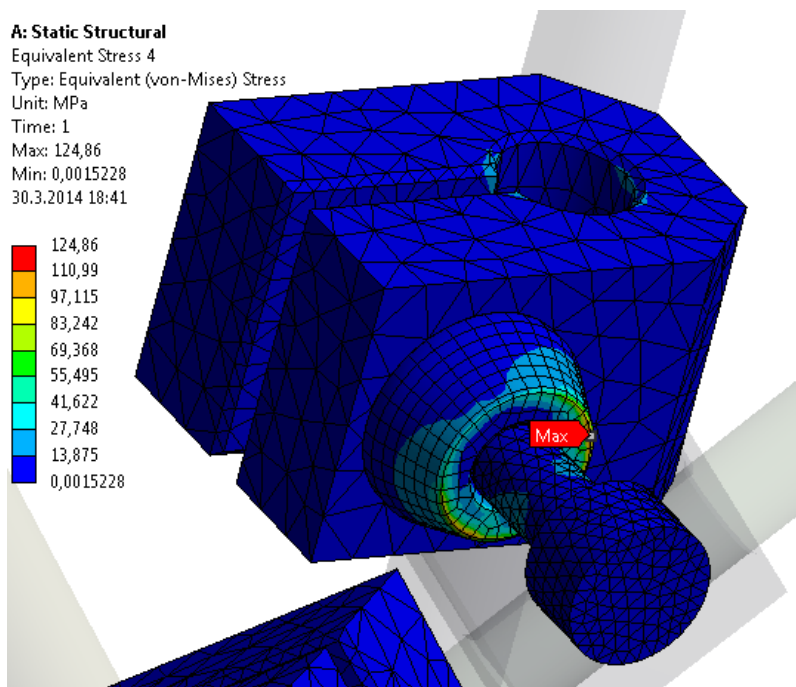
Obrázek 114 - detail na oblast s maximem napětí σ_{HMH_MAX} v pánevním Schanzově šroubu konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)

7.6.3.3 Upínky – napětí (VŠB-TUO+FNO)

Maximum napětí σ_{HMH_MAX} rovno 124,86 MPa nastává uvnitř upínky držící acetabulární Schanzův šroub (na kuželovém tělese), viz obr. 115 a 116.



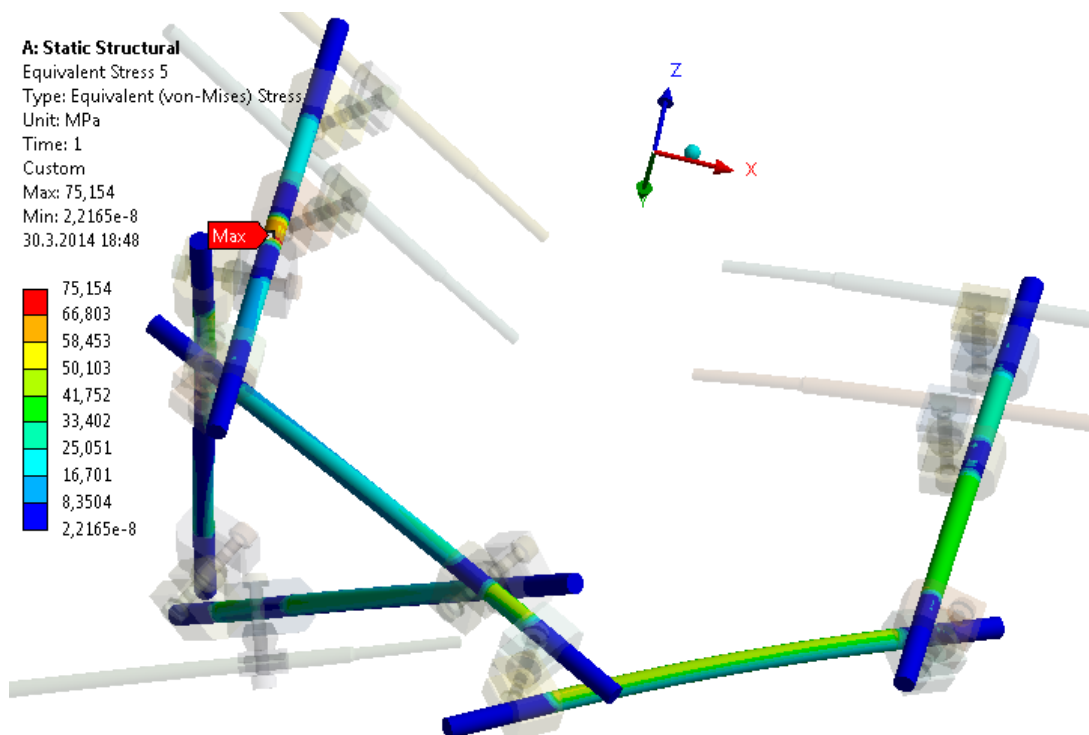
Obrázek 115 - výsledky průběhů napětí σ_{HMH} na upínkách - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)



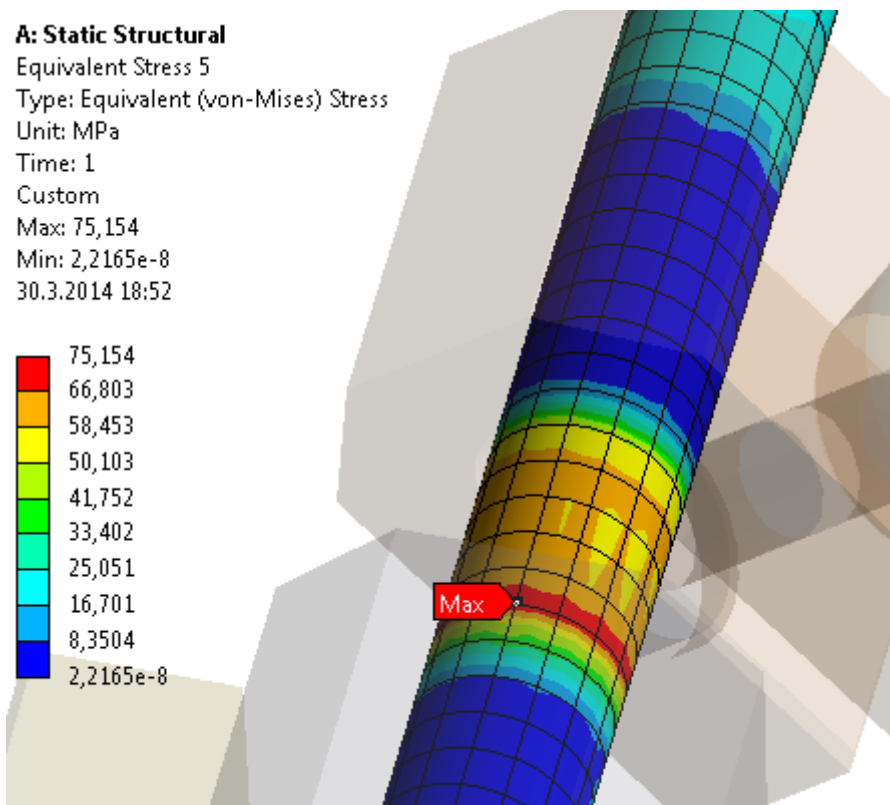
Obrázek 116 - detail upínky s maximálním napětím σ_{HMH_max} (z důvodu zobrazení maxima na kuželovém tělese je zneviditelněna vrchní svorka držící Schanzův šroub) - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)

7.6.3.4 Napětí - vnější tyče (VŠB-TUO+FNO)

Hodnota maximálního napětí σ_{HMH_max} je 75,15 MPa a nastává na levé vnější tyči (viz obr. 117 a 118).



Obrázek 117 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na vnějších tyčích - konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)

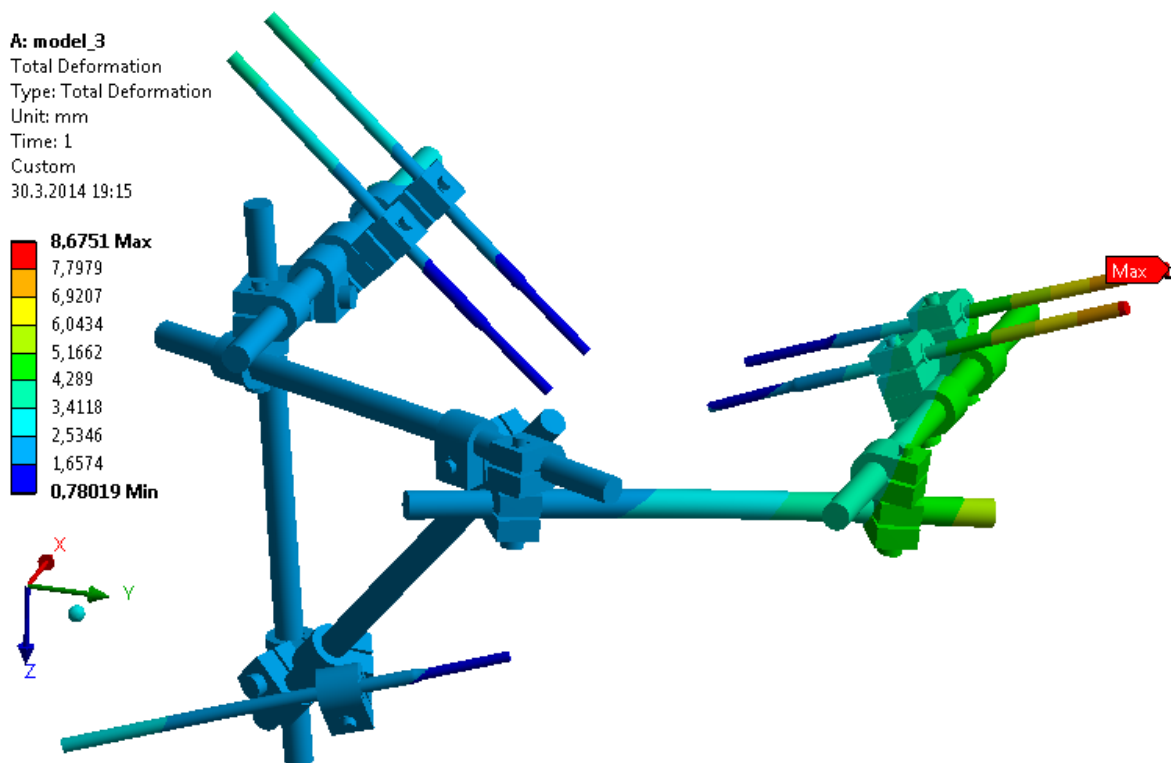


Obrázek 118 - detail průběhu napětí σ_{HMH} nejvíce namáhané vnější tyče s jejím maximem σ_{HMH_max} - konstrukční řešení č. 2

7.6.4 Konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

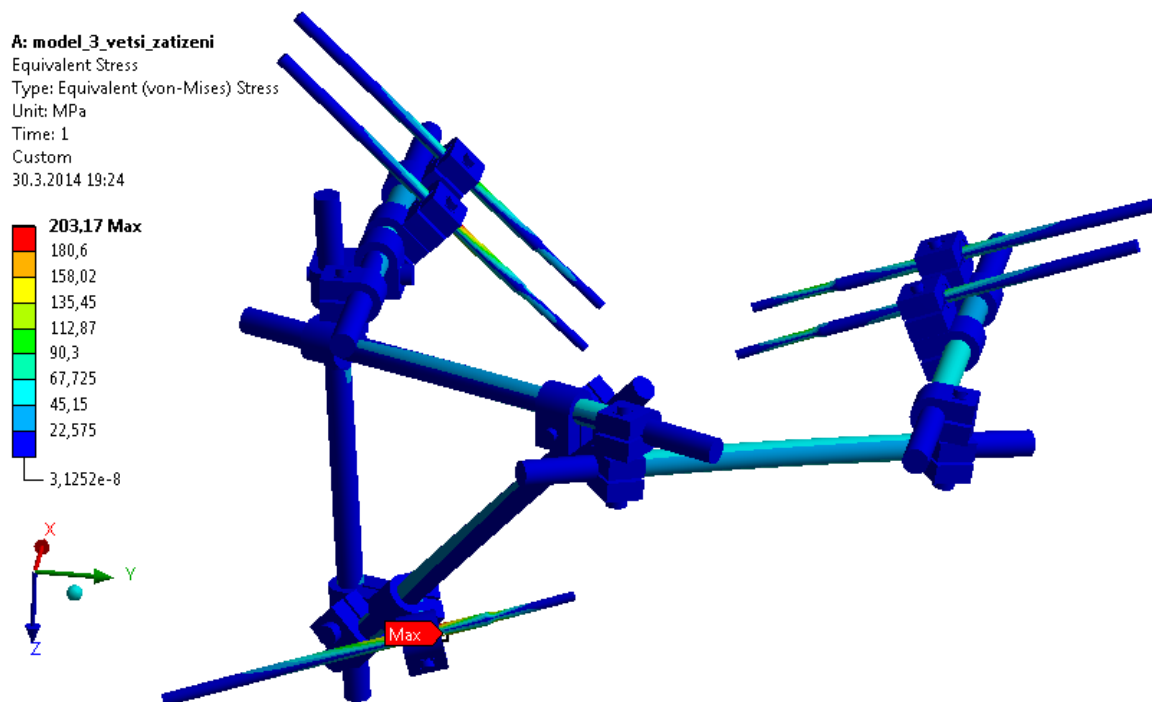
7.6.4.1 Celý model - posunutí a napětí (Medin a.s.)

Maximální posunutí Δ_{\max} nastává ve stejném místě jako v předchozích konstrukčních řešeních (viz obr. 119). Její hodnota je 8,68mm.

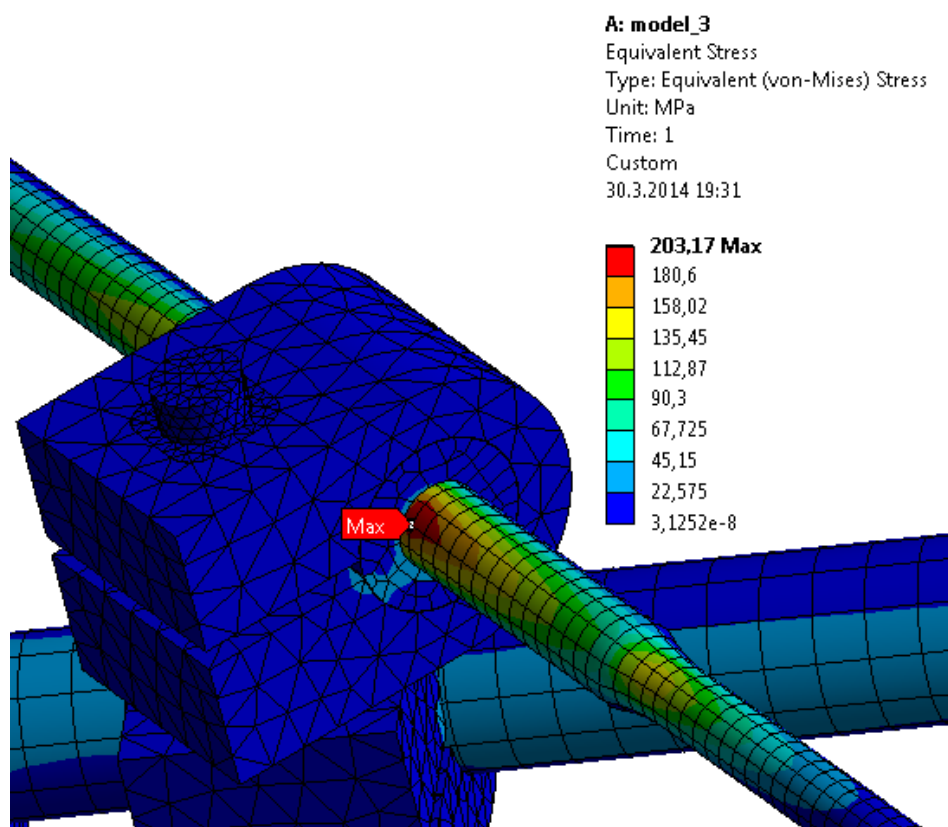


Obrázek 119 - výsledky průběhu posunutí Δ - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

Hodnota maximálního napětí je 203,17 MPa a nastává v acetabulárním Schanzově šroubu. Tato hodnota je však špičková. Jako relevantní maximální hodnotu napětí σ_{HMH_max} můžeme uvažovat 158,02 MPa (viz obr. 120 a 121)



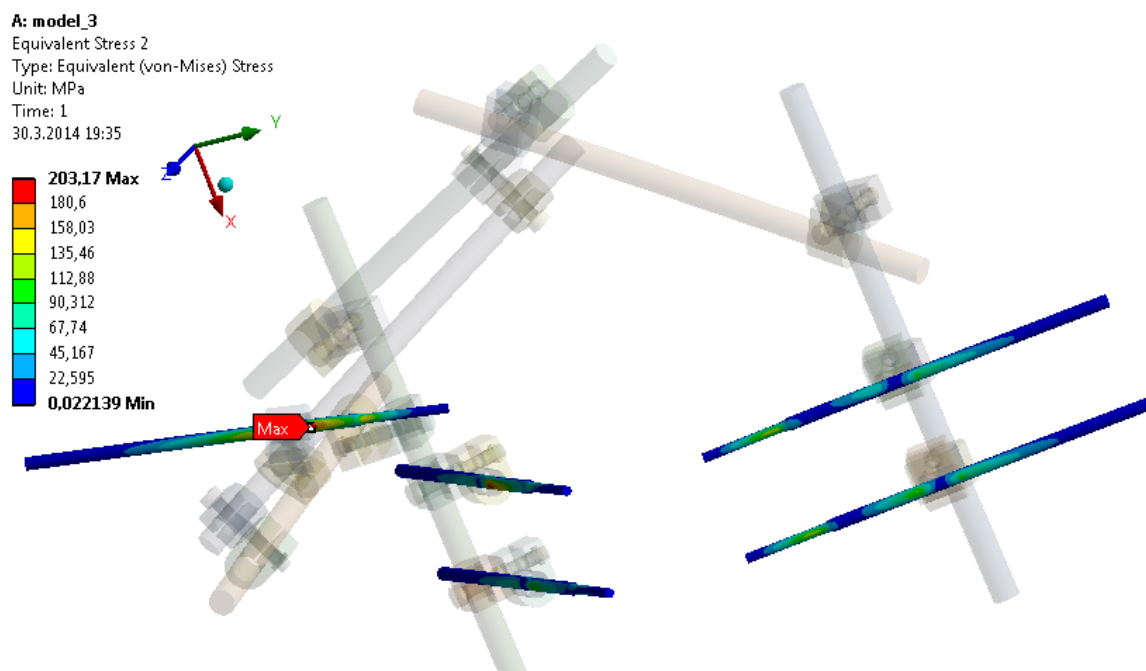
Obrázek 120 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)



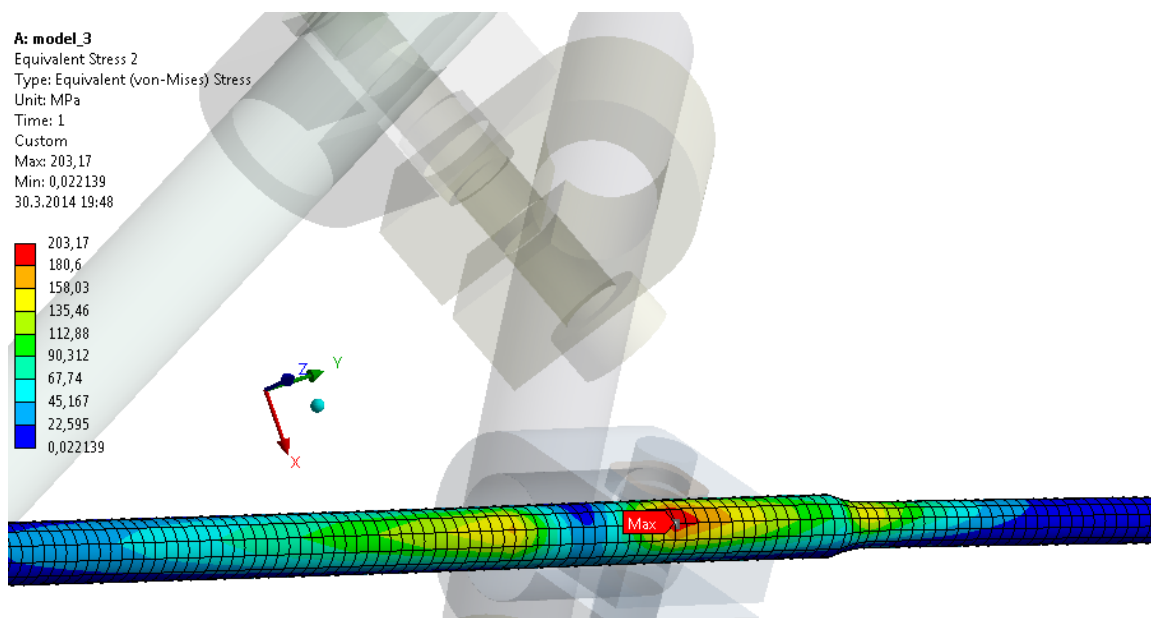
Obrázek 121 - detail místa s maximálním napětím σ_{HMH_max} – (pohled zespod) konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

7.6.4.2 Schanzovy šrouby – napětí (Medin a.s.)

Z analýzy celého fixátoru vyplývá, že maximum napětí nastává v acetabulárním Schanzově šroubu. Proto jsou hodnoty této analýzy shodné s předchozí analýzou a tedy maximální špičkové napětí dosahuje hodnoty 203,17 MPa. Za relevantní hodnotu pak bereme napětí σ_{HMH_max} rovno 158,02 MPa (viz obr. 122 a 123).



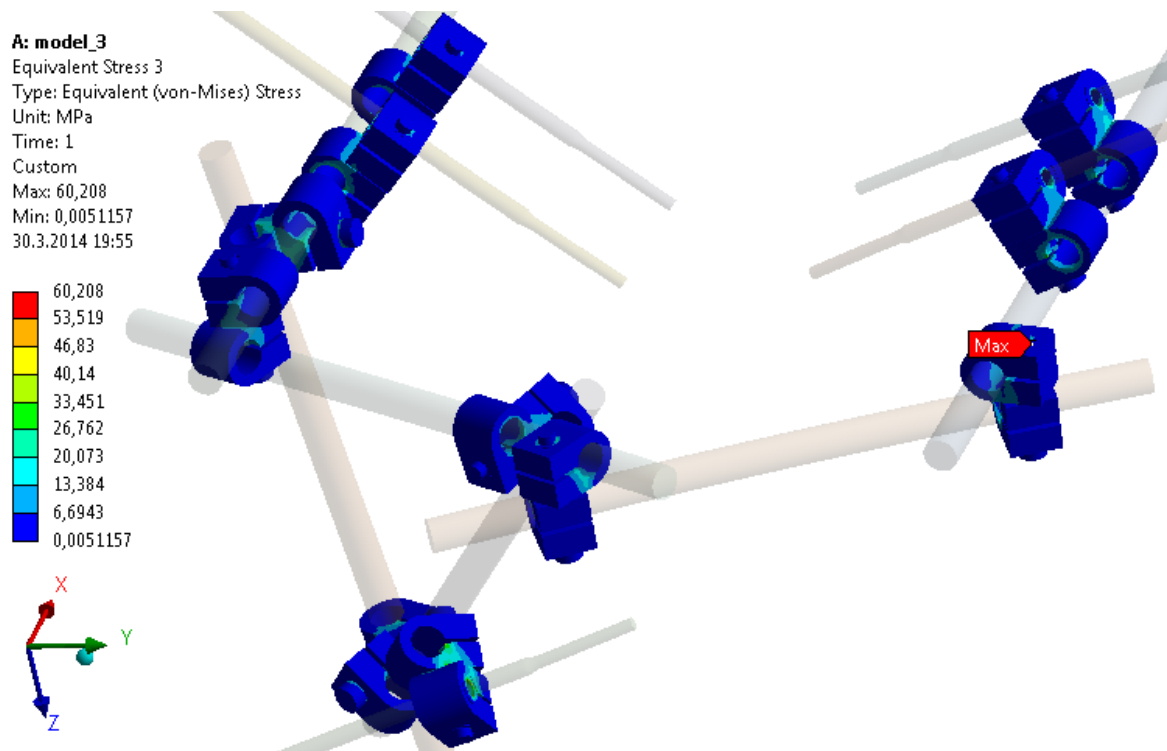
Obrázek 122 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na Schanzových šroubech - (pohled zespod) - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)



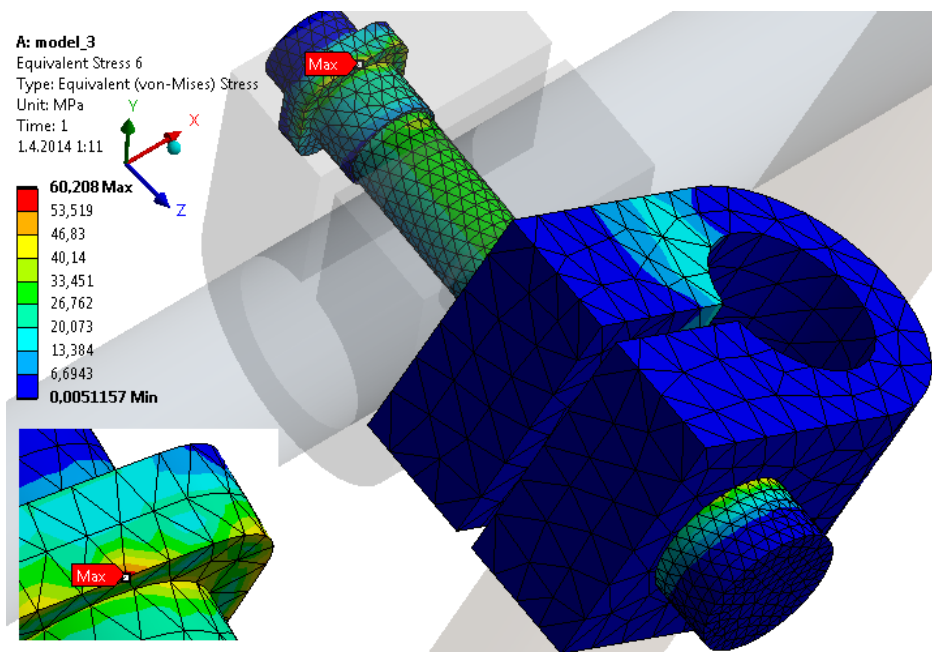
Obrázek 123 - detail průběhu napětí σ_{HMH} v acetabulárním Schanzově šroubu, ve kterém nastává maximální napětí σ_{HMH_max} – (pohled zespod) konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

7.6.4.3 Upínky-napětí (Medin a.s.)

Maximální napětí je uvnitř upínky na čtvercové matici a činí 60,21 MPa. Po detailním prozkoumání místa bylo zjištěno, že tato hodnota je napěťová špička, proto jako relevantní maximální napětí $\sigma_{\text{MH}_{\text{max}}}$ bylo uvažováno 40,14 MPa (viz obr. 124 a 125).



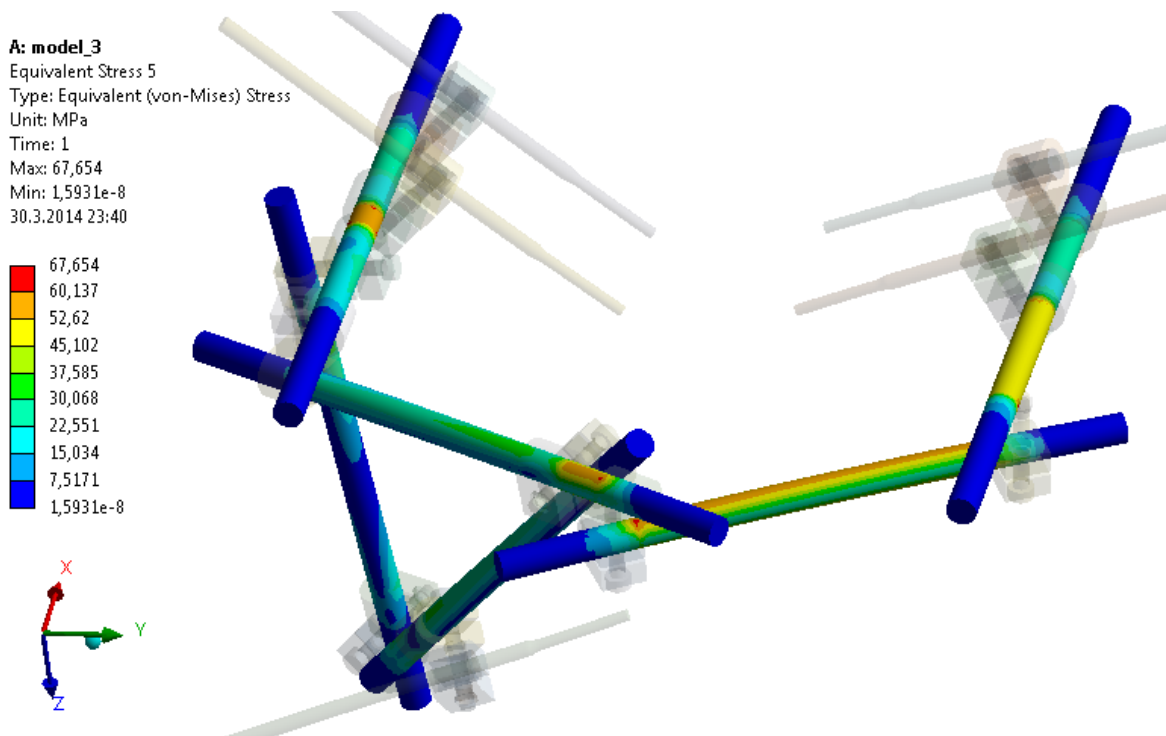
Obrázek 124 - výsledky průběhů napětí σ_{MH} na upínkách - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)



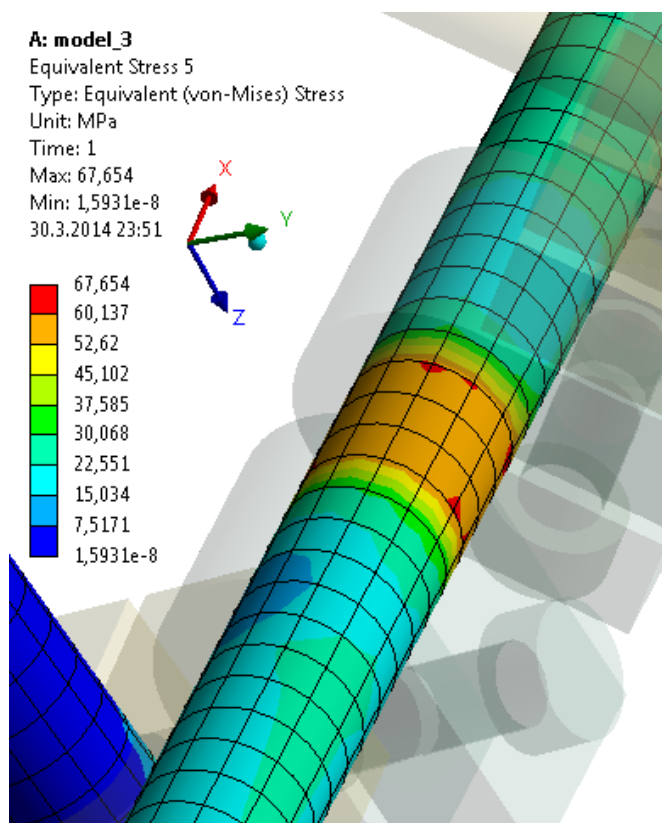
Obrázek 125- detail oblasti s maximálním napětím $\sigma_{\text{MH}_{\text{max}}}$ (z důvodu zobrazení maxima na čtvercové matici je zneviditelněna jedna svorka) - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

7.6.4.4 Vnější tyče-napětí (Medin a.s.)

Špičková hodnota maxima napětí 67,65 Mpa je na levé vnější tyči. Jako relevantní hodnotu napětí σ_{HMH_max} uvažujeme v tomto místě 52,62 MPa (viz obr. 126 a 127).



Obrázek 126 - výsledky průběhu napětí σ_{HMH} na vnějších tyčích - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)



Obrázek 127 - detail průběhu napětí σ_{HMH} nejnamahanější vnější tyče - konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)

7.6.5 Shrnutí výsledků statické analýzy

V tabulce 15 jsou zaznamenány vypočítané maximální hodnoty deformací a napětí provedených statických analýz jednotlivých konstrukčních řešení, po odstranění napěťových špiček. Případná napěťová špička je uvedena v závorce. Nicméně jde pouze o informativní hodnotu. Jako relevantní a výsledné hodnoty uvažujeme napětí po odečtení napěťových špiček.

Tabulka 15- shrnutí výsledků statické analýzy

statická analýza		posunutí Δ_{\max} [mm]	obr. č.:	napětí $\sigma_{\text{HMH_max}}$ [MPa]	obr. č.:
druh analýzy					
konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.) hmotnost $m_{\text{fix}} = 2,39$ Kg	celý fixátor:	5,49	90	183,78 (184,26)*	91, 92, 93, 94
	Schanzovy šrouby:	-	-	183,78 (184,26)*	95, 96, 97, 98
	upínky:	-	-	33,32 (74,96)	99, 100
	vnější tyče:	-	-	49,79 (74,69)	101
konstrukční řešení č. 1B (Prospan s.r.o.) hmotnost $m_{\text{fix}} = 1,24$ Kg	celý fixátor:	5,64	102	182,12	103, 104
	Schanzovy šrouby:	-	-	182,12	105, 106
	upínky:	-	-	34,54 (77,7)	107, 108
	vnější tyče:	-	-	48,67 (73 MPa)	109
konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO) hmotnost $m_{\text{fix}} = 1,05$ Kg	celý fixátor:	6,42	110	127,17	111, 112
	Schanzovy šrouby:	-	-	127,17	113, 114
	upínky:	-	-	124,86	115, 116
	vnější tyče:	-	-	75,15	117, 118
konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.) hmotnost $m_{\text{fix}} = 0,83$ Kg	celý fixátor:	8,68	119	158,02 (203,17)	120, 121
	Schanzovy šroub:	-	-	158,02 (203,17)	122, 123
	upínky:	-	-	40,14 (60,21)	124, 125
	vnější tyče:	-	-	52,62 (67,65)	126, 127

*maximum napětí je v jiné součásti než napěťová špička

Maximální posunutí nastává u všech řešených fixátorů ve vrchní části, v pravém zadním Schanzově šroubu.

Z výše uvedených údajů vyplývá, že minimální posunutí 5,49 mm ze všech zkoumaných konstrukcí vykazuje konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.). Je to dáno tím, že používané upínky na tomto fixátoru jsou největší a mají největší upínací plochu. Z tohoto důvodu se tuhost celého fixátoru poměrně hodně zvětší a sníží se tím tak jeho průhyb.

Ze stejných důvodů dosáhne téměř totožných hodnot i varianta 1B, se šrouby v upínkách z materiálu PEEK. Rozdíly v řešeních 1A a 1B jsou v řádech desetin milimetrů u průhybu a jednotek megapascalů v případě napětí. Takovéto rozdíly jsou naprosto zanedbatelné.

Naopak u fixátoru č. 3 jsou upínky poměrně malé, vzniká tak prostor pro deformaci vnějších tyčí a posunutí fixátoru jako celku tak narůstá až na 8,68 mm.

Maximální posunutí fixátoru VŠB-TUO+FNO je o 2,26 mm menší než u třetího konstrukčního řešení, ale větší o 0,93 mm než u fixátoru č. 1A, resp. 0,78 mm u řešení 1B. Vzhledem k tomu, že konstrukce druhého konstrukčního řešení předpokládá pouze použití u osob o hmotnosti do 45 Kg (děti), je pouze prosté srovnání absolutních hodnot posunutí neefektivní.

Snažili jsme se proto vytvořit poměrové číslo, které by srovnávalo „průhybovou výkonnost“ jednotlivých konstrukčních řešení a bralo by v úvahu deformaci fixátorů Δ_{max} a hmotnost $m_{\text{člověka}}$ pro kterou je určen. Výkonnost fixátoru K_{pf} tak má následující vzorec:

$$K_{pf} = \frac{\Delta_{max}}{m_{\text{člověka}}} ; [\text{mm/Kg}] \quad (4)$$

Dospěli jsme k němu úvahou, že podělením maximálního posunutí Δ_{max} hmotnosti $m_{\text{člověka}}$ pro kterou je fixátor určen, dostaneme posunutí na 1 Kg zatížení. Tedy čím menší hodnota K_{pf} tím lépe. Eliminují se tím tak rozdíly vzešlé z použití menších průměrů vnějších tyčí mezi druhým konstrukčním řešením a ostatními fixátory. V tabulce 16 jsou hodnoty K_{pf} vypočteny.

Tabulka 16 - hodnoty K_{pf}

	K_{pf} [mm/Kg]
konstrukční řešení č. 1A (Prospan s.r.o.)	0,046
konstrukční řešení č. 1B (Prospan s.r.o.)	0,047
konstrukční řešení č. 2 (VŠB-TUO+FNO)	0,143
konstrukční řešení č. 3 (Medin a.s.)	0,072

Je vidět, že při vzati do úvahy velikost zatížení, se pořadí fixátorů, oproti porovnávání absolutních čísel posunutí, změní. Jako nejlepší v tomto srovnání vychází opět fixátory č. 1A a 1B (Prospion s.r.o.). Naopak pořadí druhého a třetího konstrukčního řešení se prohodilo. Jako lepší z této dvojice tak vychází fixační řešení č. 3 (Medin a.s.), jehož posunutí na jeden kilogram je 0,072 mm. Kdežto konstrukce VŠB-TUO+FNO vykazuje posunutí téměř dvojnásobné. Druhé řešení je tedy z tohoto pohledu jednoznačně nejhorší.

Závěrem k porovnání průhybů lze říct, že fixátor č. 1A (Prospion s.r.o.) má jednoznačně nejmenší průhyb ze všech variant, což je hlavní parametr fixátoru. Nicméně s druhým řešením firmy Prospion (1B), se co do průhybu, liší jen zanedbatelně. Vzhledem tomu, že fixátor 1A je téměř 2x těžší než řešení 1B, vychází druhý fixátor Prospionu jednoznačně lépe. Porovnáním průhybů a při vzati do úvahy hmotnost fixátorů, můžeme považovat druhou variantu firmy Prospion (1B), jako jednoznačně nejlepší řešení ze všech. Zbylé varianty č. 2 a 3 jsou sice trochu lehčí, nicméně mají dosti větší průhyb.

Co se týká pevnostního hlediska, maximální napětí ze všech konstrukčních řešení, téměř 184 MPa vykazuje acetabulární Schanzův šroub v konstrukčním řešení č. 1A. Vzhledem k možnostem materiálu Schanzova šroubu, kdy mez kluzu je 690 MPa a toho, že ostatní konstrukce vykazují na šroubech menší napětí, s velkou rezervou v žádném Schanzově šroubu v žádném konstrukčním řešení k překročení meze kluzu nedojde.

Maximum napětí na vnějších tyčích vykazuje konstrukční řešení č. 2. Jeho hodnota je 75,15 MPa. Vzhledem k mezi kluzu uhlíkového vlákna, jehož hodnota je 200MPa, je toto napětí rovněž bezpečné.

Poslední zkoumanou součástí jsou upínky, které se v závislosti na typu konstrukce a dané součástce, skládají z polyetheretherketonu ($R_e=100$ MPa), titanové slitiny ($R_e=780$ MPa), nebo korozivzdorné oceli ($R_e=690$ MPa). Dle dosažených hodnot žádná součástka upínky v žádném konstrukčním řešení fixátoru bezpečně nepřesáhne mez kluzu příslušných materiálů.

Z celkového pohledu tak všechny fixátory pevnostně vyhovují. Jejich maximální průhyby jsou rovněž vyhovující pro léčbu zlomenin pánve a acetabula. Lze je tedy bezpečně používat při léčbě pacientů.

8 Závěr

Hlavním cílem diplomové práce, která byla řešena jako součást projektu výzkumu a vývoje ministerstva průmyslu a obchodu České republiky FR-TI3/818 – „Zevní fixace“ a projektu aplikovaného výzkumu Technologické agentury České republiky TA03010804 – „Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky“, byla pevnostní a deformační analýza tří konstrukčních řešení externích fixátorů. Tyto fixátory jsou určeny pro léčbu komplikovaných zlomenin pánve a acetabula. První konstrukční řešení je od firmy Prospan s.r.o. (varianta 1A a 1B), druhé je od VŠB-TU+FNO a třetí od společnosti Medin a.s.

V teoretické části se práce nejprve věnovala obecně stavbě, způsobům namáhání a pevnosti lidské kosti. Poté byl dán prostor pro popis a funkci kosti pánevní, jejich jednotlivých kostí a acetabula, byly popsány jejich zlomeniny a nejčastěji užívané klasifikace těchto zlomenin. Dále pak se kapitoly věnují průběhu, způsobu léčby a jejím možným komplikacím.

V dalších kapitolách se práce snažila obecně odpovědět na otázku co je to fixátor a kde a na co se používá. Byly zde popsány výhody a nevýhody materiálů používaných pro jejich konstrukci a jsou zde uvedeny nejčastější druhy užívaných fixátorů v lékařské praxi. Podrobněji se pak práce věnovala fixátorům pánve a acetabula, kde byli také kromě popisu jejich funkce, porovnání výhod a nevýhod interních a externích fixátorů, zmapování hlavní výrobců a jejich technická řešení.

Praktická část práce se věnovala jednotlivým konstrukčním návrhům. Konstrukční řešení zde byla podrobně popsána, byly zde uvedeny použité materiály a jejich mechanické vlastnosti. Další kapitoly se věnovaly problematice mechanických kontaktů a okrajovým podmínkám, které zahrnují i silové zatížení.

V případě konstrukcí firem Prospan s.r.o. a Medin a.s., tj. řešení pro dospělé, byla předpokládána maximální hmotnost pacienta 120 Kg. V případě konstrukce Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava a Fakultní nemocnice Ostrava, bylo z důvodů menšího průměru vnějších tyčí, počítáno se zatížením do 45 Kg, tzn. řešení pro dětské pacienty. Bylo předpokládáno, že na zatížení fixátoru, nemá vliv celá hmotnost pacienta, nýbrž pouze její část. Celková zátěžná síla vyvozena pacientem tak byla vypočítaná z předpokladů, že na zatížení má vliv pouze vrchní polovina těla od pasu nahoru a že pacient bude po dobu své rehabilitace pouze sedět nebo ležet, výjimečně se s oporou postaví na obě chodidla, nicméně nikdy nebude přenášet celou svojí hmotnost.

Předpětí vyvozené v acetabulárním šroubu bylo stanoveno z předchozích experimentů, jež byly prováděny pro fixátory určené pacientům o hmotnosti do 120 Kg. Pro fixátory určené pacientům do 45 Kg byla tato hodnota poměrem hmotností přepočtena. Poté byly tyto okrajové podmínky a mechanické kontakty aplikovány na

jednotlivých modelech v MKP softwaru Ansys Workbench 14.5.7 a byla spočítaná statická analýza. Výsledky, které z této analýzy vzešly, byly zdokumentovány a vyhodnoceny.

Hlavními výsledky bylo to, zda fixátor z pevnostního hlediska vydrží předpokládané maximální zatížení a zda bude jeho maximální deformace při tomto zatížení přípustná při léčbě zlomenin pánve a acetabula.

Z pevnostního pohledu bezpečně vydrží všechny součástky ve všech konstrukčních řešeních.

Z porovnání průhybů (po přepočtení na 1 Kg zatížení) se jeví fixátory firmy Prospan s.r.o. jako jednoznačně nejlepší řešení. Mezi jednotlivými jejich variantami 1A a 1B, není kromě hmotnosti fixátorů téměř žádný rozdíl. Následuje konstrukční řešení firmy Medin a.s. a jako poslední co se průhybu týče, skončila varianta VŠB-TUO+FNO.

Vezmeme-li v úvahu i hmotnosti jednotlivých konstrukčních řešení a budeme-li chtít fixátor poměrně lehký s malým průhybem, nabízí se opět konstrukční varianta 1B firmy Prospan s.r.o., která má téměř 2x menší hmotnost v porovnání s variantou 1A a srovnatelnou, i když největší hmotnost z variant firmy Medin a.s. a VŠB-TUO+FNO.

Porovnáním absolutních hodnot průhybů (bez přepočtení na 1 Kg zatížení) opět vítězí varianty 1A a 1B, za nimi pak konstrukce VŠB-TUO+FNO a poté fixátor společnosti Medin a.s.

Všechny analyzované konstrukční řešení tedy z pevnostního i deformačního hlediska vyhovují a lze je jednoznačně doporučit pro běžnou klinickou praxi.

Co se týká konstrukčních inovací, tak v současné době nevidíme nutnost žádného vylepšení, neboť dle našeho názoru nejsou žádná zapotřebí. Nicméně opravdovou potřebu konstrukčních inovací ukáže až používání fixátorů v lékařské praxi.

Výsledky této práce jsou v současnosti publikovány ve vědeckých časopisech.

Použitá literatura

- [1] Pánev (anatomie) [online]. [cit. 2013-9-29]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/P%C3%A1nev_%28anatomie%29
- [2] Čihák, Radomír. Anatomie 1. 2. vydání. Praha : Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [3] Týden. [cit. 2013-10-1]. Dostupné z: http://www.tyden.cz/rubriky/domaci/nabizel-klausuv-kloub-dostal-od-prezidenta-milost_77874.html
- [4] Stavba kosti [online]. [cit. 2013-10-1] Dostupné z: http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=7&sqi=2&ved=0CEkQFjAG&url=http%3A%2F%2Fwww.skolaklasterec.cz%2Ffe_vyuka%2Fprirodopis%2F8_trida%2Fucivo%2Fkost_stavba.ppt&ei=BdBaUum-H8Xa4ASm9oCoAQ&usg=AFQjCNH4j8aMR8hIDAv0_0euTDpZbmlRDA&bvm=bv.53899372,d.bGE
- [5] Okostice [online]. [cit. 2013-10-1]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Okostice>
- [6] Kost [online]. [cit. 2013-10-5]. <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Kost>
- [7] Jořenek, Jaroslav, 2012. Biomechanika-Externí fixátor pro pelvis a acetabulum. Ostrava. Diplomová práce. Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava
- [8] Pelvic Fractures & Fixation Devices.[online]. [cit. 2013-10-7]. Dostupné z: <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CDAQFjAA&url=http%3A%2F%2Fjacobiem.org%2Fwp-content%2Fuploads%2F2013%2F04%2FPelvic-Fractures.ppt&ei=ijVcUurLJKvp4wTb9QE&usg=AFQjCNF3ifIPEww0M2O28nMXAfMAIMxllw>
- [9] Krbec, Martin.Zlomeniny pánve a acetabula.[online]. [cit. 2013-10-9]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Ortopedie_B/Ortopedie_1/Ortopedie_1.htm
- [10] Poranění pánve a končetin. [online]. [cit. 2013-10-15]. Dostupné z: http://www.pmfhk.cz/BATLS1/Text_BATLS/12%20Limb%20and%20Pelvic%20Injury.pdf
- [11] Žvák, Ivo. Traumatologie ve schématech a RTG obrazech. 1.vydání. Praha: Grada, 2006. 205 s. ISBN 80-247-1347-0
- [12] Poranění pánve u dospělých.2008. [online]. Poslední změna 29.9.2008. [cit. 2013-10-20]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/poraneni-panve-u-dospelych-381725>
- [13] Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.[online].[cit. 2013-10-22].Dostupné z:<http://www.jaaos.org/content/17/7/447/F3.expansion>
- [14] Fractures of the Pevic & Acetabulum. [online].[cit. 2013-10-25]. Dostupné z: <http://www.orthoassociates.com/SP11B26/>
- [15] Adult Acetabular Fracutres.[online].[cit. 2013-11-6]. Dostupné z: <http://www.orthofracs.com/adult/trauma/pelvis/acetabular-fractures.html>

- [16] Pelvic Fractures.[online].2014 [cit. 2013-11-7]. Dostupné z: <http://medacad.wikispaces.com/Pelvic+Fractures>
- [17] Pelve Class.[online].[online].[cit. 2013-11-7]. Dostupné z: http://www.ombroecotovelo.net/orthoclass/pelve_class_i.html
- [18] Synthess, pánvení C-Svorka.[online].[cit. 2013-11-7]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/intl/CZ/czech/Documents/126.000.899.pdf>
- [19] Elastický pruh.[online].[cit. 2013-11-7]. Dostupné z: http://www.ebay.co.uk/itm/Back-Supporter-Silicone-Pelvic-Belt-Corrector-Elastic-Ease-Pain-Pelvis-New-JAPAN-/181064137012?pt=LH_DefaultDomain_0&var=&hash=item2a28437934
- [20] Helago.[online]. [cit. 2013-11-13]. Dostupné z: <http://www.helago-cz.cz/set/jacob/>
- [21] Biomedical Journal.[online].[cit. 2013-11-13]. Dostupné z: http://www.biomedj.org/viewimage.asp?img=BiomedJ_2013_36_2_77_110401_u6.jpg
- [22] Hoffman External Fixator. [online].[cit. 2013-11-19]. Dostupné z: <http://www.scoliosisnutty.com/hoffman-external-fixator.php>
- [23] Nemocnice Jihlava, Pánev. [online].[cit. 2013-11-26]. Dostupné z: <http://www.nemji.cz/paneved-3995/p1=53>
- [24] Rozum, Karel, 2008. Zevní fixátory pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin. Ostrava. Vědecké spisy Fakulty strojní. Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava
- [25] Umělé klouby po ozáření.[online].[cit. 2013-12-1]. Dostupné z: <http://3pol.cz/1204>
- [26] Faksa, Lukáš, 2012. Analýza vnitřních silových účinků v zevním fixátoru. Ostrava. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava
- [27] Taller, S. ; Lukáš, R; Šrám, J. 2011. Samostatné kanylované šrouby při stabilizaci zlomenin pánevního kruhu a acetabula. Acta chirurgiae orthopedaicae et traumatologiae Čechoslovaca. [online]. [cit. 2013-12-22]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=498>
- [28] Janečka, Martin, 2013. Výzkum a vývoj zevního fixátoru na pánev (acetabulum), včetně experimentálního měření a počítačového modelování. Disertační práce. Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava
- [29] K P Baidya, S Ramakrishna, M Rahman and A Ritchie. 2001. Advanced textile composite ring for Ilizarov external fixator systém. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H: Journal of Engineering in Medicine. 215: 11;
- [30] Chirurgická ambulance.[online].[cit. 2014-1-5]. Dostupné z: <http://www.mudrmichalvotruba-chirurgie.cz>
- [31] ms-protetik.[online].[cit. 2014-1-8]. Dostupné z: <http://www.msprotetik.cz/view.php?cisloclanku=2006100003>

- [32] Erilens. [online].[cit. 2014-1-10]. Dostupné z: <http://eshop.erilens.cz/erilens/eshop/2-1-Fixacni-material/9-2-Dlahy-AI/5/25-Dlaha-pro-fixaci-prstu-ruky-A>
- [33] Tibial. [online].[cit. 2013-9-14]. Dostupné z: <http://www.tibial-nonunion.org/itfx.html>
- [34] Externí fixátor [online].[cit. 2013-9-14]. Dostupné z: <http://www.fashion-reply.com/complications-external-fixation/>
- [35] Taylor Spatial Frame. [online].[cit. 2013-10-12]. Dostupné z: http://www.bonfixator.com/fracture_fixation/taylor_spatial_frame_1.html
- [36] Jan Gessmann, Birger Jettkant, Thomas Armin Schildhauer, Dominik Seybold. 2011. Mechanical stress on tensioned wires at direkt and indirect loading: Abiomechanical study on the Ilizarov external fixator
- [37] Femur. [online].[cit. 2013-10-12]. Dostupné z: http://www.synthes.com/sites/intl/InvestorsMedia/MediaCorner/images/trauma/392_Titelbild_RGB.jpg
- [38] Screw Fixation. [online].[cit. 2013-11-3]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwN3QwMDA08zTzdvvxBjIwN_I_2CbEdFADiM_QM!/?redfix_url=&implantstype=Lag%20screw%20fixation%20for%20radius&segment=Proximal&bone=Radius&classification=21-B3.1&showPage=redfix&treatment=Operative&method=ORIF%20for%20extraarticular%20radial%20fracture
- [39] Msec. [online].[cit. 2014-4-7]. Dostupné z: http://surgical-instruments-supplies.medical-supplies-equipment-company.com/product/12in-kirschner-wires_28211.html
- [40] MTS. [online].[cit. 2014-4-7]. Dostupné z: http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=12&ved=0CHYQFjAL&url=http%3A%2F%2Fwww.rpi.edu%2F~ostrat%2Ftc-bme%2F_MTS_Package%2FMTSModule%255B1%255D.ppt&ei=4YhuUpDkElbv4gSEOg&usg=AFQjCNEad55tk5RwE9082nyALoGiFc6nyQ&bvm=bv.55123115,d.bGE&cad=rja
- [41] Pelvic Implants and Instruments. [online].[cit. 2014-4-7]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/intl/IntlContent/Files/036.001.161.pdf>
- [42] Pelvic Fixator. [online].[cit. 2014-3-21]. Dostupné z: <http://intl.orthofix.com/index.php/site/product/orthopedics/HipFemur/PELVIS/PelvicFixator>
- [43] Stryker fixation systems. [online].[cit. 2014-2-27]. Dostupné z: www.stryker.com
- [44] Uhlíkové vlákno.[online].[cit. 2014-4-7]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Uhl%C3%ADkov%C3%A9_vl%C3%A1kno
- [45] Titan (prvek). [online].[cit. 2014-2-25]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Titan_%28prvek%29

- [46] Z. Horák, D. Pokorný, P. Fulín, M. Šlouf, D. Jahoda, A. Sosna.2010. Polyetheretherketon (PEEK) - I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi. Acta chirurgiae orthopedaicae et traumatologiae Čechoslovaca. [online]. [cit. 2014-2-26]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=412>
- [47] Ansys help - help programu Ansys Workbench 14.5.7
- [48] Džupa, V., Pavelka T., Taller, S. et al: Léčba zlomenin pánve a acetabula (Treatment of Pelvic and Acetabular Fractures), Galén, Czech Republic, 2013, pp. 293, ISBN 978-80-7492-003-5
- [49] external pelvic fixator. [online].[cit. 2014-4-7]. Dostupné z: <http://tristan.membrane.com/aona/tech/ortho/lef/lef0173.html>
- [50] Frydrysek Karel, Jorenek Jaroslav, Ucen Oldrich, Kubin Tomas, Zilka Lubos, Pleva Leopold. Design of External Fixators Used in Traumatology and Orthopaedics– Treatment of Fractures of Pelvis and its Acetabulum. Elsevier Science BV, Netherlands, 2012. pp 164-173, ISSN: 1877-7058

Seznam příloh

Příloha A: konstrukční řešení č.1 (verze 1A) (výkres sestavení)

Příloha B: konstrukční řešení č.1 (verze 1B) (výkres sestavení)

Příloha C: konstrukční řešení č.2 (výkres sestavení)

Příloha D: konstrukční řešení č.3 (výkres sestavení)