



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA STROJNÍ**

**Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**

**Biomechanika syndrómu text neck**

**Biomechanics of text neck syndrome**

Diplomová práce

Studijní program: Aplikované vědy ve strojním inženýrství

Studijní obor: Biomechanika

Vedoucí práce: prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.

**Anna Zhulina**

---

**PRAHA 2022**

**I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE**

Příjmení: Zhulina Jméno: Anna Osobní číslo: 453241  
Fakulta/ústav: Fakulta strojní  
Zadávající katedra/ústav: Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky  
Studijní program: Aplikované vědy ve strojním inženýrství  
Specializace: Biomechanika

**II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI**

Název diplomové práce:

Biomechanika syndrómu text neck

Název diplomové práce anglicky:

Biomechanics of text neck syndrome

Pokyny pro vypracování:

1. Patofyziologie textového krku
2. Anatomické struktury související se vznikem textového krčku
3. Biomechanika textového krčku
4. Model oblasti krku
5. Predikce zatížení krční páteře
6. Doporučení pro diagnostiku a terapii

Seznam doporučené literatury:

Correia IMT, Ferreira AS, Fernandez J, Reis FJJ, Nogueira LAC, Meziat-Filho N. Association Between Text Neck and Neck Pain in Adults. Spine (Phila Pa 1976). 2021 May 1;46(9):571-578. doi: 10.1097/BRS.0000000000003854.  
David D, Giannini C, Chiarelli F, Mohn A. Text Neck Syndrome in Children and Adolescents. Int J Environ Res Public Health. 2021 Feb 7;18(4):1565. doi: 10.3390/ijerph18041565.  
Barrett JM, McKinnon C, Callaghan JP. Cervical spine joint loading with neck flexion. Ergonomics. 2020 Jan;63(1):101-108. doi: 10.1080/00140139.2019.1677944.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové 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) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: 19.04.2022

Termín odevzdání diplomové práce: 14.08.2022

Platnost zadání diplomové práce: \_\_\_\_\_

prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práceprof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedrydoc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.  
podpis diktařky(ky)**III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ**

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání\_\_\_\_\_  
Podpis studentky

## Anotační list

Jméno autora:	Anna Zhulina
Název DP:	Biomechanika syndrómu text neck
Anglický název:	Biomechanics of text neck syndrome
Rok:	2021/2022
Obor studia:	Biomechanika a lékařské přístroje
Ústav/odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí:	doc. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
Počet stran	79
Počet obrázků	69
Počet tabulek	6
Počet příloh	1
Klíčová slova:	text neck, biomechanika krční páteře, model oblasti krku, zatížení krční páteře, diagnostika a terapie text neck
Keywords:	text neck, biomechanics of the cervical spine, model of the neck region, loading of the cervical spine, diagnosis and therapy of text neck
Anotace:	Tato práce poskytuje výpočetní podklad pro vytvoření funkčního modelu cervikální páteře schopného přispět k pochopení možných mechanismů vzniku posturálních dysbalancí a bolestivých symptomů souvisejících se syndromem "text neck". Na základě provedené simulace se potvrdily biomechanické odlišnosti zatížení cervikální páteře při dlouhodobém používání mobilních zařízení. Dále byla navržena vhodná řešení pro optimalizaci ergonomie a korekci pohybového stereotypu.
Abstract:	This disertation provides a computational basis for the creation of a functional model of the cervical spine, capable of contributing to the understanding of possible mechanisms of postural imbalances and painful symptoms related to "text neck" syndrome. On the basis of the performed simulation, biomechanical differences in the loading of the cervical spine during long-term use of mobile devices were confirmed. Furthermore, suitable solutions were proposed for optimizing ergonomics and correcting movement stereotypes.

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Biomechanika syndrómu text neck“  
vypracovala samostatně, a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které  
uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

V Praze dne .....

.....

podpis

# Obsah

1. Úvod .....	6
2. Stav problematiky .....	7
2.1 Fyziologie a anatomie .....	7
2.1.1 Spojení krční páteře .....	8
2.1.2 Svaly krční páteře .....	10
2.1.3 Vazy, stabilizující páteř při flexi hlavy a krku.....	16
2.2 Modely biomechaniky krku .....	17
2.3 Etiopatogeneze a symptomatika „text neck“ .....	26
3. Cíl práce.....	31
4. Metody.....	32
4.1 Počítačový model .....	32
4.1.1 Vytvoření geometrického 3D modelu krční oblasti .....	32
4.1.2 Vytvoření dynamického modelu .....	34
4.1.3 Základní schéma modelu.....	36
4.1.4 Zpracování geometrického modelu .....	37
4.1.4 Výpočtový model .....	41
4.1.5 Výpočet úhlů natočení segmentů. Fyziologická flexe vs „text neck“ .....	46
5. Výsledky .....	48
5.1 Vizualizace PyCharm .....	48
5.2 Vizualizace MeshLab .....	49
5.3 Distribuce svalových sil .....	51
5.4 Distribuce reakčních sil .....	53
5.5 Úhel odchylky síly reakce .....	55
6. Diskuze .....	57
7. Závěr.....	62
Bibliografie .....	63
Přílohy .....	69

## Seznam zkratek a symbolů

$\vec{r}_p$  – vektor v globálním souřadnicovém systému

$\vec{r}_p'$  – vektor v lokálním souřadnicovém systému

$\vec{d}_n$  – translační vektor

$\bar{R}$  – rotační matice

$F_i$  [N] – velikost síly svalu

$\vec{f}_i$  - jednotkovým vektorem svalové síly

$d$  [–] – koeficient odražející poměrnou tuhosti svalu

$\Delta l$  [mm] – změna dekly svalu

$k$  [ $N \cdot m^{-1}$ ] – koeficient tuhosti svalu

$CF$  – cílová funkce

$F_{i_0}$  [N] – Počáteční hodnota argumentu CF – velikost svalové síly

$F_{i_{min}}$  [N] – - velikost pasivní složky svalové síly i-ho svalu (platí pro svaly v tlaku)

$F_{i_{max}}$  [N] – maximální generovaná svalová síla

$A_m$  [mm<sup>2</sup>] – plocha fyziologického průřezu svalu (PCSA)

$\sigma$  [Pa] – napětí / pevnost v tahu

$\theta$  [°] - úhlu flexe krku

$F_m$  – celková síla svalů

$\vec{F}_m$  – společný silový vektor svalů

$W$  – váha hlavy (hlavy a krku)

$\vec{W}$  – tíhová síla hlavy

$R$  – velikost síly reakce

$\vec{R}$  - síla reakce

$\vec{M}_W$  – momentu síly hlavy

$\gamma$  [°] - úhel sklonu ramena síly

$g$  [ $m \cdot s^{-2}$ ] - gravitačního zrychlení

$d$  – koeficient, charakterizuje tuhosti tkáně

$\vec{s}$  - jednotkový vektor kolmé složky reakční síly, zatěžující kloubu

# 1. Úvod

"Text neck" nebo SMSkový krk je termín, který popisuje specifické držení těla vznikající při dlouhodobém předklánění v důsledku například sledování mobilního telefonu, čtení a psaní textových zpráv. Tento druh namáhání údajně způsobuje chronické přetížení pohybového aparátu a často vede k bolestem krku, ramen, hlavy a hrudní hyperkyfóze u dětí a dospělých (Sindwani, 2021).

Příčinou by měl být současný životní styl a zdravotní stav populace s neustálým nárůstem mobilních uživatelů po celém světě. V roce 2020 by celkový počet uživatelů chytrých telefonů měl dosáhnout 3,5 miliardy. Většina mladých dospělých tráví s telefonem v průměru 3 až 4 hodiny denně. Nedávné údaje ukázaly, že přibližně 87% teenagerů (14–18 let) v USA a 79% teenagerů (12–15 let) ve Velké Británii vlastní a používají chytré mobilní telefony. Mezi dospělými ve věku 18-34 let 92% respondentů v USA a 95% v Austrálii mají a používají smartphony (D. Bhanu Priyaa, 2021), (Sindwani, 2021).

V současné literatuře není jednoznačná odpověď na to, zda existuje korelace mezi syndromem SMSkového krku a bolestmi v oblasti krku, hlavy a zad. Informace o těchto souvislostech jsou nejednoznačné. Provedené vědecké studie nejsou dostatečné pro unifikaci výsledků. Dle řady autorů chybí rozsáhlý longitudinální výzkum v oblasti tohoto problému (Sindwani, 2021), (Toh SH, 2017), (Jonathan Jarry, 2018).

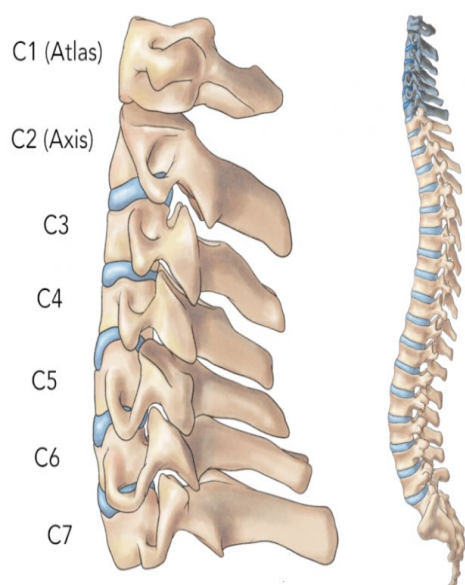
## 2. Stav problematiky

Bolest krku je stále relevantnější a komplexní problém veřejného zdraví. Bolest může souviset s různými strukturami krku, jako jsou meziobratlové ploténky, vazy, svaly, meziobratlové klouby, nervové kořeny aj. Příčinou bolesti krku mohou být různorodé patologie, jako jsou nádory, infekce, zánětlivá onemocnění, vrozené poruchy aj. Ve většině případů však není detekováno žádné systémové onemocnění, což má za následek klinický stav s názvem „bolest pohybového aparátu“ (David, 2021).

Objevují se důkazy ukazující, že se v současné době zvyšuje riziko vzniku chronických bolestí krku s tendencí dlouhodobě se opakující exacerbací a remisí. Tato skutečnost může souviset i s mechanickým přetížením pohybového aparátu při dlouhodobé monotónní ventrální flexi krku. Což je charakteristické držení právě pro "text neck" (David, 2021).

### 2.1 Fyziologie a anatomie

Krční páteř se skládá ze 7 krčních obratlů spojených meziobratlovými ploténkami. První obratel – atlas se kloubí s os occipitale lebky. Kaudálně 7. krční obratel nasedá na hrudní páteř, která je součástí hrudního koše. Krční páteř je nejpohyblivějším úsekem celého osového skeletu. Flexe je tady možná v rozsahu 80 ° až 90 °, extenze - 70 °, lateroflexe - 20 ° až 45 ° a rotace až 90 ° na obě strany (Swartz, 2005).



Obrázek 1 – Krční páteř (vertebrae cervicales)  
(Goodman, 2020)



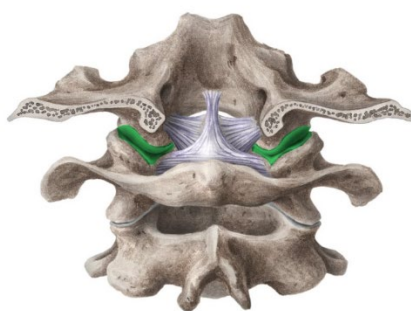
Obrázek 2 - Rozsahy pohybů krční páteře  
(Muscolino, 2019)



### 2.1.1 Spojení krční páteře

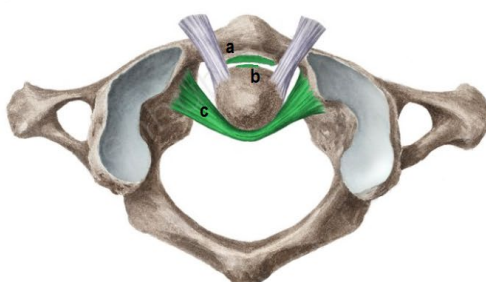
Sousedící obratle páteře jsou spojené intervertebrálními klouby. Každý intervertebrální kloub se skládá z tří samostatných kloubů: meziobratlové ploténky (intervertebrální symfýzy) a dvou fasetových skloubení (Hamouzová, 2015).

Meziobratlové ploténky krční páteře se nachází mezi obratli C2 až TH1. První krční obratel se s lebkou pojí pomocí articulatio (art.) atlantooccipitalis. To je párový elipsový kloub mezi kondyly os occipitalis a facies articularis superior atlasu. Zabezpečuje kývavé pohyby v sagitální rovině a menší pohyby do stran (Hamouzová, 2015).



Obrázek 3 - Art. atlantooccipitalis, kloubní plochy jsou zvýrazněné zeleně (Kenhub GmbH, 2020)

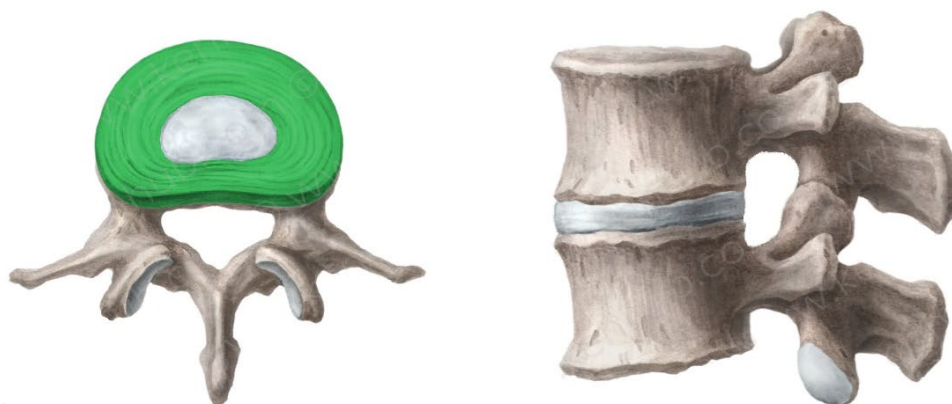
Skloubení atlasu a axisu má název art. atlantoaxialis. Jedná se o nepárový symetrický kloub. První krční obratel nasedá na dentis axisu. Ten je fixován ve foveola dentis pomocí lig. transversum atlantis. Skloubení zabezpečuje rotační pohyb v transversální rovině (Dylevský, 2009).



Obrázek 4 - Art. atlantoaxialis, a - fovea dentis Atlantis, b - dentis axis, c - lig. transversum atlantis (Kenhub GmbH, 2020)

Meziobratlové ploténky jsou klínovité vazivo-chrupavčité útvary, zesílené vpředu. Každá meziobratlová ploténka se skládá z nucleus pulposus a anulus fibrosus. Nucleus pulposus tvoří vnitřní jádro meziobratlové ploténky. Je měkký, želatinový a vysoce pohyblivý. Tyto vlastnosti usnadňují pohyb v intervertebrálních kloubech, zejména v cervikální oblasti. Nucleus pulposus má lamelární strukturu, která se skládá z kolagenu a vazivové chrupavky. Díky tomu je tužší

a méně pohyblivý než nucleus pulposus. Funkcí anulus fibrosus je obalit nucleus pulposus a propojit obratle, čímž se zpevní páteř (Dylevský, 2009).



*Obrázek 5 - Discus intervertebralis, pohled shora vlevo, boční pohled vpravo, anulus fibrosus je zvýrazněn zeleně  
(Kenhub GmbH, 2020)*

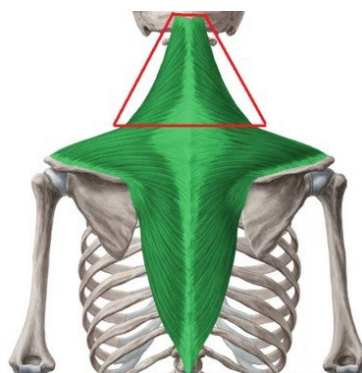
Fasetové klouby spojují horní a dolní kloubní výběžky sousedních obratlových těl. Jedná se o synoviální klouby, kloubní povrchy, které jsou vystlány hyalinní chrupavkou. Kloubní plochy cervikálních kloubních výběžků jsou ploché a orientovány přibližně pod úhlem 45° k transversální rovině. Kloubní plochy jsou tedy nakloněny zepředu dozadu, aby nebránily flexi a extenzi krční páteře (Dylevský, 2009).

## 2.1.2 Svaly krční páteře

Páteř je velmi složitá mechanická struktura, která je vysoce flexibilní, ale také velmi pevná a stabilní. Aby se udržela určitá poloha těla a hlavy v gravitačním poli je vyžadovaná nepřetržitá práce svalů, hlavně posturálních (též tonických). K svalům, odpovídajícím za vzpřímené postavení hlavy patří flexory a extensory hlavy a krku (Goodman, 2020).

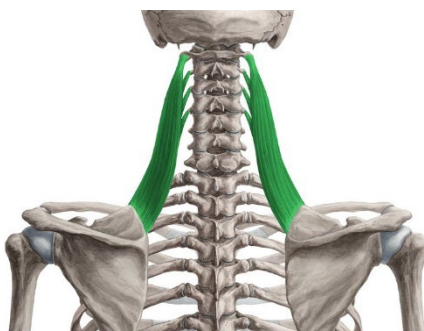
### Extenzory

Nejdůležitější anatomickou strukturou pro udržení vzpřímené krční páteře a polohy hlavy je **musculus trapezius**, zejména jeho horní část – pars descendens. Sval je zásadní ve spojení páteř-lopatka-lebka. Fylogeneticky je posturálním tonickým svalem s výraznou tendencí ke zkrácení. Je inervován n. accessorius (XI. hlavový nerv) a větví z plexu cervicalis (C1-C4). Funkcí trapézového svalu je mediální tah a fixace lopatky, úklon hlavy a páteře, záklon hlavy. Významně se podílí na udržení vzpřímené polohy cervikální páteře a neutrálního postavení hlavy (David, 2021).



Obrázek 6 – M. trapezius (Kenhub GmbH, 2020)

**M. levator scapulae** začíná na horním úhlu lopatky (angulus superior scapulae). Upíná se na transversální výběžky čtyř horních krčních obratlů. Podílí se na úklonu hlavy nebo při oboustranné akci na její fixaci ve vzpřímené poloze (Hamouzová, 2015).



Obrázek 7 - M. levator scapulae (Kenhub GmbH, 2020)

Hluboké (vlastní) svaly zádové – dlouhé

**M. splenius capitis** má začátek na processus spinosi hrudních a krčních obratlů C3–Th3 a ligamentu nuchae. Upíná se na lebeční báze zdola, na processus mastoideus os temporale. **M. splenius cervicis** začíná na processus spinosi hrudních obratlů Th3–Th5, upíná se transverzální výběžky krčních obratlů – processus transversi C1–C3. Oba svaly se podílí na záklonu, úklonu a otočení hlavy a krku (Dylevský, 2009), (Hamouzová, 2015).



Obrázek 9 - *M. splenius capitis*  
(Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 8 – *M. splenius cervicis*  
(Kenhub GmbH, 2020)

**Musculus erektor spinae** se skládá ze tří svalů:

Laterálního **m. iliocostalis**, středního **m. longissimus**, mediálního - **m. spinalis**. Kraniální části těchto svalů odpovídají za extenze hlavy a krční páteře. Tyto části se nazývají: *m. iliocostalis cervicis*, *m. longissimus capitis*, *m. longissimus cervicis*, *m. spinalis cervicis* (Dylevský, 2009).



Obrázek 10 – *M. iliocostalis cervicis*  
(Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 11 - *M. erektor spinae*  
(Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 12 - *M. longissimus capitis* (Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 13 - *M. longissimus cervicis* (Kenhub GmbH, 2020)

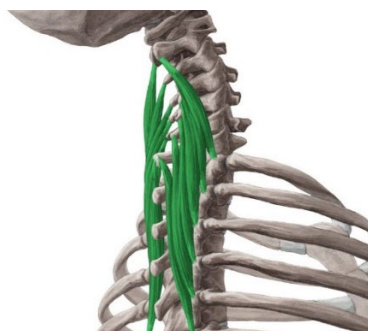


Obrázek 14 - *M. spinalis cervicis* (Kenhub GmbH, 2020)

Další hlubokou vrstvou je soubor menších svalů, souhrnně nazývaný **musculus transversospinalis**. Tyto svaly začínají na příčných výběžcích a upínají se směrem vzhůru na spinální výběžky obratlů mimo *mm. semispinalis capitis*, které se upínají na planum nuchae ossis occipitalis. Pro vzpřímenou polohu hlavy jsou nejvíce významné ***mm. semispinalis*** a ***mm. multifidi*** (Hamouzová, 2015), (Kenhub GmbH, 2020).



Obrázek 15 - *Mm. semispinalis capitis* (Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 16 - *Mm. semispinalis cervicis* (Kenhub GmbH, 2020)

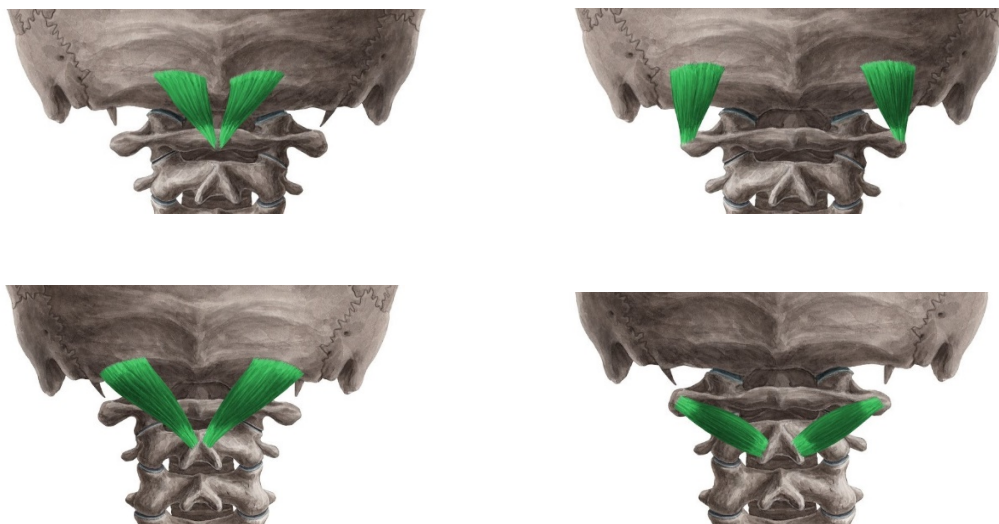


Obrázek 17 - *M. multifidi* (kranialní snopce) (Kenhub GmbH, 2020)

Hluboké svaly dorsální strany krku – ***mm. suboccipitales***:

- *m. obliquus capitis superior*
- *m. obliquus capitis inferior*
- *m. rectus capitis posterior major*
- *m. rectus capitis posterior minor*

Spojují atlas a axis s lebkou a odpovídají za balanční pohyby hlavy a obratlů. (Dylevský, 2009), (Hamouzová, 2015).

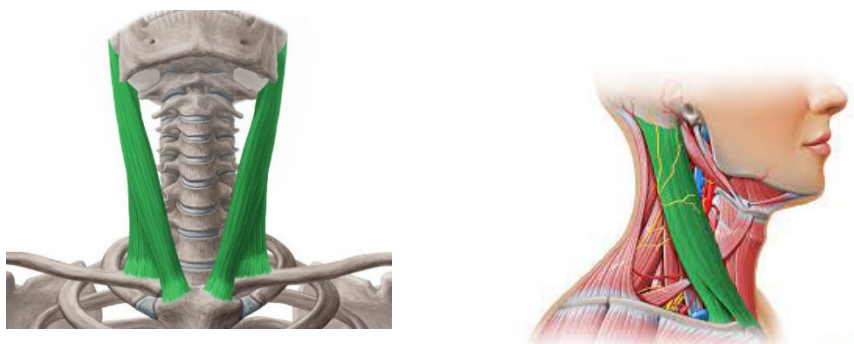


Obrázek 18 - Mm. suboccipitales: m. rectus capitis posterior minor – nahoře vlevo, m. rectus capitis posterior major – dole vlevo, m. obliquus capitis superior - nahoře vpravo, m. obliquus capitis inferior – dole vpravo. Pohled zezadu (Kenhub GmbH, 2020)

## Flexory

Antagonisty extensorů jsou svaly-ohybače hlavy a krku. Vlákná m. platysma se vlétají do kůže krku. Sval málo přispívá k funkčním pohybům krční páteře. Naopak m. sternocleidomastoideus je majoritním frontálním krčním svaem. Začíná na horním okraji přední části manubrium sterni, a mediální části claviculae. Upíná se především na processus mastoideus kosti spánkové. Jeho funkcí je úklon a rotace hlavy při jednostranné kontrakci a předsun a předkloní hlavy při kontrakci oboustranné (Hamouzová, 2015).

**M. sternocleidomastoideus** je svaem s tendencí k hypertonii a zkrácení. Při časté monotónní oboustranné akci zdvihač hlavy přebírá funkci několika synergistických svalů. Toto vede k poruše timingu zapojení synergistů a snižuje jejich účasti na pohybu. Důsledkem je změna pohybového stereotypu z postupujícího ohnutí krku na předsunu hlavy. Tento neergonomický pohyb vede k přetížení sváloskeletálních cervikálních struktur (Lewit, 2003).



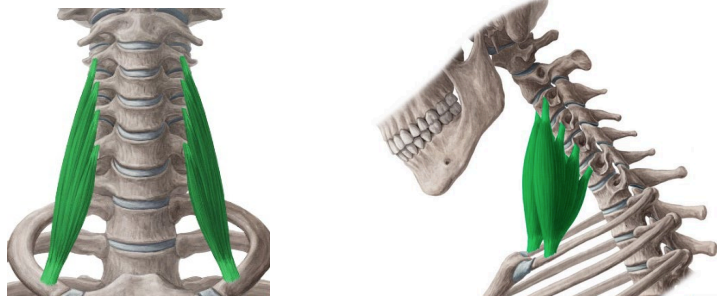
Obrázek 19 – M. sternocleidomastoideus – pohled zepředu vlevo, pohled zboku vpravo (Kenhub GmbH, 2020)



#### Hluboká vrstva – laterální – mm. scaleni:

- m. scalenus anterior
- m. scalenus medius
- m. scalenus posterior

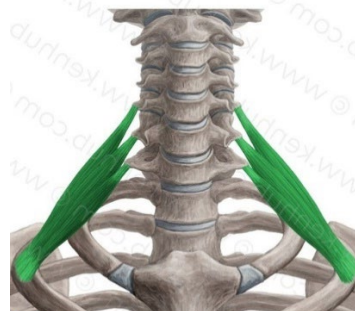
Dalšími svaly s tendencí k zvýšenému napětí jsou mm. scaleni. Začínají na krčních obratlích ze stran, upínají se na 1. a 2. žebro. Flektují krční páteř, rotují ji na opačnou stranu, táhnou 1. a 2. žebro kraniálně. Zkrácený stav těchto svalů mimo jiné významně přispívá k poruše statiky krční páteře a patologické změně jejího hybného stereotypu (Lewit, 2003), (Hamouzová, 2015).



Obrázek 20 - M. scalenus anterior – pohled zepředu vlevo, pohled zboku vpravo (Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 21 - M. scalenus medius – pohled zepředu (Kenhub GmbH, 2020)

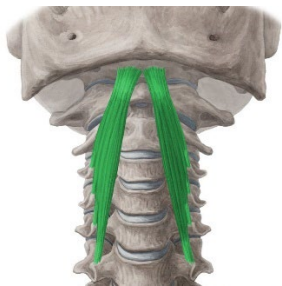


Obrázek 22 - M. scalenus posterior – pohled zepředu (Kenhub GmbH, 2020)

#### Hluboká vrstva – skupina prevertebrálních svalů:

- m. longus capitis
- m. longus colli
- m. rectus capitis anterior
- m. rectus capitis lateralis

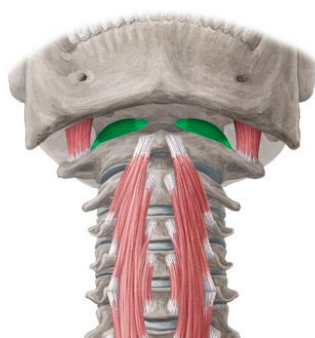
Hluboké prevertebrální ventrální svaly krku jsou skupinou svalů naopak se sklonem k ochabování. Spojují těla, výběžky krčních obratlů a bázi lebeční. Hlavní funkci při oboustranné akci je ventrální ohnutí krku a jemná flexe hlavy.



Obrázek 23 – M. longus capitis – pohled  
zepředu (Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 24 - M. longus colli – pohled zepředu vlevo, pohled zboku vpravo  
(Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 25 - M. rectus capitis anterior  
- pohled zepředu(Kenhub GmbH, 2020)



Obrázek 26 - M. rectus capitis lateralis  
- pohled zepředu (Kenhub GmbH, 2020)



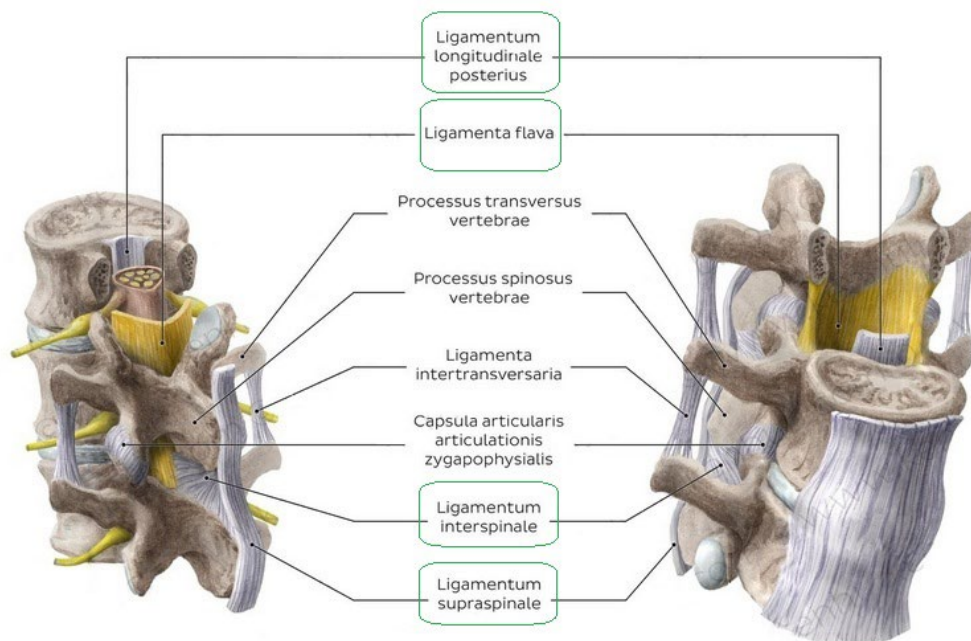
### 2.1.3 Vazy, stabilizující páteř při flexi hlavy a krku

- ligamentum longitudinale posterius,
- ligamenta flavia,
- ligamentum interspinale.

*ligamentum longitudinale posterius* – podélný vaz páteře, který se nachází na zadní ploše obratlových těl uvnitř canalis vertebralis. Je protažen od kosti týlní až k hornímu konci canalis sacralis. Zabraňuje nadměrné flexi páteře a fixuje meziobratlové ploténky, je funkčním antagonistou předního podélného vazů. (Prives, 2001)

*ligamenta flavia* – je série krátkých elastických páteřních vazů, které jsou natažené mezi obratlovými oblouky v páteřním kanálu. Pomáhají udržovat vzpřímené držení těla, zabraňují hyperflexi a podporují narovnání páteře po flexi. Hypertrofie může způsobit spinální stenózu. (Prives, 2001), (Hamouzová, 2015).

*ligg. interspinalia* – jsou to krátké silné vazy s vysokým obsahem kolagenu. Spojují trnové výběžky po celé délce páteře. V kraniálním hrudním a v krčném úseku jsou zesíleny v *ligg. supraspinalia* a v *lig. nuchae*, brání nadměrnému rozevírání processus spinosi při předklonu, zajišťují mechanickou stabilitu páteře (Prives, 2001), (Hamouzová, 2015).



Obrázek 27 – Ligamenta a další struktury pasivního pohybového systému páteře. Pohled z dorsální strany vpravo, pohled z ventralní strany vlevo (Kenhub GmbH, 2020)

## 2.2 Modely biomechaniky krku

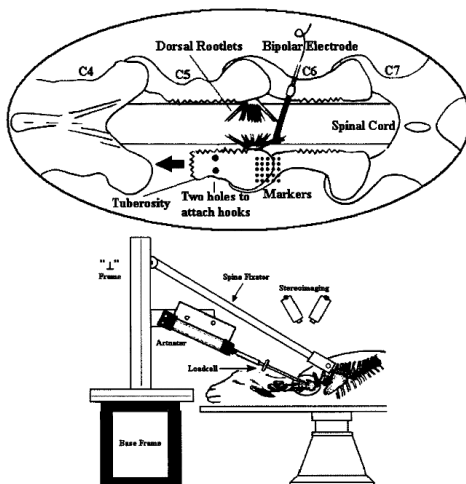
Biomechanické modely se používají pro pochopení základů normální funkce a dysfunkce krční páteře, pro testování implantátů a technických zařízení. Kvantifikace distribuce sil svalů páteře a jejich účinků na meziobratlové klouby při statických polohách a během dynamických aktivit poskytuje cenné informace, které pomáhají vést vědecký a klinický výzkum. Lidská krční páteř je díky své složité muskuloskeletální struktuře jednou z nejnáročnějších oblastí pro vývoj biomechanického modelování. V literatuře se uvádí čtyři hlavní druhy biomechanických modelů krční páteře: **fyzikální modely, modely in vitro, modely in vivo a počítačové modely**. Fyzikální modely se nejčastěji používají pro únavové testy různých páteřních implantátů a nástrojů. Jsou relativně levné a snadno použitelné. Protože obvykle jsou vyrobené z nebiologických materiálů, dávají méně přesné výsledky a jsou méně spolehlivé, v případě, kdy je důležitá kostní anatomie a biomechanické vlastnosti měkkých tkání. In vitro modely zvířecích a lidských kadáverů jsou užitečné při poskytování obecných znalostí o konstrukci páteře, kde je důležitá anatomie a biomechanické vlastnosti. Tyto modely jsou však drahé a velmi obtížně dostupné. Biomechanické modely in vivo jsou obecně zvířecí modely a zřídka lidských dobrovolníků. Tyto modely byly použity ke studiu degenerativních procesů, přetížení a poranění měkkých tkání. Vzhledem k rozdílům v anatomii a biologii různých živočišných druhů a lidí, jsou takové modely méně spolehlivé. Lidské in vivo modely většinou nelze použít k hodnocení mechanismu poranění. Numerické modely jsou souborem matematických rovnic, které v různé míře zahrnují jak geometrii, tak fyzikální a biomechanické vlastnosti reprezentované struktury. Jsou atraktivnější pro hodnocení základních mechanismů poranění a pro zkoumání biomechanických parametrů, které nelze měřit přímo prostřednictvím testů in vitro nebo in vivo z důvodu nebezpečnostní podmínky nebo z etických důvodů. Vzhledem k tomu, že tyto modely nejsou univerzální, jsou s nimi spojeny určité obavy, včetně náročného procesu validace a aplikace modelu za hranicemi těchto ověření (Panjabi, 1998), (Alizadeha, 2019).

### 1. Biologické modely in vivo a in vitro

- Model kozy in vivo

Model kozy byl vyvinut pro zkoumání prahu poranění pouzder fasetových kloubů krční páteře. Metoda zahrnovala zakázkově vyrobený testovací rám pro zatížení fasetových kloubů, stereo zobrazovací systém a techniku porovnávání šablony pro získání jediné aferentní odezvy. Trnový výběžek obratle C5 byl vytažen pomocí počítačem řízeného aktuátoru rychlostí 0,5 mm/s, aby se současně natáhlo pouzdro C5-C6. Zaznamenávala se aktivace senzorických nervů v důsledku natažení a zaznamenávala se zátěž sledováním označeného bodu na pouzdru. V této studii byl prokázán kvantitativní vztah mezi generací senzorických nervových signálů jdoucích z kloubního pouzdra a aplikovaným natažením pouzder cervikálních fasetových kloubů. Nervové

odezvy všech mechanosenzitivních jednotek vykazovaly statisticky významné korelace. Většina kapsulárních nervových receptorů reagovala ve fyziologickém rozsahu natažení pouzdra už při prodloužení o 10,2 %, při kterých se obvykle bolest neregistruje. Větší deformace pouzdra od 47,2 % však provokovaly dráždění receptorů s vyšším prahem aktivace, které byly s největší pravděpodobností nociceptory (receptory bolesti) (Lu, 2005), (Chen, 2010).

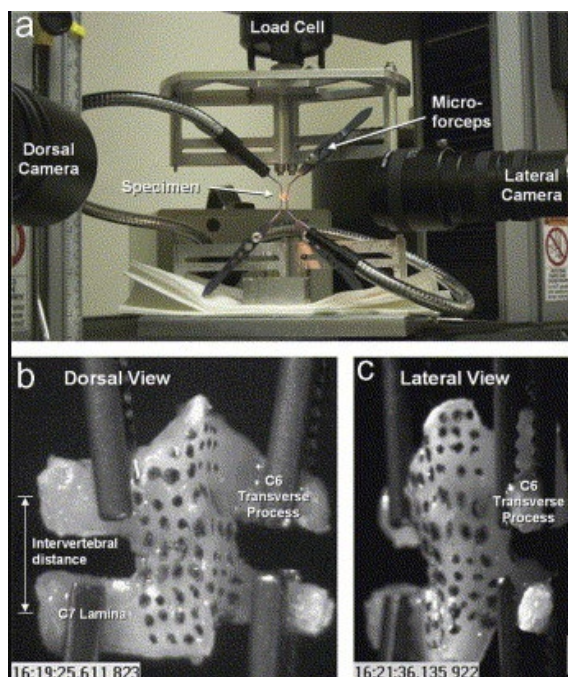


Obrázek 28 - Schematický náčrt nastavení testu s kozou in vivo. Chirurgická příprava a umístění kapsulárních označení. Jsou zobrazené dva otvory vyvrtané v distálním konci uvolněného procesu C5 pro připojení k pohonu pomocí dvou háčků z nerezové oceli (Lu, 2005).

- Krysí model in vivo

Kryší model se používal v roce 2007 ke kvantifikaci struktury a mechaniky cervikálního fasetového pouzdra a k definování meze pevnosti vazivové tkáně v tahu. Zátěžové distrakční testy byly provedeny s použitím izolovaných fasetových kapsulárních vazů potkana C6/C7. Byla registrovaná celková ruptura vazů, výskyt drobných prasklin a protažení vazů. Úplná ruptura nastala při 2,45 N a 0,92 mm. Mez kluzu však nastala při 1,68 N a 0,57 mm. Maximální hlavní napětí v kapsli při protažení bylo  $80 \pm 24$  %.

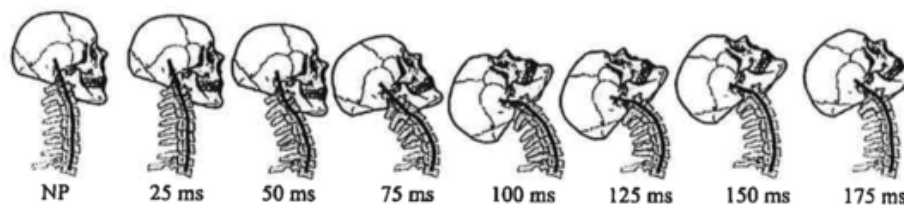
Byl definován vztah mezi strukturálním poškozením fasetového kapsulárního vazů a potenciálními mechanismy bolesti. Objevení změny strukturální odpovědi vazů může poskytnout indikaci poranění dostatečné k vyvolání trvalé bolestivé odezvy a přetrvávající aktivity nociceptorů. Tato studie vposkytla rámec pro budoucí studie in vivo při určování mechanického prahu pro přetrvávající bolest a také zformovala data pro kvantitativní škálování pro jiné zvířecí modely a pro člověka (Quinn, 2006), (Chen, 2010).



Obrázek 29 – Schéma provedení zkoušky. (a) Poloha každé mikrokleště je nastavitelná ve 3 stupních volnosti. Vertebální úrovně C6 i C7 vzorku jsou zachyceny příčnými výběžky. C6 je připojen k siloměru a pohyblivé desce, zatímco C7 zůstává nehybný. Dorzální (b) a laterální (c) pohledy kamery na vzorek během protažení (Quinn, 2006).

V roce 1997 byla provedena další studia mechaniky krční páteře s použitím lidských kadaverů. Cílem této studie bylo určení nejvíce náchylné k poranění úrovně cervikální páteře a předložení hypotéz o mechanismech takových poranění. Bylo studováno šest týlních do obratle *Th1* nebo C7 čerstvých kadaverózních lidských páteří. Stolní traumatické saně byly použity k aplikaci čtyř intenzit traumatických testů a k měření výsledných intervertebrálních rotací pomocí vysokorychlostní kinematografie. Třídy traumatu byly 2,5 G; 4,5 G; 6,5 G a 8,5 G. Významnost byla definována jako  $P < 0,01$ .

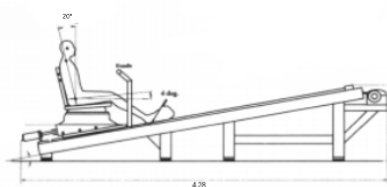
Původně byly zaznamenány fyziologické rozsahy flexních a extenzních pohybů vzorků systémem analýzy pohybu při zatížení 1,0 Nm. Vzorky pak byly zafixované v traumatických saních a byla připojena náhradní hlava. Ke každé hlavě byl připevněn vlajka a jednotlivé obratle byly monitorovány vysokorychlostní kinematografií - 500 snímků/s. Data byla zaznamenána pro 12 traumat ve čtyřech třídách definovaných maximálním zrychlením saní. Při ventrálních nárazech, největší intervertebrální rotace C6-C7 a C7-*Th1* významně převyšovaly maximální fyziologické rozsahy všech studovaných tříd. Dospělo se k závěru, že i při „whiplash“ přetížení krku původně nastává jeho zakřivení ve tvaru S s hyperextenzí kaudálních a flexí kraniálních segmentů. Pak následující zakřivení ve tvaru C s prodloužením celé krční páteře způsobilo menší prodloužení kaudálních struktur. Dalším krokem bylo zakřivení ve tvaru S, s hyperextenzí v kaudálních úrovních a flexí v kraniálních úrovních (Grauer, 1997), (Chen, 2010).



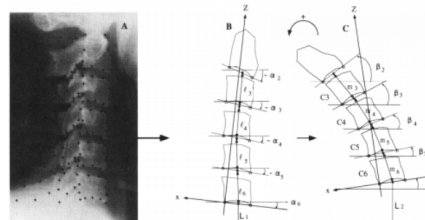
Obrázek 30 - Schéma hlavy a krku znázorňující časové body během Whiplash traumatu. Obratli je nakreslena čára, která zvýrazní zakřivení páteře. Lebka je zobrazena pouze pro ilustraci. NP představuje neutrální držení těla (Herman, 2021).

- Dobrovolnické modely

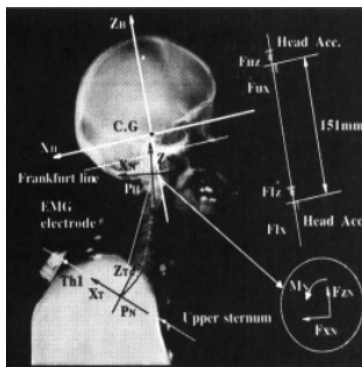
V této studii dobrovolníci seděli na sedadle namontovaném na saních, které simulovaly skutečné zrychlení nárazu auta. Rychlosti nárazu byly 4, 6 a 8 km/h. Napětí krčních svalů a vyrovnání krční páteře byly vybrány pro parametrickou studii kinematiky hlavy, krku a trupu a reakcí krční páteře. Tyto parametry byly studovány bez opěrky hlavy. Svalová aktivita byla měřena pomocí povrchové elektromyografie (EMG). Pohyby krčních obratlů byly zaznamenávány rentgenovým snímkem a analyzovány pro kvantifikaci ohybů a posunutí krčních obratlů během nárazu. Dále byly porovnány pohybové vzorce krčních obratlů během nárazu s normálními pohyby. Bylo zjištěno, že svaly v uvolněném stavu neovlivnily kinematiku hlavy, krku a trupu při nárazu zezadu. Byl pozorován zvedající se pohyb trupu dobrovolníků, způsobený sklonem opěradla sedadla. Vznikala axiální tlaková síla. Dolní krční vertebrální segmenty se prodlužovaly a otáčely se před pohyby horních segmentů. Tyto pohyby přesahovaly fyziologické limity pohybů v krční páteři. Co mohlo způsobit poranění fasetových kloubů krčních obratlů. Navíc se zjistilo, že čím tužší je sedák, tím větší je axiální kompresní síla. Naproti tomu odrážení trupu způsobené měkčím sedadlem zesilovalo příčnou zátěž na horní obratle. Bylo také stanoveno, že výchozí postavení krční páteře výrazně ovlivnilo reakce hlavy a krku na náraz. Na základě rozdílů ve vyrovnání krční páteře mezi mužskými a ženskými dobrovolníky byl určen předpoklad, že výskyt poranění krku u žen může být vyšší než u mužů, protože ženská krční páteř zaujímá kyfotickou polohu častěji než mužská krční páteře (Ono, 1997), (Chen, 2010).



Obrázek 31 – Schéma zátěžových saní (Ono, 1997)



Obrázek 32 – Schéma šablony pro analýzu pohybů obratlů (Ono, 1997)



Obrázek 33 - Souřadnicový systém, boční pohled na hlavu / krk / trup s namontovanými akcelerometry, EMG elektrodami a označenými body pro rentgenový snímek (Ono, 1997)

## 2. Mechanické a numerické modely

- Jednokloubový model krku (modely redukce)

Na univerzitě Ludwiga Maximiliana v Mnichově v kontextu výuky statiky byl předložen zjednodušený model hlavy a krku. Model ukazoval síly a krouticí momenty, které se podílejí na udržení statického držení těla v krční páteři a poskytoval biomechanický základ pro odhad zatížení intervertebrálního disku  $C7-Th1$  v různých polohách (Colicchia, 2005).

Základní myšlenkou pro vytváření modelu byla skutečnost, že primárními silami působícími na krční páteř jsou tíhová síla hlavy a krku, napětí ve svalech, napětí ve vazech a reakční síly. Za statických podmínek se musí čistý součet všech složek síly a točivých momentů všech sil rovnat nule. Odhadovalo se zatížení dolní krční ploténky  $C7-Th1$ . Jádro disku bylo považováno za opěrný bod a kloub pro vyvažování sil (Colicchia, 2005).

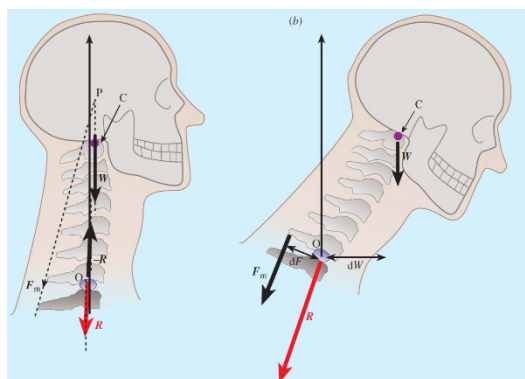
Točivý moment vytvořený v meziobratlovém kloubu z hmotnosti hlavy a horních částí krku musí být vyvážen vnitřními točivými momenty generovanými napětím ve svalech a vazech. Uvažovaly se jenom extenzory krční páteře, které přenášejí sílu pod obratel  $C7$ . Celá skupina byla představená silovým vektorem  $F_m$ . Část protipůsobícího momentu způsobená pasivní strukturou vazů byla ignorována (Colicchia, 2005).

Při vzpřímeném fyziologickém držení těla (obr.16 (a)) působí váha hlavy a krku  $W$  v jejich těžišti  $C$ , které se nachází blízko svislé osy v kloubním počátku. Pro rovnováhu se vektory sil  $\vec{W}$ ,  $\vec{F}_m$  a reakční síly  $\vec{R}$  musí setkat v bodě  $P$ . Výsledné zatížení  $\vec{R}$  dává součet  $\vec{W}$  a  $\vec{F}_m$ , aplikované na podpůrnou ploténku  $C7-Th1$  je tedy v praxi jen hmotnost hlavy a krku (60 N). Zvýšená flexe krční páteře zvětšuje horizontální vzdálenost  $dW$  těžiště  $C$  hlavy a krku od počátku kloubu a následně zvyšuje točivý moment, potřebný od svalové síly  $F_m$  k udržení statické rovnováhy (obrázek 35 b).

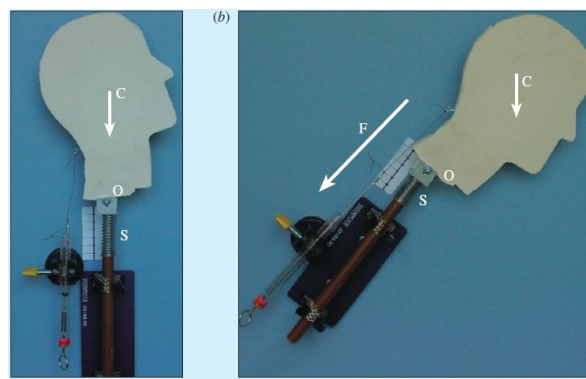
Tento model ukazoval, že tlakové zatížení na ploténku  $C7-Th1$  se zvětšuje se zvětšením ventrální flexe krční páteře. Ze studijních účelů byl také vytvořen dvourozměrný fyzický model



hlavy a krku, který byl vyříznut z dřevěné desky (obr. 36). Ve své základně model měl otočný bod  $O$  a byl podepřen pružinou  $S$  (Colicchia, 2005).



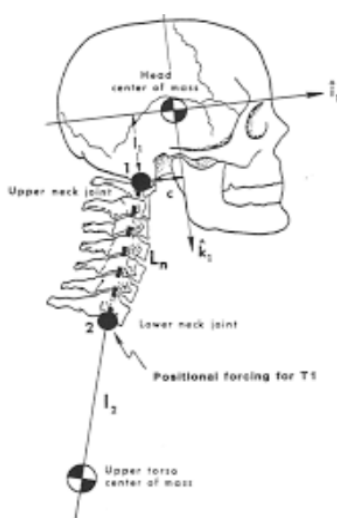
Obrázek 34 - Silová rovnováha a zatížení  $R$  v (a) fyziologickém a (b) 30° flektovaném držení těla (Colicchia, 2005)



Obrázek 35 - Silová rovnováha znázorněná dřevěným modelem v (a) vzpřímené a (b) ohnuté poloze (Colicchia, 2005)

- Dvoukloubové modely krku

Dvoukloubové modely krku byly navrženy v 70. a 80. letech 20. století. Jsou to relativně jednoduché modely. Spojení mezi hlavou, krkem a trupem se modelovalo dvěma nebo třemi kulovými klouby v závislosti na tom, zda byl model ve dvou nebo ve třech dimenzích. Horní kloub byl normálně umístěn v blízkosti condyli occipitales a dolní kloub byl obvykle umístěn v blízkosti prvního hrudního obratle. Krk se obvykle modeloval jako tuhé těleso. Geometrické a mechanické vlastnosti spojů byly stanoveny na základě testovacích dat (Bosio, 1986), (Wismans, 1978), (Chen, 2010).



Obrázek 36 – Schéma dvoukloubového modelu krku (Bosio, 1986)

Dvoukloubové modely nebyly detailní a složitě vyrobitelné. Přes významně přispěly k pochopení mechaniky a kinematice komplexu hlavy + krk při různých druzích namáhání, bočních, čelních a šikmých nárazech. Například v roce 1986 a 1987 dvěma skupinami experimentátorů k nárazovým testům byly použity podobné dvoukloubové modely s tím rozdílem, že v jednom případě (Wismans, 1978) se krk modeloval jako tuhé těleso, zatím co v druhém (Bosio, 1986) byl použit roztažitelný krk. V obou studiích bylo zjištěno, že pro získání uspokojivých výsledků simulace je nezbytné počítat s nelineární tuhostí kloubů a roztažitelností struktur krku. Velmi podobné modely byly také použity k provedení ještě několika parametrických studií, například ke zkoumání mechanismů poranění lidského krku při čelních nárazech (Bosio, 1986), (Wismans, 1978), (Chen, 2010).



*Obrázek 37 – Výchozí nastavení modelu před testováním (Wismans, 1978)*

Protože dvoukloubové modely byly původně vyvinuty pro popis globálního pohybu hlavy a krku vzhledem k trupu, nebyly adekvátní k popisu kinematiky obratlů a deformace cervikálních měkkých tkání (Bosio, 1986), (Chen, 2010).

- Vícetělesové (multi-body) modely krku

Krční modely tohoto typu byly druhou kategorií numerických modelů krční páteře člověka. V multi-body modelech jsou hlava a obratle modelované jako tuhá tělesa, zatímco měkké tkáně jsou modelované buď pomocí nelineární viskoelastických prvků nebo pomocí detailního uspořádání pružinových tlumicích prvků, které reprezentují meziobratlové ploténky, vazy, fasetové klouby a svaly.

Například v roce 1994 byl vyvinut 3D model hlavy a krku ve kterém byly tuhé tělesa – hlava a obratle mezi sebou spojeny lineárními viskoelastickými prvky: meziobratlovými klouby a nelineárními elastickými svaly. V této studii bylo zjištěno, že na rotační deformace měli hlavní vliv hmotnost hlavy, tuhost kloubu a koeficienty tlumení (Jager, 1994).

V dalších studiích z roku 1996 a roku 1997 byly vyvinuty podrobnější verze tohoto modelu, ve kterých byly simulované viskoelastické vlastnosti plotének a vazů s nelineárním chováním



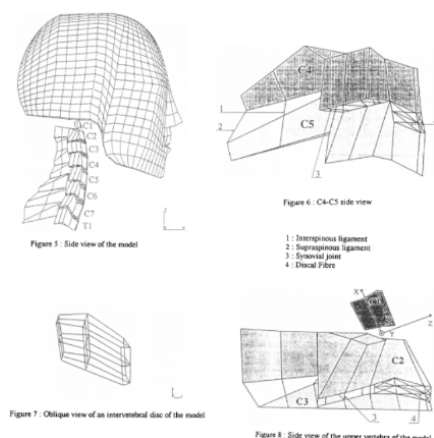
materiálu. Fasetové klouby se modelovaly bez tření, do modelů také byly zahrnuté kontraktilní svaly. Modely se zatěžovaly 15 G ventrálním a 7 G laterálním zatížením. Pro ověření modelů byla použita data dobrovolných čelních nárazových testů při snížených G zatíženích. Dvoukloubové a vícetělesové modely v praxi se často využívají k různorodým nárazovým testům a hodně přispěly k pochopení globální kinematiky hlavy a krku při crashtestech v automobilovém průmyslu (Chen, 2010).

- MKP modely krku (modelování pomocí metody konečných prvků)

V posledních 20 letech se široce rozvíjel tento přístup k modelování lidské krční páteře. MKP modely umožňují podrobnější a realističtější znázornění geometrie krku a jeho dynamických vlastností při různých druzích namáhání. Velkou výhodou je schopnost modelování mechanické odezvy hyperplastického anizotropního chování biologických tkání (Chen, 2010).

První MKP model krku byl představen ještě v roce 1993. V tomto modelu byly geometrie obratlů a lebky velmi zjednodušené a atlantookcipitální skloubení bylo reprezentováno kulovým kloubem. Ze všech parametrů s experimentálními daty byly porovnány pouze axiální tuhost tkání a změna geometrie krku a úhlu otočení hlavy během 8-G ventrálního zatížení při testu na saních (Chen, 2010).

V roce 1994 byl navržen další MKP model krku. V tomto modelu se každý obratel skládal pouze z 12 prvků a k simulaci hlavních vazů byly použity pružinové tlumicí prvky. Avšak do modelu nebyli zahrnuté svaly. Odezvy modelu byly porovnány s experimentálními daty čelních a bočních nárazů. Data reprezentované modelem zrychlení hlavy poměrně dobře odpovídaly výsledkům testů. Posunutí a rotace hlavy však nebyly validní. To možná bylo způsobené absencí svalů, které by mohly významně ovlivnit odezvu modelu při čelním a bočních nárazech (Dauvilliers, 1994), (Chen, 2010).

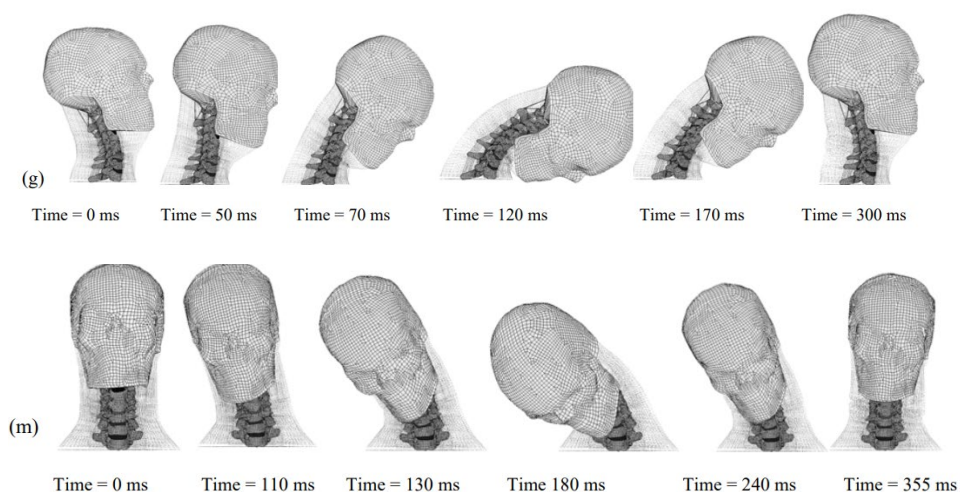


Obrázek 38 – MKP model, simulace hlavy a krční páteře, ukázka geometrie obratlů (Dauvilliers, 1994)

Od roku 1997 byla představena řada dalších MKP modelů. V tomto roce vyvinutý model dětské páteře zahrnoval jenom 3 obratle – C4 až C6, byl ale řadově složitější než jeho předchůdce. Model měl komplikovanou geometrii a skládal se z několika velmi detailních anatomických struktur. Jako například intervertebrální ploténky, uncovertebrálních kloubů a synoviální tekutiny. Později byl poskytnut také vývoj a validaci tohoto MKP modelu pro dospělé krk. Flexibilita modelu byla ověřena na základě experimentálních dat při polustatickém zatížení. Bylo stanoveno, že zahrnutí změn lokální geometrie a materiálových vlastností vedlo ke značným změnám výsledků testování, a bylo podstatnější, než nastavení čistě strukturálních parametrů (Chen, 2010).

V roce 1998 byl vyvinut MKP model hlavy a krku, který zahrnoval dřívě vyvinutý model hlavy s mozkem. V něm byly předepsané vlastností všech důležitých kostní struktury, kloubních povrchů, hlavních vazů a meziobratlových plotének. Byl to také první model, který zahrnoval vazy v horních obratlích spojujících cranium a obratle C1 a C2. Mimo jiného byl model použit k simulacím nárazů. Výsledky byly ověřené pomocí dat z testu nárazů hlavy v blízkosti epicrania a dat z testu zadního nárazu na saních lidského kadavéru. Výsledky simulace poměrně dobře odpovídaly experimentálním datům. Stupeň roztažení kapsul fasetových kloubů však nebyly ověřeny kvůli omezenosti dostupných experimentálních údajů (Yang K., 1998).

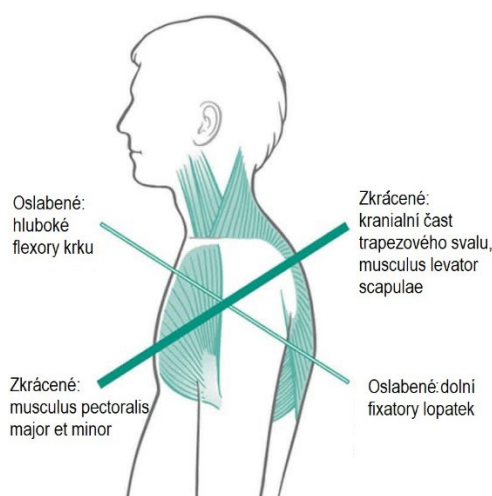
MKP modely kolem roku 2000 se často používaly k vyhodnocení nových koncepcí a designu automobilů. V roce 2004 byl představen další podrobný MKP komplexní model hlavy a krku. Cílem tohoto projektu se stalo simulování patřenií léze. Obratle se modelovaly pomocí tuhých skořepinových prvků. Hlavním přínosem tohoto modelu byla procedura validace modelů. Výsledky simulací modelu byly ověřeny testy za účasti dobrovolníků nebo s použitím lidských kadavérů při čelních, bočních, šikmých a zadních nárazech. Byl to první model, kde výzkumníci potvrdili také spolehlivost předpovědí v časové a frekvenční oblasti (Meyer, 2004).



Obrázek 39 – (g) Vizualizace výsledků čelního nárazu: kinematická odezva MKP modelu  
(m) Vizualizace výsledků šikmého nárazu: kinematická odezva MKP modelu (Meyer, 2004)

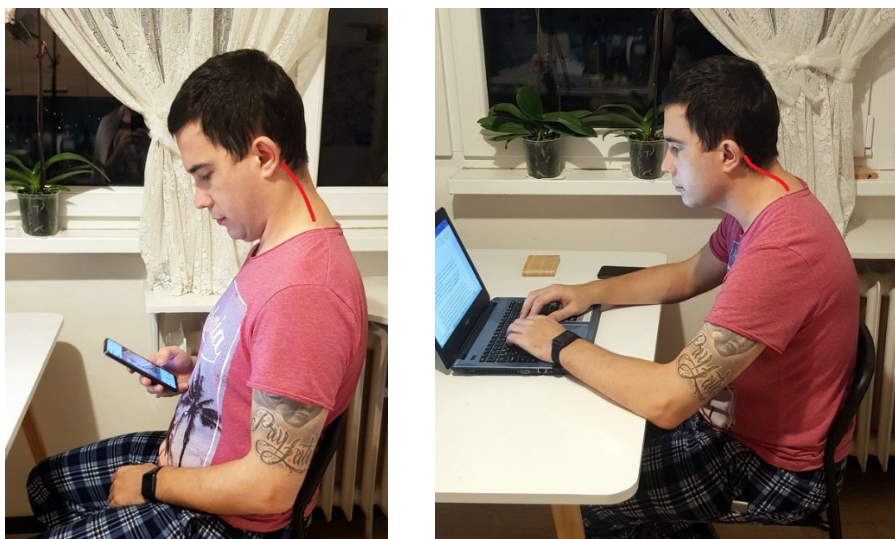
## 2.3 Etiopatogeneze a symptomatika „text neck“

Jednou z nejčastěji pozorovaných posturálních změn při používání mobilních zařízení je předklon a předsun hlavy se snížením krční lordózy. Tato výchylka hlavy dopředu z neutrální polohy je také typickým markerem sedavého životního stylu. V 80. letech minulého století profesor Vladimír Janda definoval a popsal tzn. „horní zkřížený syndrom“. Je to typ svalové dysbalance, při kterém zkrácené a ochablé svaly horní části trupu uspořádané „křížem“. Hypertonické m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, m. erektor spinae, m. trapezius descendens, m. levator scapulae a m. pectoralis major et minor přetahují ochablé hluboké flexory krku a hlavy, transverzální m. trapezius a mm. romboidei. Což může vést k poškození organických struktur a algické symptomatice (Janda, 1983), (Kolář, 2009).



Obrázek 40 - Horní zkřížený syndrom (HealthJade, 2020)

Dá se předpokládat, že podobná svalová dysbalance má místo i v případě „text neck“ s tím rozdílem, že při horním zkříženém syndromu pro udržení pohledu dopředu hlava a horní úsek krční páteře jsou kompenzačně extendované. Zatímco při SMSkovém držení hlava a horní část krku jsou flektované pro oči směřující dolů (Fiebert, 2021).



Obrázek 41 - Předklon a předsun hlavy a krční páteře. Při „text neck“ vlevo, horním zkříženém syndromu vpravo (zdroj vlastní)

Kraniální cervikální flexe má za následek zvýšení tlakových sil přenášených ventrálně a distrakčních sil přenesených posteriorně. Od sebe se vzdalují dorsální oblasti kosti týlní, atlasu a axisu. To všechno může vést k prodloužení subokcipitálních svalů, uvolnění meziobratlových kloubů a nadměrnému prodloužení příslušné části dorsálních krčních vazů. Ligamenta alaria spojující dens axis s condyli occipitales a ligamentum transversum atlantis, zodpovědné za poskytování atlantookcipitální a atlantoaxiální stability v tomto případě mohou být také přetaženy. Při dlouhodobé expozici se obáváme instability v atlantookcipitálním a atlantoaxiálním kloubu, v důsledku, čeho může dojít k stlačení nervu occipitalis major, arteria vertebralis a dokonce i míchy (Kolář, 2009), (Fiebert, 2021).

„Text neck“ držení je také charakterizované flexí středního a dolního oddílu krční páteře. Důsledkem pak je zvýšené napětí ligamentum longitudinale posterius, ligamenta flavia, ligamentum supraspinale a ligamentum interspinale. V dorsálních vazových strukturách při dlouhodobém zatížení (v řadě případů již po 10. minutách) může dojít k tzn. creepu. Následkem mohou být zvýšený rozsah pohybu a snížení stability krční páteře. Prodloužení vazů negativně ovlivňuje vztah mezi délkou a napětím dorsálních svalů. Tyto změny sekundárně aktivují extensory hlavy, krku a trupu, které působí proti tečení pasivních struktur ve snaze zajistit stabilitu páteře (Mousavi-Khatir, 2016), (Fiebert, 2021).

Nadměrná aktivace nejvíce ovlivňuje musculi-extenzory, které jsou na jednu stranu přetížené a na druhou stranu často částečně ochablé a nemohou čelit nadměrnému tahovému zatížení (Jay, 2015).

V napjatých pruzích vzpřimovačů krku vznikají diskrétní, hyperdráždivé uzly s anomální spontánní elektrickou aktivitou tzn. triggerpointy (MTrP). Tyto lokální spazmy vedou ke změnám prokrvení, ztrátě poddajností a elasticity tkáně, a tak i k poruchám funkce celého svalu. Ten

nedokáže patřičně relaxovat a pak se optimálně stáhnout. Při lokální ischemii ve snopcích svalové tkáně se uvolňují látky, působících na nociceptory (receptory bolesti). Kvůli čemu v zasažených svaích pak zpravidla vzniká miofasciální bolest. Tato bolest se často charakteristicky řetězí a projevuje se ve vzdálených lokacích. Bylo zaznamenáno, že při SMSkovém držení krku MTrPs vznikají převážně ve zdvihačích lopatek, horních trapézových a subokcipitálních svaích. Trigger pointy pak mohou řetězit a vyvolávat tenzní bolesti hlavy, bolesti krku, bolesti temporomandibulárního kloubu. Ale i jiných organu a anatomických struktur. Například ramenních kloubů, svalů horních končetin aj. V důsledku, čeho se může snižovat rozsah pohybů v krční a horní hrudní krajině (Kim, 2016), (Fiebert, 2021), (Kolář, 2009), (Jay, 2015), (Quintner, 2014).

Limitace rozsahu pohybů a bolestivý syndrom postupně přispívají ke změně pohybového stereotypu jedince, to následně podporuje patologické změny v zasažených tkáních a vede ke chronizaci procesů (Jay, 2015), (Dylevský, 2009).

Unavené krční a hrudní extensory nejsou schopné účinného výkonu. Tak jsou spolu s pasivními strukturami pohybového aparátu přetažené dopředu flexory. Kombinace ligamentózního selhávání, zvýšení tlakových sil přenášených ventrálně a neefektivní aktivace kraniální části m. erectoru spinae mohou způsobit nestabilitu páteře s následnými abnormálními pohyby mezi vertebrálními segmenty vedoucí k herniaci plotének. Svalová nerovnováha, vazivové změny a následné kompenzace dále podporují zvětšení hrudní kyfózy, změnu celkové posturální statiky a hybných stereotypů, vedou ke špatnému držení těla (Mousavi-Khatir, 2016), (Fiebert, 2021), (Janda, 1983).

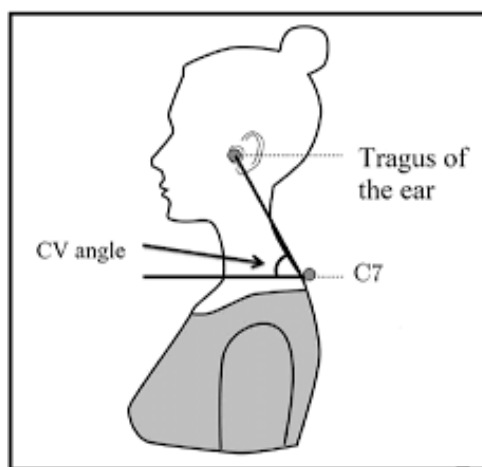


*Obrázek 42 - Rozpoznáváme, že hlava je ventrálně vychýlena z neutrálního postavení, když se zevní zvukovod vynese před vertikální osu těžiště těla, která při pohledu z boku prochází středem ramenního a kyčelního kloubu a spustí se před zevní kotník (Fiebert, 2021), (IMI, 2021)*

V roce 2014 byla provedena studie, kde autoři pomocí metody konečných prvků určili napětí krční páteře způsobené držením těla a pozicí hlavy. Výpočty byly realizované v osmosworks s použitím reálných dat. Výsledky byly převedené z newtonů na libry, později na kilogramy. Průměrná hmotnost hlavy a krku se dle autorů rovná 13,2 liber nebo 6 kg. Těžiště

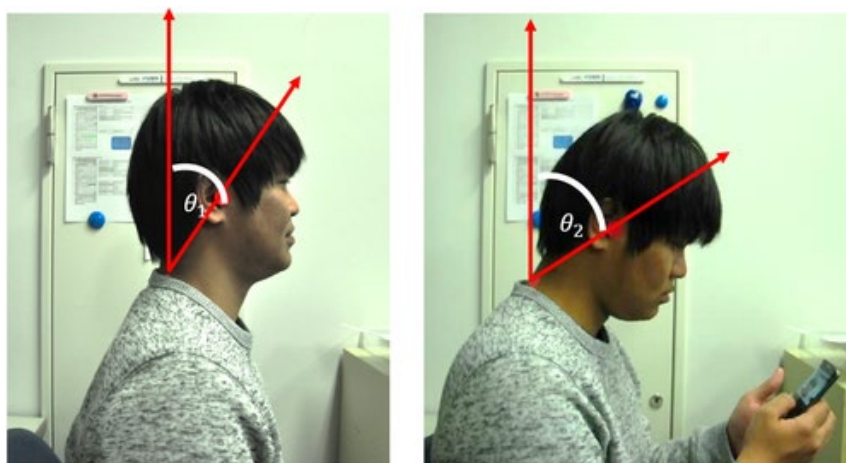
bylo umístěno 16 cm nad sedmým krčním obratlem (C7) nebo 15 cm od vrcholu lebky. Samotná hlava dospělého člověka v neutrální poloze váží 4,5 až 5,4 kg. Když se hlava přenáší ventrálně, síly, působící na krk narůstají do 12,2 kg při 15°, 18,1 kg při 30° stupních, 22,2 kg při 45° a na 27,2 kg při 60°. Při 90° nebyla předpověď modelu spolehlivá. (Hansraj, 2014).

Pro výpočet úhlu flexe krku  $\theta_{CV}$  nejčastěji se používá rozdíl mezi craniovertebrálními (CV) úhly: referenčním  $\theta_{CV_1}$  a dosazeném během experimentu  $\theta_{CV_2}$ . Přičemž CV úhel je úhel mezi linií spojující tragus s processus spinosus C7 a vedenou přes trnový výběžek C7 vodorovnou osu. Za referenční úhel  $\theta_{CV_1}$  považujeme CV úhel při neutrálním postavení hlavy a krční páteře. Úhlem  $\theta_{CV_2}$  se stává kraniovertebrální uhel, měřený během zkoumané činnosti. Pak úhlu flexe krku vypočítává jako  $\theta_{CV_2} = \theta_{CV_1} - \theta_{CV_2}$  (Alowa, 2020), (Ormos, 2010).



Obrázek 43 - Craniovertebrální uhel (Zaenab Alowa, 2020)

Další možností výpočtu stupně flexe krku je odpočet úhlů od svislé osy. Další postup a orientační body jsou stejné. Výpočet hledaného úhlu je pak  $\theta = \theta_2 - \theta_1$  (Lawanont, 2018).



Obrázek 44 - Příklad foto použitých pro výpočet úhlu flexe krku pomocí fotogrammetrické metody. Úhel  $\theta_1$  je referenční úhel při neutrálním postavení hlavy. Úhel  $\theta_2$  je úhel měřený během experimentu. Pro výpočet úhlu krk se vypočítal rozdíl mezi těmito dvěma úhly, tj.  $\theta_2 - \theta_1$  (Worawat Lawanont, 2018).



Ve studii z roku 2003 autoři dospěli k závěru, že ventrální ohnutí cervikální páteře na úhel větší než 20° po dobu delší by mohlo zvýšit riziko vzniku organických poranění a algického syndromu krku. Flexe krku při „text neck“ tuto hranici jasně překračují. To potvrzuje řada autorů. Tak například Xiaopeng Ning a kol. ukázali, že při čtení a psaní textových zpráv na chytrém telefonu anebo tabletu umístěných buď na stole nebo v ruce úhel flexe krku činil 41,4° až 46,4°. Úhel flexe krku byl definován jako sagitální úhlová odchylka od vzpřímené neutrální polohy (Andersen, 2003), (Ning, 2015).

Nedávná pilotní studie na vysokoškolských studentech mužského pohlaví prokázala, že hraní her na chytrých telefonech vyvolává ještě extrémnější předklon hlavy - 66° až 79° stupňů za pouhých 5 minut (Hanphitakphong, 2021). Další studie prokázaly, že relevantní je nejen stupeň flexe krku, ale také frekvence předklonů hlavy a čas po který respondenty setrvali v nepříznivé poloze. Dlouhodobě zvýšená cervikální flexe může způsobit degeneraci krčních obratlů a také snížit úhly krční lordózy (Ning, 2015), (Öğrenci, 2018).

Výzkum McAviney z roku 2005 ukázal, že za optimální fyziologické zakřivení krční lordózy se může považovat rozsah 31° - 40°. (Jeb Mcaviney, 2005). Další studie potvrdila, že zakřivení menší než 20° - 35° se dá definovat, jako zploštělá krční páteř. Při které se narušuje normální funkce krčního svalstva a může dojít k degeneraci a herniaci vertebrálních cervikálních plotének. Pro výpočet úhlu cervikálního zakřivení v obou studiích se používala Harrisonova metoda zadní tangenty (Öğrenci, 2018).

Kromě výskytu bolestí a muskuloskeletální dysbalance horní zkřížený syndrom je spojen s proprioceptivními změnami v oblasti horní páteře. Ve studii Lee a kol., byl prokázán vliv chronického předsunutí hlavy na zhoršení propriocepci v oblasti hlavy a krku. Respondenti s dlouhodobě flektovanou cervikální páteří měli větší chybovost při testu „pozice-repozice“, během kterého po provedení maximální flexe krku vraceli hlavu do neutrálního postavení (Mi-Young, 2014).

Tento výstup podpořili také závěry vědců, že dlouhodobý předsun hlavy a zploštění krční páteře mohou způsobit změny vztahů délky a napětí měkkých skeletálních tkání. Tím se ovlivní funkce svalových vřetének. Tato skutečnost vede ke zhoršenému somatocitu a polohocitu v oblasti kraniálních struktur, hlavně krčních kloubů. Z dlouhodobého hlediska podobné posturální změny mohou vést k plastickým změnám v centrálním nervovém systému. Jedním z důsledků pak je deficit senzomotorické integrace. Jde například o realizaci neadekvátní motorické odpovědi po přijetí CNS senzorické informace. Z toho pak mohou vyplývat i další dysfunkce. Vzhledem k podobnosti klinického obrazu horního zkříženého syndromu a syndromu „text neck“ je logické očekávat, že najdeme podobné proprioceptivní deficity u jedinců s textovým krkem. (Abu El Kasem, 2017), (Fiebert, 2021).

### 3. Cíl práce

Cílem této práce je vytvořit funkční model cervikální páteře, schopný přispět k pochopení možných mechanismů vzniku posturálních dysbalancí a bolestivých symptomů souvisejících se syndromem "text neck".

Specifické cíle práce jsou:

1. vytvořit svalově-kosterní model krční páteře, včetně přesné 3D vizualizace
2. definovat pohyby v segmentech krční páteře při flexi krku
3. určit zatížení jednotlivých svalů-extenzorů při flexi krku
4. určit zatížení meziobratlových kloubů při flexi krku

Analyzovat rozsah a stupeň přetížení musculoskeletálního systému a nabídnout vhodné řešení pro optimalizaci ergonomie a korekci pohybového stereotypu pro lidi dlouhodobě používajících mobilní zařízení.



## 4. Metody

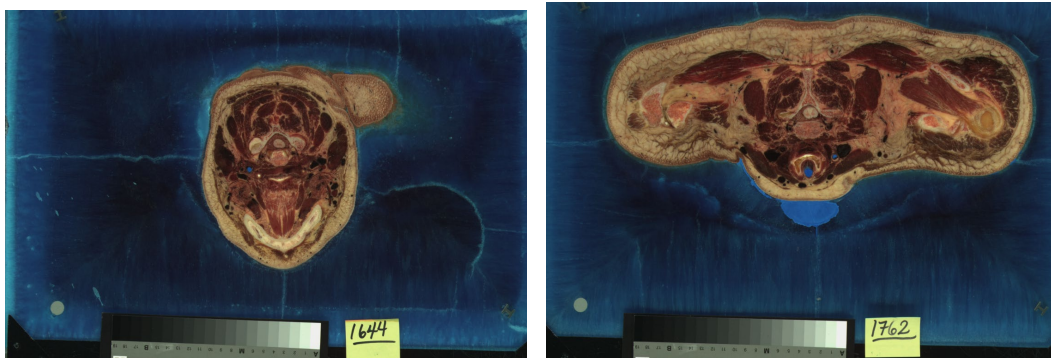
### 4.1 Počítačový model

#### 4.1.1 Vytvoření geometrického 3D modelu krční oblasti

3D model byl vytvořen na základě sady PNG obrázků, jejichž zdrojem byl archiv projektu „Visible Human“ (National Institutes of Health, 2019). Tento projekt má své kořeny v dlouhodobém plánovacím úsilí Národní lékařské knihovny (NLK) z roku 1986. Počátkem roku 1989 NLK rozhodla zahájit první projekt budování digitální obrazové knihovny objemových dat reprezentujících celistvého normálního dospělého muže a ženu. Počátečním cílem projektu Visible Human bylo pořízení příčných CT, MRI a kryosekčních snímků reprezentativních mužských a ženských mrtvol v průměrných intervalech jednoho milimetru. Odpovídající příčné řezy v každé ze tří modalit se musely vzájemně registrovat. Kontrakt na získání těchto dat byl udělen v srpnu 1991 týmu z Denverké Coloradské univerzity. Hlavními realizátory se stali Victor M. Spitzer, Ph.D. a David G. Whitlock, MD, Ph.D. (National Institutes of Health, 2019).

Projekt NLK Visible Human vytvořil veřejně dostupné kompletní, anatomicky podrobné, trojrozměrné reprezentace lidských těl obou pohlaví. Soubory dat byly navrženy tak, aby sloužily jako materiál pro studium lidské anatomie, testování lékařských zobrazovacích algoritmů a pro konstrukci síťových 3D modelů. Soubory dat byly aplikovány na širokou škálu vzdělávacích, diagnostických a léčebných plánů, virtuální reality, uměleckého, matematického a průmyslového využití. Přibližně 4 000 držitelů licencí z 66 zemí mělo oprávnění k přístupu k datovým sadám. Od roku 2019 již není vyžadována licence pro přístup k těmto datovým souborům (National Institutes of Health, 2019).

Pro účely našeho projektu byly využity axiální snímky hlavy a krku ženského kadáveru. Sedmdesátimilimetrové statické fotografie pořízené během postupu kryosekce byly digitalizovány v pixelovém rozlišení 4096 pixelů na 2700 pixelů. Axiální anatomické obrazy byly získány v intervalech 0,33 mm. Vzdálenost podél osy „Z“ byla zmenšena na 0,33 mm, aby odpovídala velikosti pixelů 0,33 mm v rovině „XY“. Toto bylo provedeno pro vývojáře se zájmem o trojrozměrné rekonstrukce, aby byli schopni pracovat s kubickými voxely. Velikost datové sady je přibližně 40 gigabajtů (National Institutes of Health, 2019).



*Obrázek 45 – Příklady PNG-snímků, použitých jako anatomický základ pro náš projekt – transversální rovina, úroveň C4 (vlevo) a C7 obratle (vpravo)*

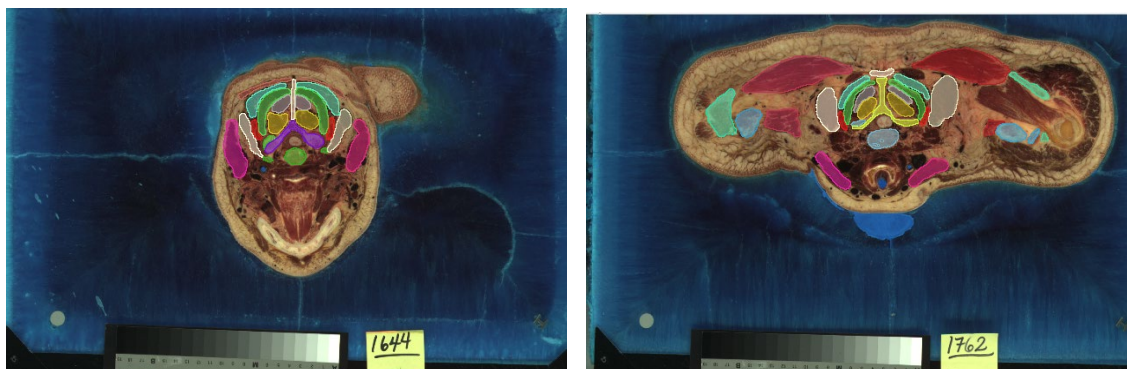
Na obrázku č. 46 jsou uvedené příklady jednotlivých snímků z námi využitého datového souboru. Na řezech jsou dobře viditelné anatomické struktury příslušné roviny. Pro náš účel jsme potřebovali hlavně zobrazení kostních a svalových struktur.

Zpracování rastrové grafiky dále probíhalo ve virtuálním prostředí „3D Slicer“, které je bezplatnou desktopovou softwarovou aplikací s otevřeným zdrojovým kódem. Klasicky se používá pro zobrazení a analýzu lékařských obrazových počítačových datových souborů. Především se využívá v lékařských výzkumných a dalších vědeckých oborech. Podporuje všechny běžně používané datové sety v 2D a 3D. Nástroj se využívá pro interaktivní vizualizaci, registraci snímků, segmentaci obrázků a jejich automatickou a manuální úpravu (analýzu založenou na modelu). Systém není vázán na konkrétní hardware. Vizualizace je dostupná na desktopu i ve virtuální realitě. Všechny funkce jsou podporované a rozšiřitelné v Pythonu a C++. Platforma je dostupná na více operačních systémech: Linux, macOS a Windows (Fedorova, 2012), (Kikinis, 2013).

Pro softwarový balík 3D Slicer je od roku 2005 nepřetržitě používána open source licence. Od roku 2021 byl program stažen více než milionkrát a je zmiňován v přibližně 12 000 akademických publikacích. Část kódu se nyní také používá v několika zdravotnických produktech (Fedorova, 2012), (Kikinis, 2013).

Pro separaci námi potřebných svalů a kostních struktur byla provedena manuální 3D segmentace každého dvourozměrného snímku. Vizualně rozlišit a definovat jednotlivé objekty pomáhala odborná literatura a anatomické atlasy, jako například „Atlas of Anatomy Review“ Lonnie Bargo. Všechny anatomické struktury každého řezu se zvýrazňovaly odlišnou barvou, označovaly se latinským názvem a uvádělo se, ke které levé, nebo pravé části modelu pak budou patřit (tab.1). Důležitými revizními zónami byly hranice kostních, chrupavčitých struktur a struktur měkkých tkání. Podstatným úkolem byla přesná separace anatomických objektů, které se nacházejí blízko sebe. Příkladem slouží obratle a jejich kloubní plochy. Chrupavky artikulujících ploch jsme museli označovat zvlášť, jako součást intervertebrálních

kloub. Kostní část kloubu měla patřit k vlastním obratlům. Kontrola správnosti segmentace se pak prováděla ve třech rovinách, chyby se opravovaly znovu na transversálních řezech.



Obrázek 46 – Příklad segmentování anatomických struktur. Stejně PNG-snímku, jako na obr. 46.

Tabulka 1: Seznam osegmentovaných anatomických struktur v programu „3D Slicer“

	Posterior cranial fossa
	atlas
	axis
	vertebrae C3
	vertebrae C6
	vertebrae C4
	m. trapezius R
	m. trapezius L
	m. levator scapulae R
	m. levator scapulae L
	m. splenius capitis et cervicis R
	m. splenius capitis et cervicis L
	m. rectus capitis posterior major L
	m. rectus capitis posterior major R
	m. obliquus capitis inferior R
	m. obliquus capitis inferior L
	m. semispinalis capitis R
	m. semispinalis capitis L
	m. longissimus capitis R
	m. longissimus capitis L
	mm. semispinalis cervicis R
	mm. semispinalis cervicis L

Výsledkem segmentování se stal geometrický model krční páteře, včetně svalů (extensorů krku), zdvihačů hlavy, sedmi krčních obratlů, prvního hrudního obratle, spodní části lebky, meziobratlových skloubení a části klíční kosti a lopatky, které jsou místem úponu některých modelovaných svalů.

#### 4.1.2 Vytvoření dynamického modelu

Rezultátem první části práce stal geometrický model ve třech dimenzích v poměru 1: 1: 1/3. Další zpracování dat, potřebných pro biomechanickou analýzu a vytvoření dynamického modelu probíhalo v programovacím jazyku Python, verze 3.8 a vývojovém prostředí PyCharm, JetBrains verze 2022.1.4. PyCharm je integrované vývojové prostředí pro programovací jazyk Python. Poskytuje nástroje pro analýzu kódu, grafický debugger a unit testing. PyCharm je vyvinut společností JetBrains na základě komerčního vývojového prostředí IntelliJ IDEA. PyCharm je sloučitelný s Windows, macOS, Linux. Existuje více než tisíc pluginů, které jsou s ním

kompatibilní. Také uživatelé mohou psát své vlastní pluginy, čímž rozšiřují možnosti software (*PyCharm, 2022*).

Při práci s STL-soubory exportovanými z „3D Slicer“ byla použita podpora knihovny NumPy. Tato knihovna je vyvinuta pro zjednodušení práce s různorodými numerickými objekty, jako jsou například velká, vícerozměrná pole, matice aj., a poskytuje řadu funkcí pro běžné a rychlé operace s nimi. (*NumPy, 2022*).

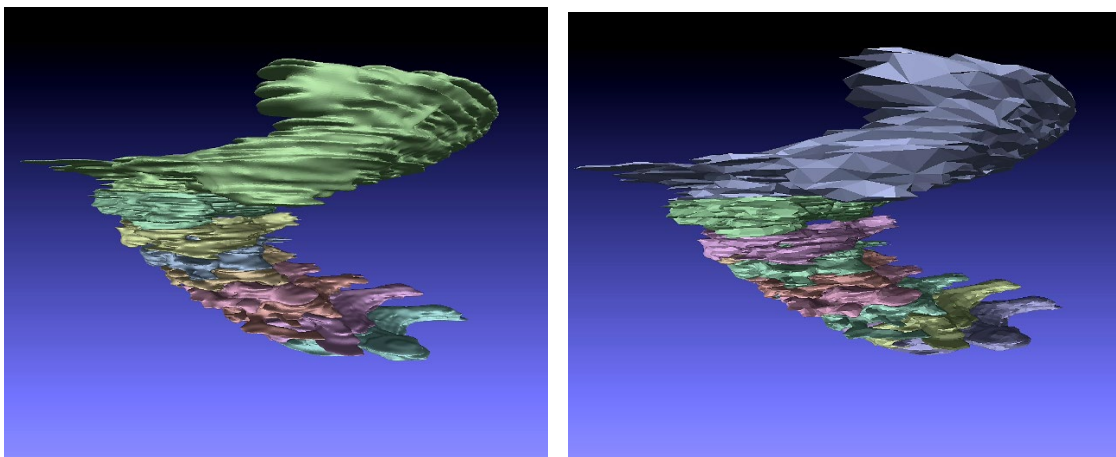
#### 4.1.3 Geometrie povrchů kostí a svalů

Trojrozměrné objekty STL-souborů jsou reprezentované 2D trojúhelníkovou sítí. Ve souborech je mimo jiné uložena informace o povrchu objektu a normálách k plochám každého trojúhelníkového elementů. Po načtení STL-souborů, exportovaných z „3D slicer“, byly tyto soubory upravené pomocí algoritmu Quadric Edge Collapse Decimation implementovaném v programu MeshLab. Tento algoritmus byl zvolen, protože umožní snížit počet elementů a zachová jak hranice, tak normály. Výsledkem je zjednodušení geometrii sítě za současného zvýšení velikosti jejích buněk. To přispělo ke snížení výpočetních nákladů na počítání úlohy a vizualizace. Dalším krokem bylo škálování souřadnic pro dosažení fyziologických poměrů modelu. K znázornění výsledku byl dále použit softwarový systém pro vizualizaci síťových objektů – MeshLab.

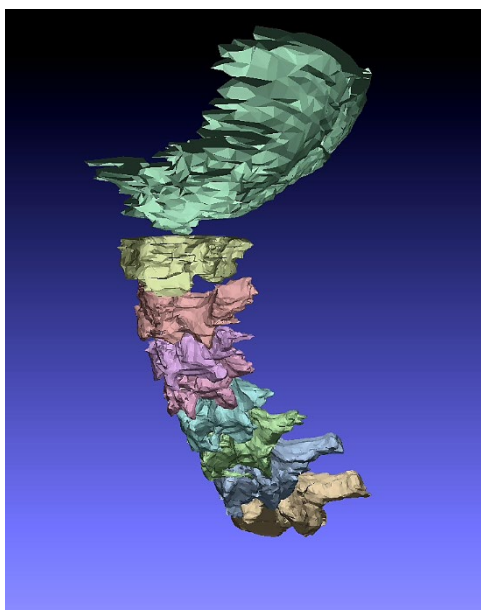
MeshLab je softwarový systém pro práci s třídimenzními síťovými objekty, které typické vznikají v procesu 3D skenování. Je orientován na zpracování nestrukturovaných velkých sítí a poskytuje sadu nástrojů pro úpravu, kontrolu, vykreslování a konverzi síťových objektů (MeshLab-2021.10, 2022).

Automatické filtry pro čištění sítě zahrnují odstranění duplicitních, nereferencovaných vrcholů, zbytečných hran, a nulových ploch. Vysoce kvalitní zjednodušení je založené na měření kvadrických chyb a podporuje různé druhy dělení povrchů a dva algoritmy pro jejich rekonstrukci. Metoda se zakládá na ball-pivoting technice a na Poissonově přístupu k rekonstrukci povrchu. MeshLab také obsahuje interaktivní systém přímého malování na síť, který uživatelům umožňuje interaktivně měnit barvu sítě, definovat výběry a přímo vyhladit šum a malé prvky. Podporuje různé druhy vyhlazovacích filtrů a nástrojů pro analýzu a vizualizaci křivosti (MeshLab-2021.10, 2022).

MeshLab se používá v různých akademických a výzkumných kontextech, jako je mikrobiologie, paleontologie, v ortopedické chirurgii, v ortodoncii a dalších medicínských, technických a vědeckých oborech (MeshLab-2021.10, 2022).



Obrázek 47 – Porovnání modelu kostních struktur v neutrální poloze před škálováním. Vlevo model před zjednodušením povrchové sítě, vpravo model po zjednodušení povrchové sítě. Vizualizace v MeshLab.



Obrázek 48- Model kostních struktur v neutrální poloze po škálování. Vizualizace v MeshLab.

#### 4.1.3 Základní schéma modelu

Základním schématem pro kinematický model se stal kinematický řetězec obratlů (*Th1 – C1*) uložených nad sebou s lebkou skloubenou s obratlem *C1*. Tyto kostní struktury se uvažovaly jako absolutně tuhá tělesa, spojená navzájem klouby (obr.15).

Pro simulaci flexe krku byly definované tři stupně volností, a to posunutí ve směru osy  $x$  a  $y$  a natočení kolem osy  $z$ . Centry rotace pro jednotlivé obratle a lebku byly určeny ve středu příslušných dolních kloubů. První hrudní obratel plní funkci rámu. Ve středu *Th1* se definoval referenční globální souřadnicový systém -  $x, y, z$ .

Transformace vektoru globálního souřadnicového systému  $\vec{r}_p$  do vektoru  $\vec{r}_p^{Cn}$ ,  $n = 1,2,3,4,5,6,7$  v lokálním souřadnicovém systému konkrétního obratle

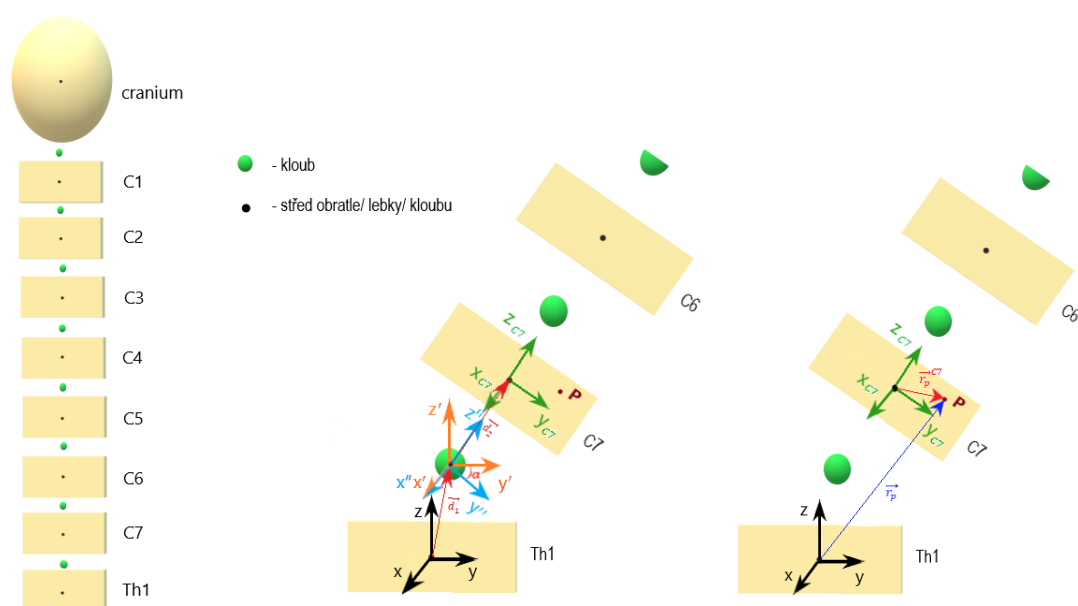
se uskutečňovala v třech krocích: posun do centra rotace horního kloubu pomocí vektoru posunutí  $\vec{d}_1$ , natočení na zadaný úhel násobením rotační matice  $\bar{R}$  a posunutí do středu dalšího obratle (lebky) pomocí vektoru posunutí  $\vec{d}_2$  (obr.19).

$\vec{r}_p$  – vektor v globálním souřadnicovém systému

$\vec{r}_p^{C7}$  – vektor v lokálním souřadnicovém systému C7

$$\vec{r}_p^{C7} = (\vec{r}_p + \vec{d}_1) \times \bar{R} + \vec{d}_2 \quad [1]$$

$$\bar{R} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [2]$$



Obrázek 49 – Základní schéma pro kinematický model. Transformace souřadnic vybraného bodu P z globálního souřadnicového systému TH1 do lokálního souřadnicového systému obratle C7. Zdroj: vlastní

Protože změna polohy každého obratle ovlivňuje polohu všech vyš ležících struktur, muselo se pracovat s řadou globálních souřadnicových systémů, definovaných ve středu každého obratle. Výsledkem staly kinematické řetězce, popisující provázanost pohybů iniciačního a všech vyš ležících segmentů.

#### 4.1.4 Zpracování geometrického modelu

Pro získání relevantnějších výsledků byla daná úloha zpracována jako symetrická. Proto byly anatomické struktury zprůměrované vůči frontální rovině určené počátkem souřadnicového systému.

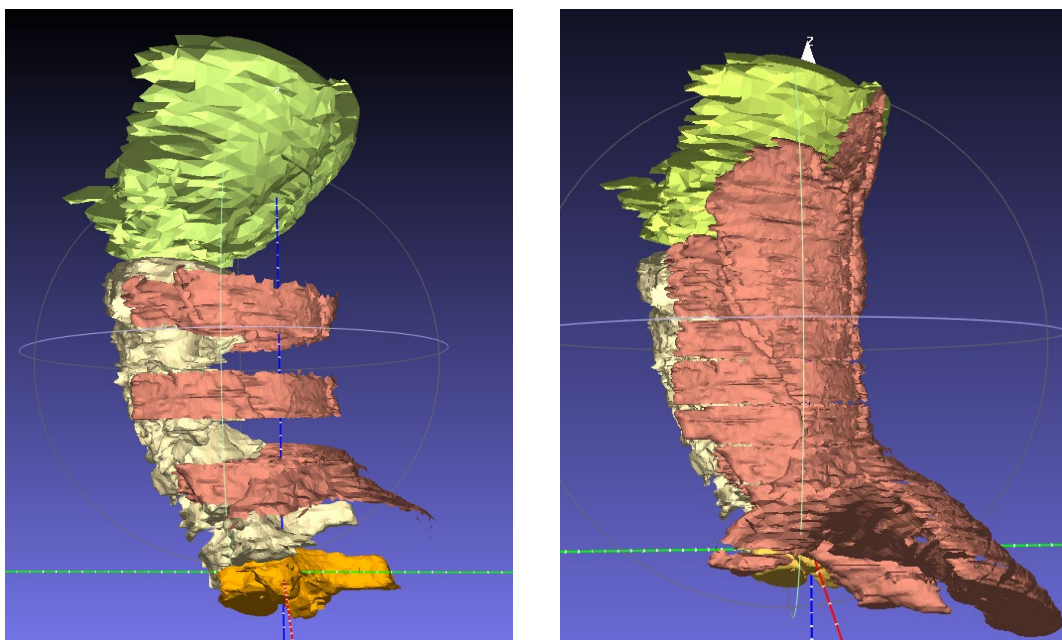


Při práci s geometrickým modelem byla vymezená síť pro každý strukturní objekt ve třech směrech. Dále se definovaly centra rotací v kloubech, kterými se staly středy intervertebrálních disků krčních obratlů, střed axisu a střed spojnice mezi apexy kondylů okcipitální kosti (articulatio atlantooccipitalis). Středů obratlů a meziobratlových disků byly určeny pomocí příkazu „get\_cog“, který vrátí polohu těžišť objektů.

Poté je možné pohlížet na krční páteř jako na řetězec segmentů, zahrnujících každý jeden obratel a část kloubů nad a pod ním. Každý segment byl omezen vodorovným řezem, procházejícím centrem dolního kloubu zdola a centrem horního kloubu shora.

Dále pro každý segment byl definován vektor  $\vec{d}_1$  - spojující střed obratle s centrem jeho horního kloubu a vektor  $\vec{d}_2$  procházející od středu dolních kloubů k centru odpovídajícího obratle. Pomocí funkcí knihovny Numpy pak byly předepsané možnosti posunutí a rotací souřadnic v žádaných směrech.

Do kinematického modelu byly zahrnuté pouze extenzory krční páteře (viz. tabulka 2). Svaly byly rozděleny do segmentů a omezené shora a zdola stejným způsobem, jako segmenty kostry. Dále byla definovaná centra každé části svalu. Souřadnice těchto centrálních bodů byly určeny, jako střední hodnoty souřadnic odpovídající sítě. Dalším krokem byla deklarace objemu, fyziologické plochy průřezu a neutrální délky svalových segmentů. Bylo provedeno škálování separovaných svalových částí. Následně byly segmenty přiřazeny odpovídajícím obratlům. Posuvy a natočení každé části svalů byly určeny posuvy a natočením příslušné kostní struktury.



Obrázek 50 – Vizualizace segmentace svalů při základním postavení páteře.

Svalové segmenty, přiřazené k obratlům C1, C3, C5 – vlevo, celý svalový masiv – vpravo.

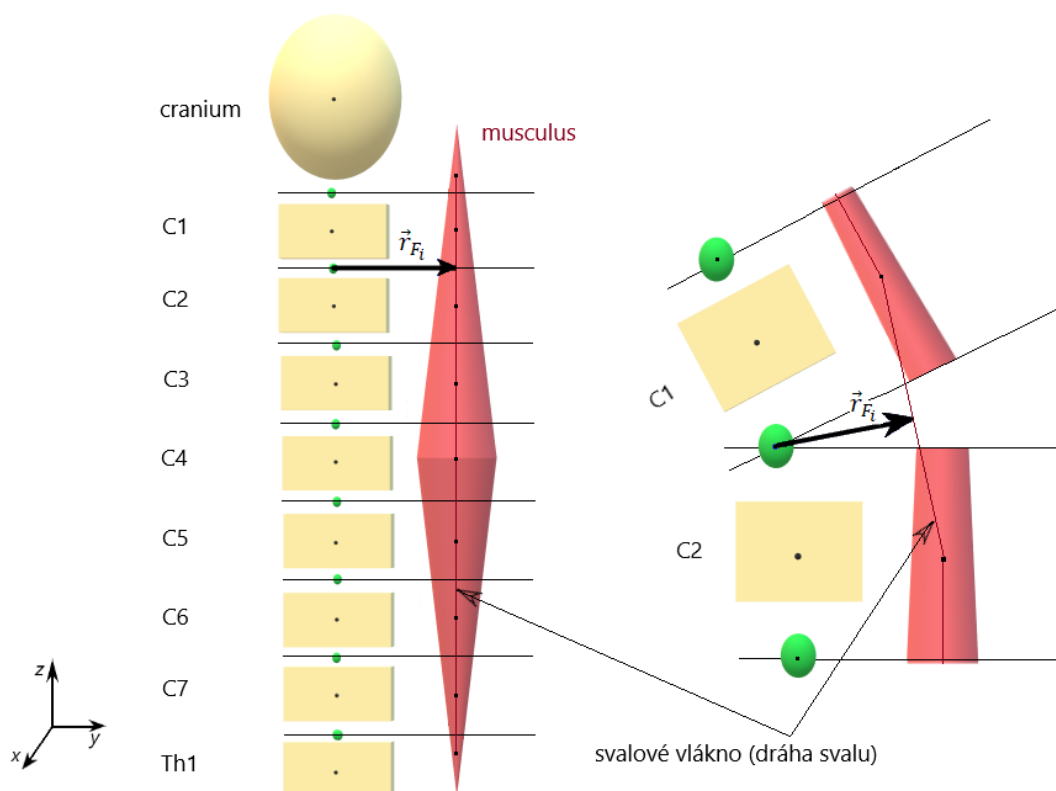
Tabulka 2: Segmentace svalů – extenzorů krční páteře. „+“ - sval ovlivňuje příslušný segment, „-“ - sval neovlivňuje příslušný segment

	Název svalu/ ovlivněný segment	Th1	C7	C6	C5	C4	C3	C2	C1	cranium
1	m. levator scapulae sinister	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2	m. levator scapulae dexter	+	+	+	+	+	+	+	+	+
3	m. longissims capitis sinister	+	+	+	+	+	+	+	+	+
4	m. longissims capitis dexter	+	+	+	+	+	+	+	+	+
5	mm. mltifidi sinister	+	+	+	+	+	+	+	-	-
6	mm. mltifidi dexter	+	+	+	+	+	+	+	-	-
7	m. obliquus capitis superior et inferior sinister	-	-	-	-	-	-	+	+	+
8	m. obliquus capitis superior et inferior dexter	-	-	-	-	-	-	+	+	+
9	m. rectus capitis posterior mior sinister	-	-	-	-	-	-	-	+	+
10	m. rectus capitis posterior mior dexter	-	-	-	-	-	-	-	+	+
11	m. semspinalis capitis sinister	+	+	+	+	+	+	+	+	+
12	m. semspinalis capitis dexter	+	+	+	+	+	+	+	+	+
13	m. semspinalis cervicis sinister	+	+	+	+	+	+	+	+	+
14	m. semspinalis cervicis dexter	+	+	+	+	+	+	+	+	+
15	m. splenius capitis et cervicis sinister	+	+	+	+	+	+	+	+	+
16	m. splenius capitis et cervicis dexter	+	+	+	+	+	+	+	+	+
17	m. trapezius sinister	+	+	+	+	+	+	+	+	+
18	m. trapezius dexter	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Pro analýzu trajektorií drah svalů v neutrálních a zdeformovaných polohách byla použita aproximace každého svalu jedním svalovým vláknem. Za tímto účelem byl pro každý svalový segment definována střednice jako množina bodů ležících v rovině řezu procházejícího centrem příslušného obratle a s tímto centrem kinematicky spojený.

Při neutrálním postavení krční páteře byly definovány polohové vektory spojující středy rotací kloubů s nejbližším bodem střednice aproximující sval. Po deformaci se tyto body v deformujícím se vlákne posouvají a vektory se transformují (obr.52). Tímto způsobem byla zavedená efektivní ramena svalů -  $\vec{r}_{Fi}$ .

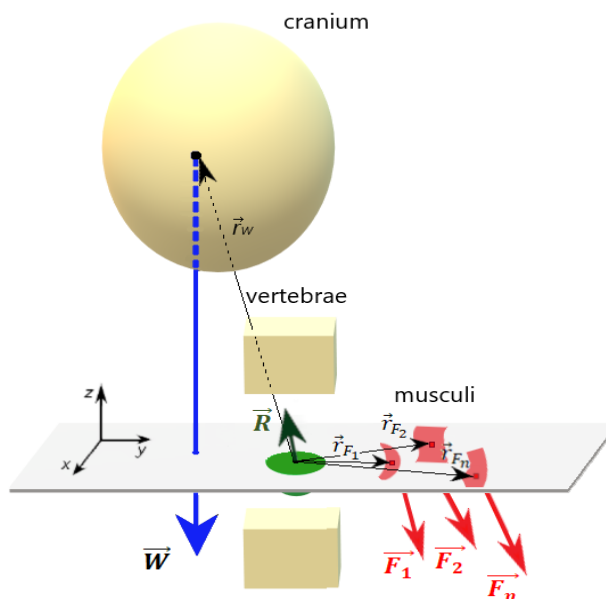




Obrázek 51 – Schéma segmentace svalu, aproximace svalu svalovým vláknem, zavedení vektoru efektivního ramena svalu  $\vec{r}_{Fi}$ , zdroj: vlastní

#### 4.1.4 Výpočtový model

Metoda řezu:



Obrázek 52 – Schéma pro silovou a momentovou rovnováhu. Metoda řezu. Zdroj: vlastní

Jednou z vlastností naší úlohy byl fakt, že celý systém se nachází ve statické rovnováze při jakékoliv změně geometrii krční páteře. Proto pro vyčíslení vnitřních silových faktorů byla použita metoda řezů. Rovnice silové a momentové rovnováhy každého segmentu byly sestavené k rovinám, procházejícími centry rotací. V rovnici silové rovnováhy se počítalo s tíhovou silou hlavy  $\vec{W}$ , silovými vektory jednotlivých svalů a reakční silou ve středu kloubu:

$$\text{Sílová rovnováha (3 rovnice):} \quad \vec{W} + \vec{R} + \sum_{i=1}^n \vec{F}_i = \vec{0}, \quad [3]$$

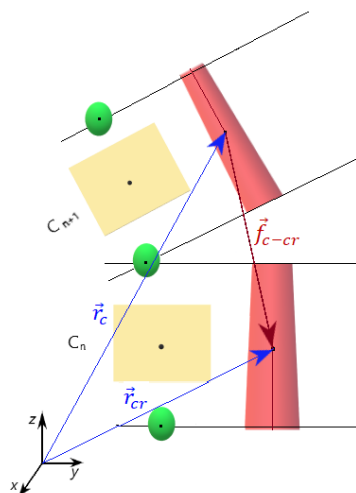
$n$  – počet svalu, procházejících danou rovinou

Celý model zahrnoval 9 symetrických svalových párů, všechny svaly ale nemusely procházet každým segmentem. (Viz. Tab. 2)

Vektory svalových sil  $\vec{F}_i$  byly představené jako velikost svalové síly  $F_i$ , násobené jednotkovým vektorem svalové síly  $\vec{f}_i$ . Směr jednotkových vektorů se určoval dle orientace svalových drah jednotlivých svalů. (obr.54)

$$\vec{F}_i = F_i \cdot \vec{f}_i \quad [4]$$

$$\vec{f}_i = \frac{\vec{r}_c - \vec{r}_{cr}}{\sqrt{f_{c-cr_x}^2 + f_{c-cr_y}^2 + f_{c-cr_z}^2}} \quad [5]$$



Obrázek 53 – Určení vektoru svalové síly  $\vec{f}_{c-cr}^s$ , zdroj: vlastní

Pro výpočet tíhové síly hlavy  $\vec{W}$  a momentu síly hlavy  $\vec{M}_W$ , byla použita data z článků „Modeling of the Human Cervical Spine Using Finite Element Techniques“ a „CCD photometry of Abell clusters. II. Surface photometry of 249 clusters galaxies“. Průměrné rameno síly hlavy  $\vec{r}_W$  u zkoumaného výběru jedinců, počítané od centra rotace v obratli C1 k těžišti hlavy tvořilo v průměru 57,9 mm. Úhel sklonu ramena síly byl určen jako úhel  $\gamma = 20^\circ$  (Deng, 1999). Masa hlavy statisticky dospělého jedince v článku činila cca 4,8 kg (Schneider, 1983). Pro výpočty bylo využito značení gravitačního zrychlení  $g = 9,80665 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ , automaticky předepsané knihovnou pro technické výpočty SciPy (SciPy, 2022) Pro popis momentové rovnováhy pro každý myšlený řez byly stanovené vektory efektivních ramen jednotlivých svalů ( $\vec{r}_{F_i}$ ) Za tímto účelem ze stl-souborů byly zjištěny souřadnice bodů, ve kterých svalové dráhy protínají roviny řezů. Stejným způsobem byly stanovené souřadnice centra rotace příslušných kloubů.

Tabulka 3: Hmotnost krčních segmentů a hlavy (Schneider, 1983)

Vertebra	$m$ (kg)
C0 (head)	4.7
C1	0.12
C2	0.14
C3	0.25
C4	0.32
C5	0.37
C6	0.3
C7	0.29

Tabulka 4: Geometrie krku a hlavy (Deng, 1999)

Lower joint level	Length (mm)	Initial angle ( $^\circ$ )
C7–T1	21.5	– 20
C6–C7	16.9	– 5
C5–C6	16.5	0
C4–C5	18.9	– 5.5
C3–C4	16.9	5
C2–C3	46.9	8
C1–C2	7.8	8.5
C0–C1	57.9	– 20

$$\text{Momentová rovnováha (3 rovnice):} \quad \vec{M}_W + \vec{M}_R + \sum_{i=1}^n \vec{M}_{F_i} = \vec{0}, \quad [6]$$

$$\vec{M}_R = \vec{r}_R \times \vec{R} \quad [7]$$

$$\vec{M}_{F_i} = \vec{r}_{F_i} \times \vec{F}_i \quad [8]$$

$$\vec{M}_W = \vec{r}_W \times \vec{W} \quad [9]$$

Silová a momentová analýza ve výsledku poskytla 6 rovnic rovnováhy. Pro každou projednávanou rovinu jsme také získali 21 neznámou ( $R_x, R_y, R_z, F_1, F_2, \dots, F_{18}$ ). Pro řešení této statické neurčitě úlohy byla vybraná metoda minimalizace cílové funkce. Za cílovou funkci jsme přijali součet maximálních napětí ve svalech:

$$CF = \sum_{i=1} \left( \frac{F_i}{A} \right)^3 \quad [10]$$

Pro náš problém byla aplikována metoda optimalizace  $CF$  pomocí sekvenčního programování nejmenších čtverců (SLSQP), podporovaná v Pythonu knihovnou SciPy. V metodě se používá minimalizace funkce jedné nebo několika proměnných pomocí kombinace omezení, rovnosti a nerovnosti. V základě leží mírně upravená verze algoritmu – nonlinear least-squares solver (NNLS). Jde o minimalizaci odchylek součtu čtverců vůči jednotlivým rovnicím (SciPy documentation, 2022), (Williams J. H., 2016).

Použitý algoritmus zahrnuje výběr počátečních hodnot parametrů a argumentu. Nalezení řešení SLSQP je iterativní proces, který musí být ukončen, když je splněno konvergenční kritérium nebo dosažen zadaný počet iterací. Nekonvergence je v SLSQP běžným jevem. Metoda je zařazena mezi obecně spolehlivými. (SciPy documentation, 2022), (Williams J. H., 2016).

Pro řešení optimalizační úlohy pomocí implementovaného v „PyCharm“ algoritmu byly předepsané další parametry:

1. Počáteční hodnota argumentu  $x_0 = \text{velikost svalové síly } F_{i_0}$

$$x_0 = x_{min} + (x_{max} - x_{min}) \cdot d \quad [11]$$

$$F_{i_0} = F_{i_{min}} + (F_{i_{max}} - F_{i_{min}}) \cdot d \quad [12]$$

$$d = 0,001$$

2. Omezení hodnot argumentu (bounds):

Tento parametr ohraničoval přípustnou sílu konkrétního svalu, determinuje její maximální ( $F_{i_{max}}$ ) a minimální ( $F_{i_{min}}$ ) hodnoty.

Pro zjednodušení jsme v modelu zanedbávaly nelineární a anizotropní chování svalové tkáně. Svalové vlákno bylo modelované jako pružina. Uvažovali jsme, že svalová síla má aktivní a pasivní složku. A závisí na změně délky svalového vlákna a úrovně aktivací svalu:  $F(\Delta l, \alpha)$  (Vilímek, 2021).

Za účelem parametrizace optimalizačního algoritmu se předpokládalo, že minimální sílu ( $F_{i_{min}}$ ), kterou generuje sval, představuje pasivní složka svalové síly v tlaku (kontrakce). Dle Hookova zákona pro malé deformaci, platí, že síla potřebná k deformaci elastického pružného objektu je přímo úměrná podélné deformace tohoto objektu, v našem případě svalového vlákna (Jarovskyj, 1985):

$$F_{i_{pasiv}} = F_{i_{min}} = k \cdot \Delta l, \quad \Delta l > 0, \quad [14]$$

při koeficientu tuhosti svalu:  $k = 0,1 [N \cdot m^{-1}]$

V našem výpočtu byl koeficient odhadnut na základě informací z článku „Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO“ (Feng, 2018). Youngův modul pružnosti svalové tkáně může mít za fyziologických podmínek hodnotu cca  $0,1 \text{ kPa}$ . Střední průřez plochy jednoho krční svalu se počítá řádově v jednotkách  $cm^2$  a střední délka svalu je přibližně  $10 \text{ cm}$  (Feng, 2018).

Dále jsme navrhli předpoklad, že maximální generovaná svalová síla ( $F_{i_{max}}$ ) závisí na ploše fyziologického průřezu svalu (PCSA) (Dylevský, 2009), a to tak že by neměla přesahovat PCSA násobenou  $10^6$ :

$$F_{i_{max}} = A_m \cdot \sigma \quad [15]$$

$$\sigma = 1 \text{ MPa}$$

Klasická definice popisuje PCSA jako plochu průřezu svalu kolmou k jeho vláknům. (Dylevský, 2009)

Pro výpočet hodnoty PCSA objem konkrétního svalu byl podělen jeho neutrální délkou. Objemy svalů byly vypočtené pomocí funkcí V Python ze sítě.

3. definitivním omezením (constraint) se stala podmínka momentové rovnováhy ke středu rotace:

$$\sum_{i=1}^n M: \quad F_i(\vec{r}_{F_i} \times \vec{f}_i) + (\vec{r}_W \times \vec{W}) = 0 \quad [16]$$

4. Cíl přesnosti v kritériu zastavení optimalizačního procesu jsme zadali následující:

pro hodnotu  $F_i$ :  $10^{-5}$

pro hodnotu  $CF$ :  $10^{-10}$

5. maximální počet iterací byl stanoven na úrovni  $10^4$  opakování,
6. dále byla aktivovaná možnost hodnocení konvergenčí odchylek účelové funkce. Při které algoritmus vrací hodnoty „True“ nebo „False“. Tisknutím zprávy „True“ se potvrzovala konvergence. Zpráva „False“ oznamovala nekonvergenci, po tom se zastavoval tisk zpráv o průběhu optimalizaci.

Výsledky výpočtu optimalizační úlohy, daly hodnoty svalových sil  $\vec{F}_i$ . Dále pro každý myšlený řez byly spočítané reakční síly v kloubech. Ze silové rovnováhy [3] plyne:

$$\vec{R} = \vec{W} - \sum_{i=1}^n \vec{F}_i \quad [17]$$

Dále nás zajímala charakteristika tzn. „angle deviation“ ( $\theta$ ). Označujeme tak úhel odchylky směru reakční síly od spojnice mezi centry obratlů (případně lebky). Směr spojnice byl vyznačen jednotkovým vektorem  $\vec{s}$  a položen za směr kolmého působení síly mezi obratli. Jednotkovým vektorem  $\vec{r}_i$  byl definován směr reakční síly v daném kloubu. Pak „angle deviation“ udává o kolik se výsledná reakční síla odchyluje od kolmého směru síly. Dovolil nám předpokládat a porovnat míru přítomnosti smykového napětí v centrech rotací.

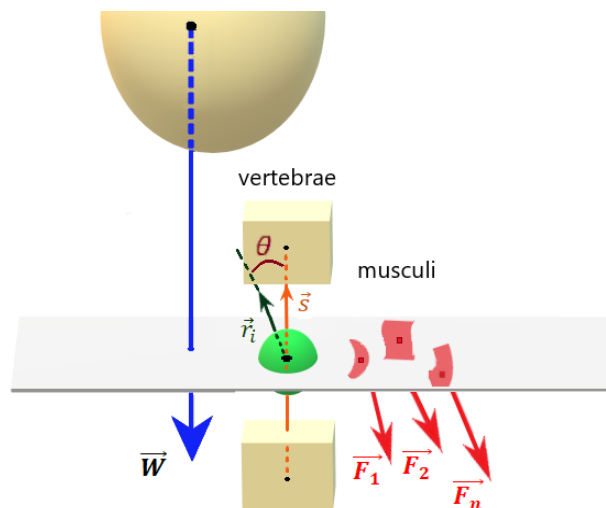
Jednotkový vektor reakční síly se počítal jako poměr síly reakce k její vektorové normě:

$$\vec{r}_i = \frac{\vec{R}}{\|\vec{R}\|} \quad [18]$$

Jednotkovým vektorem ( $\vec{s}$ ) byl popsán směr kolmého zatížení kloubu:

$$\vec{s} = \frac{\vec{S}}{\|\vec{S}\|} \quad [19]$$

$$\text{„Angle deviation“} = (\theta_d): \quad \theta_d = \arccos(\vec{r}_i \cdot \vec{r}_n) \quad [20]$$



Obrázek 54 - Úhel odchylky směru reakční síly od spojnice mezi centry obratlů, zdroj: vlastní

#### 4.1.5 Výpočet úhlů natočení segmentů. Fyziologická flexe vs „text neck“

Při flexe krční páteře ventrální rotace v každém segmentu není stejnoměrná. Příčinou je anatomické vlastností kostního a svalového aparátu, odlišnosti kloubních spojení. Kývavé pohyby probíhají převážně v atlantookcipitálním kloubu mezi obratlem C1 a týlní kostí. Rotace v C1/C2 segmentu je relativně omezená. Pohyby ve středních a dolních segmentech mimo jiného jsou omezené mechanickými vlastnostmi meziobratlových plotének a kloubní vůlí.

Pro zadání uhlů ohybu každého segmentu krční páteře byly využity data ze článků „Normal range of motion of the cervical spine“ (Lind, 1989) a „A Dynamic Model of the Cervical Spine and Head“. (Williams, 1981). Kde jsou představené průměrné fyziologické hodnoty ohybů jednotlivých krčních obratlů a také maximální a minimální dosažitelná flexe příslušných segmentech.

Námi byly modelované dva případy flexe krční páteře:

1. s průměrnými hodnotami natočení v každém segmentů,
2. se specifickými hodnotami natočení v každém segmentů při „text neck“. Pro daný syndrom se předpokládaly maximální hodnoty kraniální cervikální flexe. A menší hodnoty rotací mediálních a kaudálních krčních obratlů.

Výpočty obou případů byly provedené pro čtyři uhly předklonu krku: 15°, 30°, 45°, 60°. Uhly natočení každého jednotlivého segmentu byly vypočtené proporcionálně poměru hodnot charakteristických pro případ „1.“ nebo „2.“.

Uhly se počítaly od výchozího postavení. Za výchozí postavení byla přijata původní konfigurace modelu po segmentování.



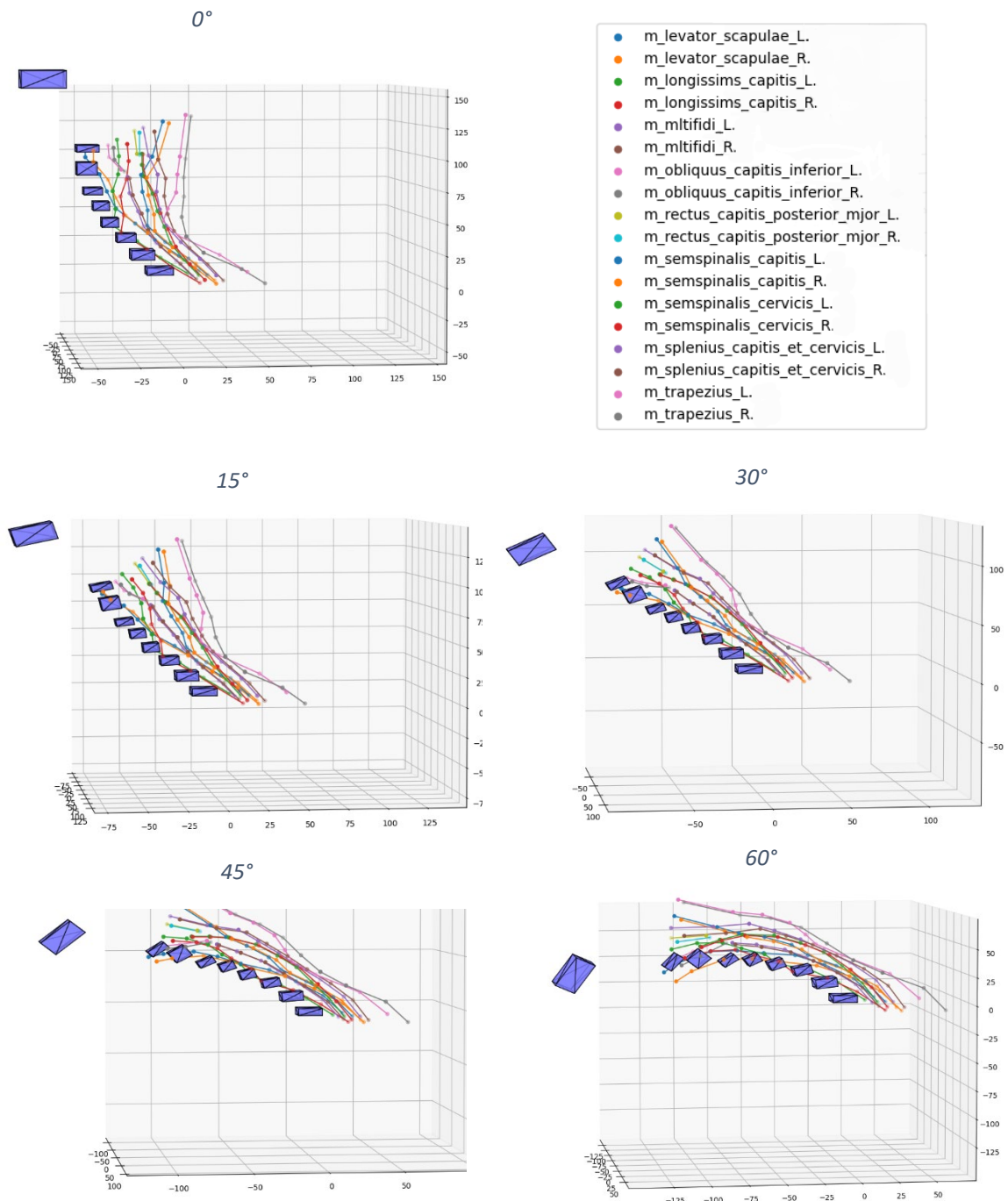
Tabulka 5: Uhly natočení jednotlivých segmentu při různých mírech předklonu krční páteře.  
Případ s průměrným natočením jednotlivých segmentu a specifické natočení „text neck“

segment	Cr – Th1	Cr-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C7-Th1
Fyziologická flexe	15°	2.0°	1.5°	1.2°	2.0°	1.8°	2.6°	2.4°	1.4°
	30°	4.0°	3.1°	2.4°	4.0°	3.7°	5.2°	4.9°	2.8°
	45°	6.0°	4.6°	3.7°	6.0°	5.5°	7.8°	7.3°	4.1°
	60°	8.0°	6.1°	4.9°	8.0°	7.3°	10.4°	9.8°	5.5°
"Text neck"	15°	3.2°	2.9°	1.2°	1.7°	1.9°	1.8°	1.3°	1.1°
	30°	6.4°	5.8°	2.4°	3.3°	3.8°	3.6°	2.6°	2.1°
	45°	9.6°	8.8°	3.6°	5.0°	5.7°	5.3°	3.9°	3.2°
	60°	12.8°	11.7°	4.7°	6.6°	7.6°	7.1°	5.2°	4.3°

# 5. Výsledky

## 5.1 Vizualizace PyCharm

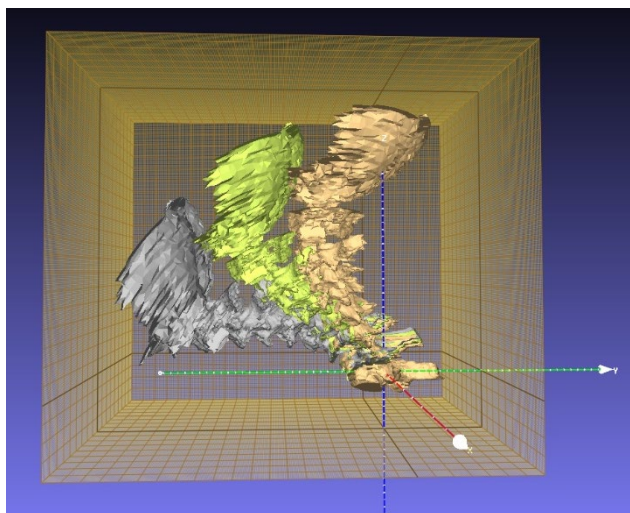
Vizualizace znázorňuje průběh drah jednotlivých svalů a lokalizaci těžišť obratlů, které jsou označené fialovými kvádry. Největší kvádr ukazuje polohu těžiště hlavy. Zobrazení poskytují představu o míře vychýlenosti segmentů cervikální páteře v závislosti na celkovém úhlu flexe krku a o míře deformace svalů. Při porovnání výchozího postavení s 60° předklonem zjistíme, že horizontální vzdálenost od kloubu *Th1/C7* do těžiště hlavy se zvětšuje cca 3krát.



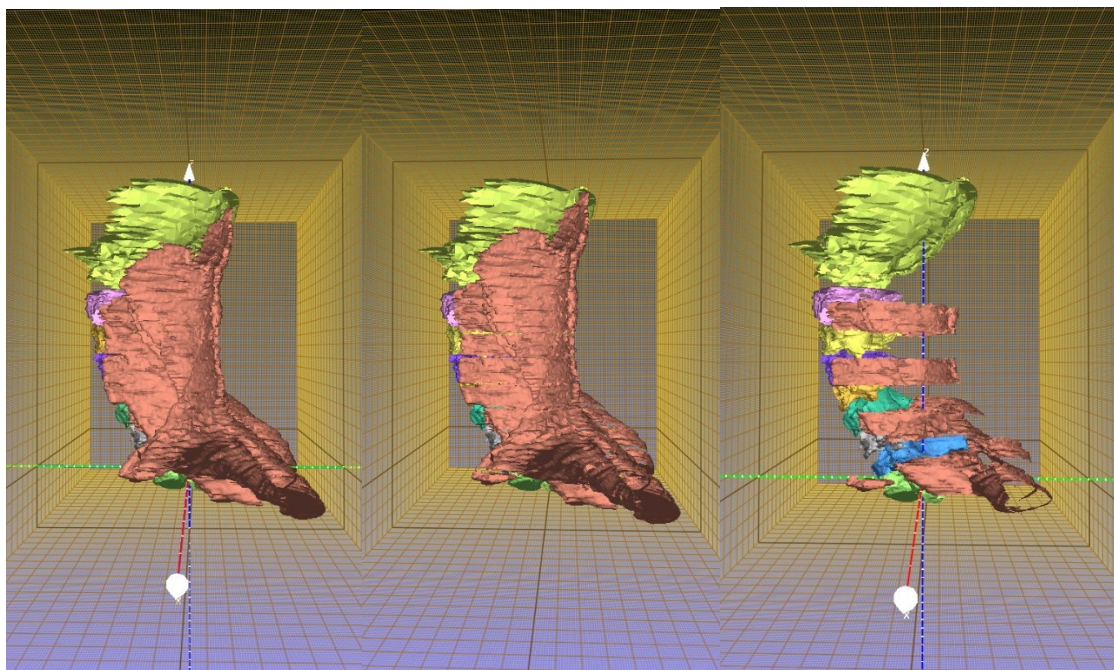
Obrázek 55 – Vizualizace drah svalů a centru kostních struktur při různých stupních flexe krku. Centry kostních struktur představené kvádry

## 5.2 Vizualizace MeshLab

Vizualizace v softwarovém prostředí MeshLab znázorňuje celkovou geometrii vytvářeného modelu krční páteře. Podporuje 3D náhled důležitý pro vizuální analýzu anatomických struktur v různých projekcích a polohách. Dovoluje zhodnotit model po částech anebo jako jeden celek. Je velice užitečná jako „feedback“ při kontrole správnosti propojení jednotlivých struktur modelu. Příkladem slouží vzájemná přilnavost odpovídajících svalových a kostních struktur, které by měly zůstat spojené při různých stupních flexe krční páteře.

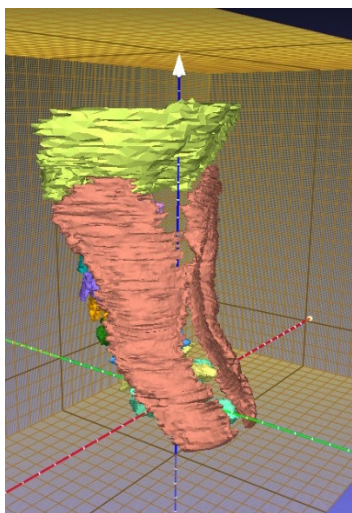


Obrázek 56 – Krční páteř ve třech postaveních: 0°, 30°, 60°

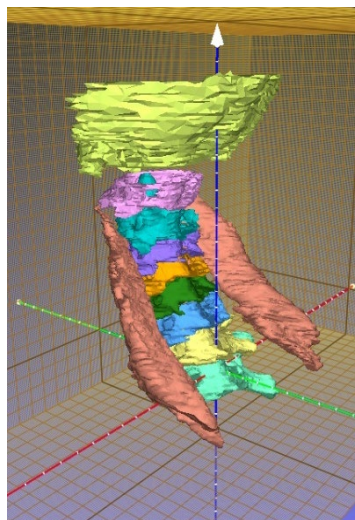


Obrázek 57 – Segmentace svalů: nesegmentované krční svaly (vlevo), segmentované krční svaly (uprostřed), segmenty svalů, příslušné obratlům C1, C3, C5, C7 (vpravo)

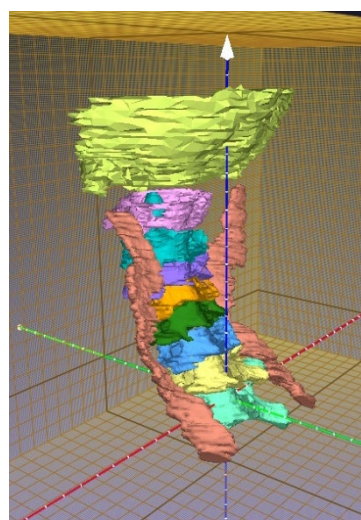




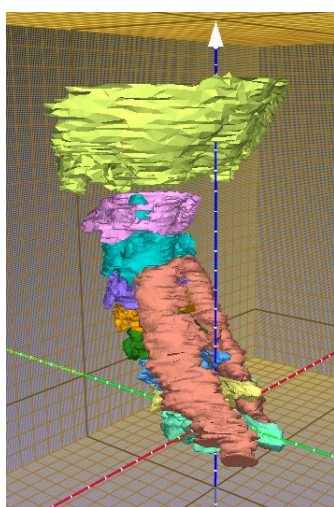
Obrázek 58 – *M. splenius capitis et cervicis*



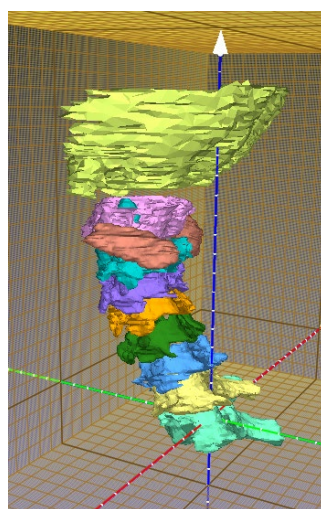
Obrázek 59 – *M. levator scapulae*



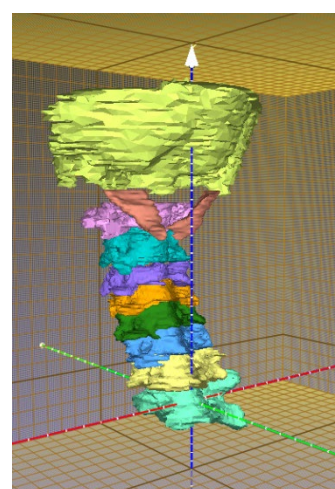
Obrázek 60 – *M. longissimus capitis*



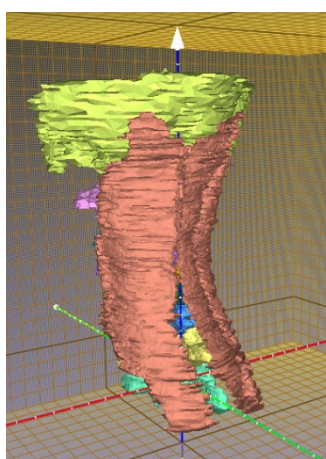
Obrázek 61 – *M. multifidus*



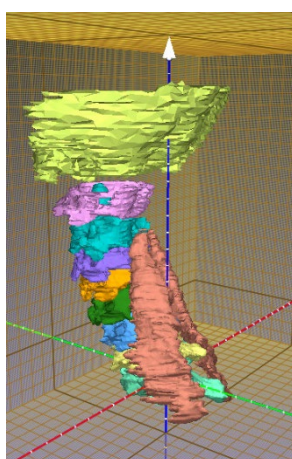
Obrázek 62 – *M. obliquus capitis inferior*



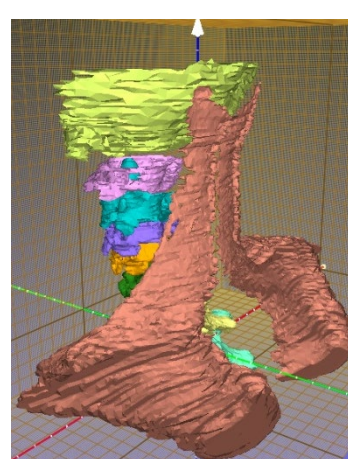
Obrázek 63 – *M. rectus capitis posterior major*



Obrázek 64 – *M. semispinalis capitis*



Obrázek 65 – *M. semispinalis cervicis*



Obrázek 66 – *M. trapezius*

### 5.3 Distribuce svalových sil

Schema rozložení svalových sil mezi krčními svaly při různých druzích zatížení může být velice užitečná v klinické praxi. Mimo celkový stupň namáhání svalového aparátu je také důležité zhodnotit míru zapojení jednotlivých extenzorů a svalových skupin v každé konkrétní nepříznivé poloze krku. Čím více se liší nový stereotyp zapojení svalů od fyziologického standartu, tím významnější může být patologický vliv na funkční řetězce a anatomické struktury organismu.

V tabulce č.4 je představená distribuce svalových sil při izometrické kontrakci v neutrálním poloze a také ve flektovaných polohách při třiceti a šedesáti stupních ohnutí cervikální páteře. Výpočty byly provedeny pro dva případy: pro průměrné zatížení všech segmentů krku (dále 1. případ) a pro nadměrnou flexi ve dvou kraniálních segmentech při imitaci „text neck“ (dále 2. případ).

V nulovém postavení byla svalová síla mezi svaly rozložená relativně rovnoměrně. Nejvíce byly zatížené trapézové svaly. Nejméně – hluboké krátké svaly krku – mm. obliqui capitis superior et inferior. Při 30° flexi krční páteře byl pozorován dvojnásobný nárůst svalového usilí a změna poměru svalových sil jednotlivých svalů krční páteře. V obou případech se změnil dominantní sval generující největší sílu. Při 30° a 60° flexi se jím stal m.levator scapulae. Při ohnutí krku o úhel 60° také několikanásobně vzrostlo úsilí hlubokých svalů krku. Celková generovaná svalová síla narostla cca 6krát v porovnání s výchozím postavením.

Tabulka 6: Distribuce svalových sil v segmentech v závislosti na úhlu flexe krku a druhu natočení páteře

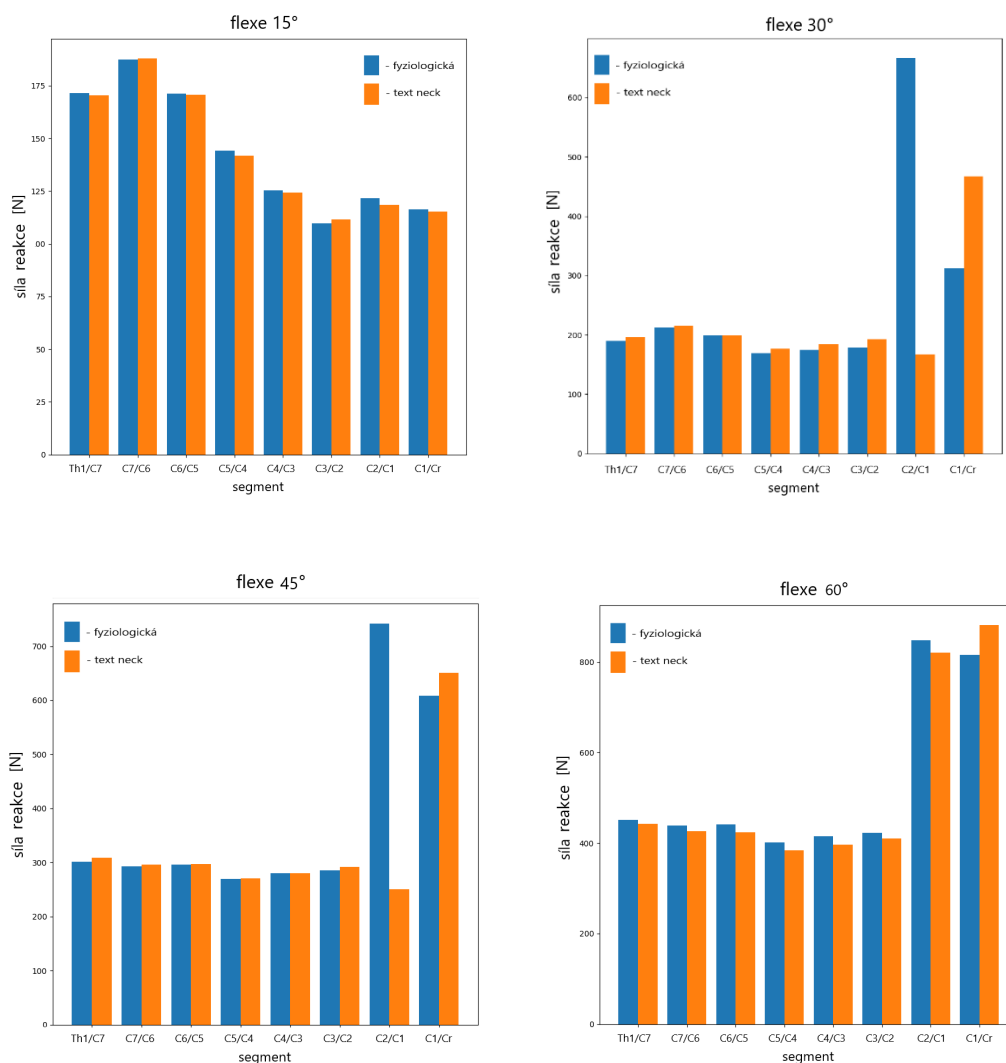
Svalové síly [N]						
N	Název svalu	Druh zatížení a stupeň natočení				
		0°	1. způsob 30°	2. způsob "text neck" 30°	1. způsob 60°	2. způsob "text neck" 60°
1	m. levator scapulae sinister	3,7	54,3	30,3	80,1	87,0
2	m. levator scapulae dexter	3,7	54,3	30,3	80,1	87,0
3	m. longissims capitis sinister	3,2	0,9	2,4	13,6	12,1
4	m. longissims capitis dexter	3,2	0,9	2,4	13,6	12,1
5	mm. mltifidi sinister	5,6	9,1	10,5	21,3	24,3
6	mm. mltifidi dexter	5,6	9,1	10,5	21,3	24,3
7	m. obliquus capitis superior et inferior sinister	2,2	0,3	1,6	65,0	30,6
8	m. obliquus capitis superior et inferior dexter	2,2	0,3	1,6	65,0	30,6
9	m. rectus capitis posterior mior sinister	3,5	0,3	0,1	1,9	1,1
10	m. rectus capitis posterior mior dexter	3,5	0,3	0,1	1,9	1,1
11	m. semspinalis capitis sinister	6,4	7,7	10,0	23,7	25,2
12	m. semspinalis capitis dexter	6,4	7,7	10,0	23,7	25,2
13	m. semspinalis cervicis sinister	6,7	7,7	10,0	23,7	25,2
14	m. semspinalis cervicis dexter	6,7	7,7	10,0	23,7	25,2
15	m. splenius capitis et cervicis sinister	7,6	17,8	17,8	42,0	40,5
16	m. splenius capitis et cervicis dexter	7,6	17,8	17,8	42,0	40,5
17	m. trapezius sinister	7,5	14,9	14,9	36,0	35,4
18	m. trapezius dexter	7,5	14,9	14,9	36,0	35,4
	<b>Výsledná svalová síla</b>	<b>92,9</b>	<b>225,7</b>	<b>195,3</b>	<b>612,6</b>	<b>562,8</b>

## 5.4 Distribuce reakčních sil

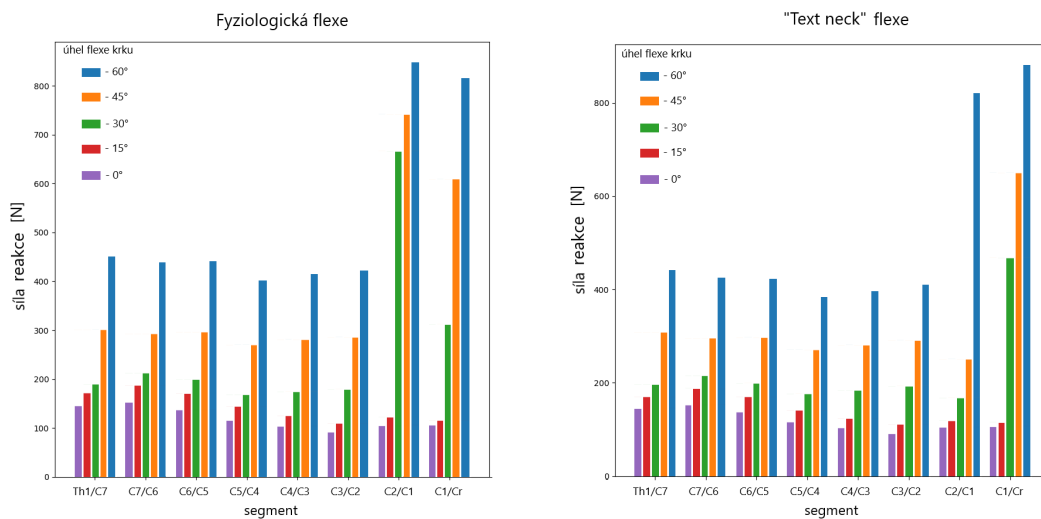
Rozložení reakčních sil v jednotlivých úrovních modelu nám může ukázat poměry zatížení intervertebrálních spojů cervikální páteře. Jejich přetížení je jednou z hlavních příčin degenerativních změn v meziobratlových ploténkách a dalších diskopatií (Kolář, 2009).

Reakční síly se v centrech kloubů počítaly v pěti polohách (0°, 15°, 30°, 45°, 60°) pro oba způsoby ventrální flexe krční páteře.

Z grafů (obr. 25) je zřejmé, že při flexi do 15° je zatížení v kloubech rozložené relativně rovnoměrně a nepřesahuje 200 N na segment. Významný nárůst zatížení atlantoaxiálního kloubu nastává už při 30° předklonu při rovnoměrné rotaci obratlů (1. způsob) a při 60° předklonu při „text neck“ postavení (2. způsob). Je však vidět, že SMSkový krk způsobí značné přetížení v oblasti atlantookcipitálního spoje už při 30° flexi.





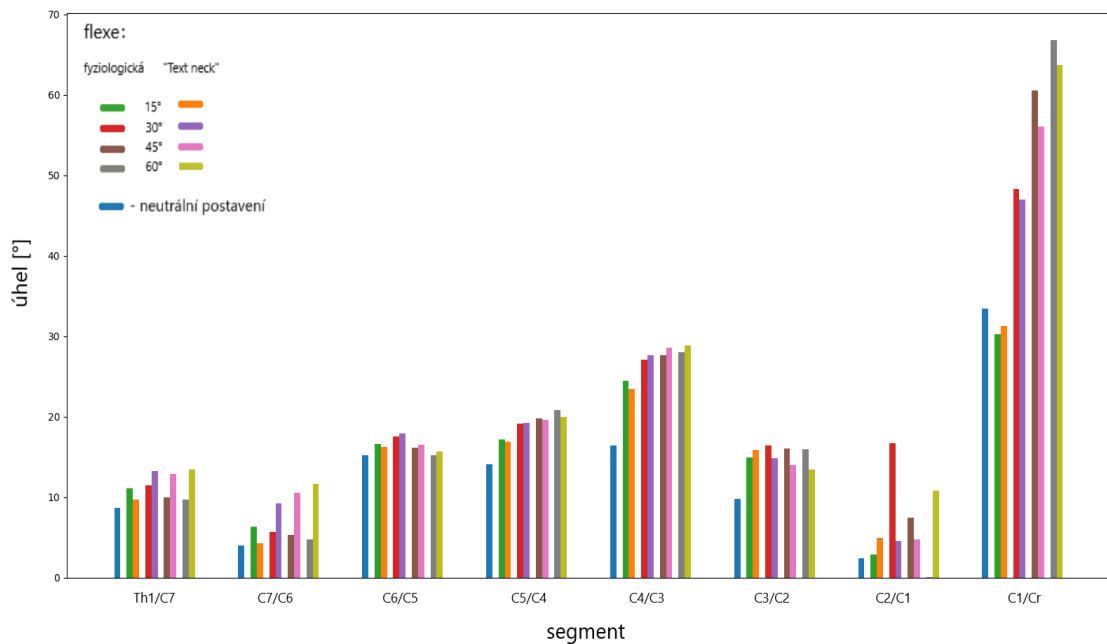


Obrázek 6710 - Distribuce reakčních sil dle segmentů a druhu flexe krční páteře

## 5.5 Úhel odchytky síly reakce

Na obr. 27 a obr.28 jsou znázorněné grafy vychýlení reakční síly od normálového směru zatížení (námi považovaného za optimální). Čím je větší tento deviační úhel, tím je pravděpodobnější vznik značného smykové napětí působícího v kloubu.

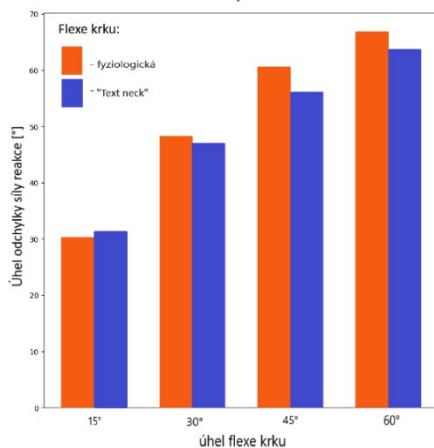
Pro většinu krčních segmentů se úhel vychýlení reakční síly mění postupně s nárůstem úhlu předklonu cervikální páteře. Výjimkou je obratel C2. Ze všech intervertebrálních plotének přenáší větší podíl smykového napětí discus intervertebralis C3/C4.



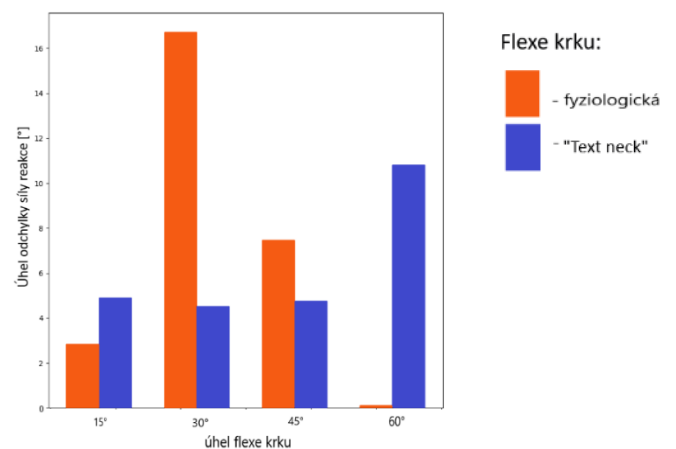
Obrázek 68 – Porovnání úhlů odchytek reakčních sil od kolmému směru působení síly v kloubech.

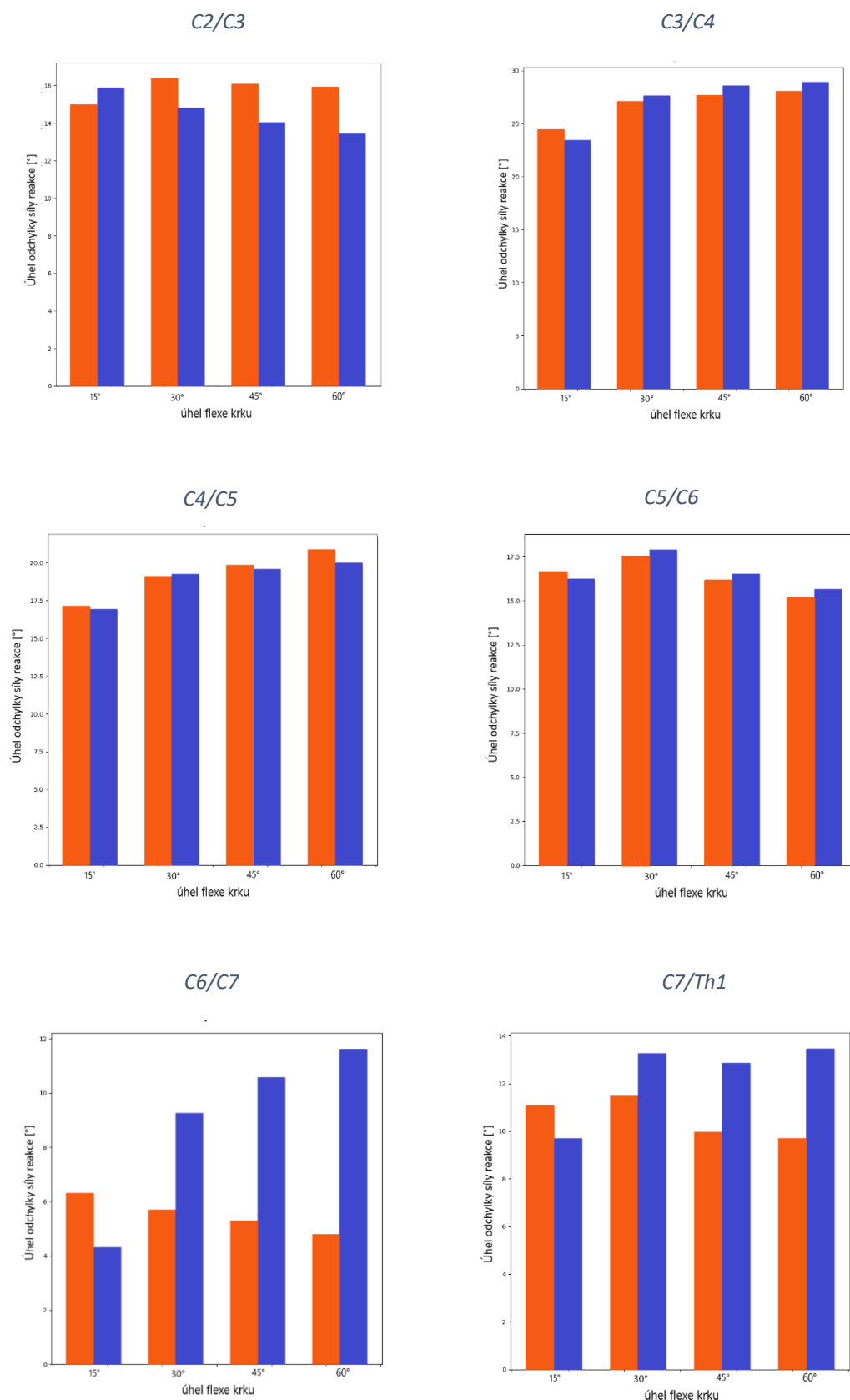
Dle druhu flexe

Craniun/C1



C1/C2





Obrázek 69 – Porovnání úhlů odchylek reakčních sil od kolmého směru působení síly v kloubech. Dle druhu flexe a po segmentech.

## 6. Diskuze

Jedním z cílů této diplomové práce bylo prozkoumat změny zátěže struktur cervikální páteře včetně změny svalových účinků generovaných povrchovými a hlubokými šíjovými extenzory. Námi byl analyzován případ statického zatížení krku v různých stupních flexe při syndromu SMSkového krku. Výsledky ukázaly, že kompresní zatížení a poměrné zvýšení složky smykového zatížení se významně zvyšovaly s rostoucím úhlem flexe krku.

V tabulce č.4 je představená distribuce svalových sil extenzorů krční páteře při izometrické kontrakci v neutrálním poloze a také ve flektovaných polohách při třiceti a šedesáti stupních ohnutí cervikální páteře. Výpočty byly provedeny pro dva případy: pro průměrné zatížení všech segmentů krku a při nadměrné flexi ve dvou kraniálních segmentech – imitace „text neck“ .

Z našich dat vyplývá, že v nulovém postavení byla svalová síla mezi svaly rozložená relativně rovnoměrně. Rozdíl mezi největší a nejmenší svalovou silou jednotlivých svalů dosáhl přibližně trojnásobku. Nejvíce byly zatížené trapézové svaly generující na každé straně svalovou sílu 7,5 N. Nejméně zatížené hluboké krátké svaly krku (mm. obliqui capitis superior et inferior) nicméně generovaly srovnatelnou sílu 2,2 N na každé straně.

Při 30 stupních flexe krční páteře byl pozorován dvojnásobný nárůst svalového úsilí a změna poměru svalových sil jednotlivých svalů krční páteře. V obou případech se změnil dominantní sval generující největší úsilí. Nyní se jím stal m. levator scapulae, jehož generovaná svalová síla se zvýšila 14,5krát (až 54,3 N) pro první případ a 8krát(až 30,3 N) pro druhý případ. Naopak svalová síla hlubokých skupin svalů pro oba případy se několikanásobně zmenšila v porovnání s výchozí polohou. Při ohnutí krku o úhel 60° zůstal dominantním svaem stále m. levator scapulae. Síla jím generovaná se skoro srovnala pro oba případy a dosáhla 80 N. Několikanásobně také vzrostlo úsilí hlubokých svalů krku a výsledná svalová síla dosáhla 614 N pro první a 562 N pro druhý případ. Celkové svalové zatížení při 60° flexi se tak zvýšilo v průměru 6krát v porovnání s výchozí polohou (92,2 N).

Výsledky našeho výpočtu korespondují s tendencemi popsány v literatuře. V článku „Investigation of the Differential Contributions of Superficial and Deep Muscles on Cervical Spinal Loads with Changing Head Postures“ z roku 2016 autoři uvádí, že při analýze zátěže krční páteře při flexi 10°, 20°, 30° a maximální flexi páteře (u zkoumaného výběru aktivní maximální flexe tvořila  $46,7^{\circ} \pm 8,4^{\circ}$ ) se se zvětšením úhlu ohybu krku významně zvyšovalo kompresní a smykové zatížení. Aktivace hlubokého svalstva byla vyšší při statické poloze hlavy za současného udržování optimálního cervikálního zakřivení. Naproti tomu aktivace povrchových svalů byla výraznější ve flektovaných polohách během izometrických kontrakcí.

Celková role povrchových svalů byla zjevně zesílena při maximální flexi. Přičemž i síla generovaná hlubokými krčními svaly při maximální flexi vzrostla (Cheng, 2016).

Také naše výsledky potvrzují znalosti z oblasti fyziologie a anatomie. Hluboké extenzory včetně krátkých suboccipitálních svalů jsou posturálními svaly pomáhajícími držet bilanci hlavy a krku, stejně jako jednou z hlavních funkcí trapézového svalu je dlouhodobé udržení vzpřímené postury. Zatímco při velkých rozsazích pohybů kraniální krajiny se nejvíce aktivují povrchové rychlé svaly, které ale fylogeneticky zabezpečují krátkodobý výkon (Dylevský, 2009).

V článku Chih-Hsiu Chengu pro odhady svalových sil byl použit matematický model krční páteře (C0-T1) s 24 stupni volnosti postavený na základě antropometrických dat čínských mrtvol. Pro výpočet se také využívaly data EMG skupiny mladých dospělých ve věku 20–30 let s indexem tělesné hmotnosti nižším než 30. Největší vypočítané tlakové zatížení při maximální izometrické předozadní kontrakci bylo  $1118 \pm 82$  N (Tan, 2004), (Cheng, 2016).

V našem výpočtu byla průměrná síla izometrické kontrakce extenzorů krku v případě fyziologického zatížení páteře rovna 612,6 N a 562,8 N v případě zatížení „Text neck“. Což není v rozporu s výsledky čínské studie s ohledem na skutečnost, že náš model byl vypracován na základě anatomických dat jediného ženského organismu a počítal jenom s určitou částí svalů, konkrétně se vzpřimovači krční páteře. Zatímco uvedená studie se zabývala navíc i flexory krku, například svalem m. sternocleidomastoideus.

Distribuce reakčních sil v centrech kloubů (intervertebrálních discích a kloubních spojeních *Cranium/C1* a *C1/C2*) se počítala v pěti polohách – při 0°, 15°, 30°, 45°, 60° ventrálního ohnutí krční páteře. Z grafů na obrázku č. 25 je vidět, že při 0° a 15° flexe je zatížení v kloubech rozložené relativně rovnoměrně a nepřesahuje 200 N na segment. Musíme věnovat pozornost tomu, že ve výpočtech jsme uvažovali pouze s tíhovou silou hlavy nikoli tíhovou silou částí krku, která zůstávala nad počítaným kloubem. Toto zjednodušení jsme si dovolili vzhledem k tomu, že masa celého krku ani nedosahuje 38 % tíhy hlavy (viz tab.2). Horní segmenty, které by mohly více ovlivnit výsledek výpočtu mají tíhu cca 10-15 % masy kraniální části modelu. Těžiště segmentů se nachází relativně blízko centrů rotací. To všechno nám dovolilo zanedbat působení síly tíhy krčních segmentů při výpočtu momentových rovnic. Vidím tady ovšem možnost zdokonalení našeho modelu do budoucnosti a zpřísnění výsledných dat (Meguid, 2019).

Při flexi větší než 30° pro první případ a 45° pro druhý případ výrazně vzrůstá zatížení, působící na obratle C2 a C1.

Dle našeho modelu při fyziologickém rozložení rotací mezi všemi obratli po 30° ohnutí krku dosáhlo zatížení obratlů C2 a C1 až 800 N. Přičemž v segmentu C2 při 30° flexi výrazně vzrůstá

odchylka úhlu reakční síly a s tím i podíl smykového napětí. Po dosažení 60° flexe v kloubu C2/C1 znovu převáží normálová složka.

Pro případ SMSkového krku platí, že razantní nárůst síly reakce (do cca 650 N) v atlantookcipitálním kloubu nastává po zvětšení úhlu flexe krku 45°. Významná výchylka reakční síly v atlantoaxiálním skloubení nastává při 60° flexi.

Na grafech z obrázku č.26 můžeme vidět, že pro většinu krčních segmentů se dynamika změny směru reakčních sil mění postupně a relativně rovnoměrně s nárůstem úhlu předklonu cervikální páteře. Výjimkou je obratel C2 popsany výše. Dá se předpokládat, že aktuální výsledky jsou dány odlišnou formou skloubení prvního a druhého krčního obratle. První krční obratel se rotuje kolem vertikální osy procházející dens axis. Jedná se o kolový kloub přenášející velké zatížení v transversální rovině. Strukturální aspekty přispívají ke klíčovým funkcím atlantoaxiálního spojení – rotačnímu pohybu hlavy a cervikální stabilitě. Za fyziologických podmínek kloub přenáší významné smykové zatížení (Dylevský, 2009), (Lorente, 2021).

Z literatury také víme, že regionem cervikální páteře nejčastěji projevujícím instabilitu je spojení třetího a čtvrtého krčního obratle. Náš model odhalil výrazný úhel odchylky působící reakční síly ve stejném segmentu. Odchylka dosahuje 25° až 30° při všech uhlech předklonu pro oba námi zkoumané případy. Tato skutečnost může ukazovat na to, že intervertebrální ploténka C4/C3 má největší úroveň smykového zatížení mezi všemi krčními ploténkami. Z literatury také víme, že přebytkové smykové zatížení je jedním z hlavních důvodů selhávání tohoto typu meziobratlového spojení a je schopno způsobit spondylolistézu neboli sklouznutí jednoho obratle vůči druhému v sagitální rovině. Dalším argumentem je fakt, že někteří autoři uvádí větší rozsah pohybu (až 16,4° flexe) mezi obratli C3 a C4, než je uvedený v našem modelu (Meguid, 2019), (Hamouzová, 2015), (Dylevský, 2009).

### **Horní zkřížený syndrom vs Text neck.**

Výpočet byl proveden pro dvě varianty flexe krční páteře. V první variantě byly rotace v kloubech úměrné svým maximálním dosažitelným hodnotám. V druhém případě jsme modelovali geometrii ohnutí pro „text neck“ s převahou otočení ve dvou horních segmentech krční páteře.

Ukázalo se, že v případě držení „text neck“ bylo celkové zatížení svalových struktur pro 30° a 60° flexi nižší než v prvním případě. Ovšem kompresní i smykové zatížení prvních dvou krčních obratlů při větším úhlu předklonu se při SMSkovém držení výrazně zvýšilo. To dělá z „SMSkového“ předklonu v podstatě výhodnější konfiguraci flektované páteře v porovnání s její „rovnoměrnou“ ventrální rotací. Reakční síla v atlantookcipitálním skloubení při držení „text neck“ však výrazně narůstá již při 30° flexe krku. Což má pravděpodobně za následek přetížení

hlubokých krátkých suboccipitálních svalů při relativně malém předklonu (Kolář, 2009), (Dylevský, 2009).

V literatuře se uvádí, že celý posturální systém lidského těla není fylogeneticky přizpůsoben k dlouhodobému setrvání ve statických polohách. Zvláště v polohách s výraznými výchylkami těžiště mimo střednici těla. Pohyby s velkými rozsahy krátkodobě kompenzují aktivaci rychle unavitelných svalů těla. Ty ale nemohou zabezpečit dlouhodobé držení těla v krajních pozicích. Posturální pomalé svaly přebírají iniciativu, nejsou ale schopné tak velkého namáhání. V živých tkáních tak vznikají biologické a biomechanické reakce jako jsou změny prokrvení a látkové výměny, viskoelastické, hysterezní a další adaptibilní jevy narušující mechanickou impedanci (Dylevský, 2009), (Rami, 2011).

Náš model ukázal, že rovnoměrné rozložení silových účinků je charakteristické pro menší úhly flexe krku. Výrazná změna optimální geometrie cervikálního zakřivení vede k neproporcionálnímu a několikanásobnému nárůstu silového působení na kostru a měkké tkáně. Naše výsledky potvrzuje řada dřívějších výpočtů a výzkumů (Ning, 2015), (D'Urso, 2021), (Williams, 1981), (Dylevský, 2009).

### **Optimalizace ergonomie a korekci pohybového stereotypu**

SMSkové držení způsobuje specifické namáhání krční páteře, které se vyznačuje větším přetížením její kraniálních segmentů. Nejvíce ovlivněné atlantookcipitální a atlantoaxiální skloubení spolu s krátkými hlubokými krčními svaly. Rozhodující roli při tom pak hraje expozice. Dlouhodobé setrvání ve statické poloze v hyperflexi způsobuje biologické i biomechanické změny v tkáních.

Aby byla tato zátěž krční páteře zmírněna a kompenzována je třeba se zaměřit na korekci pohybového stereotypu a optimalizaci ergonomie. Doporučujeme tedy snažit se při čtení SMS zprav a jinou práci s mobilním zařízením mít obrazovku v úrovni obličeje. Pokud člověk sedí, lze toho docílit například opřením loktů o stůl, či využitím různých stojanů na mobil. Pokud není k dispozici stůl, je možné položit lokty na břicho, opřít se zády o opěrkou křesla nebo židle, pokud je to možné včetně hlavy, a mírně se zaklonit, díky čemuž se zmenší úhly a rotace v meziobratlových ploténkách. V případě například pracovních záležitostí či studia je vhodné využít alternativu k telefonu jako je počítač či notebook. Dále je důležité respektovat určitý časový režim. Je vhodné dodržovat 3-5 minutové přestávky po 15 minutách práce (v současnosti existují i aplikace, které po určitém nastaveném čase na potřebu přestávky upozorní). Neméně důležité je věnovat se kompenzačnímu cvičení. Cviky by měly být zaměřeny zejména na relaxaci přetížených svalů, centraci a mobilizaci krční páteře. Uvedeme zde pro příklad tři cviky:



1. Cvik zásuvka pro centraci a mobilizaci krční páteře – Sedíme napřímení na pevné židli. Zásuneme hlavu rovnoměrně v rovině transversální dozadu do příjemné pozice. Dále pomalu otočíme hlavu doprava a poté doleva.
2. Postizometrická relaxace suboccipitálních svalů – Sedíme napřímení na pevné židli a záda včetně hlavy máme opřenou o zeď. Prsty jedné ruky přiložíme na bradu díky čemuž hlavu jemně rovnoměrně přitiskneme ke zdi. Snažíme se podívat na čelo s výdrží 15 sekund, poté se nadechneme, podíváme se směrem na břicho a vydechneme. Opakujeme 3x.
3. Posílení hlubokých extenzorů krku – Sedíme napřímení na pevné židli a záda včetně hlavy máme opřenou o zeď. Aktivně rovnoměrně zatlačíme hlavu do zdi s výdrží 5 sekund a povolíme. Opakujeme 10x.

Tato jednoduchá opatření působí preventivně i terapeuticky na obtíže způsobené SMSkovým držením krční páteře. Cviky eliminují či úplně zamezí tvorbě triggerpointů související s přetížením svalů. Zmenší se zatížení kloubních struktur a dojde k zmenšení napětí ligament, což ve výsledku zabrání vzniku tzv. creepu. A díky posílení budou postižené svaly více odolné proti přetížení.

Náš model ukázal svou užitečnost při analýze problematiky syndromu „text neck“. Výsledky výpočtu byly využity pro praktické řešení – korekci držení těla a úpravu ergonomie rizikové skupiny. Vidím také rozsáhlý potenciál v rozvoji tohoto modelu do budoucna. Například pomocí zpřesnění vstupních dat. Místo antropometrických údajů jednoho lidského kadáveru, využít statistických analýz velkých výběrů. Anebo naopak zajistit individuální přístup a provádět personální výpočty pro konkrétního jedince. Zvětšit exaktnost výsledků by pomohlo podrobnější propracování kódu, zdokonalení výpočtového schématu, včetně využití složitějších výpočtových metod a detailizace úlohy. To vše by mohlo přispět ke zvýšení přesností a rozšíření pole aplikace naší simulace v klinické praxi.

## 7. Závěr

V rámci práce byl vytvořen funkční model cervikální páteře schopný přispět k pochopení možných mechanismů vzniku posturálních dysbalancí a bolestivých symptomů souvisejících s "text neck". Výhodou našeho modelu je dobrá kombinace relativní snadnosti a funkčnosti výpočtů. Model není citlivý na vstupní data a dá se modifikovat pro potřeby konkrétní úlohy. Model se dá adaptovat pro výpočty silových momentů a změn geometrie i jiných částí osového skeletu.

Námi dosažené výsledky jsou přínosné pro klinickou praxi. Popsané odlišnosti zatížení krčních struktur při vadném držení „text neck“ mohou pomoci korigovat fyzioterapeutické a ergoterapeutické metody při terapii tohoto syndromu. Separovat ho například od dobře známého horního zkříženého syndromu. Lepší pochopení mechanismu vzniku onemocnění umožní nastavit směr léčebných a profylaktických postupů a zvýšit jejich cílenost a efektivitu.

Vhodnou kombinací s dalšími biomedicínskými a biomechanickými nástroji jakými jsou například EMG, kinematická analýza, kinematické a kinematografické vyšetřovací metody, by mohl náš model přispět k novým poznatkům v oblasti biomechaniky a patobiomechaniky lidského posturálního systému.

# Bibliografie

- 3D Slicer. (2022). <https://www.slicer.org/>. Získáno 1. 8 2022, z Платформа обработки изображений 3D Slicer: <https://www.slicer.org/>
- A. Bosio, B. M. (28. 10 1986). Simulation of head-neck dynamic response in –gx and +gy. *Medicine*. doi:10.4271/861895
- Abu El Kasem, S. A. (2017). Effect of forward head posture on sensorimotor integration. *International Journal of Physiotherapy*, 118-25. doi:10.15621/ijphy/2017/v4i2/141952
- Alizadeha, M. G. (30. 10 2019). Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: A systematic. *Clinical Biomechanics*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.10.027
- Alizadeha, M. G. (30. 10 2019). Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: A systematic. *Clinical Biomechanics*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.10.027
- Alowa, Z. .. (2020). The impact of forward head posture on the electromyographic activity of the spinal muscles. *Journal of Taibah University Medical Sciences*. doi:10.1016/j.jtumed.2020.10.021
- Andersen, J. K. (2003). Risk factors in the onset of neck/shoulder pain in a prospective study of workers in industrial and service companies. *Occupational and Environmental Medicine*. doi:10.1136/oem.60.9.649.
- Bargo, L. (2014). *The Atlas of Anatomy Review*. lulu.com; Illustrated edition. Získáno 12. 6 2022
- Bosio, A. B. (28. 10 1986). Simulation of head-neck dynamic response in –gx and +gy. *Medicine*. doi:10.4271/861895
- Colicchia, G. (2005). Sit up straight! It's good physics. Germany: Section of Physics Education, Ludwig Maximilian University.
- Colicchia, G. (2005). Sit up straight! It's good physics. Germany: Section of Physics Education, Ludwig Maximilian University.
- D. Bhanu Priyaa, M. S. (2021). State of the art survey on effects of extensive usage of smartphone and methods to analyze muscular disorders. *AIP Publishing LLC*. Získáno 5. 10 2021, z <https://doi.org/10.1063/5.0036429>
- Dauvilliers, F. F. (1994). Development of a Finite Element Model of the Neck. *SAE*. Získáno 11. 8 2020, z <https://www.jstor.org/stable/44611871>
- David, D. C. (2021). Text Neck Syndrome in Children and Adolescents. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. Získáno 5. 10 2021, z <https://doi.org/10.3390/ijerph18041565>
- Deng, Y. L. (1999). Modeling of the Human Cervical Spine Using Finite Element Techniques,. *SAE Technical Paper*. doi:10.4271/1999-01-1310
- Dockin, S. (2018). *FORWARD HEAD POSITION AND CHRONIC PAIN*. Získáno 6. 10 2021, z stacy dockin: <https://www.stacydockins.com/posture-lab/2019/2/25/forward-head-position-and-chronic-pain>

- D'Urso, P. (2021). *Spinal Anatomy*. Získáno 6. 10 2021, z Mr. Paul D'Urso:  
<https://www.pauldurso.com/anatomy-causes/spinal>
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada. doi:ISBN: 978-80-247-3240-4
- Erik E Swartz, R. T. (2005). Cervical Spine Functional Anatomy and the Biomechanics of Injury Due to Compressive Loading. *Journal of Athletic Training*. doi:PMCID: PMC1250253, PMID: 16284634
- ExRx.net . (23. 3 2022). *Body Segment Data*. Získáno 2022, z ExRx.net :  
<https://exrx.net/Kinesiology/Segments>
- F. Dauvilliers, F. B. (1994). Development of a Finite Element Model of the Neck. *SAE*. Získáno 11. 8 2020, z <https://www.jstor.org/stable/44611871>
- Fedorov, A. B. (11 2012). 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative. *NIH Public Access*. doi:10.1016/j.mri.2012.05.001
- Fedorova, A. R. (11 2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*. doi:10.1016/j.mri.2012.05.001
- Feng, Y. N. (2018). MyotonPRO, Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and. *Scientific Reports*. doi:10.1038/s41598-018-34719-7
- Fiebert, I. e. (2021). Text neck: An adverse postural phenomenon. *Work*, 1261 – 1270. doi:DOI: 10.3233/WOR-213547
- Goodman, C. (2020). *Spine Anatomy*. Získáno 5. 10 2021, z Goodman Campbell Brain & Spine:  
<https://www.goodmancampbell.com/conditions/spine/spine-anatomy/>
- Grauer, J. P. (22. 11 1997). Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. *Spine*. doi:10.1097/00007632-199711010-00005
- H., B. M. (1972 1972). Parameter study of biomechanical quantities in analytical neck models. Získáno 16. 7 2022
- H.Herman. (2021). Acceleration, Deceleration and Whiplash. Získáno 10. 8 2022, z <https://hhklawfirm.com/acceleration-deceleration-whiplash/>
- Hamouzová, D. (2015). Svaly trupu. *prezentace*. Získáno 10. 10 2021
- Hanphitakphong, P. .. (2021). Effect of prolonged continuous smartphone gaming on upper body postures and fatigue of the neck muscles in school students aged between 10-18 years. *Cogent Engineering*. doi:10.1080/23311916.2021.1890368
- Hansraj, K. K. (2014). Assessment of stresses in the cervical spine caused by posture and position of the head. *Surg Technol Int*. Získáno 2. 11 2011, z <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25393825/>
- HealthJade. (2020). *Cross syndrome*. Získáno 1. 11 2021, z HealthJade:  
<https://healthjade.net/cross-syndrome/>
- Herman, H. (2021). Acceleration, Deceleration and Whiplash. Získáno 10. 8 2022, z <https://hhklawfirm.com/acceleration-deceleration-whiplash/>
- Chen, H. L. (10. 11 2010). *Biomechanics of the Neck*. doi:10.5772/21870
- Chen, H. L. (10. 11 2010). *Biomechanics of the Neck*. doi:10.5772/21870

- Cheng, C.-H. A. (3. 3 2016). Investigation of the Differential Contributions of Superficial and Deep Muscles on Cervical Spinal Loads with Changing Head Postures. *Plos one*. doi:10.1371/journal.pone.0150608
- IMI. (2021). *Are smartphones ruining your posture?* Získáno 1. 11 2021, z Integrated Medicine Institute (IMI): <https://www.imi.com.hk/smartphone-posture-neck-pain-osteopathy.html>
- Informa UK Limited. (2021). *Text Neck: Anatomy of a Modern Spine Condition*. Získáno 6. 10 2021, z Primal Pictures: <https://www.primalpictures.com/blogs/text-neck-anatomy-modern-spine-condition/>
- J. Gordon Betts, T. J. (2021). *Anatomy and Physiology*. doi:ISBN-10: 1-938168-30-5
- J. Wismans, M. P. (1978). Comparison of Human Volunteer and Cadaver Head-Neck Response in Frontal Flexion. *SAE Transactions*. Získáno 11. 8 2022, z <https://www.jstor.org/stable/44472895>
- Jager, M. d. (1994). A three-dimensional headneck model: validation for frontal and lateral impacts. *Konference o autonehodě Stapp*. doi:10.4271/942211
- Janda, V. (1983). On the concept of postural muscles and posture in man. stránky 83-4. doi:10.1016/S0004-9514(14)60665-6
- Jarovskij, B. M. (1985). *Příručka fyziky*. SSSR. Získáno 3. 8 2022
- Jay, P. S. (24. 2 2015). Myofascial Trigger Points Then and Now: A Historical and Scientific Perspective. *Online knihovna Wiley*. doi:10.1016/j.pmrj.2015.01.024
- Jeb Mcaviney, D. S. (2005). Determining the Relationship Between Cervical Lordosis and Neck Complaints. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. doi:10.1016/j.jmpt.2005.02.015
- Jonathan Jarry, M. (2018). Text Neck: Is the Epidemic Truly Over? *PLoS One*. Získáno 5. 10 2021, z <https://www.mcgill.ca/oss/article/technology-general-science/text-neck-epidemic-truly-over>
- Kenhub GmbH. (2020). *High-quality human anatomy pictures*. Získáno 10. 10 2021, z Kenhub.com: <https://www.kenhub.com/en/get/anatomy-pictures>
- Kikinis, R. P. (25. 11 2013). A Platform for Subject-Specific Image Analysis, Visualization, and Clinical Support. *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy*. doi:10.1007/978-1-4614-7657-3\_19
- Kim, E.-K. J. (2016). Correlation between rounded shoulder posture, neck disability indices, and degree of forward head posture. *The Journal of Physical Therapy Science*. doi:10.1589/jpts.28.2929.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. doi: ISBN 978-80-7262-657-1
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně. doi:ISBN 80-86645-04-5
- Lind, B. S. (9 1989). Normal range of motion of the cervical spine. *Arch Phys Med Rehabil*. Získáno 15. 7 2022
- Lorente, A. I. (11 2021). In Vitro Upper Cervical Spine Kinematics: Rotation with Combined. *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110872

- Lu, Y. R. (8 2005). Neurophysiological and biomechanical characterization of goat cervical facet joint capsules. *Elsevier*. doi:10.1016/j.orthres.2005.01.002
- Lu, Y. R. (8 2005). Neurophysiological and biomechanical characterization of goat cervical facet joint capsules. *Elsevier*. doi:10.1016/j.orthres.2005.01.002
- M. Grauer J., N. (22. 11 1997). Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. *Spine*. doi:10.1097/00007632-199711010-00005
- M. Jager, d. A. (1994). A three-dimensional headneck model: validation for frontal and lateral impacts. *Konference o autonehodě Stapp*. doi:10.4271/942211
- Meguid, M. T. (8. 2 2019). Nonlinear multibody dynamics and finite element modeling. *Springer Nature*. doi:10.1007/s10999-019-09449-x
- MeshLab-2021.10. (2022). *Release MeshLab-2021.10 · cnr-isti-vclab/meshlab*. Získáno 1. 8 2022, z GitHub: <https://github.com/cnr-isti-vclab/meshlab/releases/tag/Meshlab-2021.10>
- Meyer, F. B. (2004). Human Neck Finite Element Model Development and Validation against Original Experimental Data. *11. 1: The Stapp Association*. doi:10.4271/2004-22-0008
- Mi-Young, L. L.-Y.-S. (2014). Characteristics of Cervical Position Sense in Subjects with Forward Head Posture. *The Journal of Physical Therapy Science*. doi:10.1589/jpts.26.1741.
- Mousavi-Khatir, R. T. (2016). Effect of static neck flexion in cervical flexion-relaxation phenomenon in healthy males and females. *Journal of bodywork and movement therapies*. doi: 10.1016/j.jbmt.2015.07.039
- Muscolino, D. J. (2019). *LearnMuscles*. Získáno 5. 10 2021, z <https://learnmuscles.com/glossary/cervical-spine-ranges-of-motion-rom/>
- National Institutes of Health. (19. 7 2019). *The National Library of Medicine's Visible Human Project*. . Získáno 9. 8 2022, z National Library of Medicine: [https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)
- Ning, X. Y. (2015). Neck kinematics and muscle activity during mobile device operations. *International Journal of Industrial Ergonomics*, stránky 10-15. doi:ISSN 0169-8141
- NumPy, D. (22. 7 2022). *Co je NumPy?* Získáno 2022, z <https://numpy.org/doc/stable/user/whatisnumpy.html>: <https://numpy.org/>
- Öğrenci, A. O. (2018). The Effect of Technological Devices on Cervical Lordosis. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*. doi:10.3889/oamjms.2018.107
- Ono, K. K. (11 1997). Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts. *Stapp Car Crash Conference*. Získáno 11. 8 2022, z [https://www.jstor.org/stable/44720153?read-now=1&seq=1#page\\_scan\\_tab\\_contents](https://www.jstor.org/stable/44720153?read-now=1&seq=1#page_scan_tab_contents)
- Ono, K. K. (11 1997). Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts. *Stapp Car Crash Conference*. Získáno 11. 8 2022, z [https://www.jstor.org/stable/44720153?read-now=1&seq=1#page\\_scan\\_tab\\_contents](https://www.jstor.org/stable/44720153?read-now=1&seq=1#page_scan_tab_contents)

- Ormos, G. R. (2010). NECK POSTURE MEASUREMENT AMONGST SCHOOLCHILDREN. *Biomechanica Hungarica III*. doi: 10.17489/biohun/2010/1/22
- Owens E. F., H. K. (15. 11 1996). Comparisons of lordotic cervical spine curvatures to a theoretical ideal model of the static sagittal cervical spine. *Spine*. doi:10.1097/00007632-199611150-00021
- Panjabi, M. M. (15. 12 1998). Cervical spine models for biomechanical research. *Spine*. doi:10.1097/00007632-199812150-00007
- Prameela, M. D. (2020). Anatomical dimensions of the typical cervical vertebrae and their clinical implications. *European Journal of Anatomy*. Načteno z <https://manipal.pure.elsevier.com/en/publications/anatomical-dimensions-of-the-typical-cervical-vertebrae-and-their>
- Primal Pictures. (2021). *Text Neck: Anatomy of a Modern Spine Condition*. Získáno 10. 10 2021, z <https://www.primalpictures.com/>: <https://www.primalpictures.com/blogs/text-neck-anatomy-modern-spine-condition/>
- Prives, M. G. (2001). *Human anatomy*. Petrohrad: «Hippocrates». doi:ISBN 5-8232-0192-3
- PyCharm, w. (4. 8 2022). *PyCharm: IDE для профессиональной разработки на Python от JetBrains*. Načteno z JetBrains: <https://www.jetbrains.com/ru-ru/pycharm/>
- Quinn, K. B. (8. 10 2006). Cervical facet capsular ligament yield defines the threshold for injury and persistent joint-mediated neck pain. *Elsevier*. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.015
- Quinn, K. B. (8. 10 2006). Cervical facet capsular ligament yield defines the threshold for injury and persistent joint-mediated neck pain. *Elsevier*. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.015
- Quintner, J. L. (3. 12 2014). A critical evaluation of the trigger point phenomenon. *Rheumatology*. doi:10.1093/rheumatology/keu471
- Rami, K. K. (2011). Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues. *Theoretical Biomechanics*. doi:10.5772/19975
- SciPy. (2022). *Constants (scipy.constants)*. Načteno z SciPy: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/constants.html>
- SciPy documentation. (2. 8 2022). *minimize(method='SLSQP')#*. Načteno z SciPy documentation: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/optimize.minimize-slsqp.html>
- Schneider, D. P. (5 1983). CCD photometry of Abell clusters. II. Surface photometry of 249 clusters galaxies. *Astrophysical Journal*. doi:10.1086/160973
- Sindwani, V. (2021). What is Text Neck? *Physiopedia*.
- SlideToDoc. (2021). *Minie gowy Minie mimiczne musculi faciales Occipitofrontalis Temporoparietalis*. Získáno 10. 10 2021, z SlideToDoc: <https://slidetodoc.com/minie-gowy-minie-mimiczne-musculi-faciales-occipitofrontalis-temporoparietalis/>
- Tan, S. H. (4. 3 2004). Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans. *SpringerLink*. doi:10.1007/s00586-003-0586-z
- Toh SH, C. P. (2017). The associations of mobile touch screen device use with musculoskeletal symptoms and exposures: a systematic review. *PLoS One*. doi:doi:10.1371/journal.pone.0181220



- Vilímek, M. (2021). Mechanika kosterních svalů. *Přednáška*. Praha. Získáno 15. 7 2022
- Williams. (30. 4 1981). A Dynamic Model of the Cervical Spine and Head. (D. o. Mechanics, Editor) Získáno 1. 8 2022
- Williams, J. H. (2016). *Quantifying measurement : the tyranny of numbers*. San Rafael [California]: Morgan & Claypool Publishers.
- Wismans, J. M. (1978). Comparison of Human Volunteer and Cadaver Head-Neck Response in Frontal Flexion. *SAE Transactions*. Získáno 11. 8 2022, z <https://www.jstor.org/stable/44472895>
- Worawat Lawanont, M. I. (2018). Neck posture monitoring system based on image detection and smartphone sensors using the prolonged usage classification concept. *IEEJ TRANSACTIONS ON ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERING*. doi:10.1002/tee.22778
- Yang K., Z. F. (2. 11 1998). Development of a Finite Element Model of the Human Neck. *Biomechanics*. doi:10.4271/983157.

# Přílohy

## Příloha 1

```
import numpy as np
from stl import mesh
from mpl_toolkits import mplot3d
from matplotlib import pyplot as plt
import copy
import ipdb
import scipy.constants as constants
from scipy.optimize import minimize
from scipy.optimize import LinearConstraint
from tabulate import tabulate
from mpl_toolkits.mplot3d.art3d import Poly3DCollection
from scipy.optimize import Bounds

# list of bones
lst_bones = ("Th1.stl", "C7.stl", "C6.stl", "C5.stl", "C4.stl",
            "C3.stl", "C2.stl", "C1.stl", "skull.stl")
lst_ivd = ("ivd71.stl", "ivd67.stl", "ivd56.stl",
          "ivd45.stl", "ivd34.stl", "ivd23.stl", "C2.stl", "C1.stl")
lst_muscle = ("m_levator_scapulae_L.stl",
             "m_levator_scapulae_R.stl",
             "m_longissims_capitis_L.stl",
             "m_longissims_capitis_R.stl",
             "m_mltifidi_L.stl",
             "m_mltifidi_R.stl",
             "m_obliquus_capitis_inferior_L.stl",
             "m_obliquus_capitis_inferior_R.stl",
             "m_rectus_capitis_posterior_mjor_L.stl",
             "m_rectus_capitis_posterior_mjor_R.stl",
             # "m_rectus_capitis_posterior_mnor_L.stl",
             # "m_rectus_capitis_posterior_mnor_R.stl",
             "m_semspinalis_capitis_L.stl",
             "m_semspinalis_capitis_R.stl",
             "m_semspinalis_cervicis_L.stl",
             "m_semspinalis_cervicis_R.stl",
             "m_splenius_capitis_et_cervicis_L.stl",
             "m_splenius_capitis_et_cervicis_R.stl",
             # "m_sternocleidomastoideus_L.stl",
             # "m_sternocleidomastoideus_R.stl",
             "m_trapezius_L.stl",
             "m_trapezius_R.stl")

class bone:
    def __init__(self, mesh, name):
        self.mesh = mesh
        self.name = name
        self.location_in_parent = np.array([0, 0, 0])
        self.location_of_joint = np.array([0, 0, 0])
        self.rotation_in_parent = np.array([0, 0, 0])
        self.joint_lower = ""
        self.joint_upper = ""
        self.muscle_array = []
        self.center_muscle_array = []
        self.cuboid = self.get_cuboid(self.get_cog(),
self.get_size()/8)

    def set_bone_symmetry(self):
        self.location_in_parent[0] = 0
        self.location_of_joint[0] = 0
```

```

def get_cog(self):
    volume, cog, inertia = self.mesh.get_mass_properties()
    return cog

def get_size(self):
    x_size = np.max(self.mesh.x)-np.min(self.mesh.x)
    y_size = np.max(self.mesh.y)-np.min(self.mesh.y)
    z_size = np.max(self.mesh.z)-np.min(self.mesh.z)
    return np.array([x_size, y_size, z_size])

def rotate_vector(self, vector, x_rotation):
    msh_vector = mesh.Mesh(np.zeros(1, dtype=mesh.Mesh.dtype))
    msh_vector.vectors = np.array([vector, vector, vector])
    xrot = np.deg2rad(x_rotation)
    msh_vector.rotate([1, 0, 0], xrot)
    return msh_vector.vectors[0][0]

def rotate_positions(self, x_rotation):
    self.location_in_parent = self.rotate_vector(
        self.location_in_parent, x_rotation)
    self.location_of_joint = self.rotate_vector(
        self.location_of_joint, x_rotation)

def scale_coordinates(self, scale_vector):
    self.mesh.x *= scale_vector[0]
    self.mesh.y *= scale_vector[1]
    self.mesh.z *= scale_vector[2]
    self.cuboid.x *= scale_vector[0]
    self.cuboid.y *= scale_vector[1]
    self.cuboid.z *= scale_vector[2]

def translate_coordinates(self, vector):
    self.mesh.translate(vector)
    self.cuboid.translate(vector)

def rotate_coordinates(self, x_rotation):
    xrot = np.deg2rad(x_rotation)
    self.mesh.rotate([1, 0, 0], xrot)
    self.cuboid.rotate([1, 0, 0], xrot)

def rotate_muscles_coordinates(self, x_rotation):
    for m in self.muscle_array:
        m.rotate_coordinates(x_rotation)

def translate_muscles_coordinates(self, vector):
    for m in self.muscle_array:
        m.translate_coordinates(vector)

def set_center_of_muscles(self):
    self.center_muscle_array = []
    for m in self.muscle_array:
        self.center_muscle_array.append(m.get_center_of_muscle())
    self.set_muscle_symmetry()

def set_muscle_symmetry(self):
    for i in range(int(len(self.center_muscle_array)/2)):
        left = self.center_muscle_array[2*i]
        right = self.center_muscle_array[2*i+1]
        print(left, right)
        if np.isnan(left).any() or np.isnan(right).any():
            left = np.nan
            right = np.nan
        else:
            right[0] = -right[0]

```

```

        average = (left + right)/2
        self.center_muscle_array[2*i] = copy.copy(average)
        self.center_muscle_array[2*i+1] = copy.copy(average)
        self.center_muscle_array[2*i+1][0] *= -1

def set_volume_symmetry(self):
    for i in range(int(len(self.muscle_array)/2)):
        vleft = muscle_array[2*i].volume
        vright = muscle_array[2*i+1].volume
        v = np.abs((vleft+vright)/2)
        muscle_array[2*i].volume = copy.copy(v)
        muscle_array[2*i+1].volume = copy.copy(v)

def print_joints(self):
    print(self.name)
    print("Lower joint: ", self.joint_lower)
    print("Upper joint: ", self.joint_upper)
    print("Location in parent: ", self.location_in_parent)
    print("Location of joint: ", self.location_of_joint)

def get_cuboid(self, center, size):
    # Define the 8 vertices of the cube
    vertices = np.array([
        [-1, -1, -1],
        [+1, -1, -1],
        [+1, +1, -1],
        [-1, +1, -1],
        [-1, -1, +1],
        [+1, -1, +1],
        [+1, +1, +1],
        [-1, +1, +1]])
    # Define the 12 triangles composing the cube
    faces = np.array([
        [0, 3, 1],
        [1, 3, 2],
        [0, 4, 7],
        [0, 7, 3],
        [4, 5, 6],
        [4, 6, 7],
        [5, 1, 2],
        [5, 2, 6],
        [2, 3, 6],
        [3, 7, 6],
        [0, 1, 5],
        [0, 5, 4]])

    # Create the mesh
    cube = mesh.Mesh(np.zeros(faces.shape[0],
dtype=mesh.Mesh.dtype))
    for i, f in enumerate(faces):
        for j in range(3):
            cube.vectors[i][j] = vertices[f[j], :]
            # cube.vectors -= .5

    cube.vectors *= size[:, np.newaxis].transpose()
    cube.vectors += center[:, np.newaxis].transpose()

    return cube

class muscle:
    def __init__(self, mesh, name):
        self.mesh = mesh
        self.name = name
        self.volume = []

```

```

        self.neutral_length = []
        self.pcsa = []

    def scale_coordinates(self, scale_vector):
        self.mesh.x *= scale_vector[0]
        self.mesh.y *= scale_vector[1]
        self.mesh.z *= scale_vector[2]

    def get_volume(self):
        volume, cog, inertia = self.mesh.get_mass_properties()
        return volume

    def translate_coordinates(self, vector):
        self.mesh.translate(vector)

    def rotate_coordinates(self, x_rotation):
        xrot = np.deg2rad(x_rotation)
        self.mesh.rotate([1, 0, 0], xrot)

    def get_center_of_muscle(self):
        if len(self.mesh.x) == 0:
            return np.nan
        else:
            return np.array([np.mean(self.mesh.x),
np.mean(self.mesh.y), np.mean(self.mesh.z)])

    def get_length(self, coords):
        length = 0
        for i in range(coords.shape[0]-1):
            element_length = np.sqrt(np.sum((coords[i+1] -
coords[i])**2))
            if not np.isnan(element_length):
                length += element_length
        return length
# class containing data for equilibrium computation

class equieq:
    def __init__(self, name):
        self.name = name
        self.muscle_cranial = []
        self.muscle_caudal = []
        self.muscle_name = []
        self.center_of_rotation = []
        self.center_of_gravity = []
        self.pcsa = []
        self.muscle_deformation = np.empty(0)
        self.normal_direction = []

    def get_moment_weight_head(self):
        mass_weight = np.array([0, 0, -mass_head * constants.g])
        mass_arm = self.center_of_gravity - self.center_of_rotation
        return np.cross(mass_arm, mass_weight)

    def get_matrix_force_moments(self):
        muscle_names = []
        cross_m = []
        unit_muscle_force = []
        pcsa = []
        deformation = []
        for i in range(len(self.muscle_caudal)):
            caudal = self.muscle_caudal[i]
            cranial = self.muscle_cranial[i]
            if not np.isnan(caudal).any() and not
np.isnan(cranial).any():

```

```

        unit_vector = (caudal -
cranial)/np.linalg.norm(caudal-cranial)
        cross_vector = np.cross(
            cranial - self.center_of_rotation, unit_vector)
        muscle_names.append(self.muscle_name[i])
        cross_m.append(cross_vector)
        unit_muscle_force.append(unit_vector)
        pcsa.append(self.pcsa[i])
        deformation.append(self.muscle_deformation[i])
    cross_m = np.array(cross_m)
    unit_muscle_force = np.array(unit_muscle_force)
    return cross_m, unit_muscle_force, muscle_names, pcsa,
deformation

def get_matrix_force_moments_all_muscles(self):
    # put zeros for nt active muscles
    muscle_names = []
    cross_m = []
    unit_muscle_force = []
    pcsa = []
    deformation = []
    for i in range(len(self.muscle_caudal)):
        caudal = self.muscle_caudal[i]
        cranial = self.muscle_cranial[i]
        if not np.isnan(caudal).any() and not
np.isnan(cranial).any():
            unit_vector = (caudal -
cranial)/np.linalg.norm(caudal-cranial)
            cross_vector = np.cross(
                cranial - self.center_of_rotation, unit_vector)
            muscle_names.append(self.muscle_name[i])
            cross_m.append(cross_vector)
            unit_muscle_force.append(unit_vector)
            pcsa.append(self.pcsa[i])
            deformation.append(self.muscle_deformation[i])
    cross_m = np.array(cross_m)
    unit_muscle_force = np.array(unit_muscle_force)
    return cross_m, unit_muscle_force, muscle_names, pcsa,
deformation

def calculate_force(self):
    cross_w = self.get_moment_weight_head()
    cross_m, unit_muscle_force, muscle_names, pcsa, deformation =
self.get_matrix_force_moments()

    deformation = np.array(deformation)
    pcsa = np.array(pcsa)
    x_l = deformation * 1 * (deformation > 0)
    x_u = pcsa * 1 # mm^2 * MPa
    bnds = Bounds(x_l, x_u)
    # bnds = [(0, 1000) for m in ]
    linear_constraint = LinearConstraint(cross_m.T, -cross_w, -
cross_w)
    x0 = x_l + (x_u - x_l)*0.001 * np.ones(len(muscle_names))

    def cost(x):
        return np.sum((x/pcsa)**3)

    def constraint(x):
        return np.matmul(x, cross_m) + cross_w
    # res_trust = minimize(cost, x0, method='trust-constr',
constraints=linear_constraint,
    # options={'verbose': True, 'gtol': 1E-10, 'xtol': 1E-5,
'maxiter': 1e4}, bounds=bnds)
    res_trust = minimize(cost, x0, method='SLSQP',

```

```

constraints={"fun": constraint, "type": "eq"},
            options={'verbose': True, 'gtol': 1E-10,
'xtol': 1E-5, 'maxiter': 1e4, 'disp': True}, bounds=bnds)
    # ipdb.set_trace()

    print(tabulate(zip(muscle_names, res_trust.x.tolist()))))

    mass_weight = np.array([0, 0, -mass_head * constants.g])

    force_muscle = unit_muscle_force * res_trust.x[:, np.newaxis]

    R = -(np.sum(force_muscle, axis=0) + mass_weight)

    unit_R = R/np.linalg.norm(R)
    unit_direction = self.normal_direction / \
        np.linalg.norm(self.normal_direction)
    angle_deviation = np.arccos(np.dot(unit_R, unit_direction))

    return res_trust.x, muscle_names, R, angle_deviation,
res_trust.fun

    # read all bones from files

# array of bones and IVD
bone_array = []
joint_array = []
muscle_array = []
rotation_array = -np.ones(8)*(60/8)
# rotation_array = - np.array([8.0, 6.1, 4.9, 8.0, 7.3, 10.4, 9.8,
5.5])

# -----OPT-----
# 15 degrees
# rotation_array = - np.array([2.0, 1.5, 1.2, 2.0, 1.8, 2.6, 2.4,
1.4])

# 30 degrees
# rotation_array = - np.array([4.0, 3.1, 2.4, 4.0, 3.7, 5.2, 4.9,
2.8])

# 45 degrees
# rotation_array = - np.array([6.0, 4.6, 3.7, 6.0, 5.5, 7.8, 7.3,
4.1])

# 60 degrees
# rotation_array = - np.array([8.0, 6.1, 4.9, 8.0, 7.3, 10.4, 9.8,
5.5])

# -----TextNeck-----

# 15 degrees
# rotation_array = - np.array([3.2, 2.9, 1.2, 1.6, 1.9, 1.8, 1.3,
1.1])

# 30 degrees
# rotation_array = - np.array([6.4, 5.8, 2.4, 3.3, 3.8, 3.6, 2.6,
2.1])

# 45 degrees
# rotation_array = - np.array([9.6, 8.8, 3.5, 5.0, 5.7, 5.3, 3.9,
3.2])

# 60 degrees
# rotation_array = - np.array([12.8, 11.7, 4.7, 6.6, 7.6, 7.1, 5.2,

```

```

4.3])

# class describing given mesh, used for bone and IVD

for b in lst_bones:
    msh = mesh.Mesh.from_file('simp_' + b) # read from file
    bone_array.append(bone(msh, b)) # add to array
    bone_array[-1].mesh.z *= -1 # flip vertically
    bone_array[-1].cuboid.z *= -1 # flip vertically

# read all IVD from stl files
for j in lst_ivd:
    msh = mesh.Mesh.from_file('simp_' + j) # read from file
    joint_array.append(bone(msh, j)) # add to array
    joint_array[-1].mesh.z *= -1 # flip vertically

# read all muscles from stl files
for m in lst_muscle:
    msh = mesh.Mesh.from_file('simp_' + m) # read from file
    muscle_array.append(muscle(msh, m)) # add to array
    muscle_array[-1].mesh.z *= -1 # flip vertically
    muscle_array[-1].volume = muscle_array[-1].get_volume()

# Th1 is center of coordinate system
center_of_coordinates = bone_array[0].get_cog()
for b in bone_array:
    b.translate_coordinates(-center_of_coordinates) # translate all
    to center
    b.scale_coordinates([0.33, 0.33, 1]) # scale to physical
    dimensions in mm

for j in joint_array:
    j.translate_coordinates(-center_of_coordinates) # translate all
    to center
    j.scale_coordinates([0.33, 0.33, 1]) # scale to physical
    dimensions in mm

for m in muscle_array:
    m.translate_coordinates(-center_of_coordinates) # translate all
    to center
    m.scale_coordinates([0.33, 0.33, 1]) # scale to physical
    dimensions in mm

i = 0
for b in bone_array[1:-1]:
    cog = b.get_cog()
    # vector from lower center of rotation to cog
    b.location_in_parent = cog - joint_array[i].get_cog()
    # vector from cog to upper center of rotation
    b.location_of_joint = joint_array[i+1].get_cog() - cog
    b.joint_lower = joint_array[i].name
    b.joint_upper = joint_array[i+1].name
    # transformation to local coordinates with center in cog
    b.translate_coordinates(-cog)
    # determine corresponding muscle parts
    for m in muscle_array:
        is_m = np.append(m.mesh.z > joint_array[i].get_cog()[2],
                        m.mesh.z < joint_array[i+1].get_cog()[2],
axis=1).all(axis=1)
        segment_muscle = mesh.Mesh(
            np.zeros(np.sum(is_m), dtype=mesh.Mesh.dtype))
        segment_muscle.points = np.delete(m.mesh.points,
np.where(~is_m)[0], 0)
        b.muscle_array.append(muscle(segment_muscle, m.name))

```



```

        b.muscle_array[-1].translate_coordinates(-cog)
    i = i+1

# th1
b = bone_array[0]
cog = b.get_cog()
b.location_of_joint = joint_array[0].get_cog()
b.joint_upper = 'ivd71.stl'
for m in muscle_array:
    is_m = np.append(m.mesh.z >= np.min(b.mesh.z),
                     m.mesh.z < joint_array[0].get_cog()[2],
axis=1).all(axis=1)
    segment_muscle = mesh.Mesh(
        np.zeros(np.sum(is_m), dtype=mesh.Mesh.dtype))
    segment_muscle.points = np.delete(m.mesh.points,
np.where(~is_m)[0], 0)
    b.muscle_array.append(muscle(segment_muscle, m.name))
    b.muscle_array[-1].translate_coordinates(-cog)
# skull
b = bone_array[-1]
cog = b.get_cog()
# correction of center of rotation C1
bone_array[-2].location_of_joint = np.array([0,
                                              0, np.max(bone_array[-
2].mesh.z)])
b.location_in_parent = cog - joint_array[-1].get_cog()
for m in muscle_array:
    is_m = np.append(m.mesh.z <= np.max(b.mesh.z),
                     m.mesh.z > joint_array[-2].get_cog()[2],
axis=1).all(axis=1)
    segment_muscle = mesh.Mesh(
        np.zeros(np.sum(is_m), dtype=mesh.Mesh.dtype))
    segment_muscle.points = np.delete(m.mesh.points,
np.where(~is_m)[0], 0)
    b.muscle_array.append(muscle(segment_muscle, m.name))
    b.muscle_array[-1].translate_coordinates(-cog)
# joint upper = CG of head, after
https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10999-019-09449-x.pdf
mass_head = 4.7 # kg, Schneider et al. (1983)
arm_head_angle = np.deg2rad(20)
arm_head = 57.9 # mm
b.location_of_joint = np.array([0,
                                -arm_head*np.cos(arm_head_angle),
                                arm_head*np.sin(arm_head_angle)])
b.cuboid.x += b.location_of_joint[0]
b.cuboid.y += b.location_of_joint[1]
b.cuboid.z += b.location_of_joint[2]
b.joint_lower = joint_array[i].name
b.translate_coordinates(-cog)

for b in bone_array:
    b.set_bone_symmetry()
    b.set_center_of_muscles()

# coords_muscles = np.zeros([len(lst_muscle), len(lst_bones), 3])
# for i in range(len(lst_muscle)):
#     for j in range(len(lst_bones)):
#         coords_muscles[i, j, :] =
bone_array[j].center_muscle_array[i]

nl = np.array([138.4946127014248,
               138.4946127014248,
               140.3788393863116,
               140.3788393863116,
               98.15623284253117,

```

```

98.15623284253117,
25.336038686865543,
25.336038686865543,
21.36759647778126,
21.36759647778126,
150.04926236134608,
150.04926236134608,
114.94620686772699,
114.94620686772699,
141.3946611195352,
141.3946611195352,
205.7708410565279,
205.7708410565279])

for i in range(len(lst_muscle)):
    muscle_array[i].neutral_length = nl[i]
    muscle_array[i].volume = np.abs(muscle_array[i].get_volume())

for b in bone_array:
    b.set_volume_symmetry()

# set PCSA
pcsa = []
for i in range(len(lst_muscle)):
    pcsa.append(muscle_array[i].volume /
                muscle_array[i].neutral_length)

# backwards transformation to global coordinates
bone_array_global = copy.deepcopy(bone_array)

for i in range(len(bone_array_global)-1):
    coj = bone_array_global[i].location_of_joint
    # rotate all coordinates
    b_rot = copy.deepcopy(bone_array_global[i+1])
    b_rot.rotate_positions(rotation_array[i])
    cog = b_rot.location_in_parent
    for j in np.arange(i+1, len(bone_array_global)):
        bone_array_global[j].rotate_positions(rotation_array[i])
        bone_array_global[j].rotate_coordinates(rotation_array[i])

bone_array_global[j].rotate_muscles_coordinates(rotation_array[i])
bone_array_global[j].translate_coordinates(coj+cog)
bone_array_global[j].translate_muscles_coordinates(coj+cog)
print(bone_array_global[i].name + bone_array_global[j].name)

# define center of muscles
for b in bone_array_global:
    b.set_center_of_muscles()

coords_muscles_global = np.zeros([len(lst_muscle), len(lst_bones), 3])
for i in range(len(lst_muscle)):
    for j in range(len(lst_bones)):
        coords_muscles_global[i, j,
                                :] =
bone_array_global[j].center_muscle_array[i]

for b in bone_array_global:
    for i in range(len(lst_muscle)):
        b.muscle_array[i].neutral_length =
b.muscle_array[i].get_length(
    coords_muscles_global[i])
    print(b.muscle_array[i].neutral_length)

```

```

equieq_array = []
# muscle path definition
for i in range(len(bone_array_global)-1):
    equieq_array.append(equieq(bone_array_global[i].joint_upper))
    equieq_array[-1].center_of_rotation =
bone_array_global[i].location_of_joint + \
    bone_array_global[i].get_cog()
    equieq_array[-1].center_of_gravity = bone_array_global[-
1].location_of_joint + \
    bone_array_global[-2].get_cog()
    equieq_array[-1].normal_direction = bone_array_global[i +
1].get_cog()
- bone_array_global[i].get_cog()
    for j in range(len(bone_array_global[i].center_muscle_array)):
        equieq_array[-1].muscle_caudal.append(
            bone_array_global[i].center_muscle_array[j])
        equieq_array[-1].muscle_cranial.append(
            bone_array_global[i+1].center_muscle_array[j])
        equieq_array[-1].muscle_name.append(
            bone_array_global[i].muscle_array[j].name)
        equieq_array[-1].pcsa = copy.copy(pcsa)
        equieq_array[-1].muscle_deformation = np.append(equieq_array[-
1].muscle_deformation,
bone_array_global[i].muscle_array[j].neutral_length -
muscle_array[j].neutral_length)

# ----- Static calculation for symmetric case-----
muscle_moment_matrix = np.array([[[]]])
muscle_weight_matrix = np.array([])

for ee in equieq_array:
    cross_m, unit_muscle_force, muscle_names, pcsa, deformation =
ee.get_matrix_force_moments()
    cross_w = ee.get_moment_weight_head()

muscle_force_array = []
muscle_names_array = []
force_array = []
force_vector_array = []
level_name_array = []
angle_deviation_array = []
for ee in equieq_array:
    print("=====")
    print(ee.name)
    muscle_force, muscle_names, R, ang_dev, itr = ee.calculate_force()
    muscle_force_array.append(muscle_force)
    muscle_names_array.append(muscle_names)
    force_array.append(np.linalg.norm(R))
    force_vector_array.append(R)
    angle_deviation_array.append(ang_dev)
    level_name_array.append(ee.name[:-4])
    print("Force at level %s = %5.2f N" % (ee.name,
np.linalg.norm(R)))
    print("Center of gravity at level %s = %s" %
        (ee.name, np.array2string(ee.center_of_gravity)))
    print("Center of rotation at level %s = %s" %
        (ee.name, np.array2string(ee.center_of_rotation)))

    # plotting
bool_plot = True
if bool_plot == True:

```

```

    for b in bone_array_global:
        b.mesh.save("Export/rot30_bone_" + b.name)
        for m in b.muscle_array:
            m.mesh.save("Export/rot30_muscle_" + b.name + m.name)
    for m in muscle_array:
        m.mesh.save("Export/rot30_muscle_" + m.name)

    # plt.show()

# print muscle table
list_of_muscle = np.zeros((len(bone_array_global), len(muscle_array)))
i = 0
j = 0
for b in bone_array_global:
    for c in b.center_muscle_array:
        if np.isnan(c).any():
            list_of_muscle[i, j] = 0
        else:
            list_of_muscle[i, j] = 1
        j += 1
    i += 1
    j = 0

print(tabulate(zip(lst_muscle, list_of_muscle.transpose()))))
# -----

coords_muscles = np.zeros([len(lst_muscle), len(lst_bones), 3])
for i in range(len(lst_muscle)):
    for j in range(len(lst_bones)):
        coords_muscles[i, j, :] =
bone_array_global[j].center_muscle_array[i]

bool_plot3d = True
if bool_plot3d:
    fig = plt.figure()
    ax = mplot3d.Axes3D(fig)
    scale = []

    for b in bone_array_global:
        center = b.get_cog()
        size = b.get_size()/8
        scale.append(center.flatten())
        collection = Poly3DCollection(
            b.cuboid.vectors, linewidths=1, alpha=0.8)
        face_color = [0.5, 0.5, 1]
        collection.set_edgecolor('k')
        collection.set_facecolor(face_color)
        ax.add_collection3d(collection)

    for i in range(len(lst_muscle)):
        plt.plot(coords_muscles[i, :, 0],
                 coords_muscles[i, :, 1], coords_muscles[i, :, 2])
        ax.scatter(coords_muscles[i, :, 0],
                  coords_muscles[i, :, 1], coords_muscles[i, :, 2])
    ax.auto_scale_xyz(scale, scale, scale)
    ax.legend()
    plt.show()

    # coords_muscles[i, :, 1], coords_muscles[i, :, 2], label =
lst_muscle[i])

```