

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ
ÚSTAV MECHANIKY, BIOMECHANIKY A MECHATRIKIKY



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BIOMECHANIKA KRČNÍ PÁTEŘE
BIOMECHANICS OF VERTEBRAL SPINE

AUTOR: Aleš Kočvara

STUDIJNÍ PROGRAM: Výroba a ekonomika ve strojírenství

VEDOUCÍ PRÁCE: prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.

PRAHA 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kočvara** Jméno: **Aleš** Osobní číslo: **465898**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Výroba a ekonomika ve strojírenství**
Studijní obor: **Technologie, materiály a ekonomika strojírenství**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Biomechanika krční páteře

Název bakalářské práce anglicky:

Biomechanics of vertebral spine

Pokyny pro vypracování:

1. Přehled problematiky
2. Vytvoření matematického modelu zatížení krční páteře
3. Ověření vhodnosti materiálu pro náhradu meziobratlové rozpěrky

Seznam doporučené literatury:

- [1] Lee S, Kang H, Shin G. Head flexion angle while using a smartphone. Ergonomics. 2015;58(2): 220-6.
- [2] Hansraj, Assessment of stresses in the cervical Spine caused by posture and position of the head. Surgical Technology International, 2014, 25: 277-279.
- [3] Vasavada, A. N., Li, S. and Delp, S. L., Influence of Muscle Morphometry and Moment Arms on the Moment-Generating Capacity of Human Neck Muscles, Spine, 23:412-422, 1998.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:


prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D., České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní

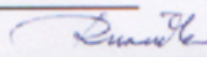
Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:


Datum zadání bakalářské práce: **30.04.2019**

Termín odevzdání bakalářské práce: **16.08.2019**

Platnost zadání bakalářské práce:


prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce


prof. Ing. Milan Růžička, CSc.
podpis vedoucí(ho) katedry/katedry


prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis oškana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

30.4.2019
Datum převzetí zadání


Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně pod vedením prof. RNDr. Mateje Daniela, Ph.D., a to výhradně s použitím pramenů a literatury, uvedených v seznamu citovaných zdrojů.

V Praze dne: 16.8.2019

Aleš Kočvara

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce prof. RNDr. Matejovi Danielovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, připomínky, a především za jeho vstřícnost a čas.

Anotace

Novodobé onemocnění zvané "techneck" postihuje krční páteř a vzniká v důsledku nadměrného používání mobilních zařízení. V závažných případech je u některých pacientů potřeba provést diskektomii a zavést meziobratlovou fúzi. V této práci se věnujeme určení maximální zátěže meziobratlového disku a posouzení vhodnosti materiálu pro konstrukci meziobratlové rozpěrky. S použitím matematického modelu jsme určili zátěže jednotlivých segmentů krční páteře při maximální izometrické kontrakci odpovídajících svalů. Určili jsme, že nejvíce zatíženým segmentem je C3/C4. Zjistili jsme, že meziobratlová rozpěrka z titanové slitiny Ti6Al4V má koeficient bezpečnosti výrazně vyšší (více než 10), než je požadováno. Jeli rozpěrka vyrobena z materiálu PEEK je koeficient bezpečnosti méně než 2.

Annotation

A modern disease called "techneck" affects the cervical spine and results from excessive use of mobile devices. In severe cases, some patients require discectomy and intervertebral fusion. In this work we focus on determining the maximum load of intervertebral disc and assessing the suitability of the material for the construction of the fusion cage. Using a mathematical model, we determined the load of individual cervical spine segments at maximum isometric contraction of the corresponding muscles. We have determined that the most loaded segment is C3 / C4. We have found that the titanium fusion cage has safety coefficient significantly higher (more than 10) than required. If the fusion cage is made of PEEK, the safety coefficient is less than 2.

Klíčová slova:

krční páteř, biomechanika, biomateriály, matematický model, Ti6Al4V, PEEK, mezitělová fúze, meziobratlová rozpěrka

Keywords

cervical spine, biomechanics, biomaterials, mathematical model, Ti6Al4V, PEEK, inter-body fusion, intervertebral cage

Použité symboly

Symbol	Význam	Jednotka
MD	Meziobratlový disk	
SM	Stabilizační a mobilizační	
EMG	Elektromyografie	
HCP	Hexagonálně středěná mřížka	
BCC	Prostorově středěná mřížka	
E	Modul pružnosti	[MPa]
R_m	Mez pevnosti	[MPa]
R_e	Mez kluzu	[MPa]
Y_{Pi}	Souřadnice Y proximálního vektoru vybraného svalu	[mm]
Y_{CRj}	Souřadnice Y vybraného centra rotace	[mm]
Y_{Di}	Souřadnice Y distálního vektoru vybraného svalu	[mm]
CR 1	Segment lebka/C1	
CR 2	Meziobratlový segment C1/C2	
CR 3	Meziobratlový segment C2/C3	
CR 4	Meziobratlový segment C3/C4	
CR 5	Meziobratlový segment C4/C5	
CR 6	Meziobratlový segment C5/C6	
CR 7	Meziobratlový segment C6/C7	
F_{izo}	Maximální izometrická síla	[N]
\vec{r}_P	Proximální polohový vektor svalu	
\vec{r}_D	Distální polohový vektor svalu	
\vec{e}	Jednotkový vektor	
X_D	Souřadnice X distálního polohového vektoru	[mm]
X_P	Souřadnice X proximálního polohového vektoru	[mm]
Y_D	Souřadnice Y distálního polohového vektoru	[mm]

Y_P	Souřadnice Y proximálního polohového vektoru	[mm]
Z_D	Souřadnice Z distálního polohového vektoru	[mm]
Z_P	Souřadnice Z proximálního polohového vektoru	[mm]
F_i	Síla působící v jednotlivých svalech	[N]
W	Gravitační síla hlavy	[N]
R	Reakční síla	[N]
A	Zatížená plocha	[mm ²]
σ_{max}	Maximální napětí	[MPa]
k	Koeficient bezpečnosti	[1]

1 ÚVOD.....	11
2 TEORETICKÁ ČÁST	12
2.1 Anatomie krční páteře	12
2.2 Anatomické spojení na krční páteři.	14
2.2.1 Svaly krku.....	14
2.2.2 Meziobratlový disk.....	15
2.2.3 Ligamenta krční páteře.....	15
2.3 Onemocnění krční páteře	16
2.3.1 Textneck	16
2.3.2 Degenerativní onemocnění krční páteře	17
2.3.3 Léčba	18
2.4 Základy matematického modelování.....	19
2.5 Volba implantátu.....	20
2.6 Volba materiálu pro meziobratlovou náhradu	21
2.6.1 Požadavky na biomateriál.....	21
2.6.2 Povrch implantátu.....	21
2.6.3 Titan a jeho slitiny	22
2.6.5 PEEK	23
3 CÍL PRÁCE.....	24
4 METODA VÝPOČTU	25
4.1 Postup výpočtu pro učení napětí v krční páteři	25
3.2 Stanovení bezpečnostních podmínek pro implantát	35
5 VÝSLEDKY.....	37
5.1 Vyhodnocení pohybu č.1 (Flexe hlavy)	37
5.2 Vyhodnocení pohybu č.2 (Flexe krční páteře).....	39
5.3 Vyhodnocení pohybu č.3 (Flexe hlavy a krční páteře).....	41
6 DISKUZE	43
7 ZÁVĚR.....	45

8 PŘÍLOHY	46
8.1 skript pro výpočet v Matlabu.....	46
9 POUŽITÁ LITERATURA	49
10 SEZNAM OBRÁZKŮ	52

1 ÚVOD

V současnosti je už skoro nemožné obejít se bez mobilních telefonů a počítačů, kteří jsou sice cennými pomocníky, ale vybírají si svou daň při nadměrném používání. Téměř každý člověk by se přistihl, že při psaní textových zpráv má hlavu sklopenou v nepřírozené poloze. Vlivem dlouhodobé nepřiměřené flexe může dojít k degenerativnímu onemocnění krční páteře a možným dalším problémům.

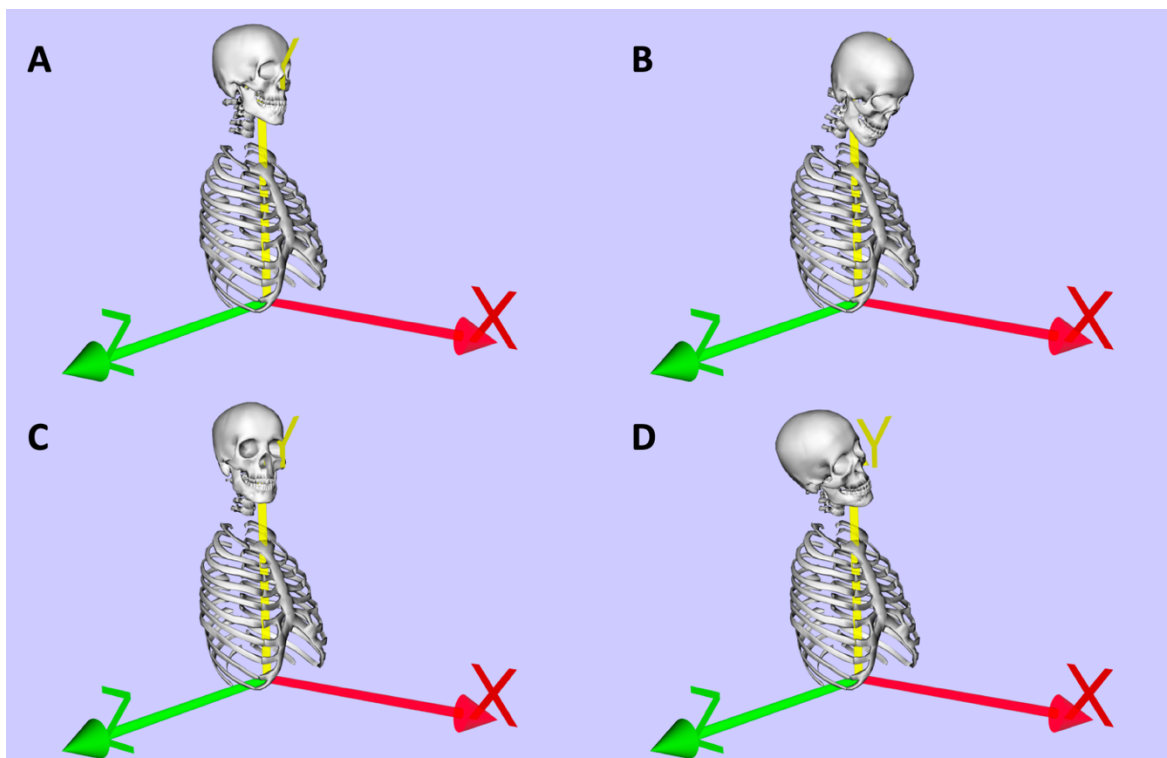
Při závažném poškození meziobratlového disku je možnou terapií meziobratlové fúze, což je trvalé odebrání meziobratlové ploténky a implantace meziobratlové náhrady. V tomto případě se používá meziobratlové rozpěrka, která sroste se sousedními těly obratlů. Pro efektivní léčbu je potřeba navrhnout odpovídající konstrukční návrh náhrady a materiál, z kterého bude náhrada vyrobena. Je potřeba, aby měl materiál dobré mechanické vlastnosti a zároveň byl odolný vůči korozi lidského těla. Nejčastěji používanými materiály jsou: titanová slitina Ti6Al4V a polyetereterketon, zkráceně PEEK, které splňují kritérium biokompatibility.

Dimenzování konstrukčního návrhu je závislé na zatížení meziobratlové rozpěrky. Měření může probíhat přímou metodou, která je technicky a eticky složitá anebo nepřímou metodou pomocí matematického modelování. Pro určení mechanického zatížení použijeme matematický model krční páteře, který bude simulovat pozici hlavy při psaní textových zpráv. Matematický model musí splňovat anatomické uspořádání svalů a zachovat tvar krční páteře. Pro hodnocení různých poloh flexe je potřeba vytvořit základní kinematiku.

2 TEORETICKÁ ČÁST

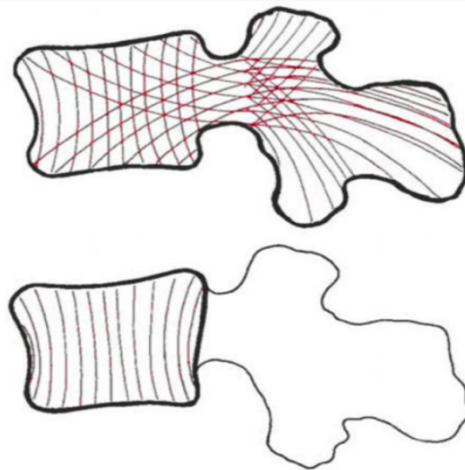
2.1 Anatomie krční páteře

Krční páteř je zakřivená a má blízko ke tvaru lordózy. Krční páteř je tvořena řetězcem ze sedmi krčních obratlů, které jsou postupně značeny od C1 po C7 (Obr. 1). Písmenem C se značí obratle, které jsou pojmenovány podle latinského „cervicalis“. V základní poloze roviny obratlů C1 a C7 svírají úhel 30-35°. Je důležité podotknout, že v základní poloze mají všechna spojení na krční páteři 6° stupňů volnosti, to je názorné na obrázcích základních pohybů hlavy. [1,2][1]



Obr. 1 – A) Základní pozice hlavy; B) Flexe hlavy; C) Otočení hlavy do strany; D) Úklon hlavy

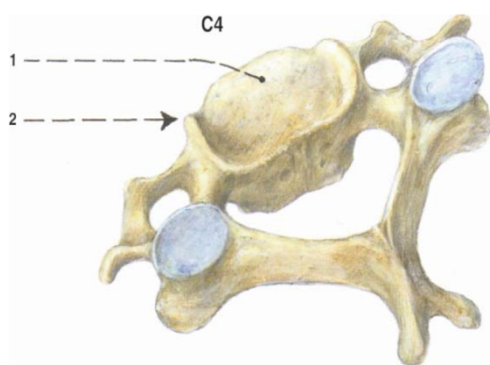
Obratle mají tři funkční složky: tělo, oblouk a výběžky, z nichž každá má jinou funkci (Obr. 3) Nosnou částí je tělo obratle, které má oválný někdy až ledvinovitý tvar a je spojeno s meziobratlovou ploténkou. Oblouk obratle chrání míchu a je připojen zezadu k obratlovému tělu. Poslední složkou jsou výběžky. Příčné výběžky omezují úklon hlavy a trnové výběžky limitují záklon hlavy neboli extenzi. Zatímco tělo obratle je namáháno na tlak, výběžky obratlů jsou namáhány na tah a ohyb (Obr. 2). [2,3]



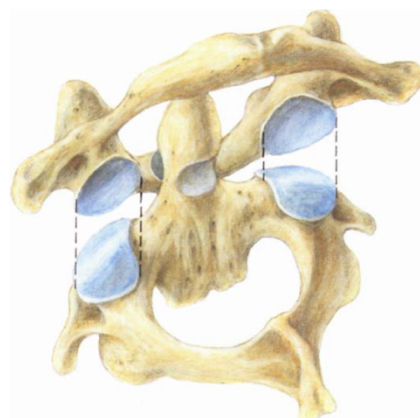
Obr.2 Namáhání obratlů [3]

Krční obratle lze brát jako soustavu tuhých těles, které jsou spojeny pomocí několika rotačních vazeb. V obecné mechanice i biomechanice platí, že na každý rotační kloub působí reakční síly směrem v ose X, Y a Z. Díky souběžnému natočení obratlů může krční páteř vykonávat pohyb. Všechny krční obratle jsou schopny vykonávat flexi a extenzi, a to díky vzájemnému naklonění obratlů vůči sobě. Nezbytnou součástí naklonění je meziobratlový disk, který slouží jako tlumič a přenáší zatížení.

Zvláštním případem je částečná flexe v segmentu C1-C2. V tomto segmentu se nenachází meziobratlové ploténka a tvar obratlů je odlišný od zbývajících. Z těla obratle C2 vyčnívá výběžek čepovec, který se spojuje s kloubní ploškou na předním oblouku prstence atlasu. Díky dostatečné vůli čepovce a kostěného oblouku atlasu je též možné vykonávat částečnou flexi. Spojení atlasu-axis je primárně určeno k otáčení hlavy do stran tak, že se hlava otáčí kolem osy Y. V tomto případě je fiktivní osou rotace zub čepovce. [1,2]



Obr. 3 Krční obratel C4 [2]



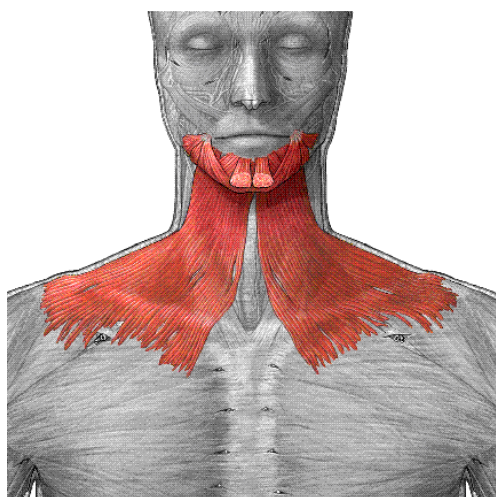
Obr. 4 Spojení atlasu (horní obratel) a axisu (dolní obratel) [2]

2.2 Anatomické spojení na krční páteři.

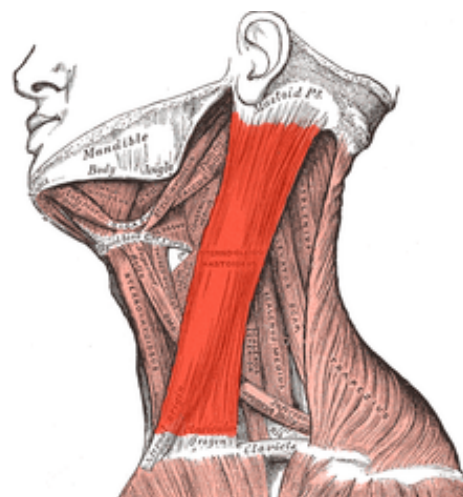
Funkci spojných elementů mezi lebkou a jednotlivými obratli zastávají svaly, vazy a meziobratlové ploténky. Každý z výše zmíněných zajišťuje stabilitu páteře a vlastním namáháním umožňuje pohyb hlavy.

2.2.1 Svaly krku

Svaly umožňují pohyb a zajišťují rovnováhu sil, která je potřeba v každé poloze hlavy a krku. Těsně pod kůží je umístěn široký, plochý a velmi tenký sval platysma, který ovlivňuje napětí kůže v průběhu ohýbání krku. Nejsilnějším svalem v oblasti krku je zdvihač hlavy neboli musculus sternocleidomastoideus. Sval začíná na rukojeti sternu a vnitřní části klíční kosti, a upíná na bradavkový výběžek spánkové kosti. Zdvihač hlavy umožňuje hlavu předklánět, zaklánět, uklánět a rotovat vůči hrudníku. [2,4,5]



Obr. 4 Platysma [8]



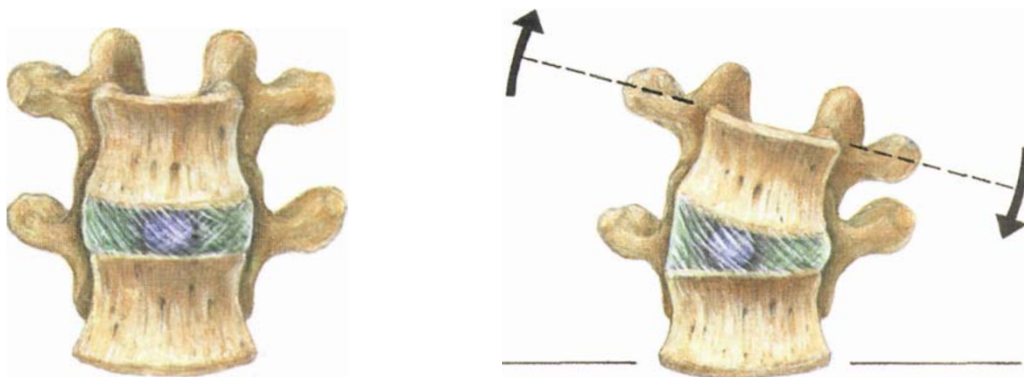
Obr. 5 Zdvihač hlavy [9]

Drobné, stužkové svaly krku jsou nadjazylkové svaly, které tvoří skupinu čtyř svalů. Tyto svaly táhnou dolní čelist směrem dolů za pomoci podjazylkových svalů. Podjazylkové svaly jsou rozepjaty mezi jazykou a kostí hrudní. Do skupiny hlubokých svalů patří svaly šikmé, též kloněné (musculi scaleni).

Svaly šikmé jsou: přední (*anterior*), střední (*medius*) a zadní (*posterior*). Svaly začínají na příčných výběžcích krčních obratlů (C3-C6) a upínají se na 1. a 2. žebro. Jejich funkcí je uklánění krční páteře, ale mimo jiné jsou to nejvýznamnější pomocné nádechové svaly. V principu kloněné svaly přispívají ke zvedání žeber. [2,4,5]

2.2.2 Meziobratlový disk

Meziobratlová ploténka je prvek spojující plochy dvou obratlových těl a slouží jako primární tlumící prvek, který je umístěn mezi dvěma těly obratlů. Ploténka dokáže přenášet tlakové síly a absorbovat rázové vlny. Tuhost ploténky je jiná v každé části páteře, protože v každém segmentu je jiný způsob zatížení. Při pohybu krční páteře se obratle vůči sobě naklánějí a tím je disk namáhán jednak v tlaku tak i v tahu (Obr. 7). Disk má tvar a rozsah sousedních ploch těl obratlů, se kterými je spojena. Jádro ploténky se skládá z měkkého, elastického rosolovitého jádra a je obklopena vrstvami vláken vazivové chrupavky. S rostoucím věkem ztrácí rosolovité jádro část tekutiny a tím se destička snižuje. Díky tomu dochází s rostoucím věkem k větší pravděpodobnosti výskytu degenerativního onemocnění páteře. [2,4,6]



Obr. 7 Meziobratlová ploténka při vzájemném naklonění obratlových těl [2]

2.2.3 Ligamenta krční páteře

Dlouhé a krátké vazy též zajišťují stabilitu krční páteře. Dlouhé vazy podélně vážou téměř celou páteř, zatímco krátké vazy spojují oblouky a výběžky sousedních obratlů. Z mechanického hlediska mají vazy směr působící síly od výběžku horního obratle k výběžku dolního obratle. [2,7]

2.3 Onemocnění krční páteře

2.3.1 Textneck

Textneck je novodobé onemocnění krční páteře způsobené nadměrným ohýbáním hlavy při psaní textových zpráv nebo sledování mobilních zařízení po delší dobu. Podle průzkumu 65 % uživatelů v USA stráví na svém telefonu 1-2 hodiny denně. Uživatelé mobilních zařízení mají tendenci sledovat zařízení pod výškou svých očí a hlava se dostává do předklonu. Úhel ohybu hlavy je závislý na poloze, ve které se člověk nachází a činnosti, kterou vykonává na mobilním zařízení. Měření úhlu natočení hlavy při různých úkolech provedl odbor fyzikální léčeni na univerzitě U1 v Koreji, jejíž data jsou zaznamenána v následující tabulce. [10]

Tab. 1: Natočení hlavy při různých úkolech na smartphonu [10]

Úkol na smatphonu	Rozmezí úhlu natočení hlavy [°]
Psaní textových zpráv	37,28 – 46,88
Procházení webu	33,48 – 42,58
Sledování videa	30,28 – 44,38

Při držení hlavy v předklonu vzniká nadměrné napětí v krčních svalech a může se šířit až do oblasti ramen. Mezi známe symptomy patří bolest hlavy, bolest v oblasti krku, ramen a horních končetin. Kromě těchto běžných příznaků může dojít i ke kompresi meziobratlového disku. Textneck není způsobován jen užíváním mobilních zařízení, ale může se projevit i u dlouhodobé práce s přenosným počítačem.

Při práci s počítačem není hlava vystavována takové flexi jako u mobilních telefonů, ale přesto činí natočení hlavy od vertikální roviny těla 20-25°. Ani menší natočení hlavy není zanedbatelné z hlediska biomechaniky svalstva krku. U počítačů tomu lze zabránit, pokud uživatel začne používat externí monitor nebo stojánek pod laptop. Toto řešení ovlivní polohu hlavy, kdy střed obrazovky bude přibližně ve stejné výšce jako jsou oči uživatele. [10,11]

2.3.2 Degenerativní onemocnění krční páteře

Degenerativní onemocnění krční páteře představuje závažný zdravotní a sociálně ekonomický problém. Degenerativní změny v oblasti krční páteře postihují celou řadu lidí, ale nejvíce muže a ženy starší 50-ti let. Není však vyloučeno, že onemocnění může postihnout i mladší ročníky. Příčinou může být chybné držení krční páteře, nedostatek pohybu a oslabení svalů podél páteře nebo nadměrné zatěžování krční páteře. V současné době, kdy je nezbytné používat mobilní telefony a počítač, dochází u lidí ke špatnému držení krční páteře, zejména při předklonu hlavy. Krční páteř je nepohyblivější částí páteře a jsou na ni kladeny vysoké nároky kvůli všem různým pohybům hlavy. Prvotní známky degenerace se objevují na meziobratlové ploténce, která postupně ztrácí svou elasticitu. U krční páteře dochází častěji k osteochondróze než k samotnému výhřezu meziobratlové ploténky. [12]

Osteochondróza je stav, kdy dochází k degenerativním změnám disku jako je snižování, úbytek. Častým vlivem je statické zatížení nebo nedostatek výživy při nedostatečném pohybu. Málo výživy způsobuje snížení pružnosti chrupavky, která postupně tuhne a kostnatí. U osteochondrózy je vysoké riziko vzniku osteofytů, což jsou kostní výběžky. Pokud se sníží meziobratlový disk, dojde ke styku meziobratlových těl, což může vést k prudké bolesti. Obvykle bývá postižen segment C5/C6, protože je nepohyblivějším segmentem krční páteře. [12,13]

Dalším nálezem může být výhřez meziobratlové ploténky. Postupným stárnutím je vazivové pouzdro náchylnější k přetrhnutí a pokud se obal ploténky roztrhne, dojde k uvolnění rosolovitého jádra do oblasti páteřního kanálku. Vyklenutí nejčastěji probíhá dorzálním směrem, protože v této oblasti je nejtenčí vazivo. Za určitých okolností může degenerativní onemocnění zapříčinit vystřelující bolest v oblasti šíje až do oblasti ramen a horních končetin. Může se projevit porucha citlivosti a ztráta jemné motoriky rukou. [12,13]

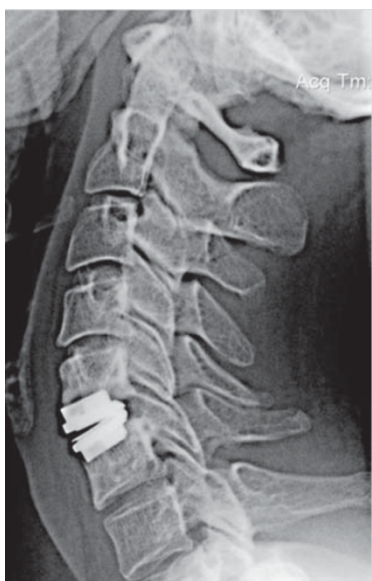
2.3.3 Léčba

2.3.3.1 Neinvazivní léčba

Pro většinu pacientů se upřednostňuje konzervativní léčba, která je formou rehabilitací a cvičení. Mezi účinná cvičení patří SM systém, který funguje na principu posílení vnitřních spirálních svalů kolem páteře. Při aktivním zapojení spirálních svalů dochází k prodloužení páteře a tím se zvětšuje prostor pro meziobratlové ploténky. Díky většímu prostoru mezi obratli dochází k regeneraci meziobratlového disku, který se postupně vrací na své původní místo. Autorem SM systému je MUDr. Richard Smíšek. [14]

2.3.3.2 Invazivní léčba

Pokud se neinvazivní léčba jeví jako neúčinná, je nutný invazivní zásah, který se podle statistik provádí jen 8-12 %. Nejčastějším zákrokem operace je přední diskektomie, což je odstranění degenerovaného meziobratlového disku, čímž se odstraní komprese na míšní kořeny a míchu. Odstraněný disk je nahrazen umělou ploténkou, která do budoucna zajistí „kostní fúzi“, což je stálé kostní spojení dvou sousedních těl obratlů (Obr. 8). Při operaci se odstraní útlak na míšní kořeny nebo samotnou míchu. V případě vícesegmentových postižení, kdy je nutno odstranit jedno nebo více obratlových těl, se vkládá kostní štěp nebo implantát plněný kostní drtí. Typickým představitelem implantátu je Harmsův košíček (Obr. 9). Po vložení implantátu je celý segment fixován dlahou. [12,15]



Obr. 8 Diskektomie [12]



Obr. 9 Harmsův košíček a dlahou [12]

2.4 Základy matematického modelování

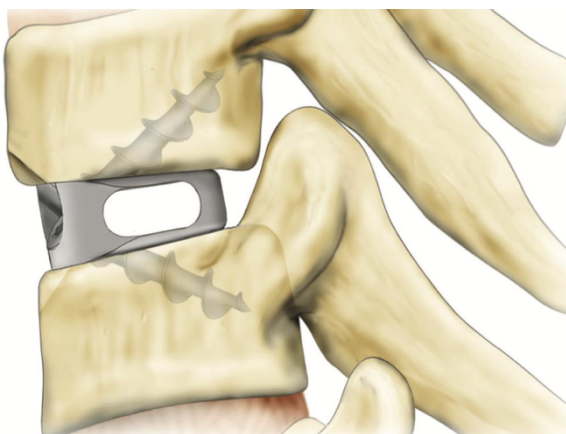
Matematické modely pomáhají objasnit principy pohybů lidí a zvířat při pohybech jako je chůze, běh, skákání a další. Pro pochopení musculoskeletálního systému se používají pohybové simulace, které využívají matematického modelování. Tělo lze modelovat jako soustavu těles, která je spojena klouby a svaly. Ve většině případů jsou svaly modelovány jako lineární pružiny. Každý aktivovaný sval při pohybu generuje sílu a stane se, že počet neznámých sil bude vyšší, než je počet rovnovážných rovnic. V zásadě existuje nekonečné množství rovnovážných rovnic, které umožní neomezené množství různých kombinací svalových, vazových a kontrakčních sil, které jsou potřeba ke statické rovnováze nebo k vyvolání pohybu. Je obtížné přesně změřit jednotlivé síly působící ve svalech a neexistuje způsob, jak odhadnout svalové síly pro celý musculoskeletální systém nebo jen pro jeho část. Pro řešení problému se obecně používají dva přístupy - metoda redukce a metoda optimalizace. [16]

Metoda redukce je charakteristická tím, že dojde ke snížení počtu neznámé síly, která působí ve spoji s počtem dostupných rovnovážných rovnic. Toho lze dosáhnout, pokud se matematický model funkčně a anatomicky zjednoduší. Tento přístup byl použit při studii pohybu kyčle, kolena a kotníku. Metoda optimalizace je založena na predikci působících sil a stanovení určitých kritérií. Protože přímé měření svalové síly v lidském organismu je obtížné, používá se měření svalové aktivity pomocí elektromyografie (EMG). EMG modely lze použít ve spojení s vhodným anatomickým modelem pro odhad sil, které jsou produkovány v každém svalu. [16,17]

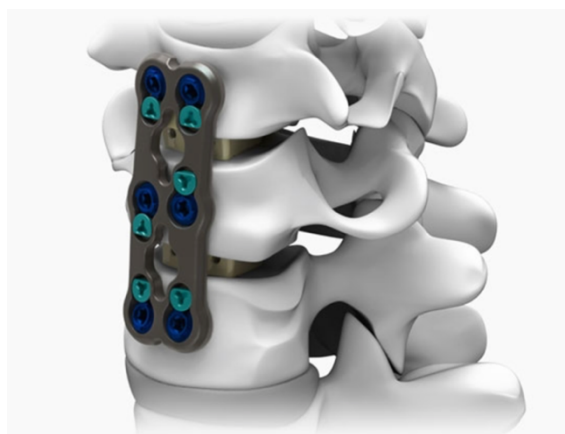
Matematické modely využívají dynamiky inverzní nebo dopředné. Při použití inverzní dynamiky víme, jak se musculoskeletální systém bude pohybovat a lze tak definovat síly pro daný pohyb. Dopředná dynamika je charakteristická tím, že známe dráhu matematického modelu, který se bude pohybovat z bodu A do bodu B, tak aby u toho bylo spotřebováno co nejméně energie. Tento metoda je jednou z možností optimalizace. Simulaci pohybu krční páteře lze provést ve specializovaných softwarech jako je SIMM nebo OpenSim, který je volně dostupný všem uživatelům. [17,18]

2.5 Volba implantátu

Po provedení diskektomie je indikováno provedení mezitělové fúze. Mezitělová fúze se vyznačuje tím, že prostor mezi obratlovými těly je vyplněn implantátem. Trvalým spojením je omezena rotace segmentu, která bude mít vliv na maximální flexi krční páteře. Mezitělová fúze se provádí ve dvou variantách. První z nich je technika nejištěné klíčky neboli „stand alone“. Toto provedení spočívá v odebrání zbytku poškozeného meziobratlového disku. Poté se obrousí plochy sousedních obratlových těl a následně je do tohoto prostoru vložena klíčka/rozpěrka, která je zajištěna dvěma, nebo třemi utaženými šrouby (Obr. 10). Šrouby jsou přivrtány k meziobratlovým tělům (Obr. 11). [19]



Obr. 10 Nejištěná klíčka [21]



Obr. 11 Mezitělová fúze jištěna dlažkou [20]

Druhou možností je mezitělová fúze jištěná dlažkou. Princip této metody je v podstatě stejný, jen se liší ve způsobu fixace. V tomto případě není náhrada fixována přímo šrouby, ale je využívána dynamická dlažka. Dynamická dlažka je do jisté míry pružná a má větší toleranci při částečném naklonění segmentu. Dynamická dlažka může fixovat i více segmentů. [19,20]

2.6 Volba materiálu pro meziobratlovou náhradu

2.6.1 Požadavky na biomateriál

V medicíně se běžně setkáváme s řadou implantátů, které by měli podpořit mobilitu jedince, a hlavně zlepšit kvalitu života. Design a výběr biomateriálu je závislý na konkrétním lékařském použití. Materiály použité pro implantáty by měli mít výbornou biokompatibilitu, dobrou odolnost proti korozi v tělním prostředí, a především dobré mechanické vlastnosti. Z hlediska biokompatibility je důležité, aby byl materiál netoxický, nekarcinogenní a nevyvolával alergie. Hlavní faktory ovlivňující biokompatibilitu materiálu jsou hostitelské reakce vyvolané materiálem a na druhé straně degradace materiálu v tělním prostředí. [22]

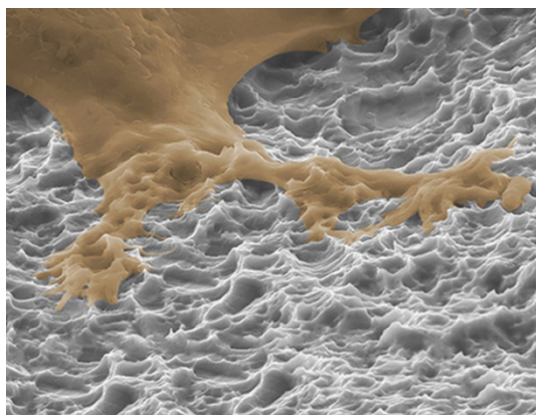
2.6.2 Povrch implantátu

Pro funkčnost implantátu je důležité, aby byl stabilně ukotven v kostní tkáni. Důležitým faktorem pro celkovou fúzi segmentu je povrch implantátu, zejména povrch kontaktních ploch (Obr. 12). Drsnost povrchu má zásadní vliv na přilnavost buněk k povrchu biomateriálu. Dle nepravidelnosti povrchu rozdělujeme drsnost na makrodrsnost, mikrodrsnost a nanodrsnost.

Po voperování se implantát dostává do přímého kontaktu s molekulami vody a následně s rozpustnými proteiny (Obr. 13). Následně kostní buňky neboli osteoblasty srostou s pórovitou strukturou biomateriálu. Drsný povrch slouží jako opora buněk pro tvorbu nové tkáně. [23,24]



Obr. 12 Meziobratlová klec [21]



Obr. 13 Tvorba osteoblastů na povrchu implantátu [21]

2.6.3 Titan a jeho slitiny

Čistý titan se vyskytuje ve dvou alotropických modifikacích. Modifikace α je stálá do 882°C a má hexagonálně středěnou mřížku (HCP). Nad teplotou 882°C se titan vyskytuje v modifikaci β s kubickou prostorově středěnou mřížkou (BCC). Předností titanu je jeho kombinace vysoké pevnosti a nízké hmotnosti. Hustota titanu činí 4,43 g/cm³. Titan je za normálních teplot chemicky stálý je vysoce odolný proti korozi. Tyto vlastnosti jsou zapříčiněny tvorbou tenké oxidické vrstvy. Ochranná vrstva je přilnavá k povrchu a je tvořena převážně oxidem titaničitým (TiO₂). [25]

Nejrozšířenější titanovou slitinou je Ti6Al4V, která je nejčastěji používanou titanovou slitinou v lékařství. Své využití nalezne také v leteckém a vojenském průmyslu. Legující prvky této slitiny jsou hliník (α stabilizátor) a vanad (β stabilizátor). Hlavními přednostmi slitiny je vysoká pevnost, odolnost proti korozi, odolnost proti únavě a nízká tažnost. Zásadní nevýhodou je nízká odolnost proti tření. Ze stejné slitiny jsou v lékařství vyráběny také kloubní komponenty, dentální implantáty, anebo kostní šrouby. Titanová slitina se tepelně zpracovává žiháním a vytvrzováním, což je proces kalení a následného stárnutí. [22,25,26]

Tab. 2: Mechanické vlastnosti materiálů [25,26,28]

	Ti6Al4V	PEEK	Kortikální kost
Modul pružnosti E [MPa]	110000	4000	5000 - 23000
Pevnost v tlaku R _m [Mpa]	1000	103	35 - 283
Mez kluzu R _e [Mpa]	910	100	104,9 - 114,3
Hustota [g/cm ³]	4,43	1,36	1,8 - 2,0

2.6.5 PEEK

Další materiál, který si prorazil své místo v kategorii biomateriálů je polyetereterketon, zkráceně PEEK. Odolný polymerní materiál si zachovává své mechanické a chemické vlastnosti při vysokých teplotách, a to i dlouho po implantaci materiálu do těla. PEEK může být nepřetržitě využíván až do 260°C. Díky podobnému modulu pružnosti jako má kortikální kost, je PEEK vhodným biomateriálem pro meziobratlovou klec. Povrch stykových ploch implantátu z PEEKu je hladký nebo jemně vroubkovaný. Pro rychlejší adaptaci náhrady v tělním prostředí je meziobratlová klec vyplněna kostním štěpem. [27]

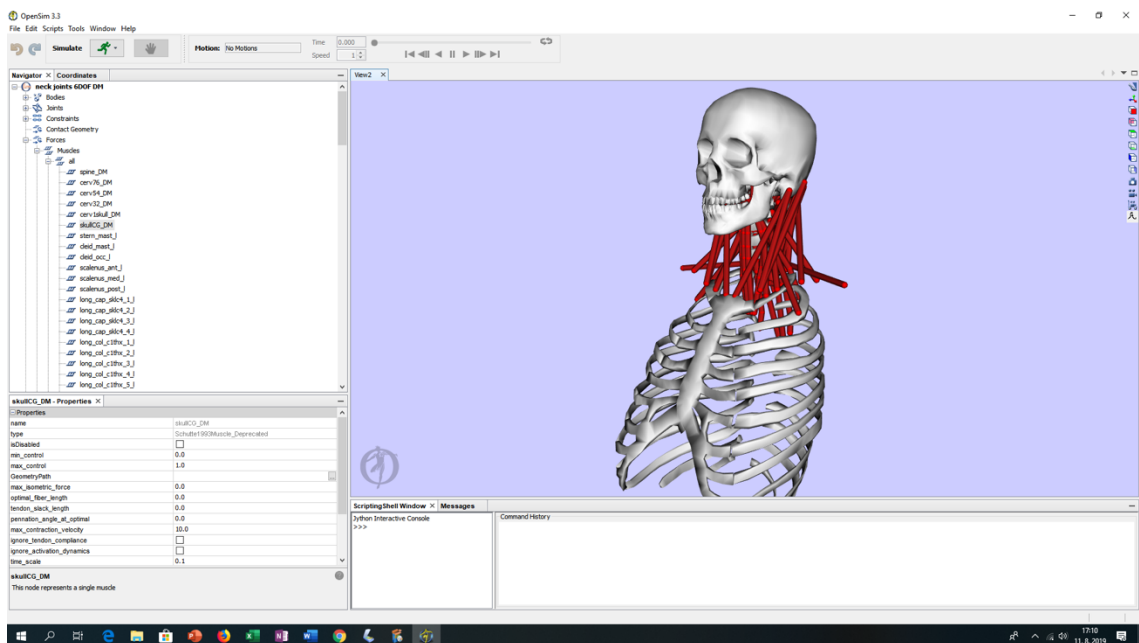
3 CÍL PRÁCE

Specifický cíl práce je stanovit maximální zatížení na meziobratlový disk během flexe hlavy pro každé centrum rotace. Na základě stanovení reakčních sil vyhodnotíme koeficient bezpečnosti pro návrh meziobratlové rozpěrky z titanové slitiny Ti6Al4V a PEEKu. Meziobratlová rozpěrka bude namáhána na tlak a je potřeba se přesvědčit, že se její konstrukce nebude časem nedeformovat. Z toho plyne, že maximální dovolené napětí působící na rozpěrku nesmí přesáhnout stanovenou mez kluzu vybraných materiálů.

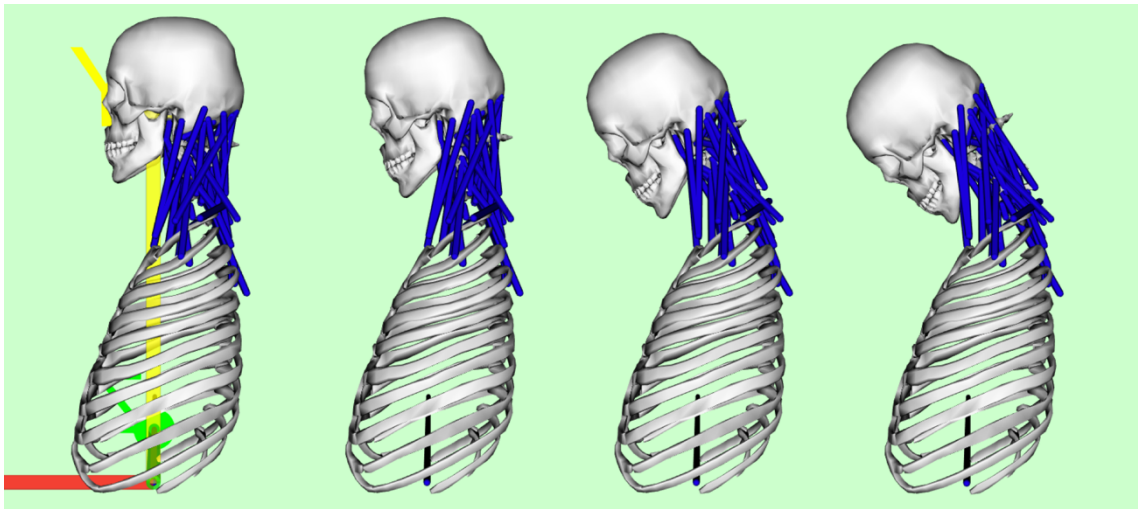
4 METODA VÝPOČTU

4.1 Postup výpočtu pro učení napětí v krční páteři

Pro vizualizaci pohybu hlavy jsme využili biomechanický software „OpenSim“, který je určený pro simulace pohybu člověka. Model krční páteře je převzatý od autorky Anity Vasevada, která předdefinovala základní svalové uspořádání krční páteře. [1] Model umožňuje simulovat flexi, extenzi, otáčení a úklon hlavy do obou stran. Všechny tyto pohyby je možné různě kombinovat, ale v této části jsme se zaměřili na flexi neboli ohyb hlavy vpřed, kdy se ohýbá zvláště krk, zvláště hlava a kombinace dvou předešlých pohybů.



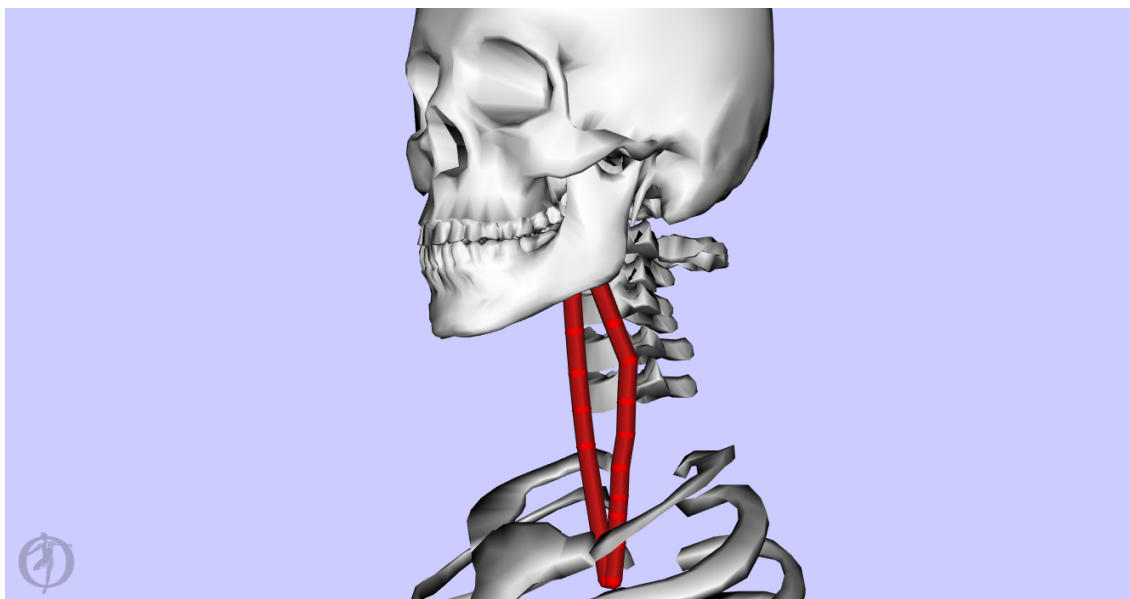
Obr. 14 Prostředí OpenSimu



Obr. 15 Zkoumané pohyby krční páteře

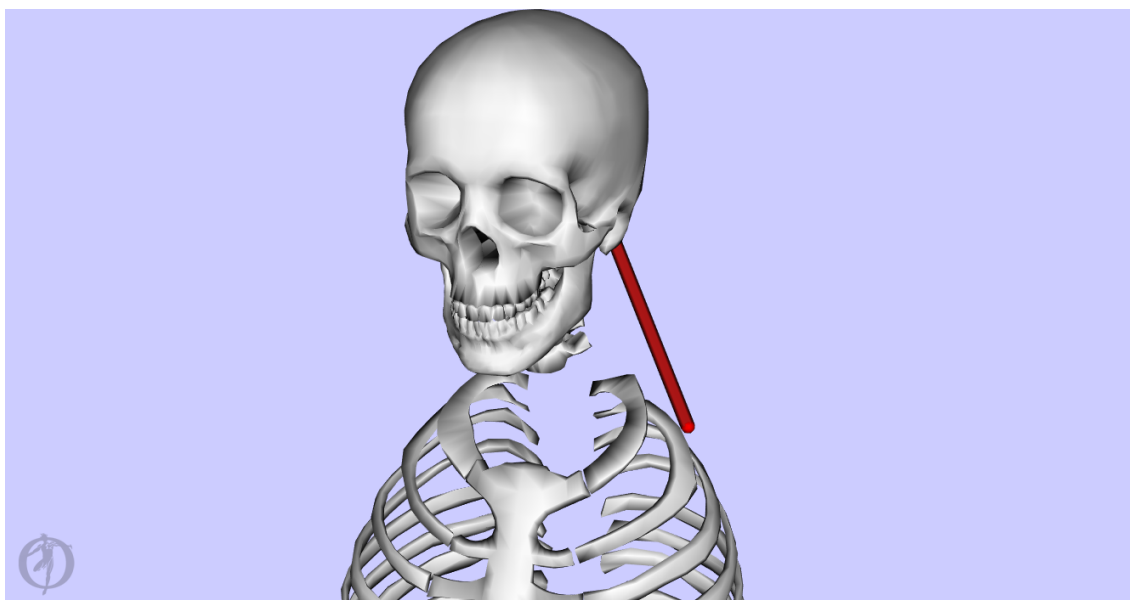
Během prvního pohybu provádí flexi samotná hlava a lze předpokládat, že pohyb je umožněn díky vzájemnému natočení obratlů C1 a C2. Během druhého pohybu, kdy je provedena flexe krku, dojde k vzájemnému natočení obratlů od C4 po C7. Třetí pohyb je kombinací flexe hlavy a krční páteře. Můžeme očekávat, že budou natáčet všechny segmenty krční páteře

Svaly na matematickém modelu krční páteře jsou modelovány jako lineární pružiny. Každý sval krční páteře má svůj úpon, což znamená, že každý sval má svůj začátek i konec. Pro zjednodušení modelu má každý jednotlivý sval jednotný průřez svalu. Aby mohly svaly správně anatomicky fungovat je nutné zohlednit i jejich styk s okolními svaly, vazy a úpony. Proto jsou některé svaly rozdělené do funkčních jednotek, které svaly rozdělují do úseků a vzniknou tak nové úpony. Příkladem takového svalu je musculus longus colli, kde se část snopců váže podél krční páteře a ostatní snopce jsou šikmé (Obr. 16). [1,2]



Obr. 16 Musculus longus colli

Pro základní kinematiku krční páteře je potřeba, aby matematický model měl lebku, krční obratle od atlasu po C7 a hrudní koš. Některé svaly mají úpon s částí těla, která není pro simulaci pohybu potřebná. Takovým případem může být trapézový sval, který má úpon s chybějící lopatkou (Obr. 17). Poloha úponu trapézového svalu je definovaná a během flexe se poloha úponu nemění.



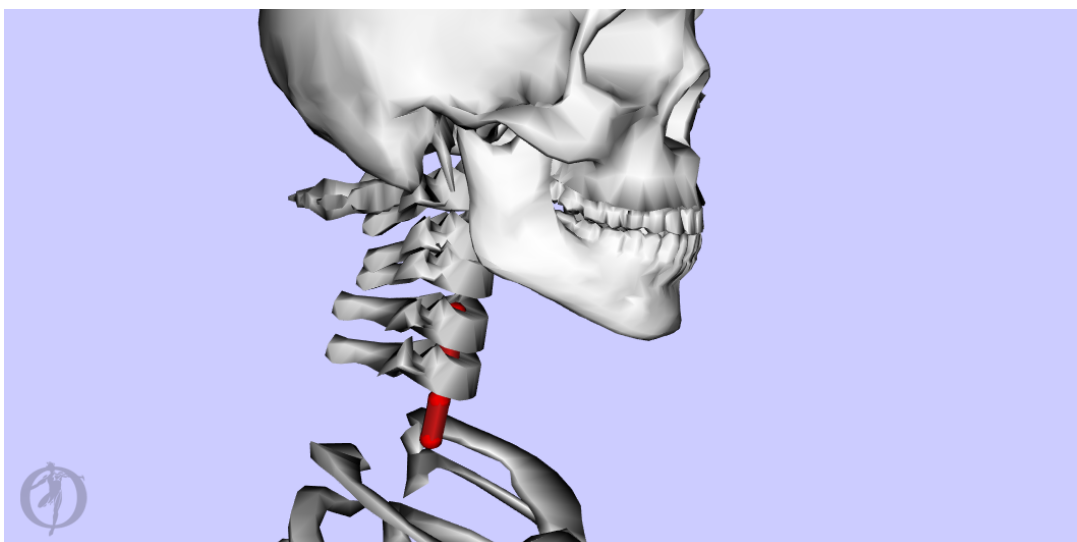
Obr. 17 Trapézový sval

Pro získání základní kinematiky byl použit skriptový soubor, který je naprogramován tak, že se krk ohýbá vpřed a vykonává flexi od základní polohy až po konečnou mez. Kinematiku pro další dva pohyby hlavy lze získat ze stejného souboru, ale je třeba pozměnit definici lokálních úhlů. [1]

```
Pitch2
version=1
nRows=35
nColumns=10
inDegrees=yes
endheader
time      andpitch androll andyaw roll1 pitch1 yaw1 pitch2 roll2 yaw2
0         0         0         0         0         0         0         0         0         0
1         0         0         0         0         -1        0         0         0         0
2         0         0         0         0         -2        0         0         0         0
3         0         0         0         0         -3        0         0         0         0
4         0         0         0         0         -4        0         0         0         0
5         0         0         0         0         -5        0         0         0         0
6         0         0         0         0         -6        0         0         0         0
7         0         0         0         0         -7        0         0         0         0
8         0         0         0         0         -8        0         0         0         0
9         0         0         0         0         -9        0         0         0         0
10        0         0         0         0         -10       0         0         0         0
11        0         0         0         0         -11       0         0         0         0
12        0         0         0         0         -12       0         0         0         0
13        0         0         0         0         -13       0         0         0         0
14        0         0         0         0         -14       0         0         0         0
15        0         0         0         0         -15       0         0         0         0
16        0         0         0         0         -16       0         0         0         0
17        0         0         0         0         -17       0         0         0         0
18        0         0         0         0         -18       0         0         0         0
19        0         0         0         0         -19       0         0         0         0
20        0         0         0         0         -20       0         0         0         0
21        0         0         0         0         -21       0         0         0         0
22        0         0         0         0         -22       0         0         0         0
23        0         0         0         0         -23       0         0         0         0
24        0         0         0         0         -24       0         0         0         0
25        0         0         0         0         -25       0         0         0         0
26        0         0         0         0         -26       0         0         0         0
27        0         0         0         0         -27       0         0         0         0
28        0         0         0         0         -28       0         0         0         0
29        0         0         0         0         -29       0         0         0         0
30        0         0         0         0         -30       0         0         0         0
31        0         0         0         0         -31       0         0         0         0
32        0         0         0         0         -32       0         0         0         0
33        0         0         0         0         -33       0         0         0         0
34        0         0         0         0         -34       0         0         0         0
```

Obr. 18 Skript pohybu krční páteře

Úhel Pitch1 popisuje předklon hlavy a úhel Pitch2 představuje ohyb krční páteře. Celá posloupnost ve sloupci je v záporných hodnotách, protože záporné znamínko definuje pohyb hlavy vpřed. V opačném případě, kdyby posloupnost byla kladná, tak by skriptový soubor definoval záklon hlavy. Plugin MuscleForceDirection umožňuje exportovat geometrii svalů pro získání polohových vektorů jednotlivých svalů. [29] Součástí exportu nejsou centra rotace, které reprezentují polohu meziobratlových disků. Proto jsme definovali fiktivní svaly s odstupem a úponem v centru rotace jednotlivých segmentů.



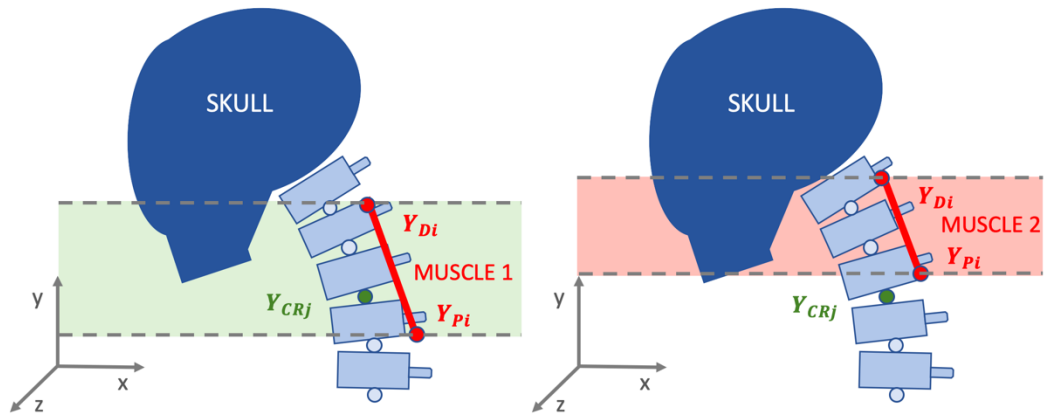
Obr. 19 Fiktivně zavedené svaly – centra rotace

Ze vstupní matice je nutné klasifikovat, které svaly jsou reálné a které jsou fiktivní. Fiktivní svaly byly zavedeny jako polohové vektory pro centra rotace a protínají meziobratlová těla (Obr. 19). Při pohybu centra rotace jsou aktivně zapojeny jen některé svaly, které se určí podmínkou:

$$Y_{Pi} < Y_{CRj} < Y_{Di} \quad (1)$$

kde Y_{Pi} je souřadnice Y proximálního vektoru vybraného svalu, Y_{CRj} je souřadnice Y vybraného centra rotace a Y_{Di} je souřadnice Y distálního vektoru vybraného svalu.

Podle obrázku vlevo je názorné, že Y_{CRj} musí být v rozmezí Y_{Pi} a Y_{Di} , tak aby se sval aktivně podílel na pohybu pro daný segment krční páteře. Pokud rozmezí Y_{Pi} a Y_{Di} nezahrnuje dané centrum rotace, tak se sval aktivně nepodílí na pohybu v daném segmentu krční páteře. Tento případ je znázorněný na obrázku vpravo (Obr. 20).



Obr. 20 Schéma podmínky aktivních svalů; vlevo splněno; vpravo nesplněno

Jinými slovy, centrum rotace musí být v rozmezí mezi počátečním a konečným úponem svalu. Pro určení svalů, které se aktivně podílí na pohybu daného segmentu, je nutné stanovit podmínku.

$$(Y_{Pi} < Y_{CRj}) \wedge (Y_{CRj} < Y_{Di}) \quad (2)$$

Pokud je podmínka splněna, má hodnotu 1, pokud ne, tak má hodnotu 0 a je možné jí implementovat do výpočetního programu. Násobení nulou všech složek proximálních a distálních vektorů docílíme eliminace svalů, které se aktivně nepodílí na pohybu.

Tab. 3: svaly působící pro dané centrum rotace a velikost izometrické síly pro jednotlivé svaly [1]

Název svalu	CR 7	CR 6	CR 5	CR 4	CR 3	CR 2	CR 1	F _{izo} [N]
sternocleidomastoideus	1	1	1	1	1	1	1	68,95
cleidomastoideus	1	1	1	1	1	1	1	34,475
cleidooccipitalis	1	1	1	1	1	1	1	34,475
scalenus anterior	0	1	1	1	0	0	0	51,45
scalenus medius	0	1	1	1	1	0	0	72,1
scalenus posterior	0	1	1	0	0	0	0	54,95
longus capitis 1	0	0	0	0	1	0	0	33,32
longus capitis 2	1	0	0	0	0	1	0	33,32
longus capitis 3	0	0	0	0	0	0	0	33,32
longus capitis 4	0	0	0	0	0	0	1	33,32
longus colli 1	0	0	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 2	0	1	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 3	0	0	1	0	0	0	0	9,57
longus colli 4	0	0	0	1	0	0	0	9,57
longus colli 5	0	0	0	0	1	0	0	9,57
longus colli 6	1	0	0	0	0	1	0	9,57
longus colli 7	0	0	0	0	0	0	1	9,57
longus colli 8	0	0	0	1	0	0	0	9,57
longus colli 9	1	0	0	0	1	1	0	9,57
longus colli 10	0	0	0	0	0	0	1	9,57
longus colli 11	0	0	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 12	0	0	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 13	0	0	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 14	0	0	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 15	0	0	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 16	0	1	0	0	0	0	0	9,57
longus colli 17	0	0	1	0	0	0	0	9,57
trapezius cervicalis	1	1	1	1	1	1	1	77,6
trapezius pars ascendens	0	1	0	0	0	0	0	376,95
splenius capitis 1	1	0	1	1	1	1	1	49,51
splenius capitis 2	1	1	1	1	1	1	1	49,51
splenius cervicis	0	1	1	1	1	0	0	49,51
semispinalis capitis 1	1	0	0	1	1	1	1	64,05
semispinalis capitis 2	1	1	1	1	1	1	1	64,05
semispinalis cervicis	0	1	1	1	0	0	0	64,05

Název svalu	CR 7	CR 6	CR 5	CR 4	CR 3	CR 2	CR 1	F _{izo} [N]
levator scapulae	1	1	1	1	1	1	0	76,3
longissimus cervicis 1	1	0	1	1	1	1	1	31,18
longissimus cervicis 2	0	0	0	0	0	0	0	20,05
longissimus cervicis 3	0	0	0	0	0	0	0	20,05
longissimus cervicis 4	0	0	0	0	0	0	0	20,05
iliocostalis cervicis 1	0	1	1	1	0	0	0	20,05
iliocostalis cervicis 2	0	0	0	0	0	0	0	20,05
ectus capitis posterior major	0	1	1	0	0	0	0	20,05
ectus capitis posterior minor	1	0	0	0	0	1	1	32,62
obliquus capitis superior	0	0	0	0	0	0	1	17,92
obliquus capitis inferior	0	0	0	0	0	0	0	36,505
multifidi 1	1	0	0	0	0	1	1	45,29
multifidi 2	0	0	0	0	0	0	0	14,14
multifidi 3	0	0	0	0	0	0	0	22,18
multifidi 4	0	0	0	0	0	0	0	18,79
multifidi 5	0	0	0	0	0	0	0	64,05
multifidi 6	0	0	0	0	0	0	0	64,05
multifidi 7	0	0	0	0	0	0	0	64,05
multifidi 8	0	0	0	0	0	0	0	7,15
multifidi 9	0	0	0	0	0	0	0	12,54
multifidi 10	0	0	0	0	0	0	0	18,31
multifidi 11	0	0	0	0	0	0	0	64,05
multifidi 12	0	0	0	0	0	0	0	64,05
multifidi 13	0	0	0	0	0	0	0	64,05
počet anatomických jednotek	15	17	18	17	15	15	15	-

Samostatné číselné označení názvu svalu charakterizuje počet funkčních jednotek svalu. Svaly z tabulky jsou vypsány pouze pro jednu stranu a je potřeba uvažovat, že svaly jsou zrcadlově symetrické na obou stranách. Proto bude počet anatomických jednotek dvojnásobný.

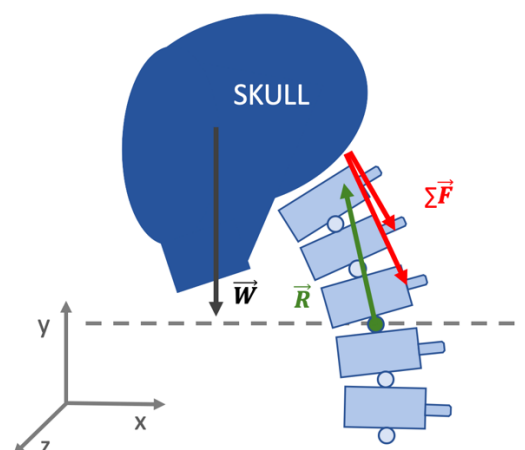
Po klasifikování proximálních vektorů \vec{r}_P a distálních vektorů \vec{r}_D určíme jednotkový vektor \vec{e} , který je klíčový pro určení sil ve svalech v jednotlivých polohách hlavy. Jednotkový vektor je podíl rozdílu vektorů \vec{r}_D a \vec{r}_P a velikosti rozdílů vektorů \vec{r}_D a \vec{r}_P .

$$\vec{e} = \frac{\vec{r}_D - \vec{r}_P}{|\vec{r}_D - \vec{r}_P|} = \frac{[X_D - X_P; Y_D - Y_P; Z_D - Z_P]}{\sqrt{(X_D - X_P)^2 + (Y_D - Y_P)^2 + (Z_D - Z_P)^2}} \quad (3)$$

Je potřeba znát maximální zatížení svalů podílejících se na pohybu hlavy. Data maximálních izometrických sil jednotlivých svalů jsou čerpány ze svalové analýzy v OpenSimu. Izometrická síla zachycuje, jaké může být maximální napětí ve svalech, aniž by se sval prodloužil. Je patrné, že vektor síly ve svalech bude závislý na maximální izometrické síle a jednotkovém vektoru. [1,30]

$$\vec{F}_i = F_{izo} \vec{e} \quad (4)$$

Model krční páteře lze považovat jako soustavu tuhých těles. V každé poloze hlavy musí platit rovnováha sil, tudíž využijeme základní rovnici rovnováhy, z které lze získat reakční sílu působící na daný segment krční páteře. Při statickém uvolnění krční páteře je třeba zohlednit hmotnost lebky a svaly působící na daný segment. Hmotnost jednotlivých obratlů může být zanedbatelná, protože jejich váha je zcela nepatrná. [1]



Obr. 21 Schéma uvolnění krční páteře

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i + \vec{W} + \vec{R} = \vec{0} \quad (5)$$

Jelikož je vektor síly třísloužkový, je potřeba počítat se třemi rovnicemi rovnováhy ve směru osy X, Y, Z.

$$\sum_{i=1}^n F_{i \max} \vec{e}_x + \vec{W}_x + \vec{R}_x = 0 \quad (6)$$

$$\sum_{i=1}^n F_{i \max} \vec{e}_y + \vec{W}_y + \vec{R}_y = 0 \quad (7)$$

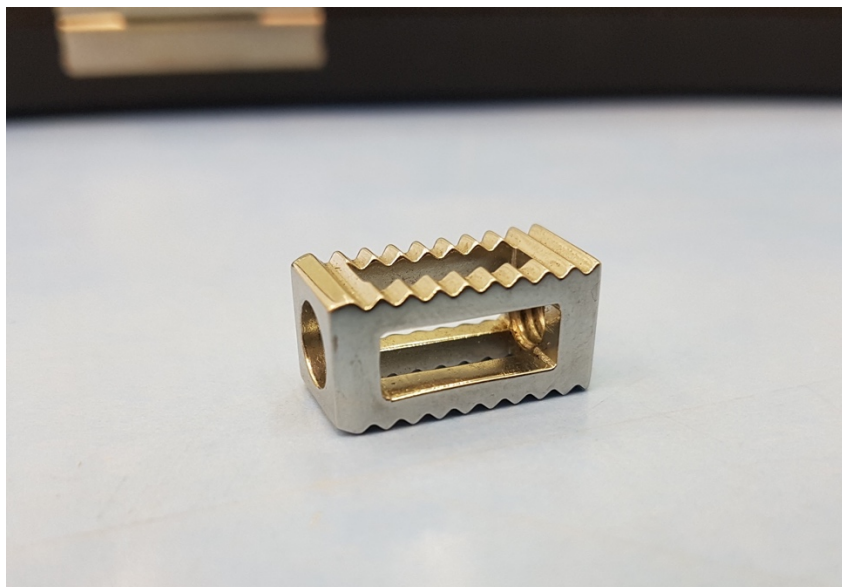
$$\sum_{i=1}^n F_{i \max} \vec{e}_z + \vec{W}_z + \vec{R}_z = 0 \quad (8)$$

Pro rovnice rovnováhy ve směru osy X a Z zohledníme, že hmotnost hlavy W bude nulová, protože gravitační konstanta g působí pouze ve směru osy Y. Z vektorových složek reakční síly získám velikost vektoru, která bude rovna celkové reakční síle působící na centrum rotace.

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2 + R_z^2} \quad (9)$$

3.2 Stanovení bezpečnostních podmínek pro implantát

Předpokládali jsme použití meziobratlové rozpěrky z titanové slitiny Ti6Al4V o rozměrech 20x10 mm, která bude namáhána tlakem. Konstrukce implantátu je perforovaná, jelikož je možné vložit do meziobratlové rozpěrky kostní štěp, který urychluje regeneraci kosti (Obr. 22).



Obr. 22 Meziobratlová rozpěrka

Styčné plochy rozpěrky jsou vroubkované. Vroubkování zajišťuje lepší fixaci v segmentu a časem lehce pronikne do sousedních těl obratlů. Pro výpočet zatížení meziobratlové rozpěrky nepoužijeme celou styčnou plochu, ale jen ta místa, která mají sloupkovou podporu. Při zatížení rozpěrky budou nejvíce namáhána místa, která mají pod sebou podpůrný sloupek. Tento případ lze připodobnit k vetknutému sloupku, který je tlakově namáhán. Po změření meziobratlové rozpěrky jsme zjistili, že plocha průřezu sloupku je 9,045 mm². Jelikož má rozpěrka 4 podpůrné sloupky bude celkový průřez A roven 36,18 mm². Pro stanovení napětí v každé poloze využijeme vztrahu:

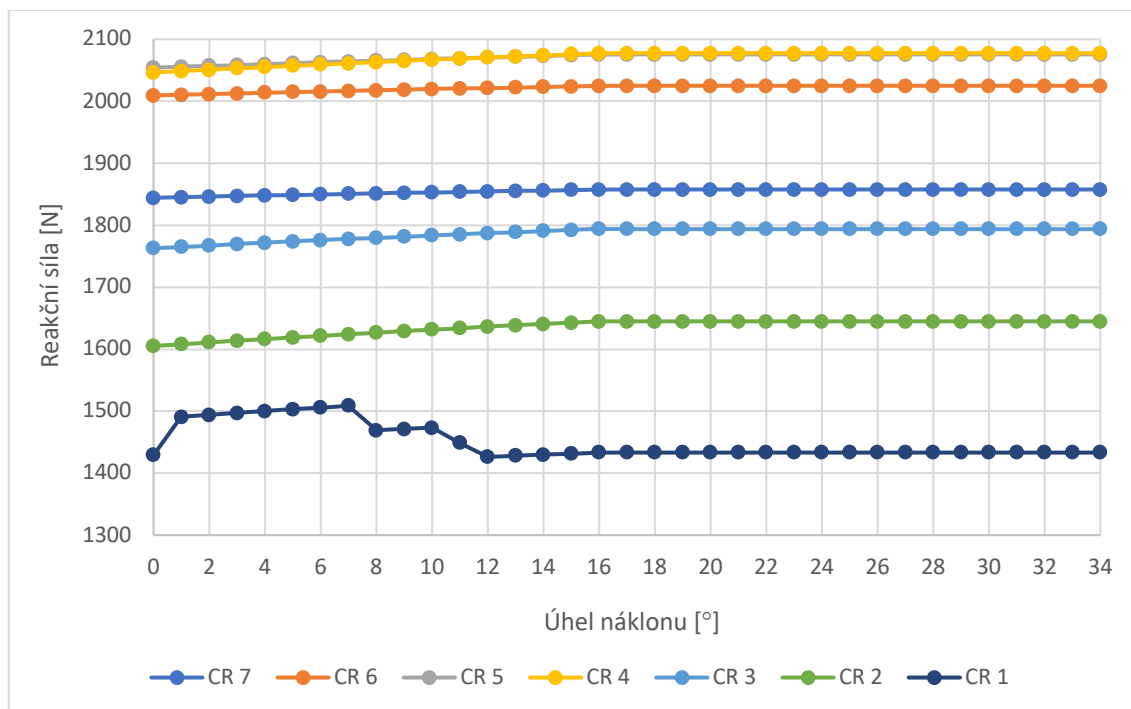
$$\sigma_{max} = \frac{R}{A} \quad (10)$$

Z praxe je známo, že při zvětšování deformační síly dojde časem k plastické deformaci tělesa. Tato situace může vzniknout, pokud dovolené napětí překročí mez pevnosti. Je důležité, aby se meziobratlová rozpěrka nedeformovala, a proto nesmí maximální napětí přesáhnou mez kluzu. Díky tomu lze stanovit koeficient bezpečnosti, který je poměrem meze kluzu a maximálního napětí náhrady. [31]

$$k = \frac{R_e}{\sigma_{max}} \quad (11)$$

5 VÝSLEDKY

5.1 Vyhodnocení pohybu č.1 (Flexe hlavy)

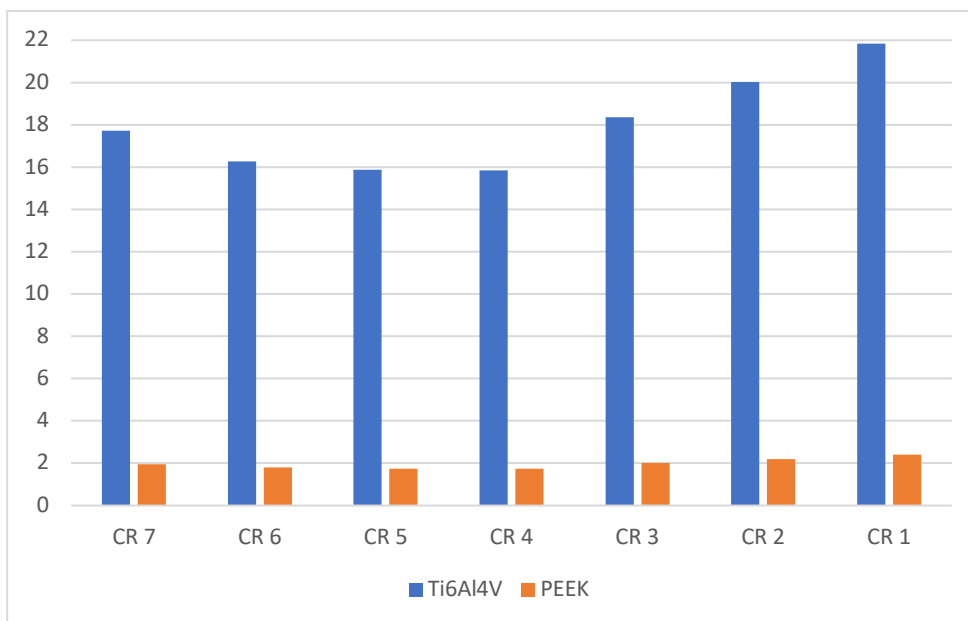


Obr. 23 Grafické znázornění závislosti mezi silou zatížení na MD a úhlem náklonu při pohybu č. 1

Z obrázku č. 22 je znázorněna závislost mezi reakční silou a úhlem náklonu. Je patrné, že největší reakční silou je zatížen segment CR 5 a téměř shodnou silou je zatížen segment CR4. Maximální hodnoty zatížení každého centra rotace jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 4: Maximální reakční síla a napětí pro jednotlivá CR pro pohyb č. 1

	Maximální reakční síla [N]	Maximální napětí [MPa]
CR 7	1857,61	51,35
CR 6	2024,81	55,97
CR 5	2075,34	57,7
CR 4	2077,49	57,43
CR 3	1794,18	49,60
CR 2	1644,9	45,47
CR 1	1508,69	41,70



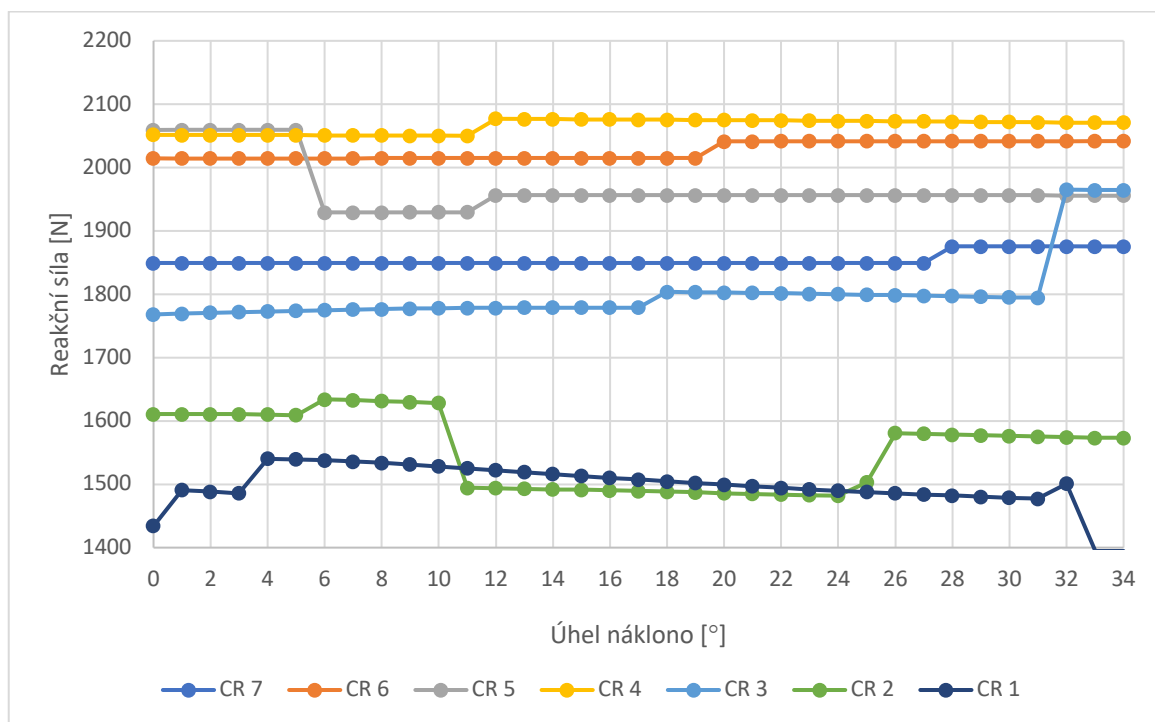
Obr. 24 Srovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z Ti6Al4V a PEEKu

Na obrázku č. 23 je porovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z titanové slitiny Ti6Al4V a PEEKu pro každé centrum rotace, kde oba dva materiály pro pohyb č.1 splnily bezpečnostní podmínku. Aby byla bezpečnostní podmínka splněna musí být koeficient bezpečnosti větší nebo roven jedné. Hodnoty byly čerpány z maximálního napětí pro každé centrum rotace a meze kluzu dvou zmíněných materiálů. Je patrné, že koeficient bezpečnosti je pro titanovou slitinu je výrazně vyšší, než je požadováno.

Tab. 5: Koeficienty bezpečnosti pro rozpěrku z Ti6Al4V a PEEKu pro jednotlivé segmenty (pohyb č. 1)

	CR 7	CR 6	CR 5	CR 4	CR 3	CR 2	CR 1
Ti6Al4V	17,73	16,26	15,87	15,85	16,35	20,02	21,83
PEEK	1,95	1,79	1,75	1,75	1,02	2,2	2,4

5.2 Vyhodnocení pohybu č.2 (Flexe krční páteře)

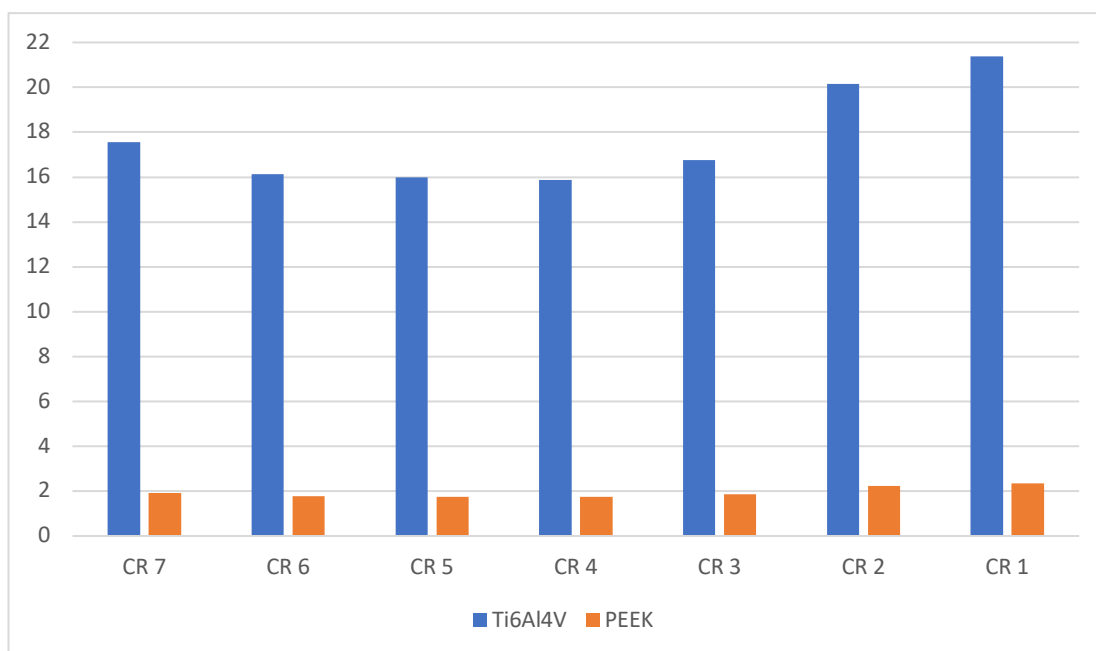


Obr. 25 Grafické znázornění závislosti mezi silou zatížení na MD a úhlem náklonu při pohybu č. 2

Na obrázku č. 25 je znázorněna závislost mezi reakční silou a úhlem náklonu. Během flexe krční páteře je největší reakční silou je zatíženo CR 4. Propad působící síly během flexe nastává u CR 5 a CR 2. Při konci flexe dochází k nárůstu napětí u CR3. Nejnižšímu napětí je vystaven segment CR1.

Tab. 6: Maximální reakční síla a napětí pro jednotlivá CR pro pohyb č. 2

	Maximální reakční síla [N]	Maximální napětí [MPa]
CR 7	1875,48	51,84
CR 6	2041,69	56,44
CR 5	2059,31	56,92
CR 4	2076,93	57,41
CR 3	1965,15	54,32
CR 2	1634,11	45,17
CR 1	1540,15	42,57



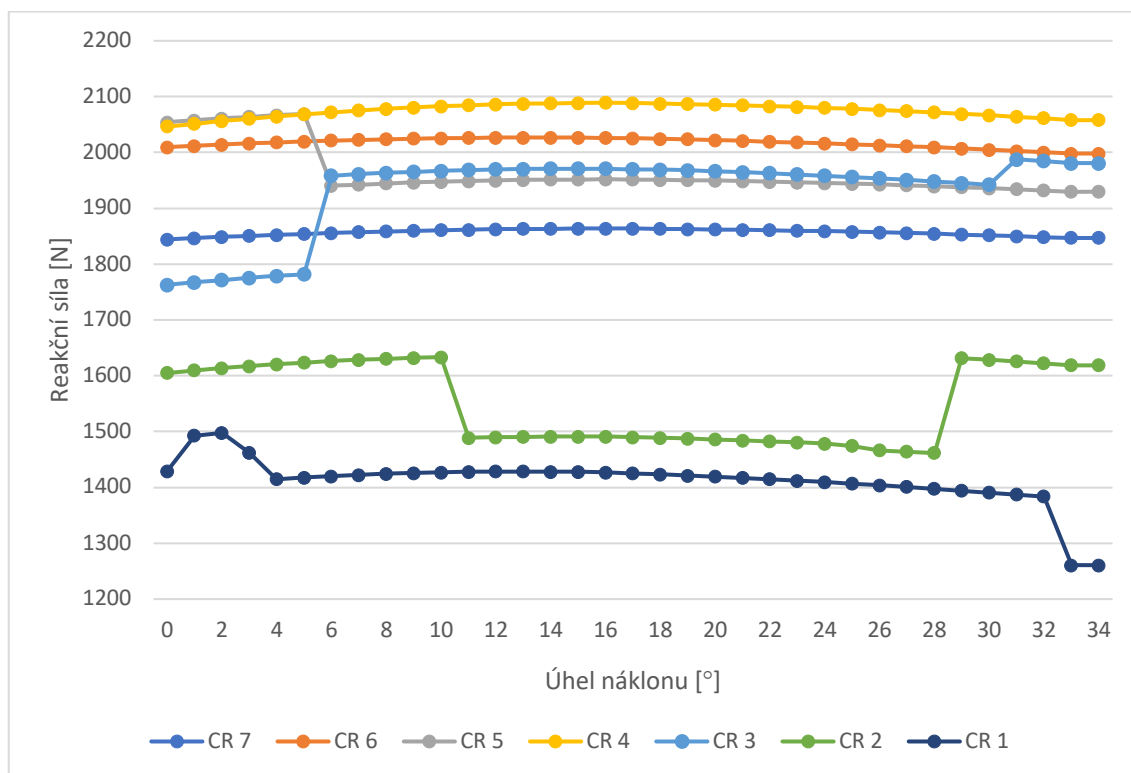
Obr. 26 Srovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z Ti6Al4V a PEEKu

Na obrázku č. 26 je porovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z titanové slitiny Ti6Al4V a PEEKu pro každé centrum rotace. Opět oba dva materiály splnily bezpečnostní podmínku pro pohyb č. 2. Aby byla bezpečnostní podmínka splněna musí být koeficient bezpečnosti větší nebo roven jedné. Hodnoty byly čerpány z maximálního napětí pro každé centrum rotace a meze kluzu dvou zmíněných materiálů. Je patrné, že koeficient bezpečnosti je pro titanovou slitinu je výrazně vyšší, než je požadováno.

Tab. 7: Koeficienty bezpečnosti pro rozpěrku z Ti6Al4V a PEEKu pro jednotlivé segmenty (pohyb č. 2)

	CR 7	CR 6	CR 5	CR 4	CR 3	CR 2	CR 1
Ti6Al4V	17,56	16,13	15,99	15,86	16,76	20,15	21,38
PEEK	1,93	1,78	1,76	1,75	1,85	2,22	2,35

5.3 Vyhodnocení pohybu č.3 (Flexe hlavy a krční páteře)

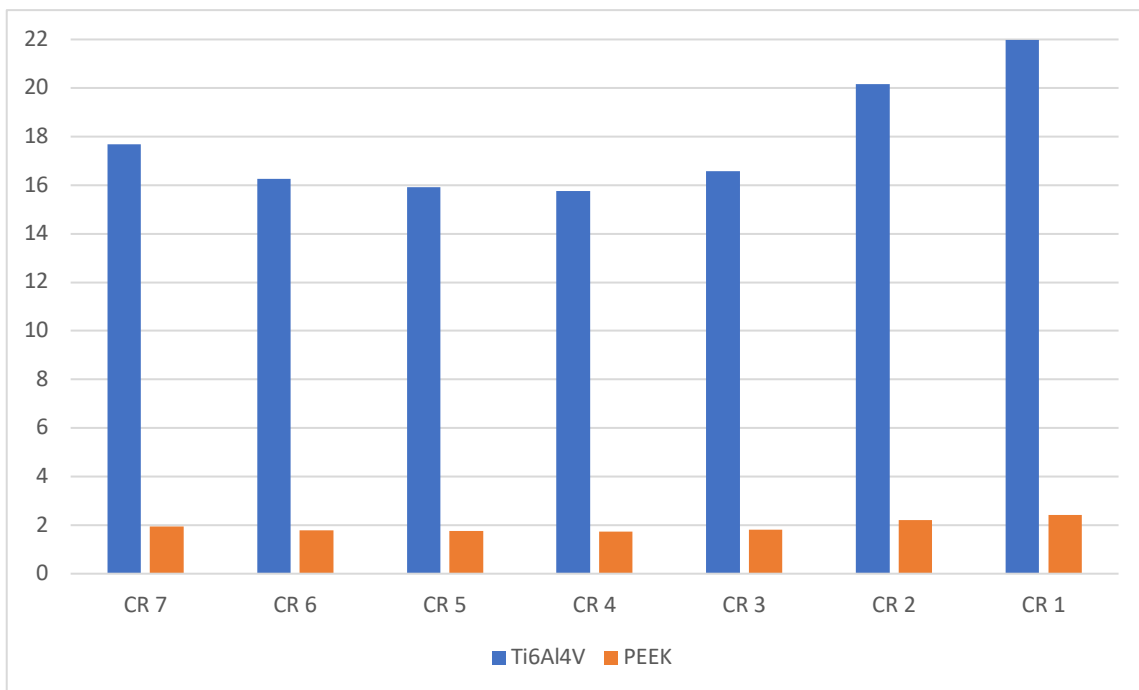


Obr. 27 Grafické znázornění závislosti mezi silou zatížení na MD a úhlem náklonu při pohybu č. 3

Na obrázku č. 27 je znázorněna závislost mezi reakční silou a úhlem náklonu. Průběh reakční sil je podobný jako na obrázku č. 25. Během flexe krční páteře je opět největší reakční silou zatíženo CR 4. Propad působící síly během flexe nastává u CR 5 a CR 2. Při konci flexe dochází k nárůstu napětí u CR3. Nejnižšímu napětí je vystaven segment CR1.

Tab. 8: Maximální reakční síla a napětí pro jednotlivá CR pro pohyb č. 3

	Maximální reakční síla [N]	Maximální napětí [MPa]
CR 7	1863,91	51,52
CR 6	2026,81	56,02
CR 5	2068,98	57,19
CR 4	2089,08	57,75
CR 3	1987,91	54,95
CR 2	1633,45	45,15
CR 1	1497,75	42,40



Obr. 28 Srovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z Ti6Al4V a PEEKu

Na Obrázku č. 28 je porovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z titanové slitiny Ti6Al4V a PEEKu pro každé centrum rotace. I během třetího pohybu byla splněna bezpečnostní podmínka pro meziobratlovou rozpěrku pro oba materiály. Oba dva materiály dosáhly většího koeficientu bezpečnosti než 1. Hodnoty byly čerpány z maximálního napětí pro každé centrum rotace a meze kluzu dvou zmíněných materiálů. Koeficient bezpečnosti je pro titanovou slitinu výrazně vyšší, než je požadováno.

Tab. 9: Koeficienty bezpečnosti pro rozpěrku z Ti6Al4V a PEEKu pro jednotlivé segmenty (pohyb č. 3)

	CR 7	CR 6	CR 5	CR 4	CR 3	CR 2	CR 1
Ti6Al4V	17,67	16,25	15,92	15,76	16,57	20,16	21,99
PEEK	1,95	1,79	1,75	1,74	1,82	2,22	2,42

6 DISKUZE

Podle očekávání by se dalo odhadnout, že nejvíce zatíženým segmentem bude C6/C7, jelikož z anatomického hlediska je nejnižše položeným segmentem krční páteře a měla by na něj dosedat i největší váha. Pomocí výpočtu zatížení meziobratlového disku jsme dospěli k závěru, že v základní poloze je nejvíce zatěžovaný segment C5/C6, což je nejčastěji operovaný segment podle výzkumu z Ústřední vojenské nemocnice v Praze. [19,27] Během flexe je však nejvíce zatěžovaný segment C3/C4.

Tab. 10: Počet operovaných segmentů [19]

Operovaný segment	Počet zákroků
C3/C4	1
C4/5	5
C5/6	11
C6/7	8

Hodnoty zatížení meziobratlového disku lze těžko porovnávat s odbornou literaturou, protože tato problematika není dostatečně popsána. Nejvíce podobnou studii provedl doktor Kenneth K. Hansraj, jehož hodnoty zatížení krční páteře nelze porovnávat s našimi, protože jeho výzkum byl zaměřen na zatížení krční páteře jako celku. [32] Jeho závěry jsou uvedené v následující tabulce.

Tab. 11: zatížení celé krční páteře při flexi [32]

Úhel natočení hlavy	Odpovídající síla zatížení [N]
0°	44,48
15°	120,1
30°	177,9
45°	217,9

Je potřeba zohlednit, že v našem případě jsme se zaměřili na zatížení MD a ne na celkový moment krční páteře, tudíž jsme zanedbali momentové rovnice. Předpokládáme, že během flexe byly všechny svaly maximálně aktivovány, a proto se výsledky působících sil v řádech liší.

Bohužel získané hodnoty jsou určeny pouze pro jednoho pacienta. Je možné, že meziobratlová rozpěrka z PEEKu s nejnižším koeficientem bezpečnosti nebude vyhovovat pacientům, kteří mají více vyvinuté svalstvo v oblasti krční páteře. Pro tyto pacienty bude vhodnější varianta náhrady z titanové slitiny Ti6Al4V. Na základě reakčních sil jsme schopni určit bezpečné použití i pro jiné druhy meziobratlových náhrad.

Reakční síly byly stanoveny pro samostatné meziobratlové disky, a je tu případná situace, že by se hodnoty reakčních sil mohli lišit, pokud by se pro kinematiku páteře nastavila trvalá fixace jednotlivých segmentů. Toto řešení by charakterizovalo mezitělovou fúzi pro daný segment. Předpokládáme, že po srůstu operovaného segmentu s implantátem, bude část působící síly kompresní a část síly bude smyková. V každém případě je reakční síla parametrem, který stanoví hraniční bezpečné použití rozpěrky z Ti6Al4V nebo PEEKu.

7 ZÁVĚR

Z metodiky a získaných výsledků lze učinit následující závěry:

- 1) Na základě získaných napětích v různých segmentech krční páteře je patrné, že v základní poloze je nejvíce zatěžovaným segmentem C5/C6. Během flexe hlavy se největší zatížení přenáší na segment C3/C4.
- 2) Titanová slitina Ti6Al4V je zcela vhodná volba materiálu pro použití meziobratlové rozpěrky. Pro dimenzování meziobratlové rozpěrky se stanovil koeficient bezpečnosti výrazně vyšší, než je požadováno.
- 3) PEEK je též vhodnou volbou materiálu pro meziobratlovou rozpěrku. Dokazuje to jeho koeficient bezpečnosti, ale s porovnáním s titanovou slitinou Ti6Al4V je jeho hodnota řádově nižší.

8 PŘÍLOHY

8.1 skript pro výpočet v Matlabu

```
FLEXE_1 = pohyb_1;
CR_X = FLEXE_1(1:35,8)'; % složka X polohovevovektoru centra rotace
CR_Y = FLEXE_1(1:35,9)'; % složka Y polohovevovektoru centra rotace
CR_Z = FLEXE_1(1:35,10)'; % složka Z polohovevovektoru centra rotace

CR_XYZ = [];% vektory centra rotace xyz v různých casech
(Xt1,Yt1,Zt1,Xty,Yt2,Zt2,..)
for i = 1:35
    CR_XYZ(:,3*(i-1)+[1:3]) = [CR_X(:,i),CR_Y(:,i),CR_Z(:,i)];
end

% sloupce jsou casy a radky jsou svaly
x1 = FLEXE_1(:,38:6:757)'; % vektory jednotlivich svalu - proximalni X
y1 = FLEXE_1(:,39:6:757)'; % vektory jednotlivich svalu - proximalni Y
z1 = FLEXE_1(:,40:6:757)'; % vektory jednotlivich svalu - proximalni Z
R1 = [x1,y1,z1];

x2 = FLEXE_1(:,41:6:757)'; % vektory jednotlivich svalu - distalni X
y2 = FLEXE_1(:,42:6:757)'; % vektory jednotlivich svalu - distalni Y
z2 = FLEXE_1(:,43:6:757)'; % vektory jednotlivich svalu - distalni Z
R2 = [x2,y2,z2];

X1 = (y1<CR_Y).*x1; %podminka aby byl proximalni vektor mensi nez
vektor centra rotace a distaln? vektor vetsi nez centrum rotace
Y1 = (y1<CR_Y).*y1;
Z1 = (y1<CR_Y).*z1;
X2 = (y2>CR_Y).*x2;
Y2 = (y2>CR_Y).*y2;
Z2 = (y2>CR_Y).*z2;

R_more = [] %zarovni nove upraven?ch slozek do pomocneho vektoru
R_more
for i = 1:35
    R_more(:,3*(i-1)+[1:3])= [X1(:,i),Y1(:,i),Z1(:,i)];
end

R_less = [] %zarovni nove upraven?ch slozek do pomocneho vektoru
R_less
for i = 1:35
    R_less(:,3*(i-1)+[1:3])= [X2(:,i),Y2(:,i),Z2(:,i)];
end

X1_ = (y2>CR_Y).*R_more(:,1:3:105); %znovu provede rozdtrideni
vektoru, ale s obracenou podminkou (viz priklad vysse)
Y1_ = (y2>CR_Y).*R_more(:,2:3:105);
Z1_ = (y2>CR_Y).*R_more(:,3:3:105);
X2_ = (y1<CR_Y).*R_less(:,1:3:105);
Y2_ = (y1<CR_Y).*R_less(:,2:3:105);
Z2_ = (y1<CR_Y).*R_less(:,3:3:105);

R_MORE = [] %zarovni nove upraven?ch slozek do pomocneho vektoru
R_MORE
for i = 1:35
    R_MORE(:,3*(i-1)+[1:3])= [X1_(:,i),Y1_(:,i),Z1_(:,i)];
end
```

```

R_LESS = [] %zarovni nove upravenych slozek do pomocneho vektoru
R_LESS
for i = 1:35
    R_LESS(:,3*(i-1)+[1:3])= [X2_(:,i),Y2_(:,i),Z2_(:,i)];
end

R_xyz = repmat(CR_XYZ,120,1); %CR_XYZ zkopirovano do 120 radku aby se
mohly matice pri odcitani stejne velke

dR = R_MORE-R_LESS; %rozděl vektoru R_MORE a R_LESS
r = R_MORE-R_xyz; %rozdíl R2 a polohoveho vektoru

[N_r,N_s] = size(dR);
N_v = N_s/3;
VV = [];
% Prazdna matice velikosti vektoru
for i_r = 1:1:N_r
    V = [];
% Prazdny vektor velikosti vektoru
    for i_v = 1:1:N_v
        i_p = (i_v-1)*3;
% Index polohy vektoru
        v = (dR(i_r,i_p+1)^2+dR(i_r,i_p+2)^2+dR(i_r,i_p+3)^2)^0.5;
% Vypocet velikosti vektoru
        V = [V,v];
    end
    VV = [VV;V];
% Zapisovani do matice
end

dR_x = dR(:,1:3:105);
dR_y = dR(:,2:3:105);
dR_z = dR(:,3:3:105);

E_x = dR_x./VV;
E_y = dR_y./VV;
E_z = dR_z./VV;
E_XYZ = []
for i = 1:35
    E_XYZ(:,3*(i-1)+[1:3]) = [E_x(:,i),E_y(:,i),E_z(:,i)];
end

W = 4.46; %hmotnost hlavy W
g = 9.81; %gravitacni konstanta

MaxForce_extendet = repmat(MaxForce,1,35);
Fx_max = MaxForce_extendet.*E_x; %maximalni izometricka sila
vynasobena polohovym vektorem ve trech slozka x,y,z
Fy_max = MaxForce_extendet.*E_y;
Fz_max = MaxForce_extendet.*E_z;

Fx = nansum(Fx_max); %suma sil svalu
Fy = nansum(Fy_max);
Fz = nansum(Fz_max);

Reaction_X = Fx; %prevedena staticky rovnice rovnovahy pro x,y,z (pro
Y navíc zohlednena hmotnost hlavy W)
Reaction_Y = Fy+W.*g;
Reaction_Z = Fz;

```

```

Reaction_XYZ = [] %sepsani slozek reakcni sily do jedno vektoru aby so
mohl provest vypocet velikosti vektoru - konecna reakcni sila
for i = 1:35
    Reaction_XYZ(:,3*(i-1)+[1:3]) =
[Reaction_X(:,i),Reaction_Y(:,i),Reaction_Z(:,i)];
end

[N_d,N_c] = size(Reaction_XYZ); %velikost reakcni sily
N_r = N_c/3;
Reaction = [];
for i_r = 1:1:N_d
    R = [];
    for i_v = 1:1:N_r
        i_p = (i_v-1)*3;
        v =
        (Reaction_XYZ(i_r,i_p+1)^2+Reaction_XYZ(i_r,i_p+2)^2+Reaction_XYZ(i_r,
i_p+3)^2)^0.5;
        R = [R,v];
    end
    Reaction = [Reaction;R];
end

STRESS = (Reaction/36.18)'; %napeti = reakcni sila/plocha implantatu

```


9 POUŽITÁ LITERATURA

- [1]. VASEVADA, A. N., LI, S. and DELP, S. L., Influence of Muscle Morphometry and Moment Arms on the Moment-Generating Capacity of Human Neck Muscles, *Spine*, 23:412-422, 1998.
- [2]. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [3]. DANIEL M., Biomechanika páteře., Presentace, Dostupné z: <https://sites.google.com/prod/view/biomechanika/přednášky>
- [4]. ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. Biomechanika člověka. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [5]. HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. Základy anatomie pohybového ústrojí. 2., dopl. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN 978-80-210-4937-6.
- [6]. Vyhřeznutí meziobratlové ploténky. Anamneza.cz [online]. [cit. 2019-04-05]. Dostupné z: <http://www.anamneza.cz/nemoc/Vyhreznuti-meziobratlove-plotenky-Vyhreznuta-plotenka-61>
- [7]. DYLEVSKÝ, Ivan. Funkční anatomie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [8]. Platysma. In: *ANATOMY STUDY BUDDY* [online]. 11.11.2012 [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://anatomystudybuddy.wordpress.com/2012/10/11/platysma/>
- [9]. Musculus sternocleidomastoideus. In: *Wikiskripta* [online]. [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Musculus_sternocleidomastoideus
- [10]. LEE, Sojeong, Hwayeong KANG a Gwanseob SHIN. Head flexion angle while using a smartphone. *Ergonomics* [online]. 2014, 58(2), 220-226 [cit. 2019-07-13]. DOI: 10.1080/00140139.2014.967311. ISSN 0014-0139.
- [11]. PHYSIOPEdia. Text Neck. *Physiopedia* [online]. 7.9.2017 [cit. 2019-06-20]. Dostupné z: https://www.physio-pedia.com/Text_Neck
- [12]. KALTOFEN, Kurt MUDr. DEGENERATIVNÍ ONEMOCNĚNÍ KRČNÍ PÁTEŘE A MOŽNOSTI CHIRURGICKÉ LÉČBY [online]. 2008, , 140-144 [cit. 2019-04-24].
- [13]. ZEMÁNKOVÁ, Marie. Výhřez meziobratlové ploténky [online]. [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: <http://www.mariezemankova.cz/blog/vyhrezu-meziobratlove-plotenky-lze-predejit/>
- [14]. SMÍŠEK, Richard, Kateřina SMÍŠKOVÁ a Zuzana SMÍŠKOVÁ. *Spirální stabilizace páteře: léčba výhřezu meziobratlového disku a skoliózy : metoda Spirální stabilizace páteře : Smíšek Systém*. 3. vydání. Praha: Richard Smíšek, 2018. ISBN 978-80-88267-03-4.
- [15]. Chirurgie páteře - Degenerativní onemocnění krční páteře. Karvinská hornická nemocnice a.s. [online]. [cit. 2019-04-15].

- [16]. COLLINS, J.J. The redundant nature of locomotor optimization laws. *Journal of Biomechanics* [online]. 1995, **28**(3), 251-267 [cit. 2019-08-14]. DOI: 10.1016/0021-9290(94)00072-C. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192909400072C>
- [17]. LLOYD, David G a Thor F BESIÉR. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics* [online]. 2003, **36**(6), 765-776 [cit. 2019-08-14]. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00010-1. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003000101>
- [18]. SETH, Ajay, Michael SHERMAN, Jeffrey A. REINBOLT a Scott L. DELP. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM* [online]. 2011, **2**, 212-232 [cit. 2019-08-14]. DOI: 10.1016/j.piutam.2011.04.021. ISSN 22109838.
- [19]. VANĚK, P, O BRADÁČ a K SAUR. Přední mezitělová spondylodéza krční páteře klecí Zero-P. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSL.* 2011, (78), 562–567.
- [20]. The Gruve anterior cervical plate system [online]. In: 2016 [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: https://www.odtmag.com/contents/view_breaking-news/2016-04-19/life-spine-gears-up-for-gruve-anterior-cervical-plate-system-release
- [21]. SURFACE TECHNOLOGY. TITAN SPINE [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <http://www.titanspine.com/surface-technology> - obrázky
- [22]. BUSCHOW, K. H. J. *Encyclopedia of materials: science and technology*. New York: Elsevier, 2001. ISBN 0-08-0431526.
- [23]. SCHNEIDER, G.B., H. PERINPANAYAGAM, M. CLEGG a R. ZAHARIAS. Implant Surface Roughness Affects Osteoblast Gene Expression [online]. 2003, , 372-376 [cit. 2019-07-01]. DOI: Implant Surface Roughness Affects Osteoblast Gene Expression. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/154405910308200509>
- [24]. KUZYK, PaulRT a EmilH SCHEMITSCH. The basic science of peri-implant bone healing. *Indian Journal of Orthopaedics* [online]. 2011, **45**(2) [cit. 2019-07-05]. DOI: 10.4103/0019-5413.77129. ISSN 0019-5413. Dostupné z: <http://www.ijoonline.com/text.asp?2011/45/2/108/77129>
- [25]. BENEŠ L., Slitiny titanu., Presentace, Dostupné z: http://users.fs.cvut.cz/libor.benes/vyuka/matlet/05_Slitiny%20Ti.ppt
- [26]. Titan Grade 5: Slitina titanu s prvky 6Al-4V. Inkosas [online]. [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <https://www.inkosas.cz/download/titanove-slitiny-grade/titan-grade-5.pdf>

- [27]. LI, Zhi-jun, Yao WANG, Gui-jun XU a Peng TIAN. Is PEEK cage better than titanium cage in anterior cervical discectomy and fusion surgery? A meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2016, **17**(1). DOI: 10.1186/s12891-016-1234-1. ISSN 1471-2474. Dostupné také z: <http://bmcmusculoskeletaldisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-016-1234-1>
- [28]. WALICZEK, Ewa. Peek-table. *Chirurgia D* [online]. 5.5.2019 [cit. 2019-07-14]. Dostupné z: <https://blog.chirurgia3d.com/en/peek-biomaterial-of-the-future/peek-table/>
- [29]. Van Arkel, R. J., Modenese, L., Phillips, A. and Jeffers, J. R. (2013), Hip Abduction Can Prevent Posterior Edge Loading of Hip Replacements. *Journal of Orthopaedic Research* 31, 1172-1179. (2013)
- [30]. *Teorie sportovní kineziologie: Druhy svalové kontrakce* [online]. [cit. 2019-05-30]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kontrakce.html
- [31]. J. Michalec a kol.: Pružnost a pevnost I, skriptum
- [32]. Hansraj, Kenneth. (2014). Assessment of stresses in the cervical spine caused by posture and position of the head. *Surgical technology international*. 25. 277-9.

10 SEZNAM OBRÁZKŮ

	Název obrázku	Zdroj
Obr. 1 A	Základní pozice hlavy	
Obr. 1 B	Flexe hlavy	
Obr. 1 C	Otočení hlavy do strany	
Obr. 1 D	Úklon hlavy	
Obr. 2	Namáhání obratlů	[3]
Obr. 3	Krční obratel C4	[2]
Obr. 4	Spojení atlasu (horní obratel) a axisu (dolní obratel)	[2]
Obr. 5	Platysma	[8]
Obr. 6	Zdvahač hlavy	[9]
Obr. 7	Meziobratlová ploténka při vzájemném naklonění obratlových	[2]
Obr. 8	Diskektomie	[12]
Obr. 9	Harmsův koíček	[12]
Obr. 10	Nejistěná klíčka	[21]
Obr. 11	Mezitělová fúze jítěna dlažkou	[20]
Obr. 12	Meziobratlová klec	[21]
Obr. 13	Tvorba osteoblastů na povrchu implantátu	[21]
Obr. 14	Prostředí OpenSimu	
Obr. 15	Zkoumané pohyby krční páteře	
Obr. 16	Musculus longus colli	
Obr. 17	Trapézový sval	
Obr. 18	Skript pohybu krční páteře	
Obr. 19	Fiktivně zavedené svaly – centra rotace	
Obr. 20	Schéma podmínky aktivních svalů; vlevo splněno; vpravo nesplněno	
Obr. 21	Schéma uvolnění krční páteře	
Obr. 22	Meziobratlová rozpěrka	
Obr. 23	Grafické znázornění závislosti mezi silou zatížení na MD a úhlem náklonu při pohybu č. 1	

- Obr. 24 Srovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z Ti6Al4V a PEEKu
- Obr. 25 Grafické znázornění závislosti mezi silou zatížení na MD a úhlem náklonu při pohybu č. 2
- Obr. 26 Srovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z Ti6Al4V a PEEKu
- Obr. 27 Grafické znázornění závislosti mezi silou zatížení na MD a úhlem náklonu při pohybu č. 3
- Obr. 28 Srovnání koeficientu bezpečnosti meziobratlové rozpěrky z Ti6Al4V a PEEKu