



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV AUTOMOBILNÍHO A DOPRAVNÍHO INŽENÝRSTVÍ

INSTITUTE OF AUTOMOTIVE ENGINEERING

**ANALÝZA VLIVU NASTAVENÍ FIXACE FÚZE
OBRATLŮ PÁTEŘE NA VÝSLEDNOU KOREKCI
SKOLIÓZY**

ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF THE FIXATION SETTING OF THE FUSION OF THE SPINAL
VERTEBRAE ON THE RESULTING CORRECTION OF SCOLIOSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Kopecký

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Vosynek, Ph.D.

BRNO 2023

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav automobilního a dopravního inženýrství
Student: **Tomáš Kopecký**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Stavba strojů a zařízení
Vedoucí práce: **Ing. Petr Vosynek, Ph.D.**
Akademický rok: 2022/23

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Analýza vlivu nastavení fixace fúze obratlů páteře na výslednou korekci skoliózy

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Téma vychází z praxe, kdy je zapotřebí určit vliv různé aretace fixátorových matic. V jednom případě je matice "uzamčena" a v druhém případě umožňuje posuv tyček fixátoru. Bakalářská práce se bude zabývat převážně numerickým výpočtovým modelováním daného problému na dodané geometrii obratlů.

Cíle bakalářské práce:

Vytvoření geometrie fixátoru a jeho ustavení do dodané geometrie segmentu páteře.
Zjištění vlivu nastavení fixace fúze obratlů páteře pomocí vybraných mechanických veličin.

Seznam doporučené literatury:

Ostrum, Robert F. M.D.. Biomechanics in Orthopedic Trauma. Bone Fracture and Fixation.. The Journal of Bone & Joint Surgery: September 1994 - Volume 76 - Issue 9 - p 1438.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Josef Štětina, Ph.D.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá numerickým modelováním páteře se zavedeným fixačním aparátem při třech typech namáhání, s třemi typy realizace vazby mezi posledním článkem fixátoru a jeho vodící tyče. Práce popisuje tvorbu modelu páteře i fixátoru, nastavení podmínek zatížení. Sledované jsou tři stavy zatížení, vždy v obou směrech: předklon/záklon, úklony do obou stran a rotace v obou směrech. Dále je popsána realizace tří typů vazeb pro všechna tyto zatížení. V prvním případě je celý fixátor nepohyblivý, v druhém případě se může pohybovat jeho poslední článek v ose páteře, a v posledním případě může také navíc konat rotaci ve všech třech směrech. Vyhodnocení a následné porovnání deformace ve směru osy páteře je výstupem této práce. Výsledným zhodnocením je, že posuv, ke kterému dochází je v řádu desetin milimetrů.

KLÍČOVÁ SLOVA

MKP, metoda konečných prvků, skolióza, hrudní páteř, fixátor, deformace,

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with the numerical modeling of the spine with an established fixation device under three types of loading, with three types of connection between the last element of the fixator and its guiding rod. The thesis describes the creation of the spine and fixator models, as well as the setting of loading conditions. Three loading states are monitored, in both directions: flexion/extension, lateral bending in both directions, and axial rotation in both directions. Furthermore, the implementation of three types of connections for all these loadings is described. In the first case, the entire fixator is immovable, in the second case, the last element of the fixator can move along the axis of the spine, and in the last case, it can also rotate in all three directions. The evaluation and subsequent comparison of deformation in the direction of the spine axis are the outputs of this thesis. The final evaluation is that the displacement occurring is on the order of tenths of millimeters.

KEYWORDS

FEM, finite element method, scoliosis, thoracic spine, fixator, deformation

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KOPECKÝ, T. *Analýza vlivu nastavení fixace fúze obratlů páteře na výslednou korekci skoliózy*. Brno, 2023. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav automobilního a dopravního inženýrství. Vedoucí bakalářské práce Petr Vosynek. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/149856>.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že tato práce je mým původním dílem, zpracoval jsem ji samostatně pod vedením Ing. Petr Vosynek, Ph.D a s použitím informačních zdrojů uvedených v seznamu.

V Brně dne 26. května 2023

.....

Tomáš Kopecký

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval panu Ing. Petru Vosynkovi Ph.D. za veškerou trpělivost a rady během vypracovávání této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval rodině za podporu během studia.

OBSAH

Úvod.....	9
1 Anatomie páteře.....	10
1.1 Páteř	10
1.2 Obratel	10
1.3 Meziobratlové spoje.....	11
2 Skolióza.....	12
2.1 Rozdělení skolióz.....	12
2.1.1 Idiopatická skolióza	12
2.1.2 Kongenitální skolióza	12
2.1.3 Neuromuskulární skolióza	12
2.2 Vyšetřování stavu páteře.....	13
2.3 Léčba operací	14
3 Tvorba modelu páteře	15
3.1 Důležité materiálové charakteristiky	17
3.2 Geometrický model páteře	18
3.3 Tvorba ligament	21
3.4 Geometrie a nastavení vazeb fixátoru.....	24
3.5 Vytvoření konečnoprvkové sítě	27
4 Zatížení, vazby a vyhodnocované parametry.....	29
4.1 Předklon a záklon.....	30
4.2 Úklony do stran.....	31
4.3 Rotace	32
4.4 Vyhodnocované parametry	33
5 Numerická simulace nepohyblivého fixátoru.....	35
5.1 Realizace nepohyblivé vazby.....	35
5.2 Předklon a záklon v nepohyblivém stavu	35
5.3 Úklony do stran v nepohyblivém stavu	36
5.4 Rotace kolem osy páteře v nepohyblivém stavu.....	37
6 Numerická simulace fixátoru s 1 stupněm volnosti.....	39
6.1 Realizace vazby s 1 stupněm volnosti	39
6.2 Předklon a záklon v pohyblivém stavu	39
6.3 Úklony do stran v pohyblivém stavu	40
6.4 Rotace kolem osy páteře v nepohyblivém stavu.....	41
7 Numerická simulace se 4 stupni volnosti.....	43
7.1 Realizace vazby se 4 stupni volnosti	43
7.2 Předklon a záklon v pohyblivém stavu	43
7.3 Úklony do stran v pohyblivém stavu	44
7.4 Rotace kolem osy páteře v nepohyblivém stavu.....	45
8 Vyhodnocení a porovnání	47
8.1 Vyhodnocení	47

8.2 Porovnání.....	49
Závěr	51
Použité informační zdroje	52
Seznam použitých zkratek a symbolů	53

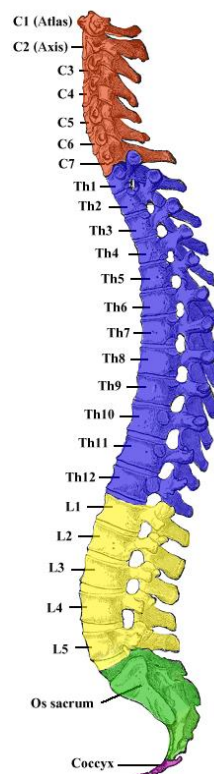
ÚVOD

Podle Světové zdravotnické organizace trpí skoliózou přibližně 2-3 % světové populace. Páteř jednotlivce s tímto onemocněním se naklání do jedné strany, vytváří zřetelnou boční křivku a může mít vliv na postavení těla jako celek nebo dokonce ohrozit vnitřní orgány. V takových případech, kdy dochází k silnému vybočování páteře, bývá častou volbou pro nápravu operace, při které dochází k fúzi několika postihnutých obratlů za pomoci fixátoru. Operací dochází k úlevě vnitřních orgánů a zamezuje se tak další progradaci onemocnění. Účelem práce je zjistit, k jakým deformacím dochází na segmentu páteře, do které je zakomponován fúzní aparát při běžných namáháních, a jestli se výsledky deformací liší v případě změny vazby ve fixátoru.

1 ANATOMIE PÁTEŘE

1.1 PÁTEŘ

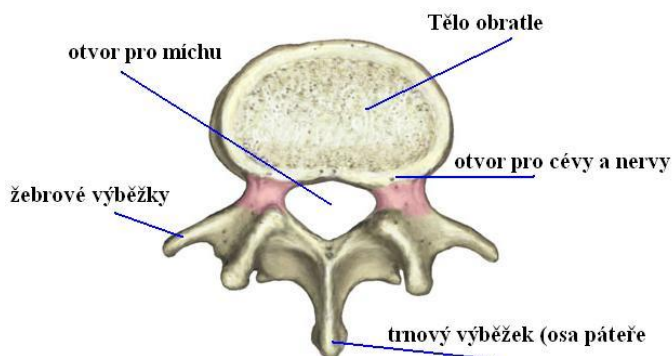
Během vývoje člověka je páteř tvořena 33 až 34 obratli, které jsou rozděleny do pěti oddílů: krční, hrudní, bederní, křížový a kostrční část. V konečném stavu zůstane pak pouze 24 obratlů. Z důvodu vzájemného srůstu křížových a kostrčních obratlů, které poté tvoří kost křížovou a kostrční, z tohoto důvodu se považují křížové a kostrční obratle jako nepravé a krční, hrudní a bederní za obratle pravé, protože po zbytek života figurují samostatně. Jednotlivé části jsou tvořeny následujícími počty obratlů: 7 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 4–5 obratlů kostrčních. [1]



Obr. 1: Rozdělení páteře na dílčí části [2]

1.2 OBRATEL

Obratel je tvořen třemi základními částmi: tělo, oblouk a několik výběžků. Typickým tvarem těla obratle je válec, který je na zevní vrstvě tvořen kortikální kostí a uvnitř spongiózní kostí. Jednotlivé obratle jsou od sebe odděleny meziobratlovou ploténkou, která umožňuje náklon obratlů do stran, což dramaticky zvyšuje rozsah pohyblivosti páteře (ROM), bez ní by obratle mohly konat pouze translační pohyb, rotační složka pohybu by byla nepatrná. Ze zadní strany těla obratle ještě vyrůstají výběžky, na které se upínají vazivové spoje. [3]



Obr. 2: Obratel a jeho části [5]

1.3 MEZIOBRATLOVÉ SPOJE

Spojení mezi obratlovými těly je realizováno pomocí meziobratlových plotének, vaziv (ligament) a kloubů. Meziobratlová ploténka je tvořena jádrem a prstencem vláken kolem jádra a umožňuje pohyb páteře jako celku. Dále jsou kolem páteře ligamenta, která napomáhají stabilitě páteře. Mezi dlouhá ligamenta se řadí ligamentum longitudinale anterius, které vede podél zadní strany páteře a proti němu je na přední straně ligamentum longitudinale posterius. Dále se zde vyskytuje několik krátkých vazivových tkání, která spojují jednotlivé výběžky, aby tak došlo k dalšímu zpevnění mezi obratli, patří mezi ně ligamentum flava (FL), ligamentum intertransversaria (ITL), ligamentum interspinalia (ISL), ligamentum supraspinalia (SSL) a ligamentum capsularia (CL). [4]

2 SKOLIÓZA

Kromě fyziologických zakřivení páteře (lordóza a kyfóza), zdravá páteř nevykazuje větší zakřivení než 10 stupňů. Skolióza je naopak patologický stav páteře, při kterém dochází k zakřivení většímu. Tuto komplexní deformitu páteře doprovází zdravotní a kosmetické poškození člověka.

2.1 ROZDĚLENÍ SKOLIÓZ

Skoliózu lze rozdělit na základě několika kritérií:

- struktuality zakřivení,
- místo ve kterém se nachází a
- podle původu přivození

Podle struktuality je možno skoliózy rozdělit na strukturální a nestrukturální. V případě strukturální skoliotické křivky dochází ke změně struktury jednotlivých obratlů, plotének mezi obratli a měkkých tkání. Hlavním rozdílem mezi strukturálním a nestrukturálním typem křivky je pak ten, že u strukturálních křivek je výskyt deformity ve všech třech rovinách a z hlediska korekce je tato varianta horší na provedení. Dle místa výskytu křivky je rozdělení na krční, horní hrudní, hrudně-bederní a bederní. Posledním rozdělením, je členění podle původu přivedení potíží. To se klasifikuje na tři typy: Idiopatickou, kongenitální a neuromuskulární skoliózu.

2.1.1 IDIOPATICKÁ SKOLIÓZA

Jedním z nejčastějších typů vzniku těchto pokrivení páteře je právě idiopatická skolióza. Jak již název napovídá, jedná se o vznik skoliózy z neznámé příčiny a pokrývá až 80 % vzniku všech dětských skolióz. S přihlédnutím na pohlaví, je výskyt dvojnásobně vyšší u dívek než u chlapců a u dívek je také pozorovatelný vyšší postup deformace páteře časem, dokonce až osmkrát vyšší než u chlapců. Příčiny vzniku dosud nebylo schopné odhalit. Odhaduje se tedy, že za původem vzniku, stojí hned několik aspektů mezi které patří např. genetické dispozice. K rozdělení tohoto typu skolióz se používá Lenkeho systém. Ten rozděluje skoliózu na 6 hlavních typů křivek, především podle mapování hlavních a vedlejších, strukturálních a nestrukturálních křivek. Na základě tohoto systému lze určit rozsah nutné fúze obratlů k nápravě skoliózy v případě nutnosti řešení operací.

2.1.2 KONGENITÁLNÍ SKOLIÓZA

Po idiopatickém typu vzniku skoliózy je kongenitální hned druhým nejčastějším důvodem vzniku skoliózy. V tomto případě vznikají deformity páteře vrozenou vývojovou vadou pohybového aparátu. Vlivem poruchy během formování jednotlivých obratlů vznikají necelé obratle, případně dochází k poruše oddělení segmentů páteře a ty omezují normální růst páteře.

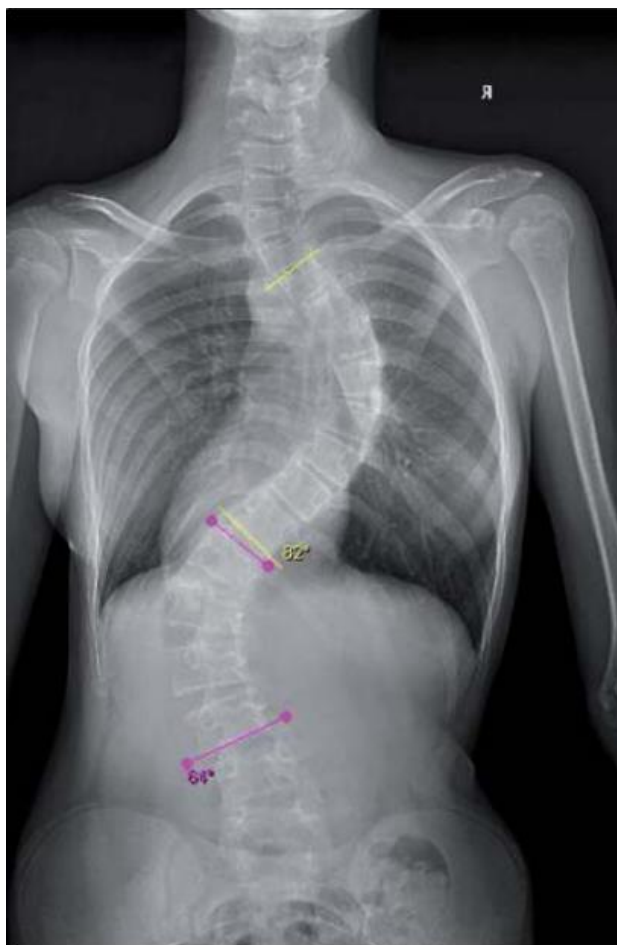
2.1.3 NEUROMUSKULÁRNÍ SKOLIÓZA

Neuromuskulární onemocnění jsou velmi často doprovázena postižením páteře a v tomto případě je terapeutická léčba pokrivení páteře mnohem náročnější než v případě idiopatické skoliózy. Navíc je třeba počítat s výrazným vývojem deformace páteře postupem času.

2.2 VYŠETŘOVÁNÍ STAVU PÁTEŘE

Důležitým parametrem při určování skoliózy páteře je tzv. Cobbův úhel, který je definován jako doplňkový úhel ke kolmicím vedených z odlehých ploch koncových obratlů křivky, jak je znázorněno na *Obr. 3* níže. Po dokončení růstu kostí, již nedochází k velkým změnám velikosti Cobbova úhlu, maximálně v rámci jedno až dvou stupňů za rok. Na základě velikosti tohoto úhlu, se poté určuje vhodná terapie pro pacienta trpícího skoliózou. Ta se dělí podle tíže křivky následovně.

V případě, že křivka je menší než 20 stupňů, pak je pacient pouze sledován, případně je volena korekce pomocí rehabilitačního cvičení. Pokud je křivka v rozsahu mezi dvaceti a čtyřiceti stupni, nastává konzervativní léčba nejčastěji nasazením korzetu a pokud je úhel větší čtyřiceti stupňů, dochází operačnímu řešení skoliózy.



Obr. 3: RTG snímek páteře s dvojí skoliotickou křivkou a znázorněnými Cobbovými úhly **Chyba!**
Nenalezen zdroj odkazů.

2.3 LÉČBA OPERACÍ

Operačně se řeší typy skoliózy, kde křivka progreduje nad 40 stupňů, jak je zmíněno výše. Důležité je brát také ohled na fakt, že oproti deformitě v dětském věku, kdy je stav páteře lehce napravitelný a flexibilní, v dospělosti není možnost velkých náprav a korekce je velmi omezená. V případě korekce skoliózy idiopatického typu v infantilním věku je využito rostoucích tyčí, tyto háčky a šrouby upevněné na tyči je třeba každého půl roku opět posunout v důsledku růstu páteře. Idiopatická skolióza může být také fixována v adolescentním věku, a právě tento typ korekce je nejčastějším.

Operační přístupy fixace páteře jsou tři: přední, zadní a kombinovaný. Přičemž nejčastěji používaným přístupem bývá zadní. Tento způsob bude využit v této práci. Zadní a smíšený přístup bývá využíván u komplikovanějších případů a nebývá tudíž tak častým řešením. **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**

3 TVORBA MODELU PÁTEŘE

Na základě domluvy s vedoucím práce bylo nakonec opuštěno od nápadu využití modelu páteře, vzniklého jako výsledek magnetické rezonance a byl vytvořen model vlastní. Pro tento model bylo potřeba zjistit požadované rozměry a vlastnosti, které jsou popsány v následujících kapitolách.

Pro dosažení relevantních výsledku bylo třeba správně zvolit oblast páteře, která bude vymodelována, protože při modelování celé páteře by bylo jinak třeba zohlednit hned několik věcí.

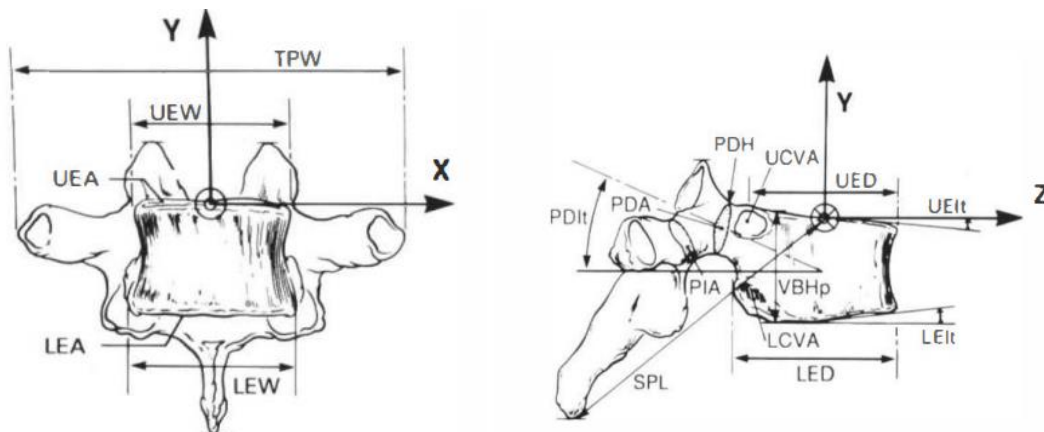
Zprvė, vėtší množství obratlů, než je potřeba by znamenalo delší výpočetní čas a zadruhé, velikost obratlů se v různých částech výrazně liší a bylo by třeba zohlednit při tvorbě modelu i tuto proměnnou. Ale jelikož tato práce bude porovnáována s výsledky dosaženými experimentálně, při tvorbě modelu bylo nahlíženo pouze na část páteře, která byla použita v experimentu. Takže byly zvoleny rozměry posledních čtyř hrudních obratlů a prvního bederního obratle. [6] [8]



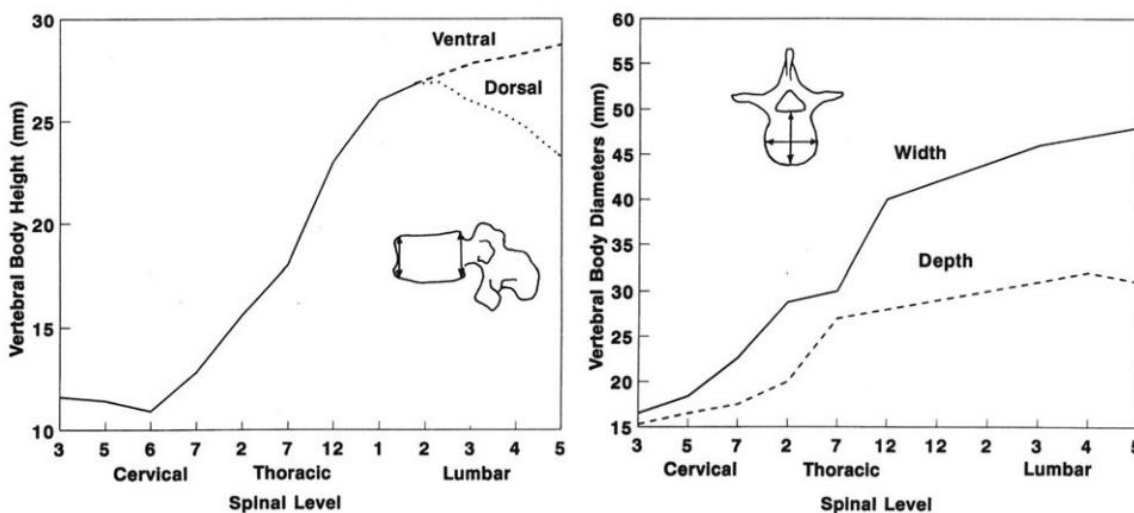
Obr. 4: Vepřová páteř s fixátory použitá v experimentu

	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
UEW (mm)	24.5	24.9	24.6	24.5	24.9	26.2	27.8	29.5	30.6	31.9	34.9	39.0
UED (mm)	18.5	19.6	22.7	23.3	24.3	26.0	27.4	27.9	29.3	30.5	31.9	32.8
LEW (mm)	27.8	27.4	25.9	26.0	27.0	28.2	29.1	30.5	33.0	35.4	39.1	42.1
LED (mm)	19.7	21.6	23.3	24.5	25.8	26.9	28.5	29.4	31.0	31.6	31.8	33.4
VBHp (mm)	14.1	15.6	15.7	16.2	16.2	17.4	18.2	18.7	19.3	20.2	21.3	22.7
UEA (mm ²)	300.	333.	373.	381.	426.	483.	547.	605.	678.	727.	842.	954.
LEA (mm ²)	376.	398.	412.	444.	495.	552.	603.	664.	755.	834.	945.	1024.
UEIt (degrees)	0.8	1.7	2.4	1.5	2.1	2.1	1.6	1.3	0.9	0.5	2.7	2.2
LEIt (degrees)	3.9	1.8	2.1	2.0	1.8	2.0	2.3	1.2	1.2	2.2	1.8	2.0
SCW (mm)	21.8	19.5	18.3	17.0	17.1	17.3	17.3	17.7	17.9	18.2	19.4	22.2
SCD (mm)	16.4	15.3	15.9	16.2	16.3	16.5	16.1	15.9	15.7	15.5	16.0	18.1
SCA (mm)	213.	200.	189.	192.	201.	206.	199.	194.	200.	202.	220.	280.
PDW (mm)	8.2	8.4	7.0	5.5	6.2	6.0	6.5	6.7	7.6	8.3	8.8	8.8
PDH (mm)	9.3	11.1	11.8	11.9	11.2	12.0	11.8	12.5	13.9	14.7	16.9	16.5
PDA (mm ²)	52.2	46.3	38.1	32.5	31.6	3.5	36.8	43.8	52.3	64.8	88.4	90.9
PDIs (degrees)	28.1	28.9	22.5	21.8	20.2	19.4	23.4	22.5	19.3	14.4	12.9	8.0
PDIt (degrees)	4.6	16.5	8.1	6.4	8.6	7.0	10.9	12.1	8.3	6.8	8.9	4.8
SPL (mm)	50.1	52.1	51.7	51.1	52.1	53.8	50.5	52.8	51.3	49.3	45.6	47.4
TPW (mm)	75.3	69.4	60.8	56.9	61.1	61.3	60.4	59.9	59.3	58.4	52.2	46.9

Obr. 4: Tabulka s rozměry obratlů v hrudní oblasti podle White [6]



Obr. 6: Zakótované rozměry obratle ve dvou pohledech



Obr. 7: Výška, šířka a hloubka obratle podle Benzela [8]

3.1 DŮLEŽITÉ MATERIÁLOVÉ CHARAKTERISTIKY

Model páteře bude tvořen obratli, meziobratlovou ploténkou a ligamenty. Navíc u obratle, který je tvořen tělem obratle a výběžky, je třeba rozlišovat ještě kortikální a spongiózní kostní tkáň. Pro zmíněné komponenty páteře, bylo třeba zjistit modul pružnosti v tahu E a Poissonovu konstantu μ , jejich hodnoty lze vidět v tabulce níže.

Tab. 1 Materiálové charakteristiky pro jednotlivé komponenty páteře [9] [10]

Typ kostní tkáň	Youngův modul [MPa]	Poissonova konstanta [-]
Kortikální	12000	0,3
Spongiózní	100	0,2
Meziobratlová ploténka	8	0,2
Název ligamenta (latinský)	Youngův modul [MPa]	Plocha průřezu [mm ²]
ALL	20	38
PLL	70	20
FL	50	60
ITL	50	10
ISL	28	35,5
SSL	28	35,5
CL	20	40

Pro jednotlivá ligamenta bylo třeba dopočítat tuhost, jelikož do geometrie páteře budou dodány jako pružiny. Tuhost k byla dopočítána pomocí následující rovnice odvozené z Hookova zákona:

$$k = \frac{E \cdot S}{l}$$

kde S je plocha průřezu, E je Youngův modul a l je délka pružiny. Vypočtené tuhosti byly zaznamenány do tabulky.

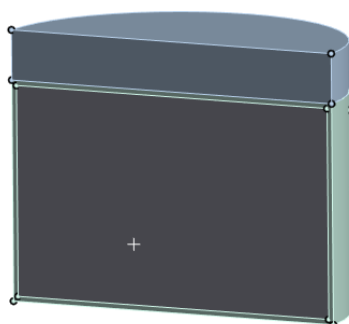
Tab. 2 Tuhostní koeficient vypočten pro ligamenta

Název ligamenta	Tuhost [N/mm]
ALL	28,15
PLL	51,85
FL	300
ITL	21,06
ISL	53,9
SSL	36,8
CL	27,8

3.2 GEOMETRICKÝ MODEL PÁTEŘE

Geometrie páteře byla tvořena v Design modeleru v ANSYS Workbench. Při tvorbě bylo využito jednoduchých tvarů. Jednotlivá těla obratlů i meziobratlové ploténky jsou tvořena jako válce. Rozměry pro danou oblast páteře, byly zvoleny na základě Obr 4. ,5 a 6.

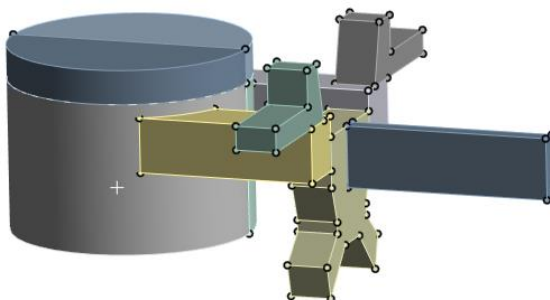
Výstupem z těchto hodnot byly voleny následující rozměry: spongiózní část páteře má průměr 34 mm a výšku 21 mm, následně je obalena pláštěm kortikální kosti o tloušťce 0,5 mm a meziobratlová ploténka má průměr 35 mm a výšku 5 mm. [6] [8]



Obr. 8: Řez tělem obratle a meziobratlovou ploténkou

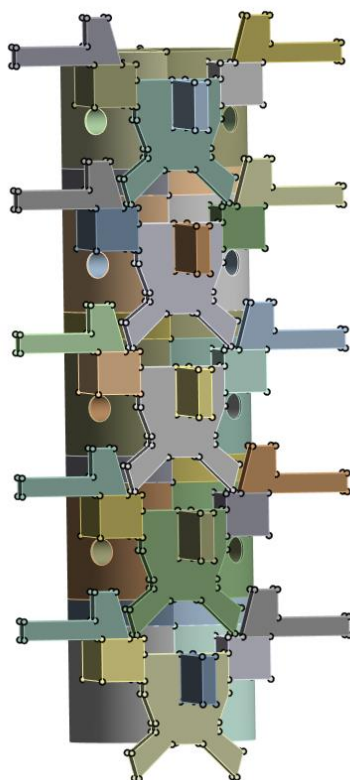
Na obr. 7 lze vidět řez tělem obratle, v jehož středu se nachází spongiózní kostní tkáň a na povrchu kortikální kostní tkáň. Toto rozdělení je důležité a nezanedbatelné z hlediska materiálových vlastností obratle, jelikož díky měkké spongiózní tkáni je obratel schopen dobře odolávat nárazům a díky vrstvě kortikální kostní tkáně, má zase vysokou pevnost na povrchu. Ploténka poté spojuje těla obratlů mezi sebou a umožňuje tak pohyblivost celé páteře.

K takto vytvořenému tělu obratle byly dodělané výběžky podle fyzického modelu páteře, na jejich geometrii nebylo bráno tolik ohledu, jelikož v tomto případě slouží primárně pro upnutí ligament a jejich deformace je z hlediska sledovaného problému nepodstatná, pouze bylo třeba dodržet přibližnou velikost.



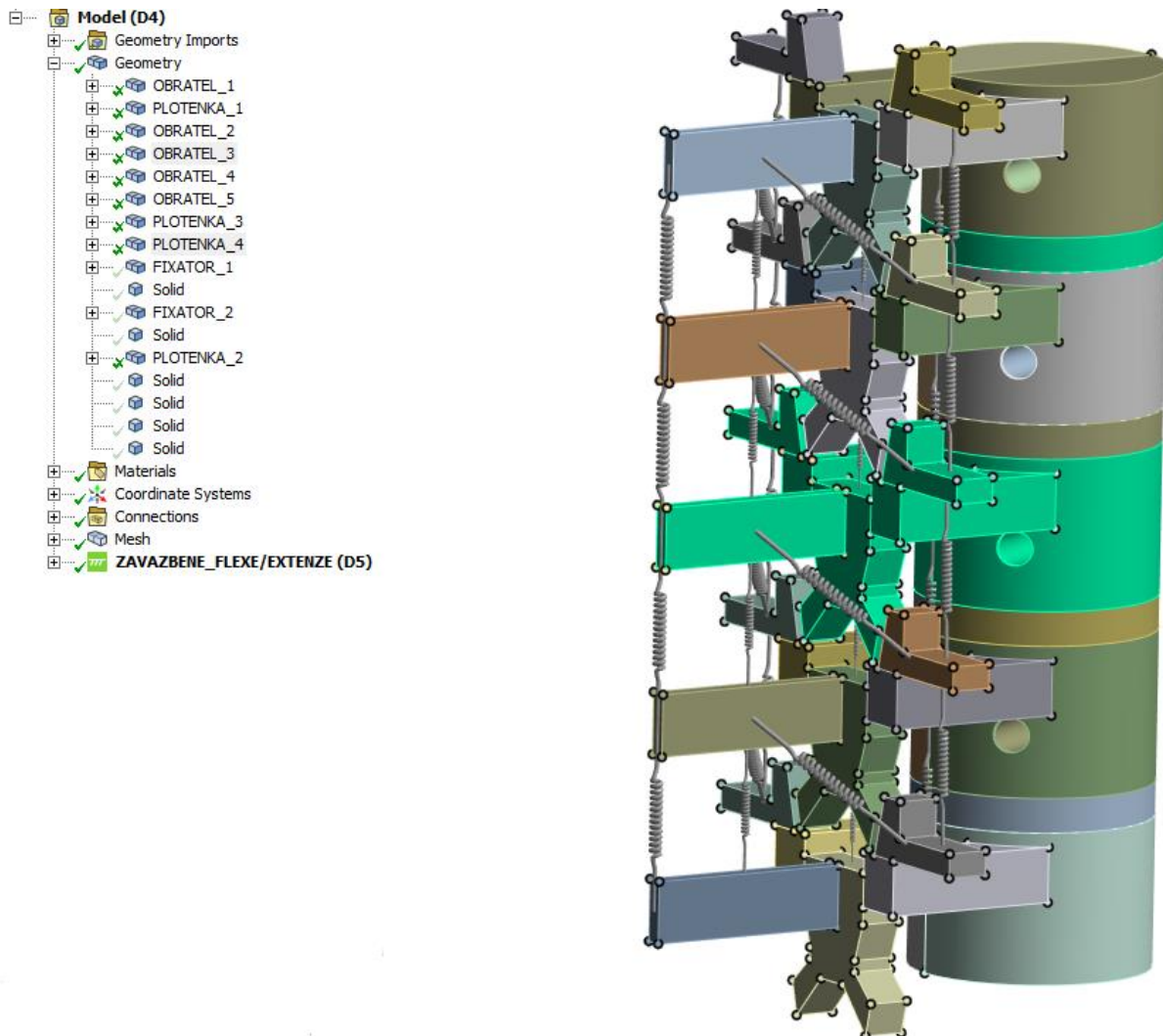
Obr. 9: Obratel s meziobratlovou ploténkou a výběžky

Lze si povšimnout, že tělo obratle je rozříznuto na dvě poloviny, toho je využito později při napojování jednotlivých ligament. Takto vytvořené obratle s ploténkami byly nakopírovány na sebe ještě čtyřikrát a do těchto nově vytvořených obratlů byl vytvořen kruhový otvor o průměru 5 mm, který vede až středu těla obratle pro nasazení fixátoru. Otvor je vytvořen po obou stranách obratle, jelikož fixátor bude nasazen vždy na dvou místech obratle. Tímto byla tvorba geometrie páteře v Design modeleru dokončena a následovala úprava vazeb spojení jednotlivých částí v prostředí Mechanical.



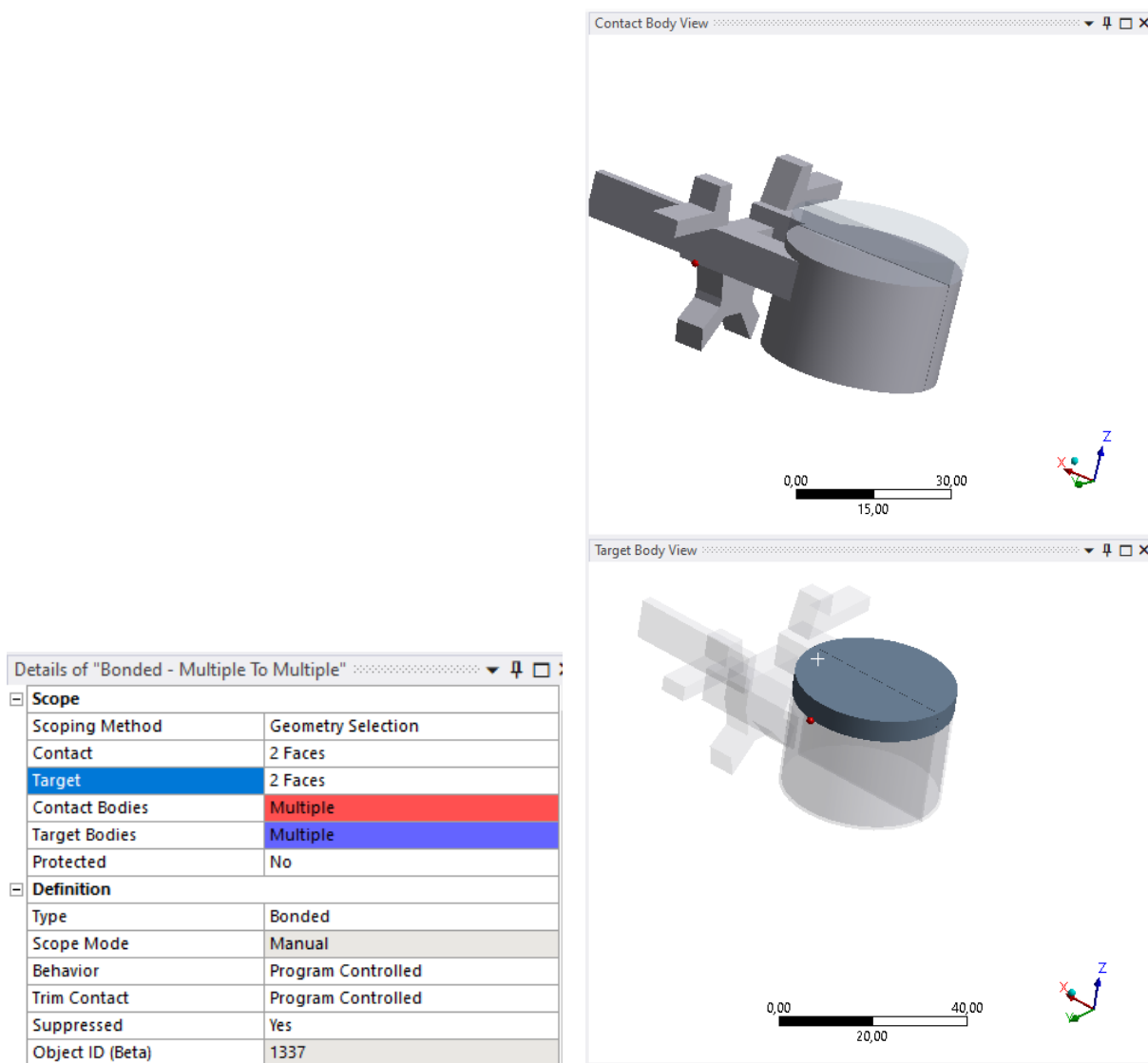
Obr. 10: Geometrie páteře s připravenými otvory pro nasazení fixátoru

Zde bylo třeba správně nastavit kontakty mezi jednotlivými částmi obratle. Navíc veškeré části byly přidávány pomocí funkce Add Frozen v Design Modeleru a tedy bylo třeba vytvořit pevný kontakt i mezi všemi segmenty páteře. Toho bylo docíleno tak, že jednotlivé části obratle byly zformovány do jednoho celku pomocí funkce Form new part v záložce Geometry. Stejným způsobem bylo třeba spojit i ploténky, protože byly rozděleny na dvě poloviny. Na Obr. 9 lze vidět, že pro zvolené party PLOTENKA_4 a OBRATEL_3 je zvýrazněná již celá příslušná ploténka a obratel, a ne pouze polovina nebo jednotlivé části obratle.



Obr. 11: Model zformovaný do partů s vysvíceným 3. obratlem a 4. ploténkou

Dalším krokem bylo vytvoření vazeb mezi ploténkami a obratli, ty byly vytvořeny v záložce Connections pomocí kontaktů. Jelikož se jedná o pevné vazby mezi všemi těmito plochami, byla použita vazba Bonded, díky které došlo k plnému zavazbení mezi jednotlivými obratli a ploténkou a celý model se díky tomu chová jako jeden celek.

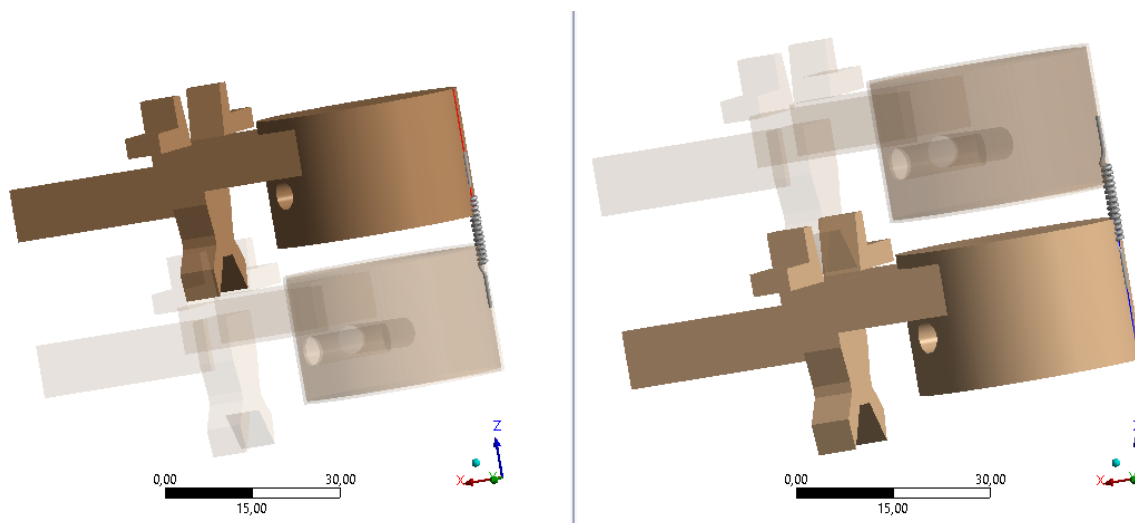


Obr. 12: Tvorba kontaktu mezi tělem obratle a ploténkou pomocí vazby Bonded

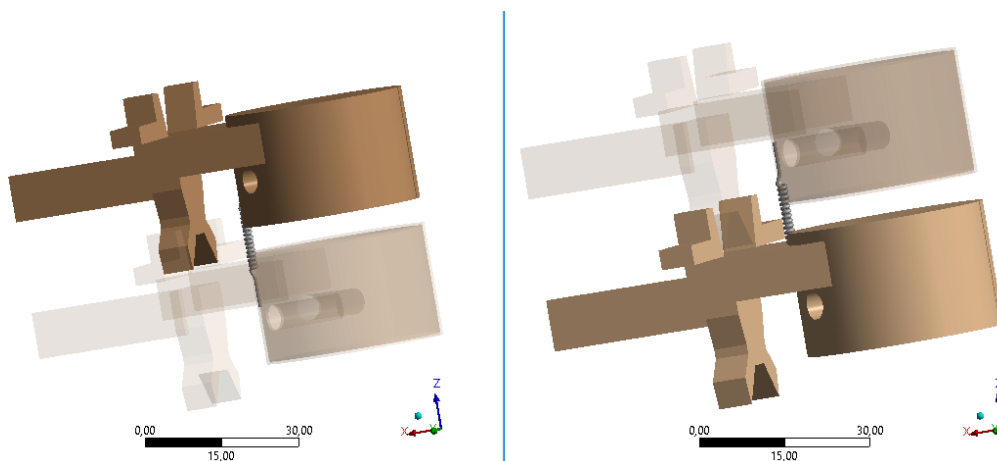
3.3 TVORBA LIGAMENT

Jako poslední, co bylo třeba ke geometrii páteře vytvořit, byla ligamenta, která se upínají na tělo a výběžky obratle. Ta byla dodána do geometrie v záložce kontaktů jako pružiny a v jejich nastavení bylo třeba nadefinovat aktivitu pouze v tahu, nikoli v tlaku, aby bylo docíleno stejných účinků jako je tomu ve skutečnosti. Umístění ligament k jednotlivým výběžkům a obratlům bylo převzato z literatury a tuhostní koeficient k byl přiřazen podle Tab. 2 [9] [10] [11]

ALL je upnuto na přední hranu mezi dva rozpůlené obratle. Stejným způsobem je upnuto PLL, pouze s rozdílem, že vede po zadní hraně v páteřním kanálu.

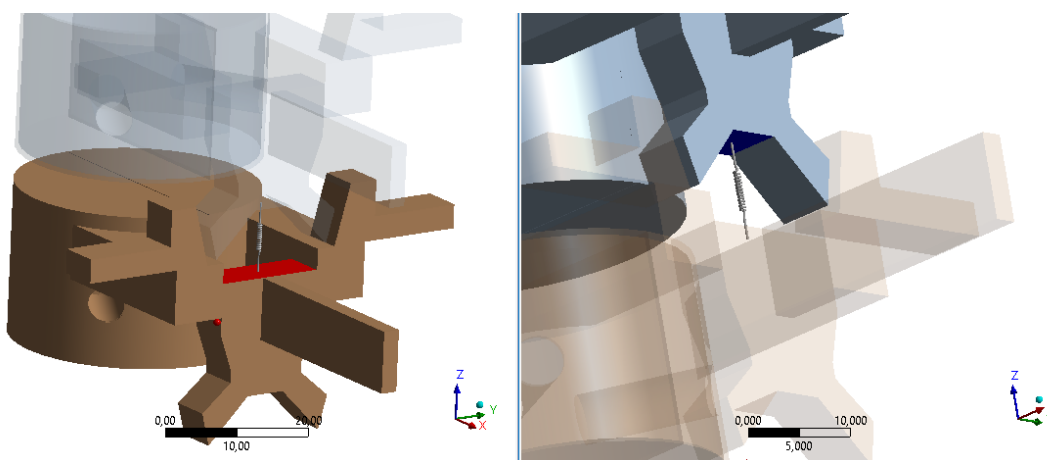


Obr. 13: ALL mezi těly obratle

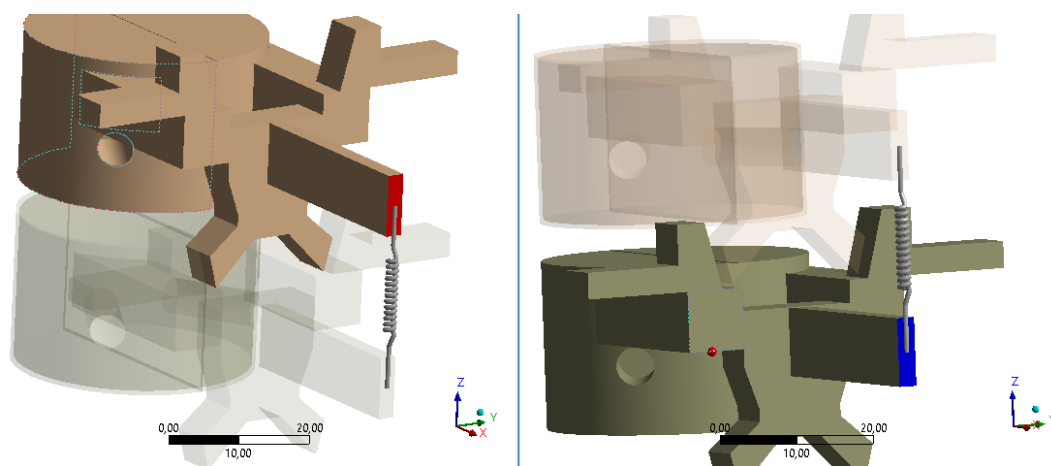


Obr. 14: PLL mezi těly obratle

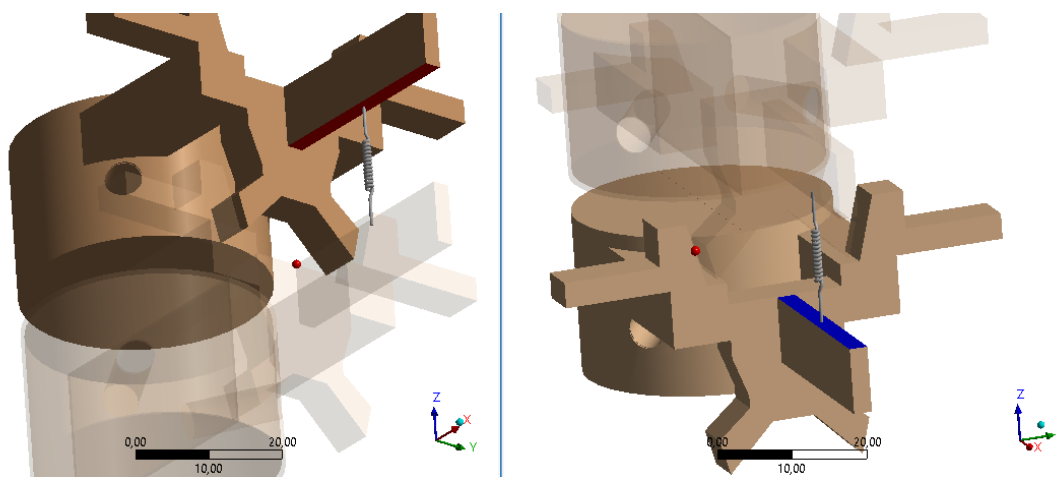
Zbylé vazivové spoje byly realizovány mezi výběžky a jejich upnutí lze vidět na obrázcích níže.



Obr. 15: FL mezi výběžky obratle

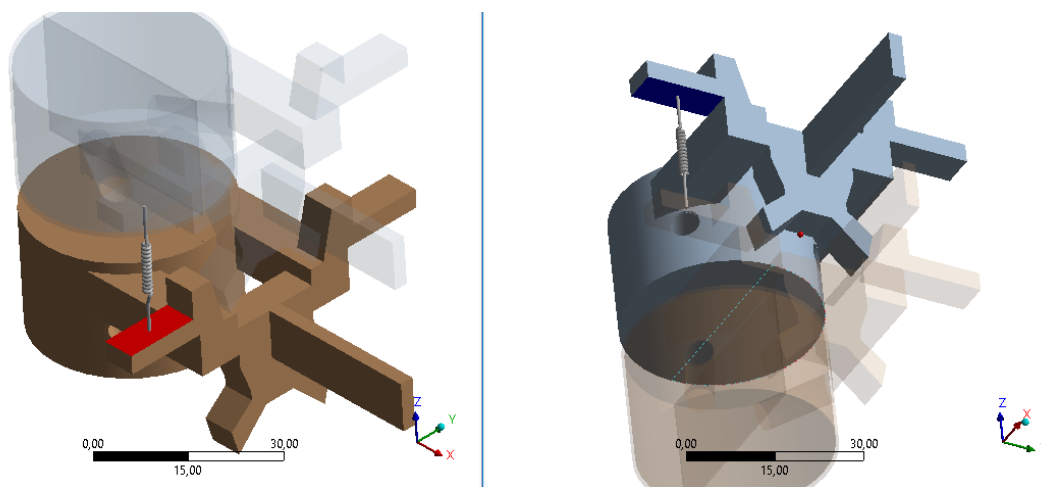


Obr. 16: SSL mezi výběžky obratle

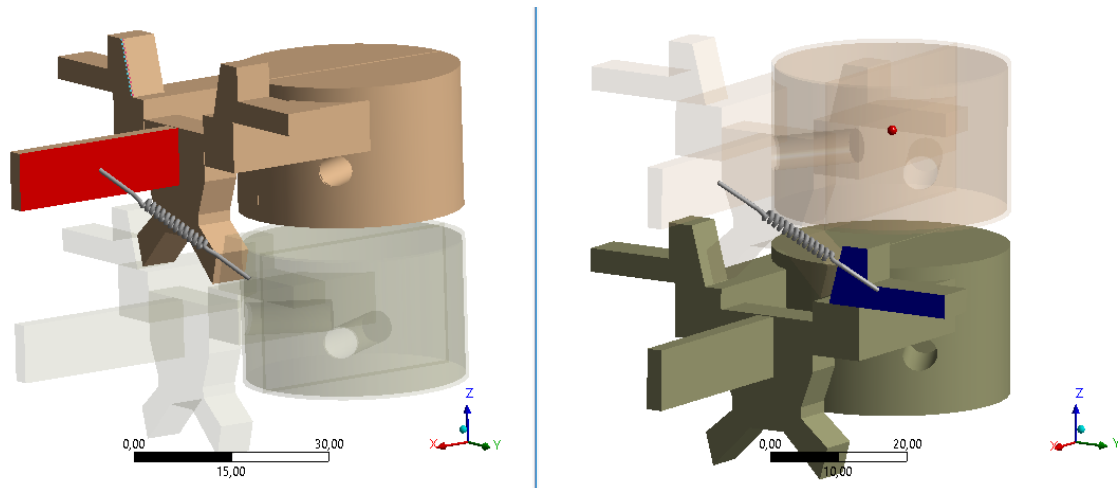


Obr. 17: ISL mezi výběžky obratle

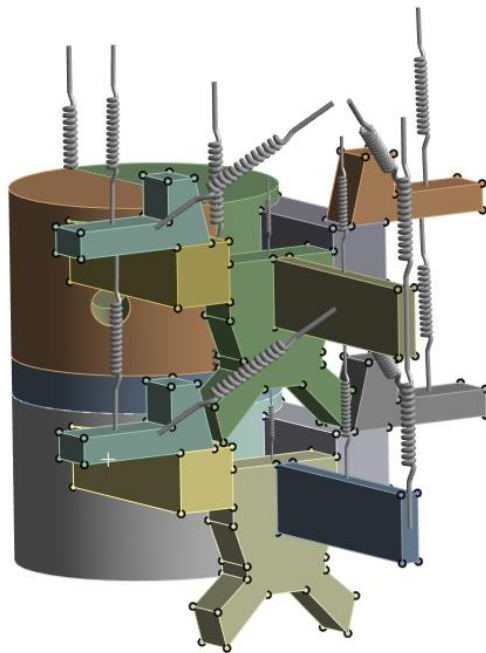
V posledních dvou případech pro vaziva ITL a CL je na obrázcích znázorněna pouze jedna strana, ale ke spojení dochází symetricky i na druhé straně.



Obr. 18: ITL mezi výběžky obratle



Obr. 19: CL mezi výběžky obratle

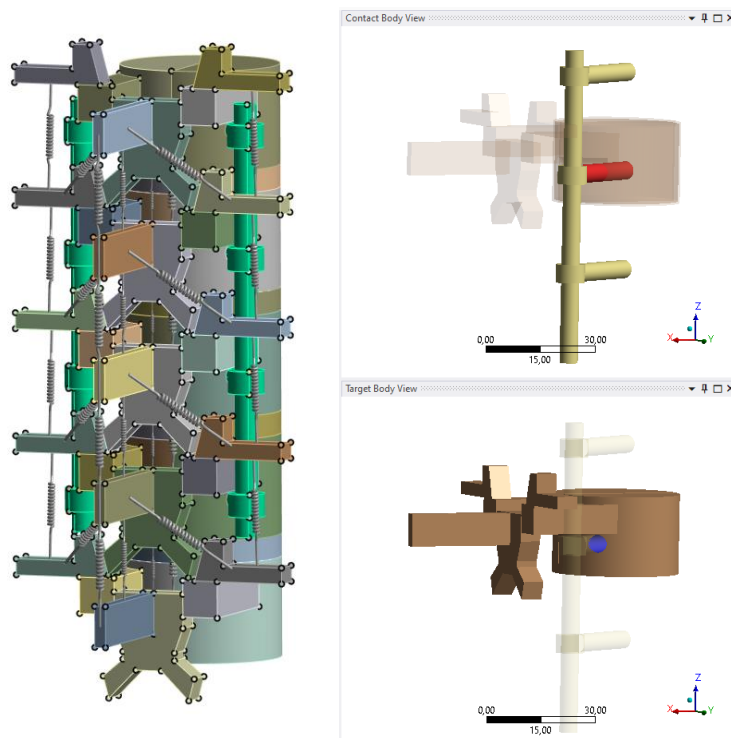


Obr. 20: upnutí ligament k obratli

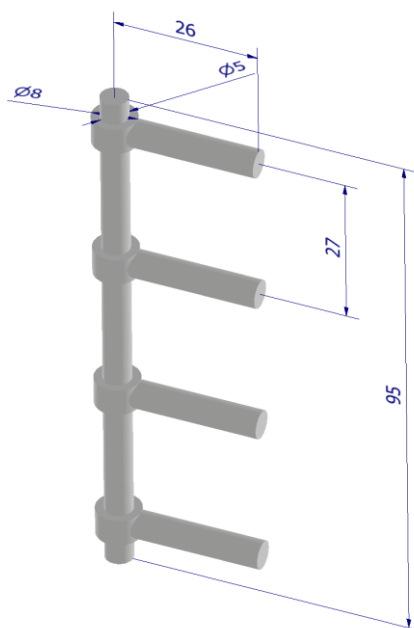
Na posledním obrázku je vidět výsledné upnutí všech ligament k páteři. Tímto je model páteře hotov připraven.

3.4 GEOMETRIE A NASTAVENÍ VAZEB FIXÁTORU

Fixátor je tvořen čtyřmi tyčemi, každá o průměru 5 mm, s okem na jejich zakončení pro vodící tyč. Tato geometrie byla vytvořena v Inventoru a exportována do Ansysu do prostředí Design modeleru, kde byla následně ukotvena do páteře a to dvakrát, jelikož fixátor je nasazen ze dvou stran páteře vedle výběžků. Vazba mezi jednotlivými tyčemi a kostní tkání je tvořena pomocí kontaktu Bonded a bylo tak tedy vytvořeno 8 styků pokaždé mezi dvěma plochami kostních tkání a fixátoru.



Obr. 21: Usazení tyček fixátoru do těl obratlů



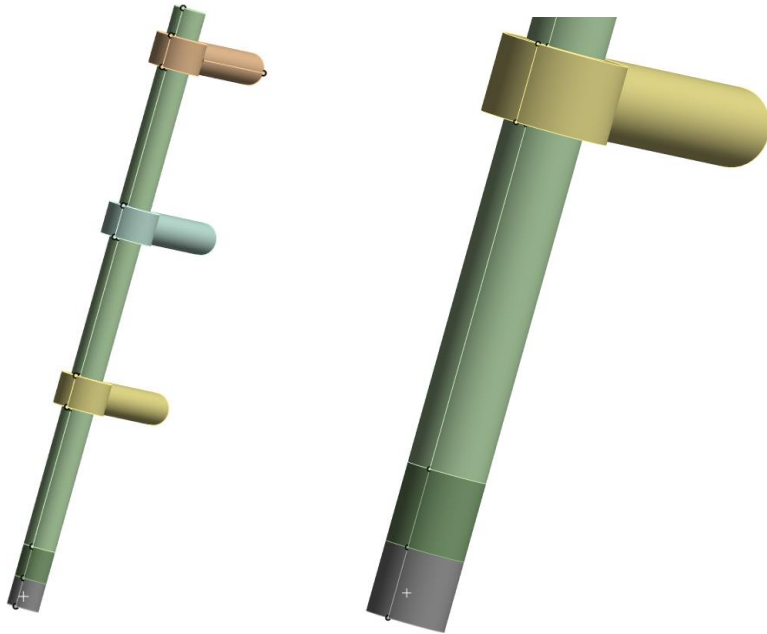
Obr. 22: Rozměry fixátoru

Důležité je zmínit, že fixátor je tvořen z běžné oceli o následujících vlastnostech dle Tab. 3

Tab. 3 Fyzikální vlastnosti oceli

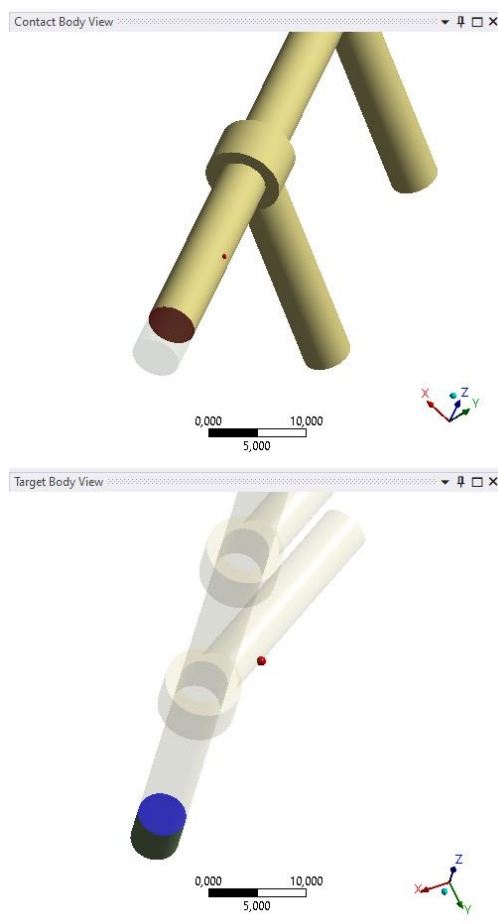
Youngův modul	210 000 MPa
Poissonova konstanta	0,3

Následně bylo třeba ještě rozdělit vodící tyč dvěma kolnými rovinami pro správné nastavení zavazbení na ploše styku posledního oka a vodící tyče fixátoru. Celý fixátor byl poté zformován do jednoho partu, kromě poslední tyče s okem. Vodící tyč zůstala rozdělaná na tři části z důvodu požadované možnosti úpravy vazeb.



Obr. 23: Rozdělení vodící tyče na tři části

Veškeré zbylé vazby byly vytvořeny opět pomocí kontaktu Bonded, až na vazbu mezi posledním okem a vodící tyčí. Ta je poté vyřešena samostatně podle odebrání stupňů volnosti.



Obr. 24: Zavazbení vodící tyče

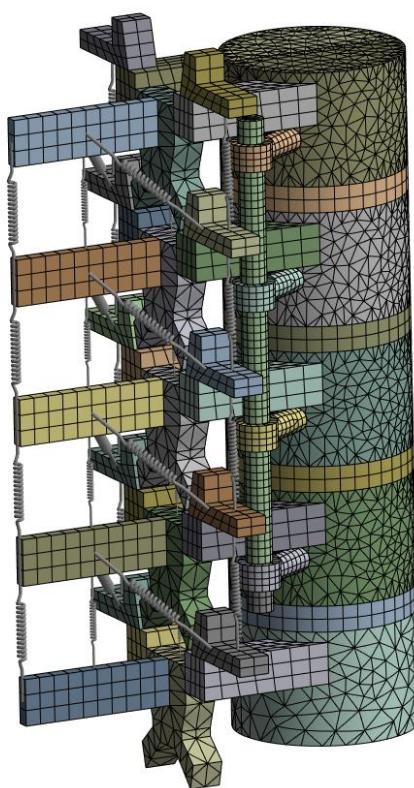
3.5 VYTVOŘENÍ KONEČNOPRVKOVÉ SÍŤE

Vygenerování sítě, na takto vytvořeném modelu, proběhlo v několika krocích. Jelikož část, ve které bude sledovaná deformace se nachází na fixátoru, bylo potřeba zjemnit v tomto místě síť a upravit ji pomocí vhodné metody, aby generovala chtěné prvky. Toho bylo docíleno použitím metody MultiZone na vodící tyč fixátoru a poté použitím funkce Hex Dominant na tyče s oky. Dále pomocí funkce sizing byla zjemněna síť celého fixátoru o velikosti prvků 1,5 mm. Zbylá síť byla vygenerována automaticky s velikostí jednoho prvku 3 mm. Studentská licence omezuje počet uzlů, pro které je schopna provést simulaci, a proto k dalšímu zjemňování sítě už nedošlo.



<input type="checkbox"/> Display Display Style Use Geometry Setting	
<input type="checkbox"/> Defaults Physics Preference Mechanical Element Order Program Controlled Element Size 3, mm	
<input type="checkbox"/> Sizing	
<input type="checkbox"/> Quality	
<input type="checkbox"/> Inflation	
<input type="checkbox"/> Batch Connections	
<input type="checkbox"/> Advanced	
<input type="checkbox"/> Statistics	
Nodes	111510
Elements	48273

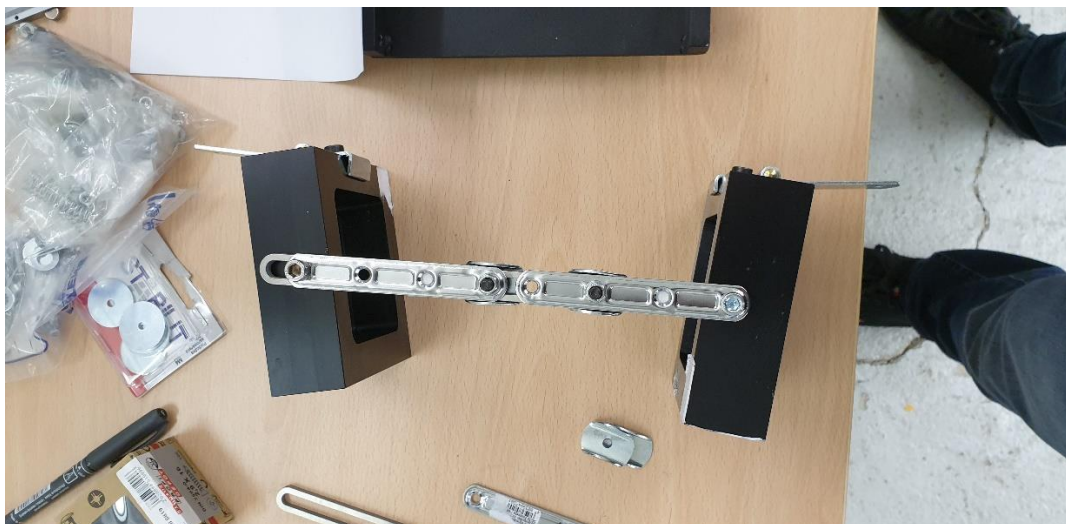
Obr. 25: Tvorba sítě



Obr. 26: Konečnoprvková síť

4 ZATÍŽENÍ, VAZBY A VYHODNOCOVANÉ PARAMETRY

V této práci byly řešeny tři pohybové situace. Předklon a záklon (anteflexe a retroverze), úklony (lateroflexe) a rotace neboli torze. Pro každý z těchto případů bylo třeba vytvořit vhodný model zavazbení a namáhání. Vždy se postupovalo tak, aby bylo docíleno co nejvíce podobného modelu jako při experimentálním měření a veškeré simulace probíhaly v Static Structural analysis.



Obr. 27: Misky přípravku pro experiment

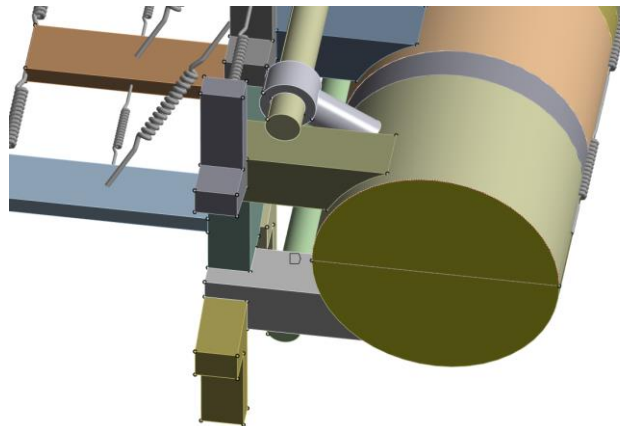
V experimentu byla páteř zalita do dvou misek, které byly spojeny mechanismem, jenž umožňoval simulaci třech pohybových situací. Při tvorbě vazeb a zatížení při numerickém simulování bylo tedy vždy vycházeno z nastavení experimentu.



Obr. 28: Páteř zalitá v miskách přípravku

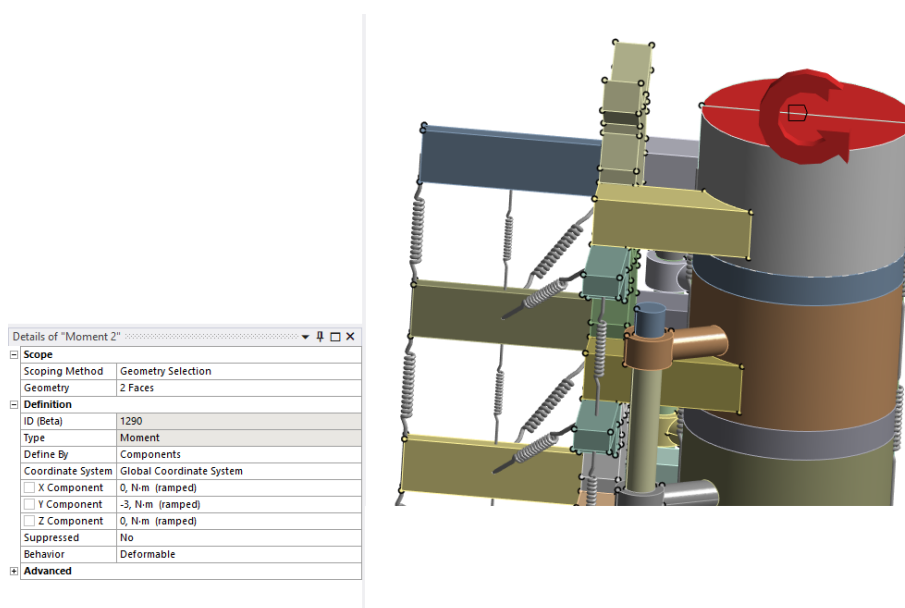
4.1 PŘEDKLON A ZÁKLON

Tělesu byly odebrány stupně volnosti pomocí podpory Remote Displacement, která má tu vlastnost, že lze zvolit, které stupně volnosti budou odebrány a které naopak budou ponechány volně. Tyto podpory byly umístěny na střed horní a spodní plochy obratle a v ose X byly posunuty o 19 mm směrem k páteřnímu kanálu, aby došlo k posunu osy rotace do páteřního kanálu, jak tomu bylo i u experimentálního měření. U obou podpor bylo nastaveno zamezení posuvů ve všech směrech a byla ponechána pouze volná rotace kolem osy Y. Kolem zbylých dvou os byl pohyb zamezen.

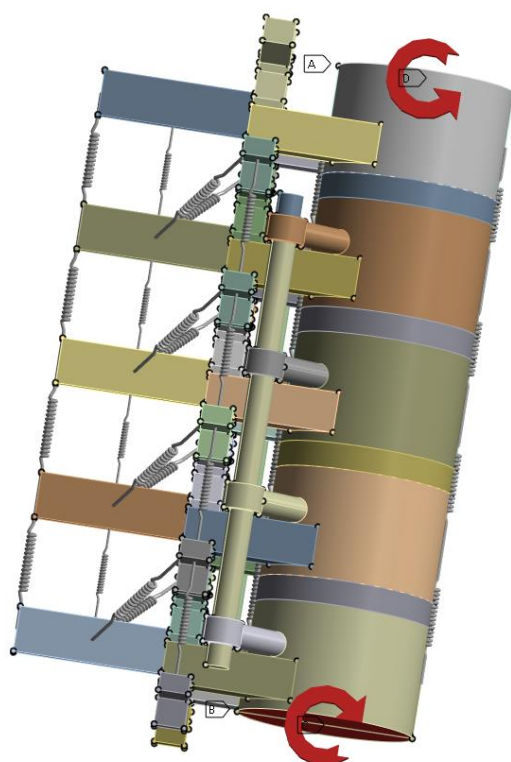


Obr. 29: Umístění podpory Remote Displacement do páteřního kanálu

Dále bylo třeba doplnit zatížení. V tomto případě je plocha spodního obratle zatížena momentem 3 Nm v ose Y a plocha horního obratle -3 Nm opět v ose Y. Toto platí pro případ záklonu. Pro variantu s předklonem je nastavení podpor i zatížení stejné, pouze se liší ve znaménku zatěžujících momentů. Na horní plochu působí moment 3 Nm v ose Y a na dolní plochu obratle působí moment o velikost -3 Nm ve směru osy Y. Hodnota zatěžujícího momentu byla zvolena po konzultaci s vedoucím práce a to tak, aby odpovídala hodnotě, kterou byla zatížena páteř probíhajících experimentů ve školní laboratoři.



Obr. 30: Zatížení momentem na horním obratli pro simulaci předklonu

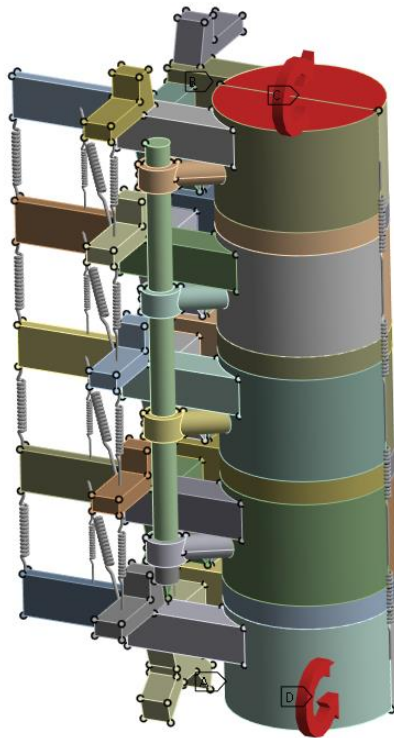


Obr. 31: Celkové nastavení analýzy pro záklon/předklon

4.2 ÚKLONY DO STRAN

Při nastavování vazeb pro simulaci úklonů do stran bylo opět využito podpory Remote Displacement na horní a dolní plochu obratlů, jejíž působíště bylo opět posunuto o 19 mm v ose X do páteřního kanálu. Čili umístění bylo naprosto shodné s případem pro předklon a záklon. Pomocí této podpory bylo opět zamezeno všem posuvům a rotace byla tentokrát umožněna pouze kolem osy X.

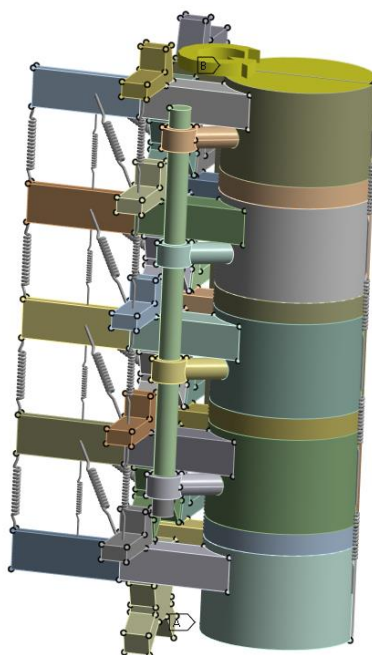
Zatížení bylo umístěno opět na plochu spodního obratle a na plochu horního obratle. Hodnota, kterou byla páteř zatížena opět činila 3 Nm. Tentokrát byly tyto hodnoty zadány ve směru osy X, tedy v jednom případě +3 Nm a v druhém -3 Nm. Pro simulaci úklonu na druhou stranu bylo opět potřeba znaménka vyměnit a hodnoty pro zatěžující moment byly opět převzaty z probíhajícího experimentu.



Obr. 32: Celkové nastavení analýzy pro úklony do stran

4.3 ROTACE

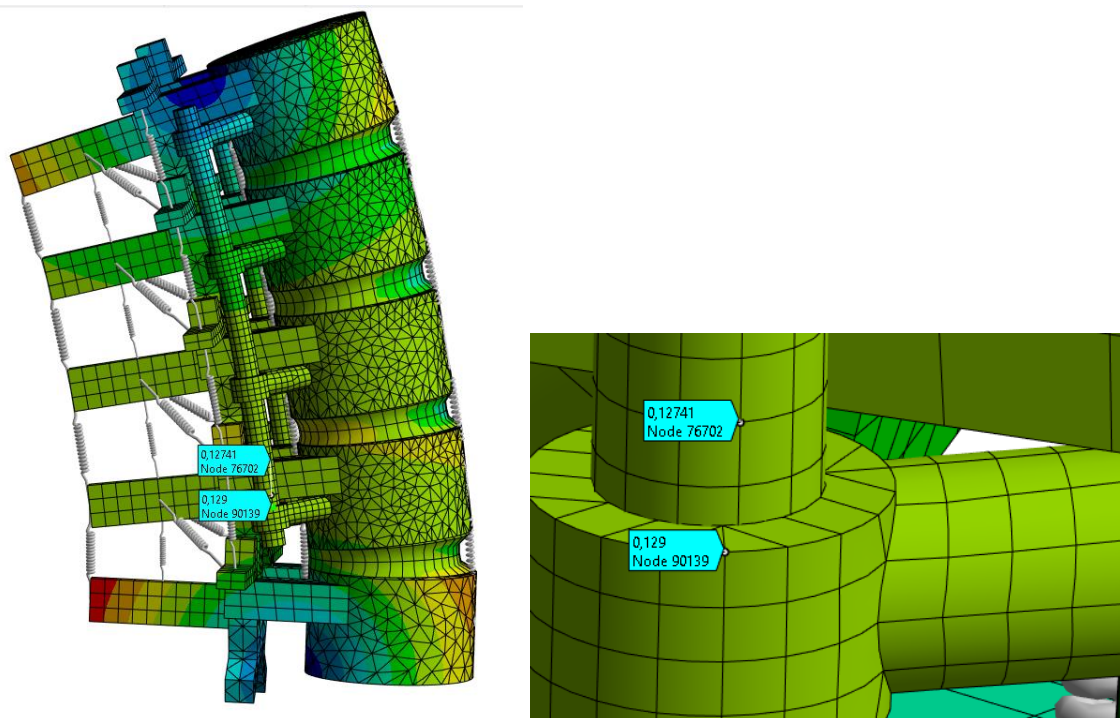
V posledním případě byla simulovaná rotace kolem osy páteře. K nastavení této situace bylo opět využito podpory Remote Displacement se stejným působišťem, jako v předešlých dvou případech. Na ploše spodního obratle bylo zamezeno pohybu ve všech směrech a bylo taktéž zamezeno všem rotacím. Na ploše vrchního obratle bylo zamezeno také všem posuvům, ale byla zde nastavena rotace 15 ° kolem osy Z, zbylé dvě rotace byly opět znemožněny. V případě rotace v opačném směru bylo nastaveno vše stejně, jen rotace kolem osy Z změnila znaménko. Toto nastavení opět převzato z experimentu.



Obr. 33: Celkové nastavení analýzy pro rotaci páteře

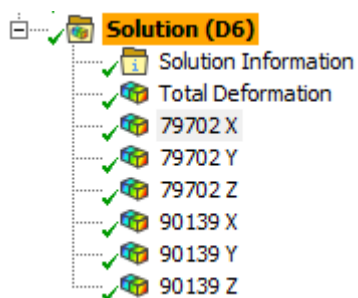
4.4 VYHODNOCOVANÉ PARAMETRY

Pro vyhodnocení jednotlivých stavů fixátoru a zatížení byly sledovány směrové deformace dvou uzlů. Tyto uzly byly zvoleny tak, aby se jeden uzel nacházel na vodící tyči fixátoru (uzel 76702) a druhý byl na nejspodnější tyči s okem (uzel 90139), jejich umístění v modelu je možno vidět na obrázcích níže.



Obr. 34: Uzly důležité pro vyhodnocení

Pro zjištění deformací ve směrech jednotlivých os, bylo třeba prvně nechat provést simulaci pro deformaci celého modelu. Následně byla přidána, pomocí funkce Directional deformation, deformace ve všech třech směrech pro oba uzly.



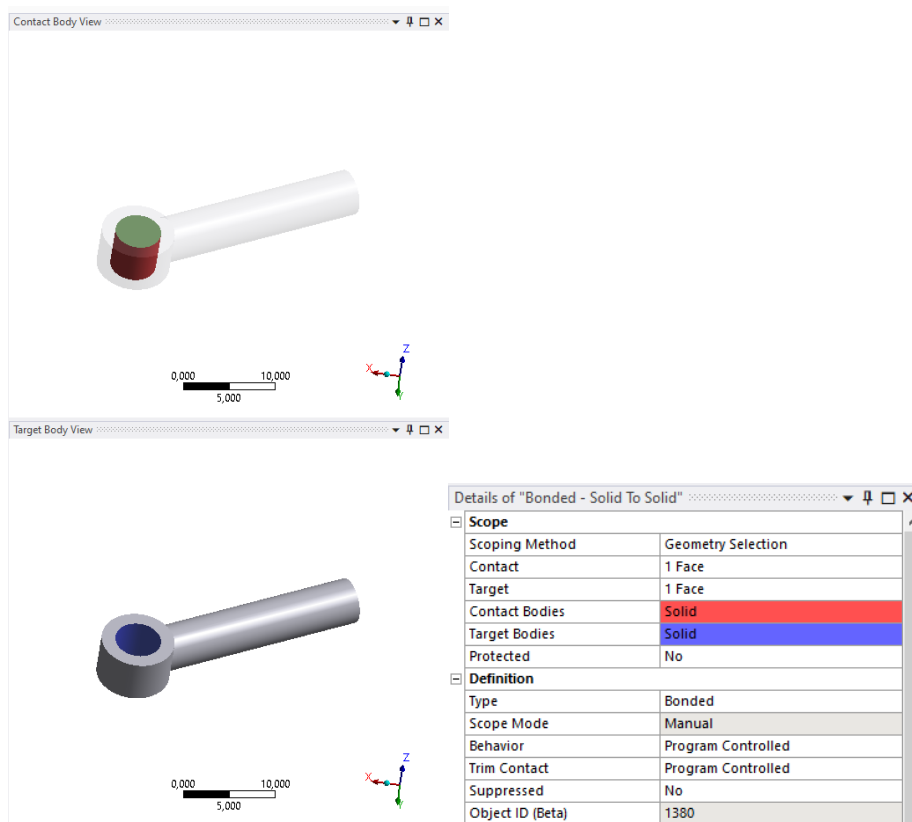
Obr. 35: Nastavení výpočet deformací pro oba uzly

Takto získané informace o poloze obou bodů budou zaznamenány do tabulky pro každou ze simulovaných situací, aby bylo možné provést vyhodnocení v kapitole 8.

5 NUMERICKÁ SIMULACE NEPOHYBLIVÉHO FIXÁTORU

5.1 REALIZACE NEPOHYBLIVÉ VAZBY

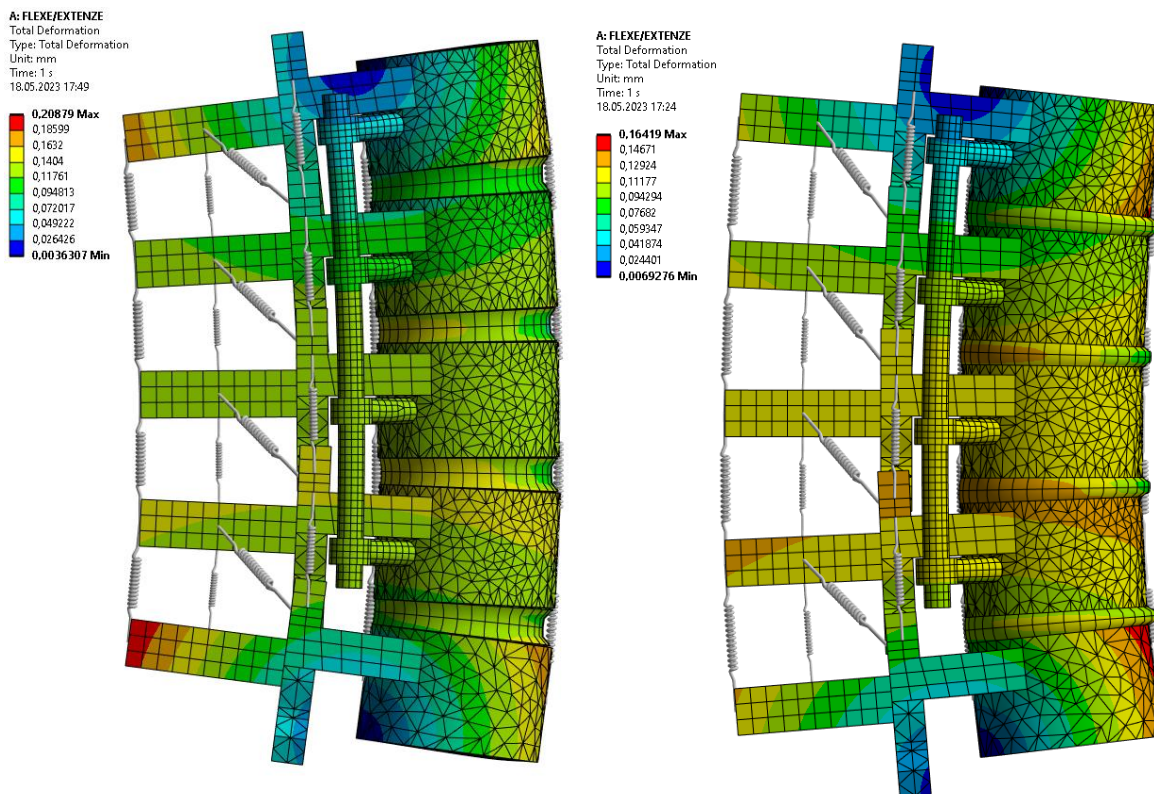
Poslední vazba mezi jednotlivými komponenty modelu, která chybí, je vazba mezi vodící tyčí a okem poslední tyče fixátoru. V prvním případě je zasazen fixátor do páteře a veškeré vazby mezi jednotlivými oky tyčí a vodící tyčí jsou pevné. Tedy ani tato vazba nemá jakékoli stupně volnosti a kontakt byl realizován opět pomocí vazby Bonded.



Obr. 36: Vazba mezi poslední tyčí fixátoru a vodící tyčí s 0° volnosti

5.2 PŘEDKLON A ZÁKLON V NEPOHYBLIVÉM STAVU

V prvním případě byl simulován předklon a záklon. Nastavení simulace proběhlo podle kapitoly 4.1 a výstupem ze simulace byla deformace, která byla pro větší názornost zvětšena 30krát. Na následujících obrázcích lze vidět grafické znázornění celkové deformace modelu páteře při zatížení v obou případech. Pro další zpracování, a především porovnání různých stavů fixačního aparátu, byly ještě zaznamenány směrové deformace příslušící uzlům 76702 a 90139 ve všech třech osách, volba uzlů a zpracování dat je dále rozepsáno v kapitole 7.



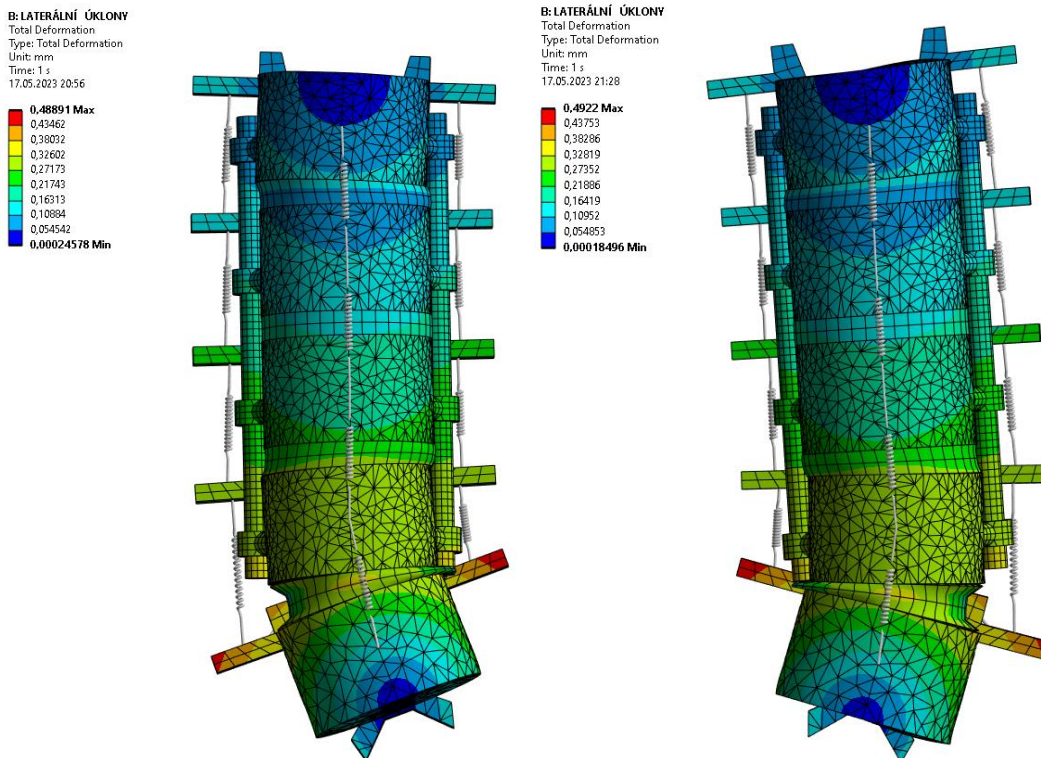
Obr. 37: Deformace fixované páteře s 0° volnosti pro záklon/předklon

Tab. 4 Deformace v obou uzlech pro záklon a předklon s 0° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Záklon	76702	-0,13134	-0,00010125	-0,006614
	90139	-0,13041	-0,00012859	-0,00645
Předklon	76702	0,11676	0,00017284	0,0032845
	90139	0,11579	0,000049566	0,0031301

5.3 ÚKLONY DO STRAN V NEPOHYBLIVÉM STAVU

Druhým případem je simulace úklonu do stran. Jednou probíhá krut v kladném směru osy X a podruhé v záporném směru, podle podmínek nastíněných v kapitole 4.2. Opět na obrázcích níže je možno vidět deformaci v obou případech. V tab. lze opět vidět jednotlivé složky deformace dvou sledovaných uzlů pro další zpracování. Oba úklony jsou pro lepší viditelnost zvětšeny 15krát.



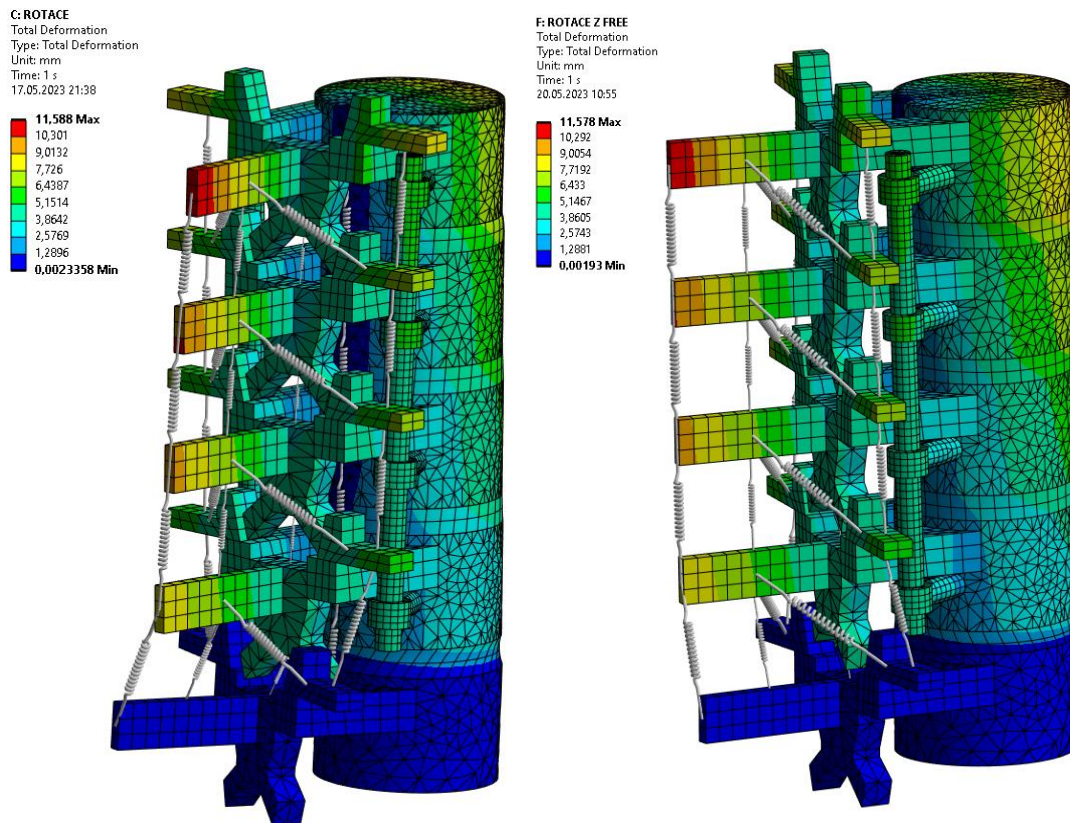
Obr. 38: Deformace fixované páteře s 0° volnosti pro úklon do stran

Tab. 5 Deformace v obou uzlech pro úklony s 0° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Úklon v záporném směru X	76702	0,0037018	-0,30327	0,063415
	90139	0,0024853	-0,30788	-0,068205
Úklon v kladném směru X	76702	-0,016592	0,30244	0,060099
	90139	-0,015586	0,30704	0,064952

5.4 ROTACE KOLEM OSY PÁTEŘE V NEPOHYBLIVÉM STAVU

Posledním simulovaným a zpracovaným případem je rotace páteře kolem své vlastní osy. Podmínky, které jsou předem nastaveny a za kterých simulace probíhá jsou detailně popsány v kapitole 4.3. Výsledky jsou opět zapsány do tabulky níže a grafické znázornění je 1:1.



Obr. 39: Deformace fixované páteře s 0° volnosti pro rotaci

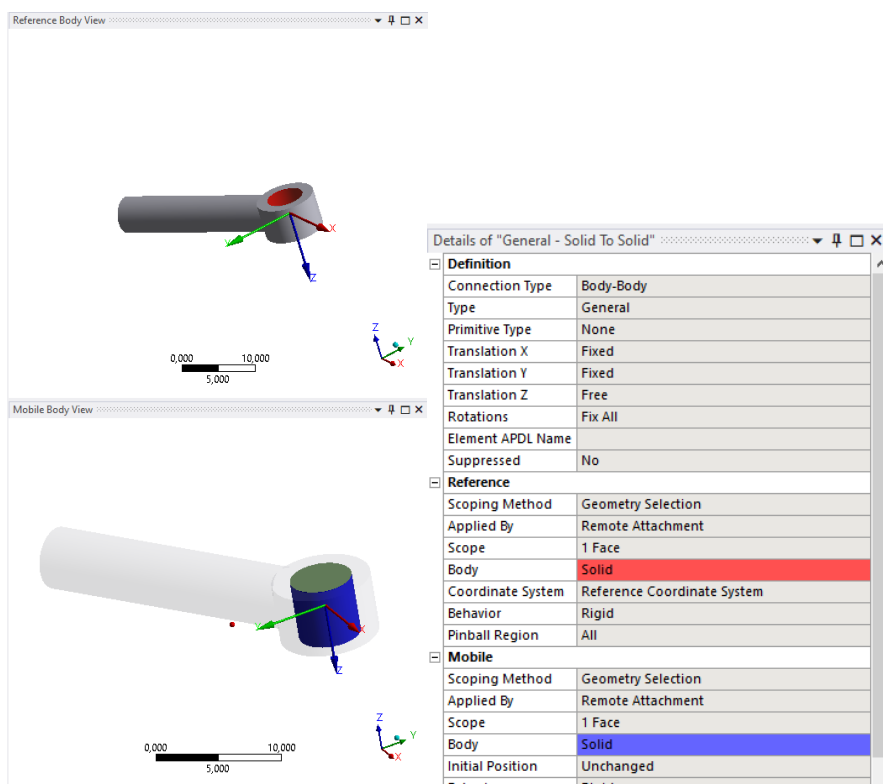
Tab. 6 Deformace v obou uzlech pro rotaci s 0° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Rotace v kladném směru osy Z	76702	-3,9423	1,8621	0,66941
	90139	-4,2032	1,8549	0,70539
Rotace v záporném směru osy Z	76702	3,2395	-2,5017	-0,62234
	90139	3,4928	-2,5357	-0,65559

6 NUMERICKÁ SIMULACE FIXÁTORU S 1 STUPNĚM VOLNOSTI

6.1 REALIZACE VAZBY S 1 STUPNĚM VOLNOSTI

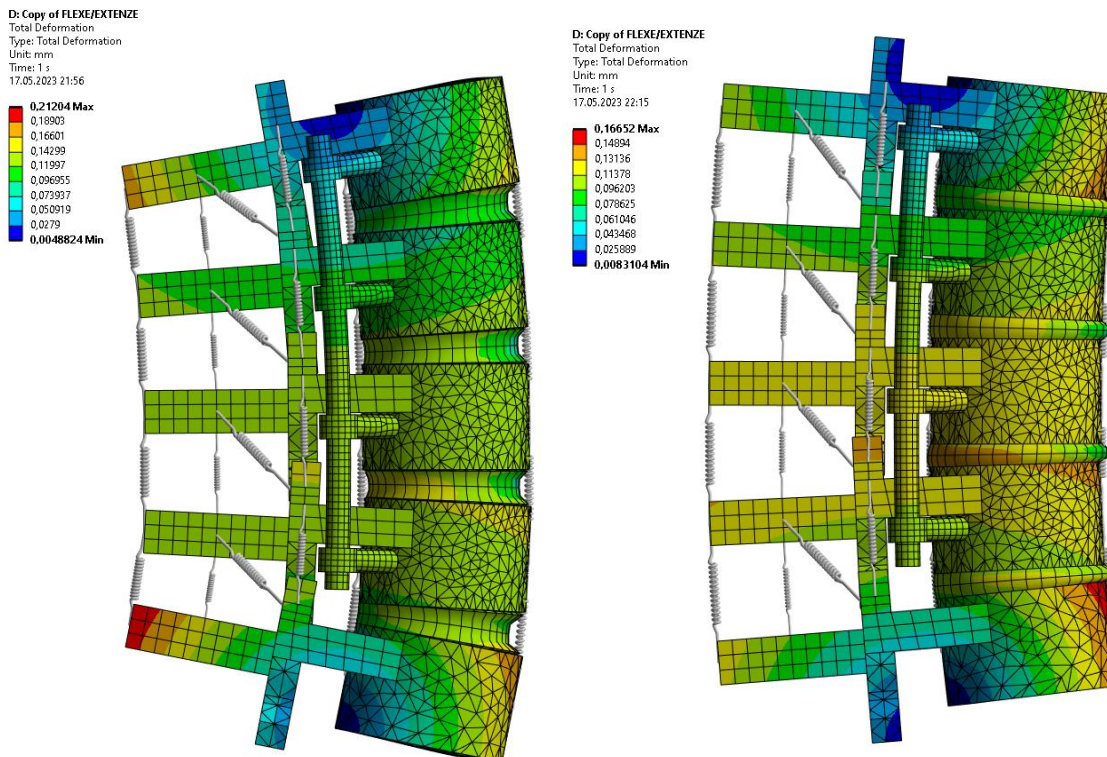
V druhém případě je umožněn pohyb mezi posledním okem fixátoru a vodící tyčí, a to v ose vodící tyče, jak je možno vidět na obrázku. Toho bylo docíleno pomocí kloubové vazby Joint, u které byl nastaven z šesti možných pohybů pouze posuv v ose vodící tyče, což je osa Z. Ostatní posuvy a rotace byly ponechány pevně. Následovalo provedení simulací pro jednotlivé typy namáhání a jejich zhodnocení.



Obr. 40: Vazba mezi poslední tyčí fixátoru a vodící tyčí s 1° volnosti

6.2 PŘEDKLON A ZÁKLON V POHYBLIVÉM STAVU

Obdobně jako při simulaci plně zavazbeného stavu proběhlo nastavení podmínek simulace podle kapitoly 4.1. Obrázky níže znázorňují deformaci záklonu i předklonu, zobrazení je 30krát zvětšeno pro oba případy. V tabulce jsou opět zapsány směrové deformace pro zvolené uzly 76702 a 90139.



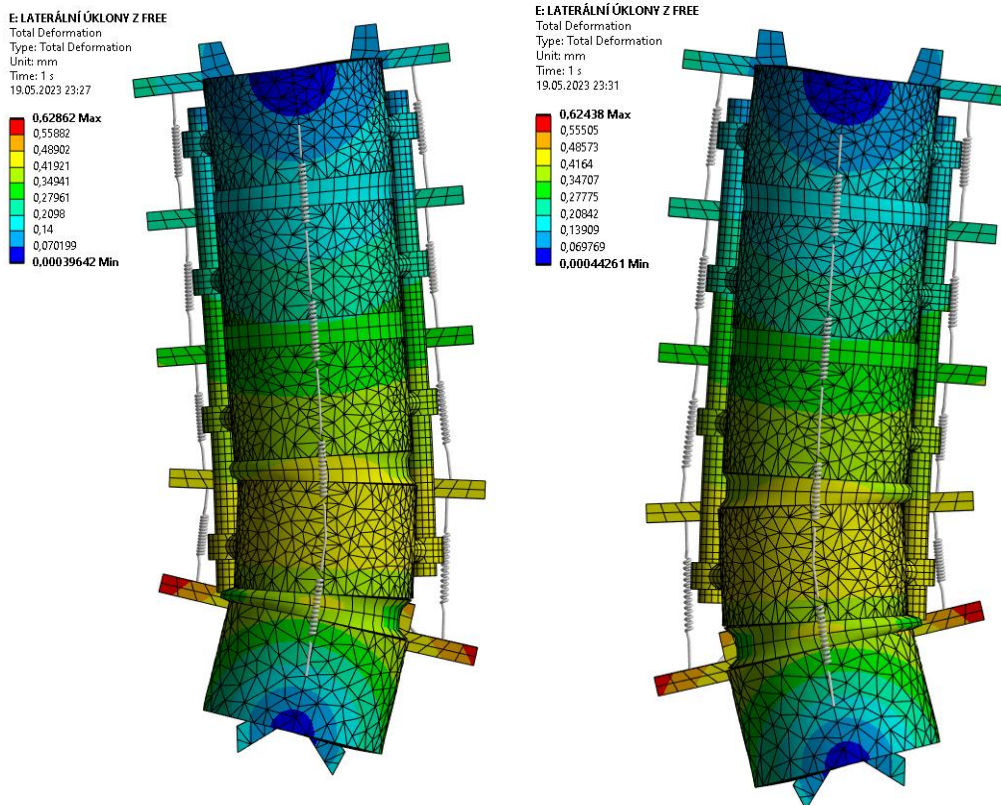
Obr. 41: Deformace fixované páteře s 1° volnosti pro záklon/předklon

Tab. 7 Deformace v obou uzlech pro záklon a předklon s 1° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Záklon	76702	-0,12737	0,00005842	-0,0034376
	90139	-0,12689	0,00014652	-0,023119
Předklon	76702	0,11283	-0,000042545	-0,00002083
	90139	0,11223	-0,00013482	0,015615

6.3 ÚKLONY DO STRAN V POHYBLIVÉM STAVU

Dále byl opět simulován úklon do stran pro krut v kladném a poté i v záporném směru osy X, podle podmínek nastíněných v kapitole 4.2. Zaznamenána byla opět deformace obou sledovaných uzlů ve všech třech směrech. Na ilustračních obrázcích je možno vidět celkovou deformaci 15krát zvětšenou.



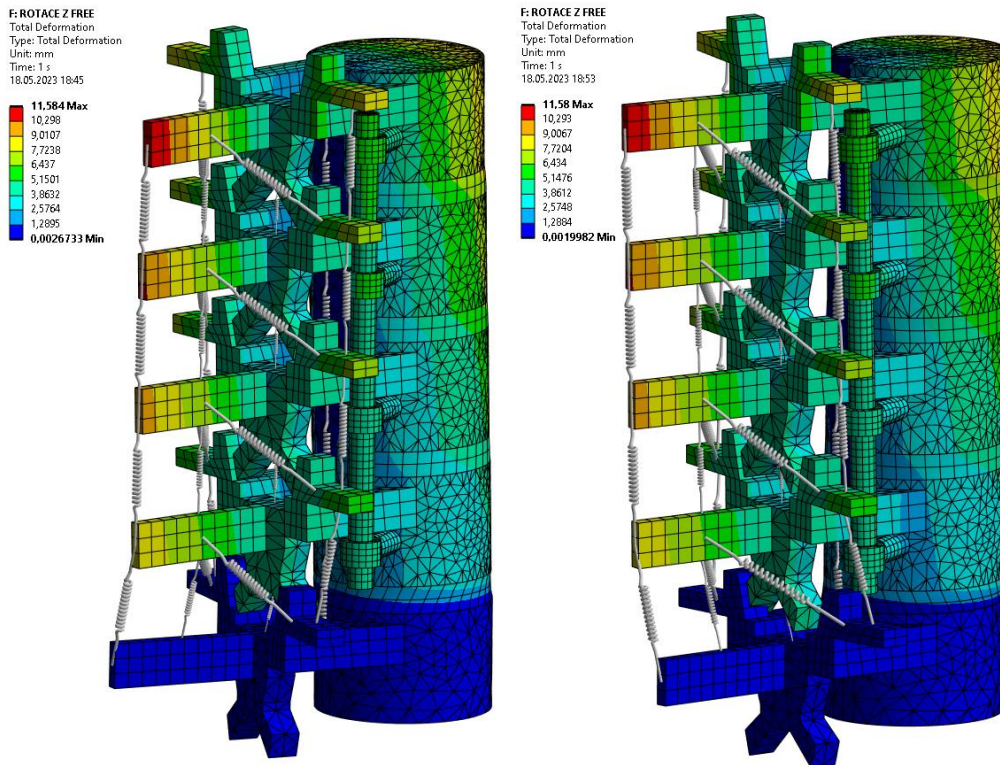
Obr. 42: Deformace fixované páteře s 1° volnosti pro úklon do stran

Tab. 8 Deformace v obou uzlech pro úklony s 1° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Úklon do kladného směru Y	76702	-0,0081304	-0,43047	-0,11149
	90139	-0,007762	-0,43293	0,01659
Úklon do záporného směru Y	76702	-0,0051981	0,42942	0,10841
	90139	-0,005826	0,43232	-0,02187

6.4 ROTACE KOLEM OSY PÁTEŘE V NEPOHYBLIVÉM STAVU

Poslední simulace, která proběhla pro tento pohybový stav fixačního aparátu, byla opět rotace kolem vlastní osy. Podmínky byly opět převzaty z kapitoly 4.3 a data zapsána do tabulky pro další vyhodnocení. Na obrázcích níže je možno vidět deformaci v měřítku 1:1.



Obr. 43: Deformace fixované páteře s 1° volnosti pro rotaci

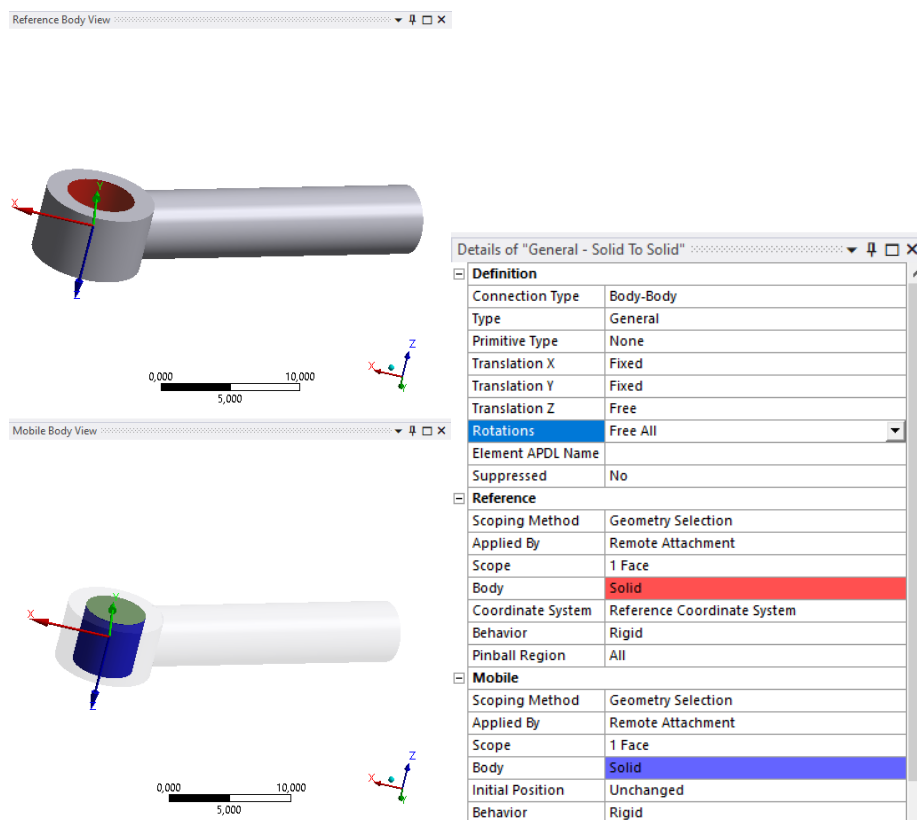
Tab. 9 Deformace v obou uzlech pro rotaci s 1° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Rotace v kladném směru osy Z	76702	-3,9544	1,8503	0,66461
	90139	-4,2192	1,8425	0,73443
Rotace v záporném směru osy Z	76702	3,2825	-2,5093	-0,59454
	90139	3,5337	-2,5485	-0,76338

7 NUMERICKÁ SIMULACE SE 4 STUPNI VOLNOSTI

7.1 REALIZACE VAZBY SE 4 STUPNI VOLNOSTI

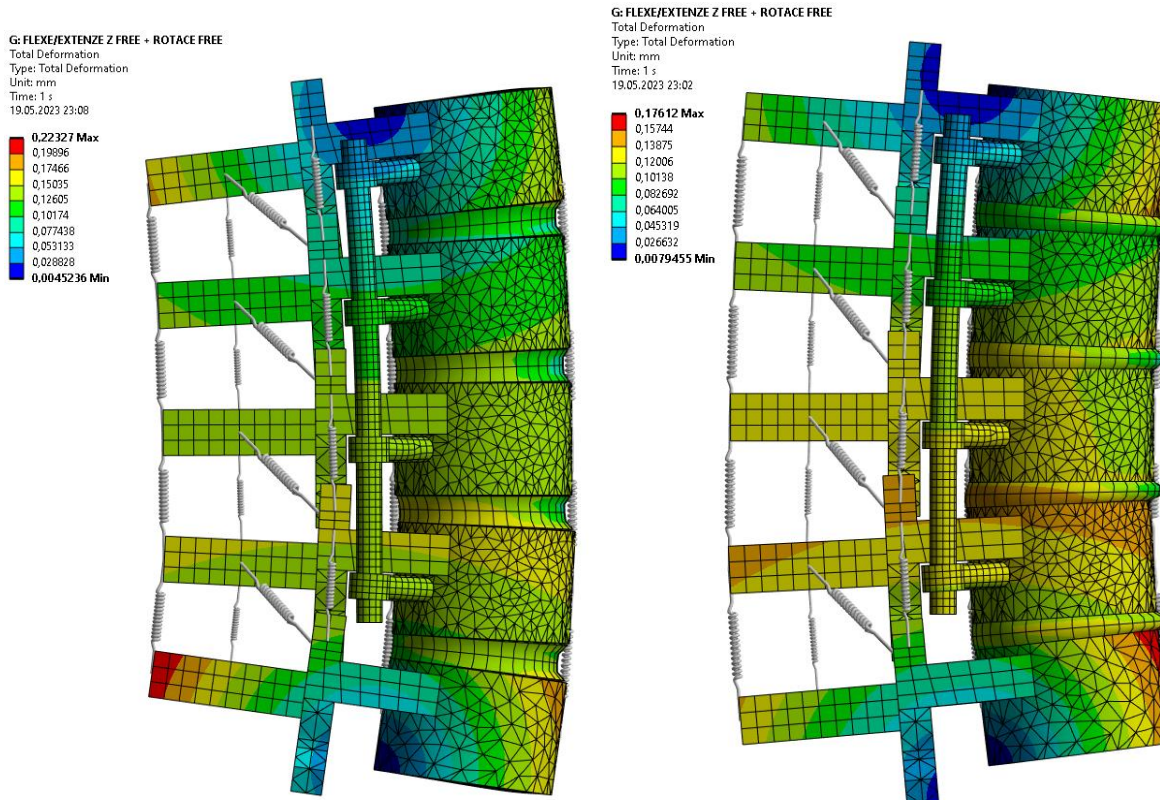
V třetím a posledním případě je vazba mezi posledním okem fixátoru a vodící tyčí nastavena tak, že je opět umožněn pohyb v ose Z, jako v předchozím případě, ale také jsou umožněny veškeré rotace ve všech třech osách. Opět byla použita vazba Joint a odsimulovány byly opět stejné tři situace možného zatížení.



Obr. 44: Vazba mezi poslední tyčí fixátoru a vodící tyčí se 4^o volnosti

7.2 PŘEDKLON A ZÁKLON V POHYBLIVÉM STAVU

Znovu, jako v předešlých dvou simulacích předklonu a záklonu bylo využito nastavení podmínek podle kapitoly 4.1. Byla sledována deformace obou uzlů 76702 a 90139 ve všech třech osách a zaznamenána do tabulky. Na obrázcích níže je znázorněna celková deformace v předklonu i záklonu a je pro větší názornost zvětšena 30krát.



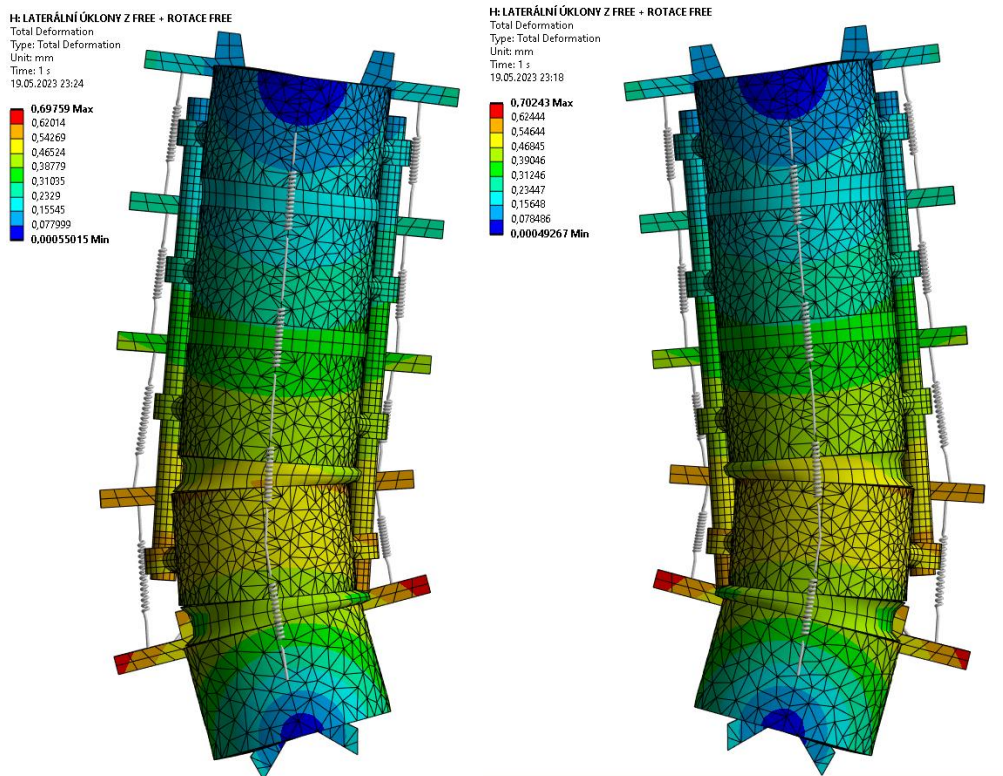
Obr. 45: Deformace fixované páteře se 4° volnosti pro záklon/předklon

Tab. 10 Deformace v obou uzlech pro záklon a předklon se 4° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Záklon	76702	0,12256	-0,0011106	0,0010438
	90139	0,1281	-0,00088993	0,00037859
Předklon	76702	0,011604	-0,52195	-0,12767
	90139	0,022182	-0,54792	0,10042

7.3 ÚKLONY DO STRAN V POHYBLIVÉM STAVU

Simulace úklonů do stran proběhla v kladném i záporném směru osy X a nastavení podmínek bylo opět převzato z kapitoly 4.2. Data o deformacích v jednotlivých uzlech byla zapsaná do tabulky a celkovou deformaci lze vidět na obrázcích níže 15krát zvětšenou.



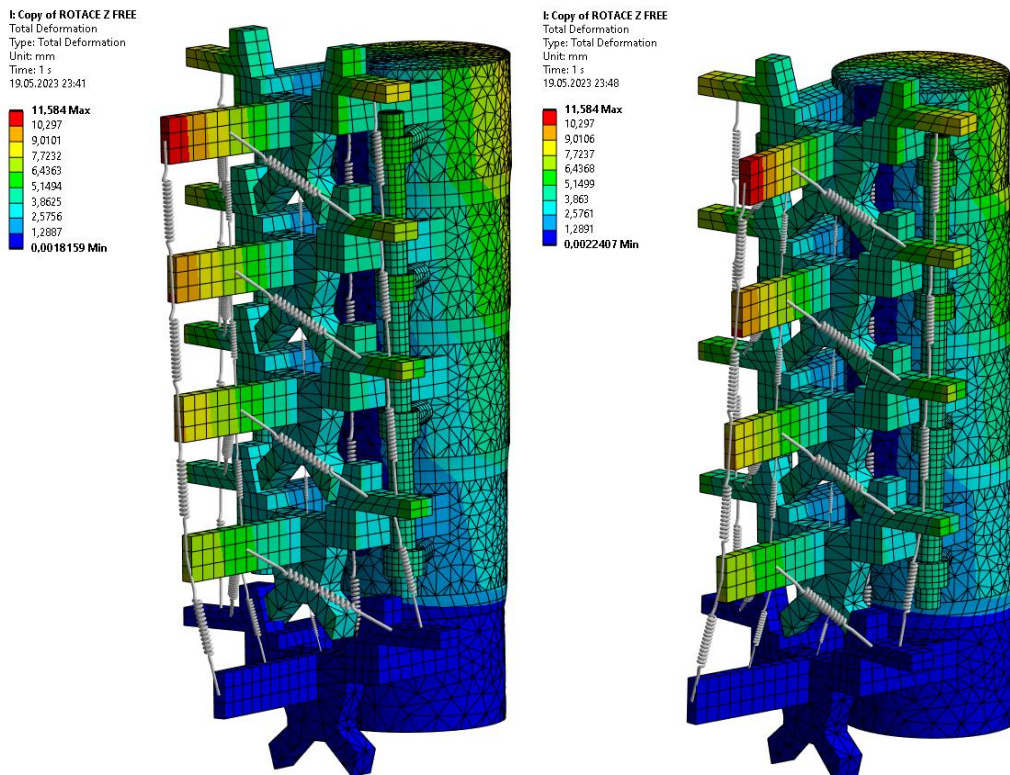
Obr. 46: Deformace fixované páteře se 4° volnosti pro úklon do stran

Tab. 11 Deformace v obou uzlech pro úklony s 1° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Úklon do kladného směru Y	76702	-0,023526	0,5223	0,12486
	90139	-0,033506	0,54682	-0,1074
Úklon do záporného směru Y	76702	-3,5649	1,4349	0,58096
	90139	-3,5595	1,4701	0,68604

7.4 ROTACE KOLEM OSY PÁTEŘE V NEPOHYBLIVÉM STAVU

Poslední simulace, která proběhla, byla rotace kolem vlastní osy s nastavením podmínek podle kapitoly 4.3. Změřená data, pro oba případy rotace, byla zapsána do tabulky a na obrázcích můžeme vidět celkové deformace.



Obr. 47: Deformace fixované páteře se 4° volnosti pro rotaci

Tab. 12 Deformace v obou uzlech pro rotaci se 4° volnosti

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Rotace v kladném směru osy Z	76702	-3,5649	1,4349	0,58096
	90139	-3,5595	1,4701	0,68604
Rotace v záporném směru osy Z	76702	3,1138	-1,9925	-0,5209
	90139	3,1097	-1,9874	-0,74544

8 VYHODNOCENÍ A POROVNÁNÍ

8.1 VYHODNOCENÍ

Data naměřené v posledních kapitolách je třeba zpracovat. V tomto případě, protože jsou vždy k dispozici přetvoření v jednotlivých osách, je možné pro konkrétní osu vždy udělat rozdíl naměřených hodnot, aby tak bylo dosaženo změny délky v konkrétní ose.

Příklad výpočtu pro první případ (nepohyblivý fixátor – záklon):

Tab. 7 Deformace v obou uzlech pro záklon (bez dat pro předklon)

	Souřadnice	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
Záklon	76702	-0,13134	-0,00010125	-0,006614
	90139	-0,13041	-0,00012859	-0,00645

$$\Delta x_{z_0} = x_{z_0,76702} - x_{z_0,90139}$$

$$\Delta x_{z_0} = -0,13134 - (-0,13041) = -0,00093$$

$$\Delta x_{z_0} = -0,00093 \text{ mm},$$

kde $x_{z_0,76702}$ je posuv uzlu 76702 ve směru osy X, $x_{z_0,90139}$ je posuv uzlu 90139 v ose X a Δx_{z_0} je jejich rozdíl. 0 v dolním indexu poslední veličiny zastupuje počet stupňů volnosti pro měření případ a dolní index z charakterizuje záklon.

Stejný výpočet proběhl pro výpočet rozdílu posuvů v ose Y a Z.

$$\Delta y_{z_0} = y_{z_0,76702} - y_{z_0,90139}$$

$$\Delta y_{z_0} = -0,00010125 - (-0,00012859) = 0,00002734$$

$$\Delta y_{z_0} = 0,00002734 \text{ mm}$$

$$\Delta z_{z_0} = z_{z_0,76702} - z_{z_0,90139}$$

$$\Delta z_{z_0} = -0,006614 - (-0,00645) = -0,000164$$

$$\Delta z_{z_0} = -0,000164 \text{ mm}$$

$$z_0 = (-0,00093; 0,00002734; -0,000164)$$

Následně byly vytvořeny tři tabulky, do kterých byly zapsány vypočtené hodnoty posuvů. Pro každou variantu realizace vazby zvlášť. Zapsány byly hodnoty posuvů pro jednotlivé typy zatížení.

Tab. 13 Změny směrových deformací pro situaci s 0° volnosti

	Δx_0 [mm]	Δy_0 [mm]	Δz_0 [mm]
Předklon	-0,00093	0,00002734	-0,000164
Záklon	0,00097	0,000123274	0,0001544
Úklon + Y	0,0012165	0,00461	0,00479
Úklon – Y	-0,001006	-0,0046	-0,004853
Rotace + Z	0,2609	0,0072	-0,03598
Rotace – Z	-0,2533	0,034	0,03325

Tab. 14 Změny směrových deformací pro situaci s 1° volnosti

	Δx_1 [mm]	Δy_1 [mm]	Δz_1 [mm]
Předklon	-0,00048	-0,0000881	0,0196814
Záklon	0,0006	0,000092275	-0,01563583
Úklon + Y	-0,0003684	0,00246	-0,12808
Úklon – Y	0,0006279	-0,0029	0,13028
Rotace + Z	0,2648	0,0078	-0,06982
Rotace – Z	-0,2512	0,0392	0,16884000

Tab. 15 Změny směrových deformací pro situaci se 4° volnosti

	Δx_4 [mm]	Δy_4 [mm]	Δz_4 [mm]
Předklon	0,00591	0,00026037	-0,0000288
Záklon	-0,00554	-0,00022067	0,00066521
Úklon + Y	-0,010578	0,02597	-0,22809
Úklon – Y	0,00998	-0,02452	0,23226
Rotace + Z	-0,0054	-0,0352	-0,10508
Rotace – Z	0,0041	-0,0051	0,22454

8.2 POROVNÁNÍ

Porovnávány byly vždy stejné složky deformace za stejného zatížení, proto, pro větší přehlednost, bylo třeba vyhodnocená data z minulé kapitoly přeskupit do vhodnějších tabulek. Tímto způsobem vzniklo 6 tabulek a v každé z nich je pozorován jeden stav zatížení a k němu příslušné složky přetvoření ve třech osách pro tři různé situace zavazbení fixačního aparátu.

Tab. 16 Porovnání změn směrových deformací pro předklon

Vazba	Δx_z [mm]	Δy_z [mm]	Δz_z [mm]
Vazba s 0 ° volnosti	-0,00093	0,00002734	-0,000164
Vazba s 1 ° volnosti	-0,00048	-0,0000881	0,0196814
Vazba se 4 ° volnosti	0,00591	0,00026037	-0,0000288

Tab. 17 Porovnání změn směrových deformací pro záklon

Vazba	Δx_p [mm]	Δy_p [mm]	Δz_p [mm]
Vazba s 0 ° volnosti	0,00097	0,000123274	0,0001544
Vazba s 1 ° volnosti	0,0006	0,000092275	-0,01563583
Vazba se 4 ° volnosti	-0,00554	-0,00022067	0,00066521

Tab. 18 Porovnání změn směrových deformací pro úklon v kladném směru osy Y

Vazba	Δx_{+Y} [mm]	Δy_{+Y} [mm]	Δz_{+Y} [mm]
Vazba s 0 ° volnosti	0,0012165	0,00461	0,00479
Vazba s 1 ° volnosti	-0,0003684	0,00246	-0,12808
Vazba se 4 ° volnosti	-0,010578	0,02597	-0,22809

Tab. 19 Porovnání změn směrových deformací pro úklon v záporném směru osy Y

Vazba	Δx_{-Y} [mm]	Δy_{-Y} [mm]	Δz_{-Y} [mm]
Vazba s 0 ° volnosti	-0,001006	-0,0046	-0,004853
Vazba s 1 ° volnosti	0,0006279	-0,0029	0,13028
Vazba se 4 ° volnosti	0,00998	-0,02452	0,23226

Tab. 20 Porovnání změn směrových deformací pro rotaci v kladném směru osy Z

Vazba	Δx_{+z} [mm]	Δy_{+z} [mm]	Δz_{+z} [mm]
Vazba s 0 ° volnosti	0,2609	0,0072	-0,03598
Vazba s 1 ° volnosti	0,2648	0,0078	-0,06982
Vazba se 4 ° volnosti	-0,0054	-0,0352	-0,10508

Tab. 21 Porovnání změn směrových deformací pro rotaci v záporném směru osy Z

Vazba	Δx_{-z} [mm]	Δy_{-z} [mm]	Δz_{-z} [mm]
Vazba s 0 ° volnosti	-0,2533	0,034	0,03325
Vazba s 1 ° volnosti	-0,2512	0,0392	0,16884000
Vazba se 4 ° volnosti	0,0041	-0,0051	0,22454

Porovnávána je vždy souřadnice v ose Z, zbylé dvě souřadnice jsou zapsány spíše pro informativní účely a celistvost. V případě předklonu a záklonu bylo dosaženo největšího posuvu v případě, že se fixátor mohl pohybovat pouze v ose vodící tyče a měl tedy jeden stupeň volnosti. Ve zbylých dvou případech je deformace mnohonásobně menší.

Při simulaci úklonů do stran, velikost deformace gradovala s rostoucím počtem stupňů volnosti a největší přetvoření tak nastalo u fixátoru, kde má vazba umožněn, jak posuv v ose Z, tak veškeré rotace.

V posledním případě je porovnávána deformace při zatížení rotací $\pm 15^\circ$ v ose páteře (osa Z). Přetvoření se opět stupňovalo s počtem stupňů volnosti, avšak v tomto případě je vidět, že je rozdíl v tom, jestli se jedná o levý nebo pravý fixátor, což u předešlých případů nebylo tolik patrné.

Na první pohled je možno si všimnout, že veškeré deformace jsou opravdu velmi malé a dosahují řádově maximálně desetin milimetrů, ve většině případů spíše méně. Vliv uvolnění posuvu v ose Z, případně uvolnění ještě navíc všech rotací má pouze malý vliv na výslednou deformaci.

ZÁVĚR

Na základě rešeršní části byl vytvořen model páteře. Do něj pak byly dodány potřebné vazy, aby se model choval jako skutečná páteř. Do modelu byla vytvořena a usazena geometrie fixátoru. Proběhlo nastavení vazby na fixačním aparátu a pro tři posuzované případy realizace vazby. V prvním případě byl fixátor zcela nepohyblivý, v druhém případě byl umožněn posuv v jedné ose mezi posledním článkem fixátoru a vodící tyčí, a v posledním případě mu navíc byla umožněna ještě rotace ve všech třech osách.

Pro každý z těchto případů byly odsimulovány tři pohybové situace – předklon/ záklon úklon a rotace, a to vždy v obou směrech. Následně byla zapsána a zpracována data o deformacích ve všech směrech. Přetvoření ve směru osy Z bylo vyhodnoceno a porovnáno pro měřené případy. Na základě výsledků bylo usouzeno, že typ vazby má vliv na výslednou deformaci maximálně v desetinách milimetrů.

Model páteře nebyl vytvořen skenem, jak bylo původně zamýšleno, ale byl celý vymodelován. Důvodem pro to bylo to, že dodaný model byl vytvořen pro bederní oblast. Aby bylo možno výsledky této numerické simulace porovnat s experimentem, na který je v práci několikrát odkazováno, bylo třeba mít k dispozici model hrudní páteře, a proto byl vytvořen model vlastní. Pro snazší práci byl model páteře velmi zjednodušen. Ale i přes veškerá zjednodušení dává model alespoň prvotní informaci o možných hodnotách přetvoření. V rámci navázání na práci by se daly vyhodnotit další mechanické veličiny, přichází v úvahu například napětí nebo reakce v ploténkách. Na základě toho, by se dalo vyhodnotit, jak moc tyto deformace mají vliv na zatížení obratlů a plotének.

POUŽITÉ INFORMAČNÍ ZDROJE

- [1] PÁČ, Libor a HORÁČKOVÁ, Ladislava. Anatomie pohybového systému člověka. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009. 146 s. ISBN 978-80-210-4953-6
- [2] Páteř. In: Wikipedie [online]. [cit. 2023-05-21]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/P%C3%A1te%C5%99#/media/Soubor:Gray_111_-_Vertebral_column-coloured.png
- [3] ČAPEK, Lukáš a kol. Biomechanika člověka. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. 206 stran. ISBN 978-80-271-0367-6
- [4] ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 1. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5
- [5] Obratel. In: Škola zad Marie Zemánkové [online]. 2016 [cit. 2023-05-21]. Dostupné z: <http://www.mariezemankova.cz/blog/spravne-drzeni-tela-je-pro-pater-zasadni/>
- [6] REPKO, Martin. Skolióza - komplexní diagnostické a terapeutické postupy. *Pediatric pro praxi*. 2010, 11(4), 218-222. ISSN 1803-5264.
- [7] WHITE, Augustus A. *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. xxiii,722 s. ISBN 0-397-50720-8
- [8] BENZEL, Edward C. *Biomechanics of spine stabilization*. [1st ed.]. Rolling Meadows: American Association of Neurological Surgeons, 2001. XVII, 526 s. ISBN 1-879284-82-0
- [9] A Finite Element Model Technique to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment Under Complex Loads. *ResearchGate* [online]. © 2012 Human Kinetics, 2012 [cit. 2023-05-21]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/230864633_A_Finite_Element_Model_Technique_to_Determine_the_Mechanical_Response_of_a_Lumbar_Spine_Segment_Under_Complex_Loads
- [10] Validation of a finite element model of the thoracolumbar spine to study instrumentation level variations in early onset scoliosis correction [online]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021 [cit. 2023-05-21]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616121000515#tbl2>
- [11] SOBOTTA, Johannes, PUTZ, Reinhard, ed. a PABST, Reinhard, ed. *Sobottův Atlas anatomie člověka. Díl 2, Trup, vnitřní orgány, dolní končetina*. 1. české vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. 399 s. ISBN 978-80-247-1870

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

ALL		Ligamentum longitudinale anterius
PLL		Ligamentum longitudinale posterius
FL		Ligamentum flava
ITL		Ligamentum intertransversaria
ISL		Ligamentum insterspinalia
SSL		Ligamentum supraspinalia
CL		Ligamentum capsularia
E	[MPa]	Youngův modul
μ	[-]	Poissonova konstanta
k	[N/mm]	tuhost
Δx_0	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 0° volnosti v ose x
Δy_0	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 0° volnosti v ose y
Δz_0	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 0° volnosti v ose z
Δx_1	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 1° volnosti v ose x
Δy_1	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 1° volnosti v ose y
Δz_1	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 1° volnosti v ose z
Δx_4	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 4° volnosti v ose x
Δy_4	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 4° volnosti v ose y
Δz_4	[mm]	Změna směrových deformací pro situaci s 4° volnosti v ose z
Δx_Z	[mm]	Změna směrových deformací pro záklon v ose x
Δy_Z	[mm]	Změna směrových deformací pro záklon v ose y
Δz_Z	[mm]	Změna směrových deformací pro záklon v ose z
Δx_P	[mm]	Změna směrových deformací pro předklon v ose x
Δy_P	[mm]	Změna směrových deformací pro předklon v ose y
Δz_P	[mm]	Změna směrových deformací pro předklon v ose z
Δx_{+Y}	[mm]	Změna směrových deformací pro úklon v kladném směru v ose x
Δy_{+Y}	[mm]	Změna směrových deformací pro úklon v kladném směru v ose y
Δz_{+Y}	[mm]	Změna směrových deformací pro úklon v kladném směru v ose z
Δx_{-Y}	[mm]	Změna směrových deformací pro úklon v záporném směru v ose x
Δy_{-Y}	[mm]	Změna směrových deformací pro úklon v záporném směru v ose y
Δz_{-Y}	[mm]	Změna směrových deformací pro úklon v záporném směru v ose z
Δx_{+z}	[mm]	Změna směrových deformací pro rotaci v kladném směru v ose x

Δy_{+z}	[mm]	Změna směrových deformací pro rotaci v kladném směru v ose y
Δz_{+z}	[mm]	Změna směrových deformací pro rotaci v kladném směru v ose z
Δx_{-z}	[mm]	Změna směrových deformací pro rotaci v záporném směru v ose x
Δy_{-z}	[mm]	Změna směrových deformací pro rotaci v záporném směru v ose y
Δz_{-z}	[mm]	Změna směrových deformací pro rotaci v záporném směru v ose z