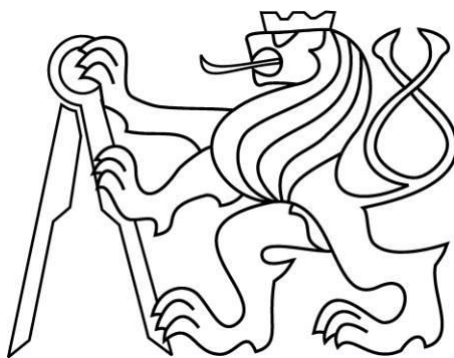


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ



Bakalářská práce

Simulátor vykloubení ramenního kloubu

Shoulder dislocation simulator

Samuel Pasler

Praha 2021



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Pasler** Jméno: **Samuel** Osobní číslo: **483256**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Simulátor vykloubení ramenního kloubu

Název bakalářské práce anglicky:

Shoulder dislocation simulator

Pokyny pro vypracování:

1. Anatomie ramenního kloubu
2. Svalově kosterní model vykloubení
3. Odhad síly vykloubení
4. Návrh simulátoru

Seznam doporučené literatury:

What are the short-specific biomechanics of a shoulder dislocation?. [online]. Dostupné z: <https://www.medscape.com/answers/93323-89472/what-are-the-short-specific-biomechanics-of-a-shoulder-dislocation>.
Bäcker HC, Galle SE, Maniglio M, Rosenwasser MP. Biomechanics of posterior shoulder instability - current knowledge and literature review. World J Orthop. 2018;9(11):245-254. Published 2018 Nov 18. doi:10.5312/wjo.v9.i11.245

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

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

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

Datum zadání bakalářské práce: **12.04.2021**

Termín odevzdání bakalářské práce: **13.08.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

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

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora: Samuel Pasler
Název BP: Simulátor vykloubení ramenního kloubu
Anglický název: Shoulder dislocation simulator
Rok: 2021
Obor studia: Bez oboru
Studijní program: Teoretický základ strojního inženýrství

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

Bibliografické údaje:	počet stran	48
	počet obrázků	30
	počet tabulek	10
	počet příloh	6

Klíčová slova: Dislokace ramenního kloubu, zatěžující síla, tuhost svalu

Keywords: Shoulder dislocation, loading force, muscle stiffness

Anotace:

Tato práce se zabývá návrhem simulátoru vykloubení ramenního kloubu. Naším cílem bylo vytvořit simulátor simulující zatížení v kloubu při jeho dislokaci. K nahrazení upínajících se svalů jsme využili pružiny o stejné tuhosti jako dané svaly.

Abstract:

This dissertation deals with desing of a shoulder dislocation simulator. Our target is to make a simulator that simulates joint load during shoulder dislocation. We used multiple springs as a replacement of surrounding muscles.

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně, pouze s použitím uvedených zdrojů v bibliografii.

V Praze dne

.....

podpis

Poděkování:

Rád bych poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce prof. RNDr. Mateji Danielovi, Ph.D. za uvedení do problematiky, poskytnutí vhodných zdrojů informací a konzultace při postupu v této práci.

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Stav problematiky	2
2.1	Přehled simulátorů vykloubení ramenního kloubu.....	2
2.2	Glenohumerální luxace.....	6
2.3	Traumatická recidivující luxace	6
2.4	Habituální luxace.....	6
2.5	Principy terapie	7
2.6	Vytvoření 3D modelu ramenního kloubu pomocí lékařských zobrazovacích metod.....	10
2.7	Fotogrammetrie.....	11
3	Anatomie	12
3.1	Kosti pletence ramenního:	12
3.2	Spojení pletence ramenního:.....	14
3.3	Svaly pletence ramenního:.....	15
3.4	Svaly paže	17
4	Cíle práce.....	18
5	Metody	19
5.1	Svalově-kosterní model	19
5.2	Simulace vykloubení ramenního kloubu	20
5.3	Určení průběhu zatížení ramenního kloubu při jeho vykloubení	21
5.4	Oblast stabilizace.....	25
5.5	Tvorba 3D modelů pomocí CT snímků	27
5.6	Tvorba 3D modelů metodou fotogrammetrie	27
5.7	Návrh simulátoru.....	29
6	Výsledky.....	31
6.1	Tuhost svalů.....	31
6.2	Průběhy zatížení svalů	31
6.3	Oblast stabilizace.....	37
6.4	3D modely vytvořené metodou segmentace	38
6.5	3D modely vytvořené metodou fotogrammetrie	40
6.6	Návrh simulátoru vykloubení ramenního kloubu.....	41
7	Diskuse.....	45
8	Závěr	47
9	Bibliografie.....	48

1 Úvod

Rameno, jakožto kulový kloub, patří k nejpohyblivějším kloubům v lidském těle. Tato pohyblivost je dána velkým rozdílem rádiu kloubní hlavice a jamky. Výrazně větší hlavice pažní kosti je nestabilně uložena v jamce ramenního kloubu. Tato rozdílnost umožňuje ramenu velký rozsah pohybu, ale také má vliv na jeho náchylnost k vykloubení. Aby se hlavice udržela v kloubní jamce, obepíná ji množství stabilizujících svalů. Tyto svaly svou synergií udržují ramenní kloub ve fyziologické poloze.

Ačkoliv je ramenní kloub silně obepnut okolními svaly, zejména mezi sportovci, ale i v běžné populaci, dochází k jeho vykloubení vlivem vnějších sil. Dojde-li k úplnému vykloubení a hlavice pažní kosti se již nenachází v kloubní jamce, je třeba vyhledat pomoc odborníka. Ke správné repozici ramenního kloubu je totiž třeba správně vyhodnotit daný úraz a zvolit správnou repoziční metodu. Při správném ošetření se nejedná o nijak závažné zranění. Ovšem při neodborném zásahu může dojít k dalším zraněním jako třeba zlomenině pažní kosti či potrhání přilehlých svalů.

V běžných výukových podmínkách je velmi složité napodobit ramenní dislokaci. Studenti medicínských oborů jsou na terapii tohoto zranění připravováni převážně teoreticky. Pro přiblížení výukových podmínek realitě se začínají využívat simulátory ramenní dislokace. Jedná se ovšem stále o těžko dostupný artikl. Jejich konstrukce jsou drahé a praktikovatelné metody repozice jsou velmi omezené. Námí vytvořený model se snaží vyhovět požadavkům medicínských oborů. Jeho konstrukce je díky 3D tisků laciná. Na rozdíl od komerčních simulátorů není náš model určený k provádění jen určitých metod repozice. Náš model díky jeho konstrukci, která se přibližuje anatomické stavbě ramenního kloubu, simuluje reálné chování tohoto kloubu. Slouží tedy k lepší vizuální představě dané problematiky, ale také k simulaci sil, které jsou při ramenní dislokaci vyvolány okolním svalstvem.

2 Stav problematiky

2.1 Přehled simulátorů vykloubení ramenního kloubu

Se stále zlepšujícími se technologiemi a se zvyšujícím se zájmem o toto odvětví se v ortopedických oborech začíná využívat simulátorů, které svou věrohodností jsou schopny napodobit chování částí lidského těla. Tyto simulátory mohou sloužit jako výuková pomůcka pro studenty medicínských oborů, či například v trenérské praxi.

- **Sawbones**

Tato americká společnost byla založena Fossem Millerem a Dr. Frederickem Lippertem v roce 1975. Od svého vzniku se zaměřují na výrobu velmi věrohodných modelů různých částí lidského kosterního aparátu, které slouží jako výuková pomůcka v ortopedických oborech. [1]

Firma Sawbones ve svém širokém spektru výrobků nabízí také simulátor dislokace ramenního kloubu (Shoulder Dislocation Simulator). Tento model se skládá z masivního standu připomínající hrudník a z pohyblivé paže, která je pokrytá materiálem napodobující lidskou pokožku. Z hlediska anatomicky funkčních částí se tento model skládá z hlavice humeru, glenoidální jamky a akromiomu. [2]



Obrázek 1-Simulátor dislokace ramenního kloubu společnosti Sawbones [2]

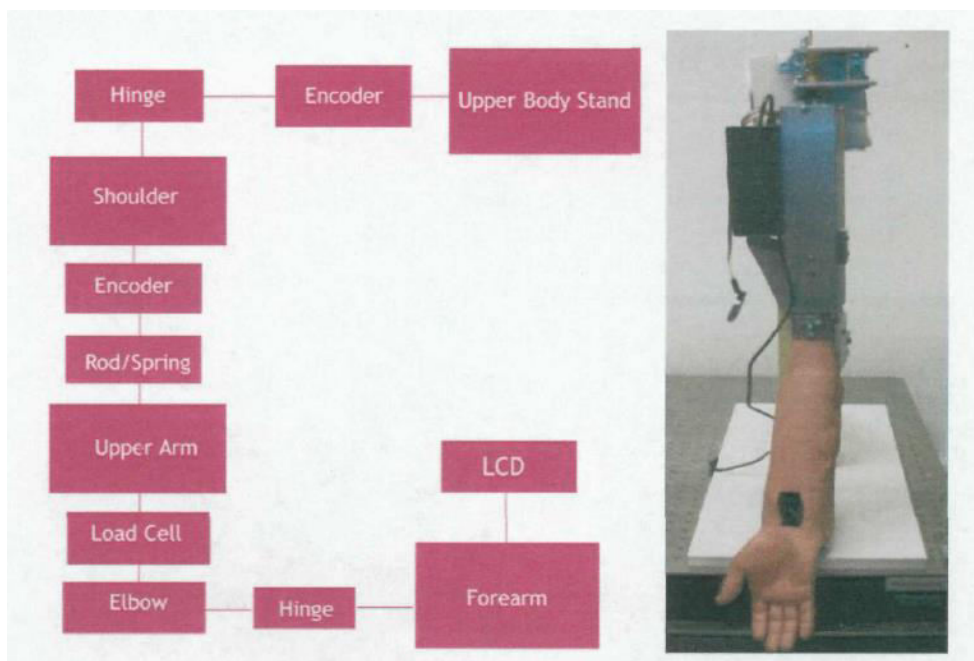
Výrobce uvádí několik relokačních metod, které na tomto simulátoru lze demonstrovat. Z metod, které uvádíme v přehledu principů terapie, lze na tomto simulátoru aplikovat metodu Fares či metodu trakce a protitrakce. [2] Vzhledem k tomu, že se jedná o komerční výrobek, firma neuvádí mechanismus, který napodobuje ramenní dislokaci a tedy nelze diskutovat jeho provedení. Společnost Sawbones na naši žádost o poskytnutí podrobnějších technických údajů nereagovala.

Nevýhodou tohoto modelu může být jeho zaměření na určité metody repozice ramenního kloubu. Lze se na něm naučit uváděné metody, avšak luxace ramenního kloubu je natolik komplexní problém, že nelze vždy použít jen omezené množství reпозиčních technik [3]. Při práci na návrhu našeho modelu vykloubení si klademe za cíl schopnost simulovat působení sil na kloub z komplexnějšího pohledu a přiblížit se tak skutečnému chování ramenního kloubu.

- **Severozápadní univerzita (Northwestern University)**

Tento simulátor byl vyroben na Severozápadní univerzitě v Illinois, USA, studenty Jin Tao, Sabeen Admani a Farezem Admani v rámci Robert R. McCormick School of Engineering and Applied Science. [4]

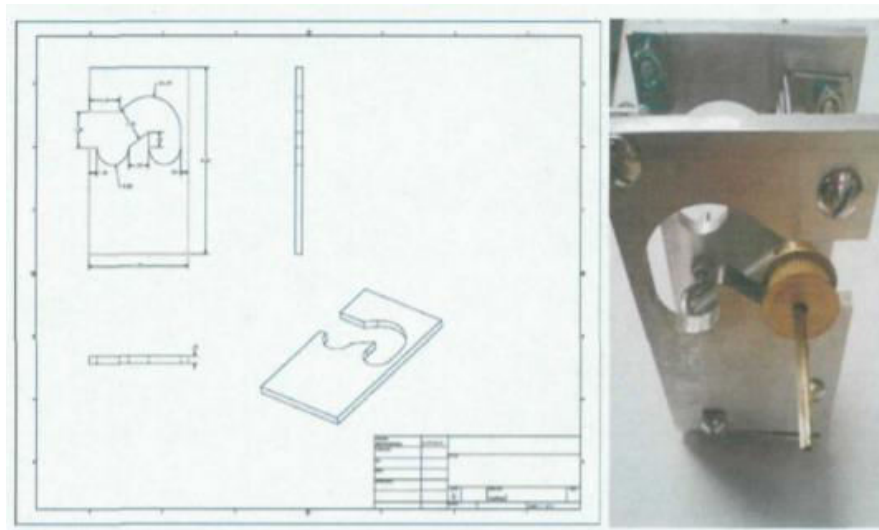
Tento simulátor se skládá z vertikálního standu, na kterém je upevněna anatomicky funkční paže. Oproti předchozímu modelu je tento simulátor vybaven měřicími zařízeními a LCD displejem.



Obrázek 2-Simulátor dislokace ramenního kloubu vyvinutý na Severozápadní univerzitě [4]

Tento simulátor je unikátní tím, že je schopný zaznamenávat měřené veličiny a tyto veličiny zobrazovat v reálném čase na LCD displeji. Pomocí siloměru umístěného v loketním kloubu je zaznamenávána trakční síla, kterou uživatel vyvíjí na paži a pomocí zařízení pro měření úhlové rychlosti se zaznamenává změna úhlu paže. LCD displej umístěný na předloktí je určen ke sledování měřených veličin. Tým studentů provedl sérii měření se skupinou doktorů, kteří v praxi určili ideální velikost trakční síly a úhlovou rychlost pro správnou repozici ramenního kloubu. Uživatel může tedy pomocí sledování hodnot na displeji dosáhnout ideálních sil a naučit se správně provedené repozici. [4]

Tento simulátor byl vyroben pro provedení Hennepinovo techniky repozice ramenního kloubu. Tomu byl také přizpůsoben systém simulující chování ramenního kloubu. Byl vytvořen tedy rám, který má 2 rovnovážné polohy napodobující stabilní polohu v normální a dislokované poloze ramene. [4]



Obrázek 3-Nákres v CADu a skutečný rám simulující pohyb ramenního kloubu [4]

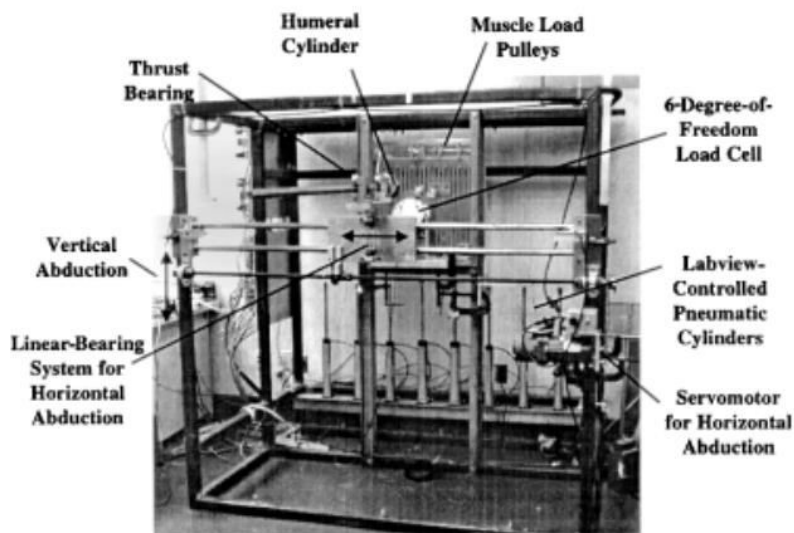
Trajektorie vyříznutí v profilu je přizpůsobena tomu, aby zamezila repozici při nesprávném provedení Hennepinovo techniky. To zajišťují také pružiny, které simulují svalové a vazové napětí v dislokované pozici. Při správném provedení Hennepinovo techniky dojde k rotaci kloubu a za použití správné trakční síly dojde k uzamčení kloubu v druhé rovnovážné poloze odpovídající fyziologické poloze ramenního kloubu. [4]

Vizuálně je model velmi povedený. Díky měřicím zařízením, kterými je opatřen, může model mimo jiné sloužit jako nástroj pro další výzkumy. Velkým nedostatkem tohoto modelu je zaměření pouze na jednu repozici techniku, čemuž je také uzpůsobena oblast ramenního kloubu.

- **A novel cadaveric model for anterior-inferior shoulder dislocation using forcible apprehension positioning**

V roce 2003 byla zveřejněna studie v Journal of Rehabilitation Research and Development skupinou odborníků z Orthopaedic Biomechanics Laboratory, University of California, ve které zkoumali zatížení hlavice humeru při vykloubení z ramenního kloubu [5]. Jako vzorky k jejich výzkumu posloužily paže, které byly odděleny od mrtvých těl jedinců ve věku $82 \pm 9,2$ let bez evidence předchozích zranění rotátorové manžety. Na těchto vzorcích byly ponechány pouze šlachy svalů rotátorové manžety, m. deltoideus a m. pectoralis major. Jednotlivé šlachy sloužily jako přenašeče

silového zatížení, které bylo vyvoláno systémem kladek. Celé měření bylo provedeno ve speciálně upravené konstrukci viz Obrázek 4.



Obrázek 4-Konstrukce pro měření ramenní dislokace [5]

Všechny vzorky, které byly při studii použity, vykazaly rostoucí velikost zatížení až do chvíle vykloubení. Stejných výsledků jsme dosáhli i při našem měření. Velikost zatížení pro dané vzorky v anteriorním a inferiorním směru, tlačná síla a síla od m. pectoralis major je znázorněna v Tabulka 1.

No.	Age (yr)	Anterior Force (N)	Inferior Force (N)	Compression Force (N)	Pectoralis Major Force (N)	Abduction Angle (°)
1	84	185	208	494	467	14.7
2	74	293	113	490	501	28.6
3	94	241	238	488	458	22.5
4	94	261	280	505	526	23.9
5	84	200	162	466	417	18.6
6	74	284	131	509	490	21.3
7	84	29	18	539	395	26.8
8	77	284	102	723	660	38.2
Mean	83.1	222.1	156.5	526.8	489.3	24.3
SEM	2.8	31.0	29.7	29.0	28.7	2.5

SEM = standard of error of mean

Tabulka 1-Anteriorní, inferiorní zatížení, tlačná síla, síla od m. pectoralis major, úhel abdukce [5]

Vzhledem k tomu, že se jedná o studii provedenou na skutečné lidské paži, mohou nám její výsledky sloužit jako přibližná verifikace našich výsledků.

2.2 Glenohumerální luxace

Glenohumerální kloub důsledkem rozdílných velikostí humerální hlavičky a kloubní jamky velký rozsah pohybu. Povrch glenoidální jamky tvoří asi jen 25-30% kloubního povrchu hlavičky. Kvůli

Fakulta strojní

tomuto rozdílu je ovšem tento kloub také velmi nestabilní. Tato nestabilita je kompenzována měkkotkáňovými stabilizátory. Ovšem i přes tuto stabilizaci dochází poměrně často k luxaci ramenního kloubu [6].

- **Traumatická recidivující luxace**

Tento typ luxace je zaviněn určitým druhem úrazu, nejčastěji pádem na rameno. V naprosté většině případů dochází k přední luxaci, kdy je paže v abdukci, zevně vyrotovaná a dochází k hyperextenzi paže, čímž dojde k odchýlení hlavice pažní kosti od kloubní jamky. Spolu s luxací může dojít k dalším poškození kostí či tkání. Mezi časté doprovodné úrazy patří poranění šlach rotátorové manžety či poranění cév, v těžších případech ke zlomeninám například velkého hrbolu pažní kosti.

Méně častá je zadní luxace, kdy je paže natažena v addukci a vnitřní rotaci. K tomuto typu luxace může dojít následkem těžkého svalového spazmu při epileptickém záchvatu nebo po úrazu elektrickým proudem [6].

- **Habituální luxace**

Tento druh luxace bývá zapříčiněn vrozenými vadami, například dysplazií kloubu nebo nevhodným sklonem kloubní plochy. K luxaci dochází i při běžných denních činnostech bez předchozího úrazu [6]

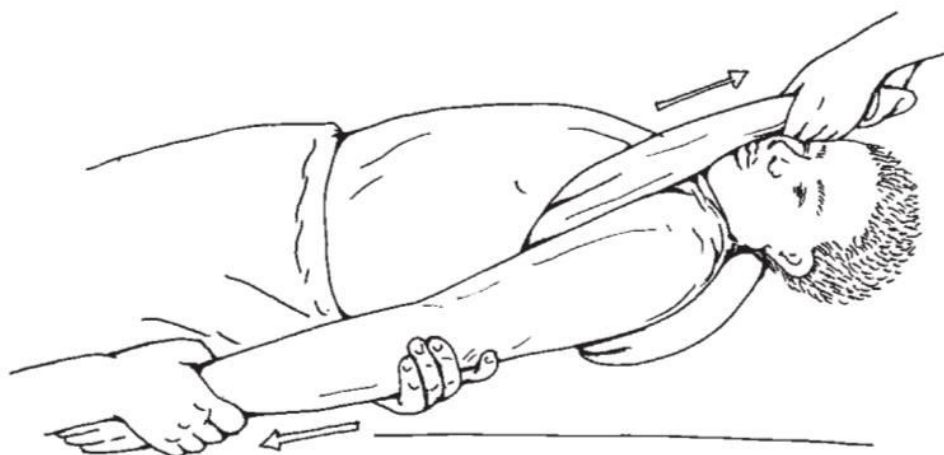


Obrázek 5 - přední luxace ramenního kloubu [7]

2.3 Principy terapie

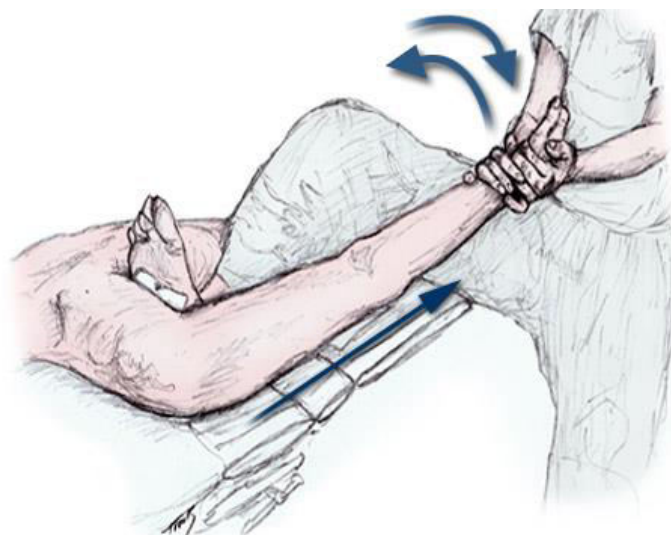
Repozici vykloubeného ramene je potřeba provést co nejdříve po traumatu. I přestože je tento úkon velmi nepříjemný pro pacienta, lze jej provést bez anestezie. K repozici se používá několik známých manévrů:

- **Metoda trakce a protitrakce** - Pacient je v pozici ležmo na zádech. Provádíme tah za končetinu abdukovanou do 30° od těla v supinační poloze. Pomocník provádí protitah pomocí látky protažené v podpaží pacienta. Pomocí zevní rotace paže dojde k uvolnění *m. teres minor*, *m. infraspinatus* a *m. supraspinatus* a pažní hlavice se vrátí do kloubní jamky [7].



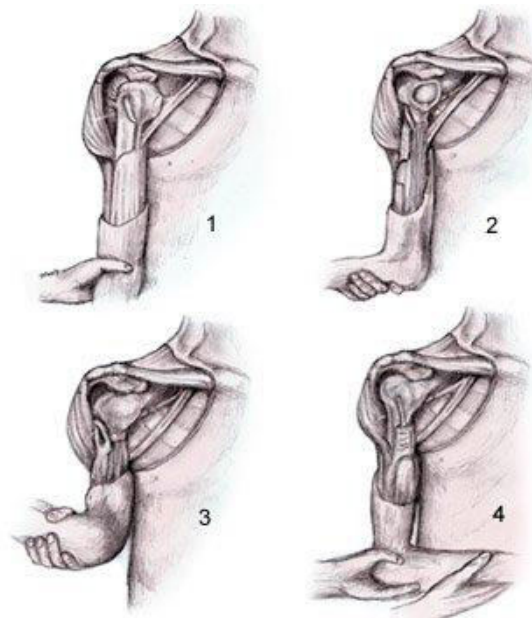
Obrázek 6 - repozice ramenního kloubu pomocí asistenta [8]

- **Hippokratův manévr** – Pacient leží na zádech. Provádíme tah abdukované paže přibližně do 30°. Zároveň tlačíme patou či pěstí do podpažní jamky, čímž vyvineme tlak na hlavici humeru. Pomocí tlaku a tahu, který na paži vyvíjíme, a její zevní rotaci dojde k repozici kloubu. Tento manévr je vhodné provádět při celkové anestezii. Jedná se totiž o velmi bolestivý úkon, který by pro pacienta byl těžko snesitelný. Navíc svaly rotátorové manžety táhnoucí hlavici zpět do jamky musí být uvolněné, jinak by mohlo dojít k anatomicky špatné repozici [7].



Obrázek 7 - Hippokratův manévr při repozici ramenního kloubu [9]

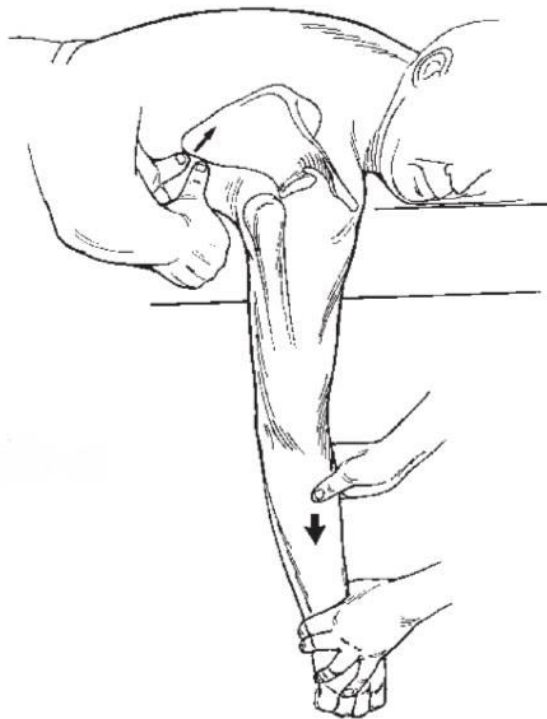
- **Kocherův manévr** – V tomto případě může být pacient posazen. Provedeme plnou addukci paže a flexi v loketním kloubu. Supinovanou paži opatrně zevně rotujeme, dokud necítíme odpor. Poté předsuneme paži v sagitální rovině a provedeme vnitřní rotaci. Pokud nedojde k repozici, je nutné tento postup opakovat, či zvolit jinou metodu. Od tohoto manévrů se ovšem v posledních letech opouští, jelikož může dojít ke zlomenině humeru [7]



Obrázek 8 - Kocherův manévr při repozici ramenního kloubu [9]

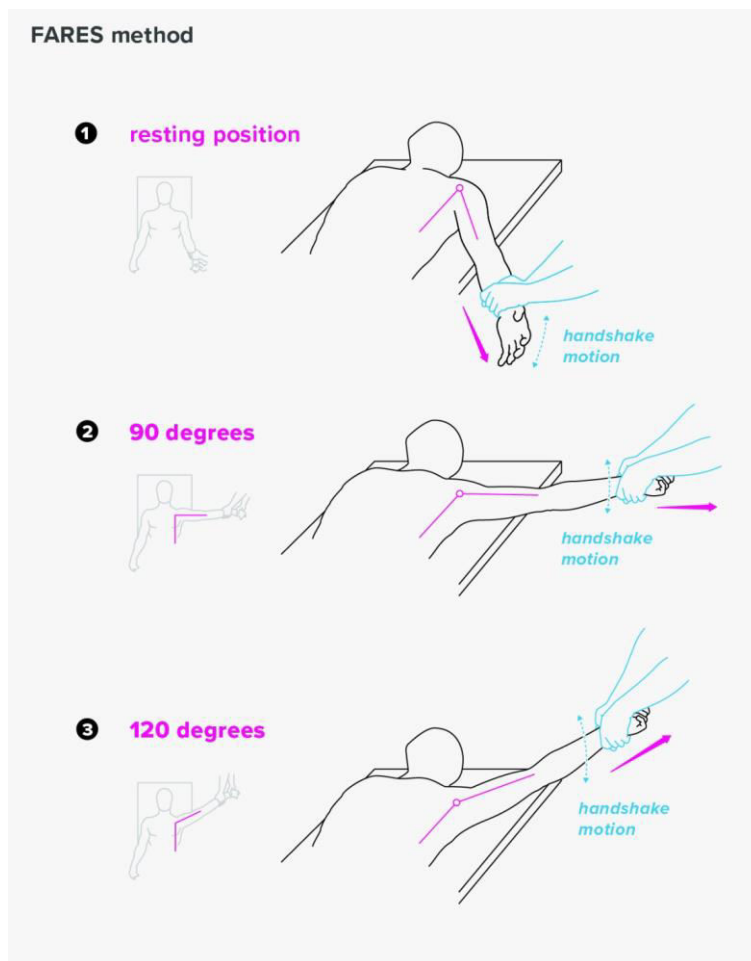
- **Džanelidzeho manévr** – Pacienta položíme na břicho na vyvýšené lehátko. Poraněnou ruku vyvěsíme z lehátka a zatížíme ji tahem (lze použít závaží či tah vyvinout vlastní silou). Poté paži zevně rotujeme, čímž dojde k repozici kloubu. Tato metoda je svým provedením velmi

podobná **Stimsonově metodě**, při které se pacientova pronovaná paže zatíží závažím a k repozici dojde spontánně v řádu několika minut [8].



Obrázek 9 - Džanelidzeho manévr při repozici ramenního kloubu [8]

- **Faresova metoda** – Pacient leží na zádech. Chytíme pacientovu ochromenou paži a začneme na ni působit tahem. Nyní začneme s malými vertikálními kmity, zatímco abdukujeme pacientovu ruku. Jakmile dosáhneme přibližně pravého úhlu mezi tělem a paží, externě vyrotujeme paži a působící trakcí a kmitavými pohyby dále abdukujeme. Při správném provedení dochází k repozici přibližně při dosažení 120° . Ve srovnání s Hippokratovo a Kocherovo metodou vykazuje Faresova metoda vyšší úspěšnost při repozici při podstatně kratším čase [10].



Obrázek 10-Faresova metoda při repozici ramenního kloubu [11]

Tyto manévry patří mezi hojně využívané metody při repozici vykloubeného glenohumerálního kloubu. Existuje daleko více způsobů, jak napravit vykloubené rameno a vždy je na zvážení zdravotníka, jaký způsob je vhodný.

2.4 Vytvoření 3D modelu ramenního kloubu pomocí lékařských zobrazovacích metod

Zobrazovací metody mají v medicíně nezastupitelnou roli při léčbě různých chorob, ale také pro další práci s obrazem. Mezi nejpoužívanější zobrazovací metody patří například rentgenová počítačová tomografie (CT), nukleární magnetická rezonance (NMR) nebo ultrazvuk [12]. Výstupem jsou 2D, u pokročilejších technologií také 3D, obrazy. Mezi tyto technologie se například řadí již zmíněné CT či NMR. K vytvoření 3D modelu z obrazových výstupů této metody se využívá segmentovaného obrazu. Pomocí segmentace jsme v následné editaci obrazu schopni oddělit prvky obrazu se stejnými vlastnostmi. V získaných CT snímcích jsme tedy schopni například oddělit vizuálně kosterní systém od zbylých částí lidského těla jako na Obrázek 11.



Obrázek 11-CT snímek ramenního kloubu ve frontální rovině

Pro vytvoření 3D modelu kosti z CT snímku existuje několik postupů. Jednotlivé kosti je možné manuálně segmentovat a vytvářet tak vrstvy obsahující obrys geometrie dané kosti. Výhodou této metody je poměrně vysoká přesnost, avšak je velmi časově náročná. Pokročilejším postupem je automatická segmentace daných kostí, k čemuž slouží například program Slicer 4.11. Automatická segmentace je z uživatelského hlediska velmi snadná a časově nenáročná. Pro vytvoření 3D modelu je ovšem nutným vstupem pohled z frontální, sagitální i transverzální roviny.

2.5 Fotogrammetrie

Ačkoliv fotogrammetrie nemá přesnou definici, naučná literatura ji definuje jako: „Vědní obor zabývající se získáváním spolehlivých informací o vlastnostech povrchů a objektů bez fyzického kontaktu s daným objektem, a měřením a interpretací těchto informací.“ [13].

Takto získávané informace lze rozdělit do 4 skupin: [13]

- **Geometrické informace** - zahrnují data o orientaci v prostoru a tvaru daného objektu.
- **Fyzikální informace** – odkazují na elektromagnetické záření, případně vlnovou délku daného objektu.
- **Sémantické informace** – Vztahují se k významu obrazu.
- **Časové informace** – Vztahují se ke změně obrazu v čase porovnáváním snímků pořízených v rozdílném čase.

Z hlediska dělení fotogrammetrie jsme využili vícesnímkovou pozemní fotogrammetrii. Při vícesnímkové fotogrammetrii se využívá vzájemného překryvu snímků vyfocených z různých míst pro určení polohy bodů fotografovaného objektu. V praxi se nejvíce uplatňuje tzv. normální případ stereofotogrammetrie, kde lze polohy bodů určit pomocí horizontální paralaxe [14].

3 Anatomie

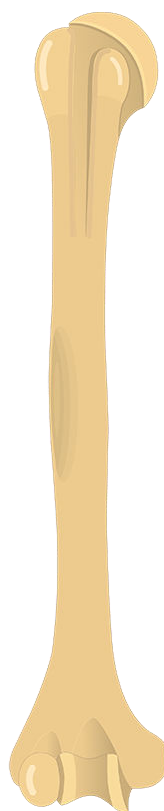
Kostra horní končetiny se skládá ze 2 struktur – ramenního pletence a volné končetiny [15].

3.1 Kostí pletence ramenního:

Humerus

Kost pažní je dlouhá kost horní končetiny skládající se z:

- **Caput humeri** – hlavice pažní kosti
- **Corpus humeri** – tělo pažní kosti
- **Condylus humeri** - distální kloubní konec

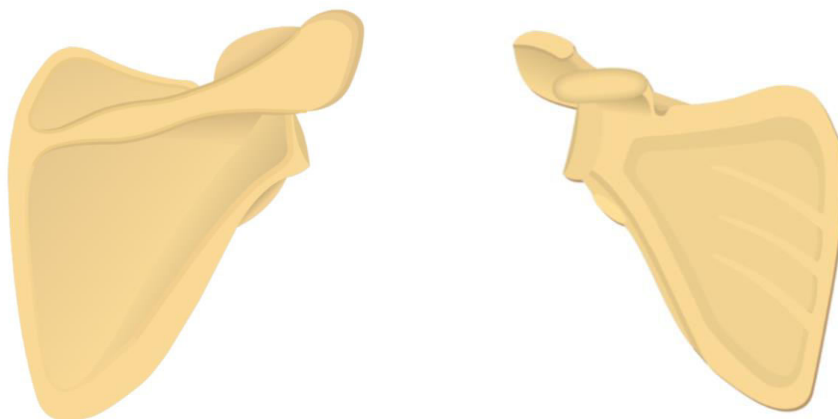


Obrázek 12-Humerus [16]

Na proximálním konci pažní kosti se nachází hlavice, která je součástí ramenního kloubu. Hlavice je vůči tělu kosti nakloněna tak, že osa hlavice svírá s osou těla úhel 130° . Na obvodu hlavice se nachází tuberculum minus a tuberculum majus, na které se upínají stěžejní svaly rotátorové manžety. Hlavice je zakončena collum chirurgicum, který je výrazný jeho úzkým profilem. Nejdelší část pažní kosti je tělo, které z kulovitého tvaru přechází do trojhranu u jeho distálního konce. Pažní kost je zakončena condylus humeri. Ten je výrazný svými 2 hrbolky na mediální a laterální straně epicondylus medialis a lateralis, na které se upínají svaly předloktí [17].

Scapula

Lopatka je plochá kost trojúhelníkového tvaru, která se nachází ve výšce 2.-7. žebra. Je součástí ramenního pletence. V *cavitas glenoidalis* je spojena s pažní kostí, a ve *facies articularis clavicularis* na *acromionu* se připojuje *clavicula*. Její zadní plocha *facies posterior* je charakteristická svým konvexním zakřivením, zatímco její přední strana *facies anterior* je mírně konkávní [15].



Obrázek 13-Scapula [16]

Na její zadní ploše je velmi výrazná *spina scapulae*, která odděluje plochy *fossa supraspinata*, na kterou se upíná *m. supraspinatus*, a *fossa infraspinata*, na jejíž ploše je upnut *m. infraspinatus*. Na její přední ploše se nachází *fossa subscapularis*, na které začíná *m. subscapularis*. Mezi *claviculou* a *cavitas glenoidalis* se nachází výrazný výběžkovitý útvar *processus coracoideus*, na který se upíná *m. biceps brachii* a *m. pectoralis minor* [17].

Clavicula

Klíční kost je esovitě prohnutá kost, na jedné straně spojena s hrudní kostí a na straně druhé se spojuje s *acromiem* lopatky. Je součástí pletence ramenního. Silnější konec u hrudní kosti se nazývá *extremitas sternalis*, konec spojený s *acromiem* lopatky je *extremitas acromialis*. Tyto dva konce propojuje *corpus claviculae*, na které se upíná *m. pectoralis major* [15].



Obrázek 14-Clavicula [16]

3.2 Spojení pletence ramenního:

Hlavním spojením pletence ramenního je kloub sternoklavikulární, který spojuje klíční a hrudní kost. Dalším důležitým spojením je kloub akromioklavikulární, který spojuje klíční kost s lopatkou. Ramenní pletenec a hrudník spolu tvoří trojboký prostor zvaný fossa axillaris. Tato plocha je ohraničena ramenním kloubem, klíční kostí, lopatkou a boční stěnou hrudníku [17].

Articulatio sternoclavicularis

Jedná se o složený, kulový, málo pohyblivý kloub spojující facies articularis sternalis klíční kosti s incisura clavicularis na manubrium sterni. Mezi klíční a hrudní kostí se nachází discus articularis. Úlohou této vazivové chrupavky je vyrovnávání různě zakřivených ploch. Jelikož je kloubní plocha klíční kosti větší než jamka na manubriu, stabilizují kloubní pouzdro tato ligamenta: ligamentum sternoclaviculare anterius et posterius, ligamentum interclaviculare a ligamentum costoclaviculare [17].

Articulatio acromioclavicularis

Articulatio acromioclavicularis spojuje distální konec klavikuly s akromiem lopatky. Klavikula se s lopatkou stýká na plochách facies articularis clavicularis acromii a facies articularis acromialis claviculae. Je to plochý, málo pohyblivý a kraniálně zesílený kloub. Jeho nízký rozsah pohybu doplňuje celkovou pohyblivost horní končetiny. U některých jedinců se navíc objevuje na kraniální straně discus articularis. Articulatio acromioclavicularis je zpevněna ligamenty z několika stran. Horní stranu kloubu zpevňuje ligamentum acromioclaviculare. Ligamentum coracoacromiale svým umístěním má vliv na omezení abdukce humeru nad horizontální úroveň. Třetím ligamentem obepínající tento kloub je ligamentum coracoclaviculare, který omezuje pohyb lopatky a je složen ze 2 částí – ligamentum trapezoideum a ligamentum conoideum [17].

Articulatio humeri

Articulatio humeri se již řadí mezi klouby volné horní končetiny. Svým tvarem je to kloub kulový volný a patří mezi nejpohyblivější klouby v lidském těle. Je schopen rotovat kolem všech 3 os

Fakulta strojní

v poměrně velkém rozsahu. Caput humeri tvoří kloubní hlavici a cavitas glenoidalis tvoří jamku kloubu. Jelikož je kloubní jamka velmi malá oproti velké kloubní hlavici, nachází se v prostoru kloubní jamky chrupavčitý lem labrum glenoidale, který zvětšuje rozsah kloubní jamky. I přesto je velikost jamky a hlavice velmi rozdílná. Z tohoto důvodu obepíná ramenní kloub velké množství silných vazů, které jsou součástí tzv. rotátorové manžety. Ligamentum coracohumerale se nachází na horní straně kloubu a prochází mezi processus coracoideus a tuberculum majus humeri. Na frontální straně kloubu se nachází tři intrakapsulární vazy ligamentum glenohumerale superius, medium a inferius. Nad kloubní jamkou se od processus coracoideus k akromiu lopatky táhne ligamentum coracoacromiale. Na vnějším transverzálním okraji caput humeri se nachází ligamentum transversum humeri, který přidrží šlachu dlouhé hlavy m. biceps brachii. I přes velké množství svalů a šlach, které obepínají ramenní kloub, je poměrně častým zraněním jeho vykloubení, které může tyto vazy nenávratně poškodit [17].

3.3 Svaly pletence ramenního:

Svaly ovlivňující pohyb ramenního pletence se dělí podle inervace na svaly spinohumerální, thorakohumerální a svaly ramenní.

Svaly thorakohumerální

Název	Začátek	Úpon	Funkce
m. pectoralis major	<ul style="list-style-type: none"> pars clavicularis-clavicula pars sternocostalis-sternum až po 7. žebro pars abdominalis-aponeurózy bočních břišních svalů 	humerus-crista tuberculi majoris	Addukce, flexe, vnitřní rotace paže
m. pectoralis minor	3.-5. žebro	scapula-processus coracoideus	Protrakce a deprese lopatky
m. serratus anterior	zuby na 1.-9. žebro	scapula-margo medialis	Protrakce lopatky, fixace lopatky k hrudníku, vnější rotace lopatky
m. subclavius	1. žebro	clavicula-sulcus musculi subclavii	Deprese klíční kosti, elevace 1. žebra

Tabulka 2-Thorakohumerální svaly [15]

Svaly spinohumerální

Název	Začátek	Úpon	Funkce
m. trapezius	os occipitale	clavicula- extremitas acromialis, scapula-acromion	Elevace lopatky, retroflexe hlavy, lateroflexe hlavy, fixace lopatky k páteři
m. latissimus dorsi	obratle T7-S5, fascia thoracolumbalis, os coxae, crista iliaca,	humerus-crista tuberculi minoris	Vnitřní rotace, addukce a dorzální flexe paže
m. rhomboidei	<ul style="list-style-type: none"> • rhomboideus major- obratle T1-T4 • rhomboideus minor- obratle C6-C7 	scapula	elevace a retrakce lopatky
m. levator scapulae	obratle C1-C4	scapula-angulus superior	Elevace lopatky, lateroflexe páteře, vnitřní rotace lopatky,

Tabulka 3-Spinohumerální svaly [15]

Svaly ramenní

Název	Začátek	Úpon	Funkce
m. deltoideus	<ul style="list-style-type: none"> • pars spinalis-spina scapulae • pars acromialis- acromion • pars clavicularis- clavicula 	humerus	dorzální flexe a vnější rotace paže, abdukce paže, ventrální flexe paže
m. supraspinatus	scapula-fossa supraspinata	humerus- tuberculum majus	abdukce paže, vnější rotace, stabilizace hlavice humeru v jamce
m. infraspinatus	scapula-fossa infraspinata	humerus- tuberculum majus	addukce a vnější rotace paže
m. teres minor	scapula	humerus-	addukce a vnější

		tuberculum majus	rotace paže
m. teres major	scapula	humerus-crista tuberculi minoris	addukce, dorzální flexe a vnitřní rotace paže
m. subscapularis	scapula	humerus- tuberculum minus	addukce a vnitřní rotace paže

Tabulka 4-Ramenní svaly [15]

3.4 Svaly paže

Přesto, ale možná právě proto, že se v této práci zabýváme stabilizací ramenního kloubu, nesmíme opomenout také svaly paže, které se částečně také podílejí na této stabilizaci. Svaly paže, které dále v naší práci uvažujeme, jsou vypsány v Tabulka 5 včetně jejich začátku, úponu a funkce [15].

Název	Začátek	Úpon	Funkce
m. biceps brachii	Tuberculum supraglenoidale, processus coracoideus	Tuberositas radii	Abdukce a addukce paže, supinace a flexe předloktí
m. coracobrachialis	Processus coracoideus	Humerus	Addukce a ventrální flexe paže
m. triceps brachii	Scapula, humerus	Ulna – olecranon	Extenze předloktí

Tabulka 5-Uvažované svaly paže [15]

4 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout simulátor, který by napodoboval silové působení v ramenním kloubu při jeho vykloubení. Pokusíme se navrhnout simulátor, který bude možné využít pro většinu metod repozice a bude sloužit také jako vizuální pomůcka. Využitím 3D tisku a levných konstrukčních prvků dosáhneme nízkých výrobních nákladů.

Hlavními pokyny pro vypracování jsou:

1. Anatomie ramenního kloubu
2. Svalově-kosterní model vykloubení
3. Odhad síly vykloubení
4. Návrh simulátoru

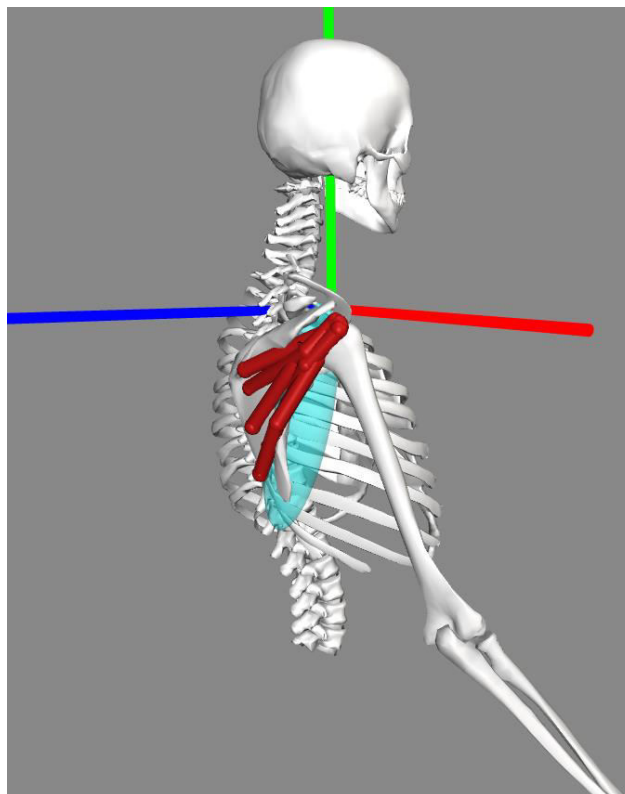
5 Metody

5.1 Svalově-kosterní model

Jako výpočetní a vizualizační model nám posloužil model vyvinutý v rámci NIH contract “Brain-Controlled Hybrid Functional Electrical Stimulation”, led by Dr. Robert F. Kirsch at Case Western Reserve University [18], se kterým jsme dále pracovali ve volně dostupném softwaru OpenSim 4.1. Tento model jsme zvolili pro jeho zaměření na svaly obepínající ramenní kloub a software OpenSim 4.1 jsme použili pro jeho dobrou vizualizaci dané problematiky a možnost úpravy modelu svým potřebám. Dané výstupy z tohoto softwaru byly vytvořeny pomocí pluginu MuscleForceDirection a dále zpracovávány v softwaru Matlab.

V lidském těle se nachází svaly, které mají přímou linii a jejich skutečný úpon je zároveň také úponem efektivním, a svaly, které se obtácejí kolem některého kosterního segmentu či kloubu. U těchto svalů vzniká nový efektivní úpon a ve výpočetních modelech je třeba definovat plochu obtáčení svalu. Pro dosažení věrohodnějších počátečních podmínek bylo tedy nutné svalově-kosterní model následovně modifikovat:

- **Obtáčení svalů** – Ve výpočetních modelech se velmi často využívají různé techniky pro určení obtáčení svalů. Pro jeho jednoduchost, avšak dostatečnou přesnost, jsme v našem výpočetním modelu uvažovali model s definovanými plochami obtáčení [19]. Bylo tedy třeba kosterní segmenty, kolem kterých se obepínají uvažované svaly, nahradit geometrickými objekty dostatečně nahrazující geometrii dané kosti. Původně měl model nadefinovanou plochu obtáčení kolem hlavice humeru, což ovšem nestačilo pro obtáčení svalů upínajících se na segmentu scapuly. Pro tyto účely jsme vytvořili elipsoid, pomocí kterého můžeme simulovat obtáčení m. infraspinatu kolem hrbolovitého výběžku za fossa infraspinata. Na povrchu tohoto elipsoidu můžeme pro každý obtáčeující se sval uvažovat nový efektivní úpon, pomocí kterého určíme danou zatěžující sílu. Jak ovšem lze vidět na Obrázek 15, tento elipsoid nedokáže dokonale nahradit danou geometrii.



Obrázek 15-Obtáčení m. infraspinatu kolem elipsoidu

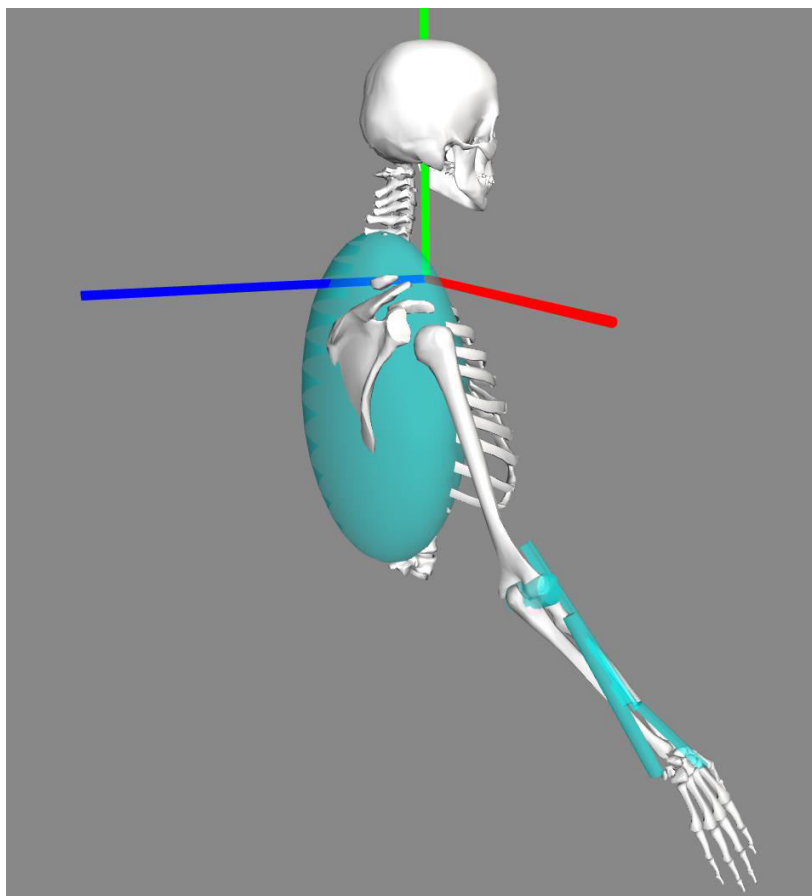
- **Rozdělení svalů na více navzájem nezávislých svalových jednotek** – Jak je zmíněno v předchozí kapitole, elipsoid vložený jako objekt obtáčení pro m. infraspinatus nedokáže nasimulovat přesné reálné obtáčení svalu kolem segmentu scapuly. Pro zpřesnění našich výsledků jsme některé svalové segmenty rozdělili do 2 navzájem nezávislých jednotek. Jednotlivým svalovým jednotkám jsme nadefinovali mezi proximálním a distálním úponem nový, myšlený, úpon na vrchol hrbolovitého výběžku. Touto úpravou jsme se opět přiblížili reálnému obtáčení m. infraspinatu kolem scapuly a dosáhli tak přesnějších výsledků.

5.2 Simulace vykloubení ramenního kloubu

Pro určení průběhu zatížení ramenního kloubu je nejprve nutné nasimulovat vykloubení daného kloubu. Původní model definuje pouze 3 stupně volnosti (rotace kolem osy x, y a z), což není dostatečné pro vykloubení ramenního kloubu. V rámci vykloubení musíme také počítat s laterálním posuvem. Proto bylo nutné model upravit a přidat mu další 3 stupně volnosti (translace po ose x, y a z)

V takto upraveném modelu již bylo možné nasimulovat vysunutí hlavice pažní kosti z kloubní jamky. Pro následující výpočet průběhu zatížení ramenního kloubu jsme daný pohyb rozdělili do celkem 150 časových okamžiků, které jsou definovány x, y a z složkou polohy středu hlavice pažní kosti. Soubor

shoulder_lux.mot obsahující těchto 150 okamžiků byl naimportován do softwaru OpenSim 4.1, který zobrazil daný pohyb hlavičky pažní kosti. Konečná podoba daného vykloubení viz Obrázek 16.



Obrázek 16-Model v konečné poloze vykloubení ramenního kloubu

5.3 Určení průběhu zatížení ramenního kloubu při jeho vykloubení

Ačkoliv původní model obsahuje svalstvo výhradně z okolí ramenního kloubu, museli jsme vybrat ty svaly, které splňují následující podmínky:

1. Procházejí kolem ramenního kloubu
2. Poloha jejich začátku se nachází v segmentu scapuly, příp. claviculy.
3. Poloha jejich úponu se nachází v segmentu humeru

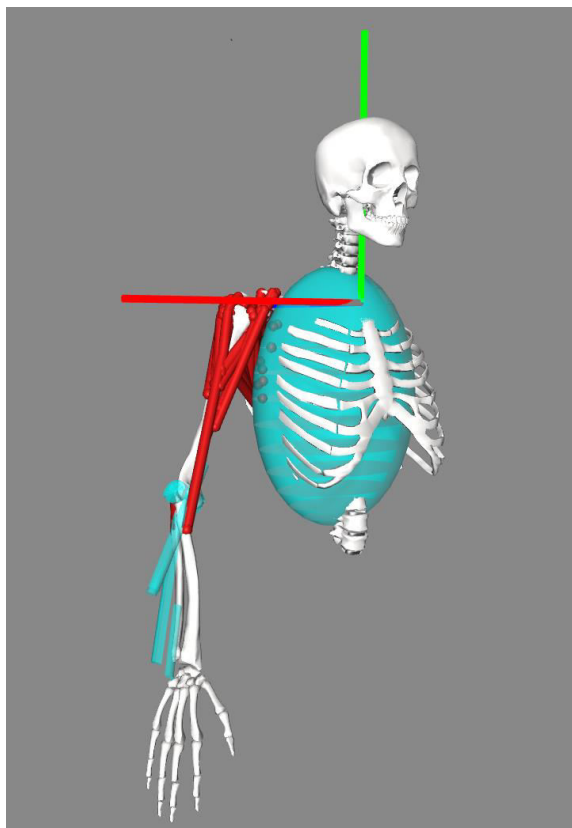
Dané podmínky splňují následující svaly: m. deltoideus, m. coracobrachialis, m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. teres minor, m. teres major, m. subscapularis, m. biceps brachii a m. triceps brachii viz Tabulka 6 a Obrázek 17 a Obrázek 18. Zbylé svaly již pro naše další výpočty neuvažujeme.

Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]
delt_scap_1	289	delt_clav_1	128	coracobr_1	201	infra_1	272	ter_min_1	122
delt_scap_2	211	delt_clav_2	160	coracobr_2	148	infra_2	275	ter_min_2	195
delt_scap_3	446	delt_clav_3	105	coracobr_3	114	infra_3	194	ter_min_3	180
delt_scap_4	117	delt_clav_4	112			infra_4	207		
delt_scap_5	120					infra_5	302		
delt_scap_6	285					infra_6	182		
delt_scap_7	149								
delt_scap_8	215								
delt_scap_9	286								
delt_scap_10	445								
delt_scap_11	239								

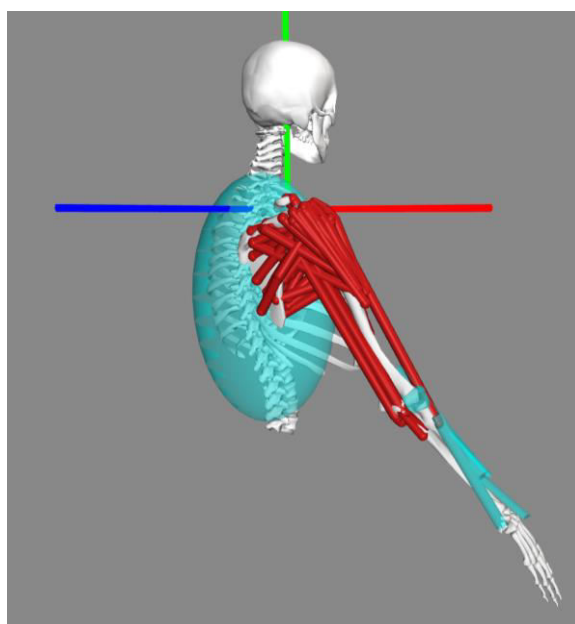
Tabulka 6-Uvažované svaly a jejich izometrická síla

Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]	Název	Izometrická síla [N]
ter_maj_1	165	supra_1	120	subscap_1	44	bic_l	374	tric_long_1	223
ter_maj_2	85	supra_2	113	subscap_2	78	bic_b_1	173	tric_long_2	296
ter_maj_3	200	supra_3	258	subscap_3	264	bic_b_2	322	tric_long_3	283
ter_maj_4	158	supra_4	130	subscap_4	274			tric_long_4	327
				subscap_5	114				
				subscap_6	149				
				subscap_7	162				
				subscap_8	61				
				subscap_9	222				
				subscap_10	47				
				subscap_11	16				

Tabulka 7-Uvažované svaly a jejich izometrická síla



Obrázek 17-Pohled zepředu na model



Obrázek 18-Pohled zezadu na model

Máme tedy polohový vektor \vec{r} definovaný posuvy v ose x, y a z. Jelikož dochází k posunu jednotlivých kostí, dochází také k posunu úponů a ke změně působení jednotlivých svalů. Za použití softwaru OpenSim 4.1 a pluginu MuscleForceDirection získáme souřadnice proximálních a distálních úponů zvolených svalů v průběhu vykloubení.

Pro určení zatěžujících sil od jednotlivých svalů vyjdeme z předpokladu, že se lidské svaly chovají jako tažné pružiny a platí $F_i = f(\Delta l_i)$. Zatěžující sílu je tedy možné vyjádřit dle následujícího vztahu:

$$F = k \cdot \Delta l \quad (1)$$

kde k lze vyjádřit jako:

$$k = \frac{E \cdot PCSA}{l} \quad (2)$$

k...tuhost svalu

Δl ...prodloužení svalu

E...modul pružnosti v tahu

PCSA...průřez svalu ve směru kolmém na jeho vlákna (Physiological cross-sectional area)

l...délka svalu

Vzhledem k tomu, že daný model obsahuje také informace o velikosti izometrické síly F_{izo} každého svalu, můžeme jeho průřez určit dle vztahu (3) [20]:

$$PCSA = \frac{F_{izo}}{\sigma} \quad (3)$$

F_{izo} ...velikost izometrické síly svalu

σ ...velikost svalového napětí

Souřadnice proximálních úponů budou v celém průběhu konstantní, známe-li tedy proměnné souřadnice distálních úponů v průběhu vykloubení, můžeme dopočítat počáteční délku svalu a jeho prodloužení dle jednoduchých vztahů:

$$l = |S_P - S_D| \quad (4)$$

$$\Delta l = l_i - l \quad (5)$$

S_P ...souřadnice proximálního úponu

S_D ...souřadnice distálního úponu

l_i ... délka svalu v průběhu vykloubení

Jelikož se v používaném modelu každý sval skládá z několika snopců, které se liší souřadnicemi proximálních a distálních úponů, ale také velikostí izometrické síly F_{izo} a tím pádem také průřezem PCSA, bylo v zájmu získání výsledné zatěžující síly od každého svalu potřeba vektorově sečíst jednotlivé zatěžující síly. Pro převedení skalární hodnoty velikosti síly na vektor jsme si určili jednotkový vektor \vec{j} , kterým danou skalární hodnotu vynásobíme.

$$\vec{j} = \frac{S_P - S_D}{|S_P - S_D|} \quad (6)$$

Sečtením vektorů sil jednotlivých snopců jsme schopni určit výslednou zatěžující sílu daného svalu.

$$\vec{F}_V = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i \quad (7)$$

kde n je počet snopců tvořící daný sval.

Provedením uvedených výpočtů pro každý sval dostaneme průběhy jejich zatěžující sil. Pro účely naší práce bude ovšem zajímavé také určit výslednou zatěžující sílu od všech svalů, která působí na hlavici pažní kosti. Provedeme tedy obdobný výpočet jako v případě jednotlivých svalů a všechny výsledné síly vektorově sečteme.

$$\vec{F}_{V_kloub} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_{Vi} \quad (8)$$

kde n je tentokrát počet svalů, které pro naše výpočty uvažujeme.

5.4 Oblast stabilizace

Aby ramenní kloub byl stabilní a hlavice humeru byla stále přitlačována do jamky ramenního kloubu, musí vektor výsledné síly \vec{F}_{V_kloub} také směřovat do kloubní jamky. Z vývojového hlediska je toto zajištěno správnou rovnováhou svalů rotátorové manžety a přilehlých svalů. Ovšem vzhledem k tomu, že při vykloubení jde o patologický jev, dochází k destabilizaci a hlavice humeru se dislokuje. Při přechodu do oblasti destabilizace přestane vektor \vec{F}_{V_kloub} směřovat do kloubní jamky a tato síla zapříčiní vykloubení daného kloubu.

Uvažovaný vektor \vec{F}_{V_kloub} jsme určili v globálním souřadnicovém systému. Pro převedení do lokálního souřadnicového systému kloubní jamky využijeme transformační matice.

$$T_{\varphi_x}(\varphi_x) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi_x & -\sin\varphi_x & 0 \\ 0 & \sin\varphi_x & \cos\varphi_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$T_{\varphi_y}(\varphi_y) = \begin{bmatrix} \cos\varphi_y & 0 & \sin\varphi_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\varphi_y & 0 & \cos\varphi_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$T_{\varphi_z}(\varphi_z) = \begin{bmatrix} \cos\varphi_z & -\sin\varphi_z & 0 & 0 \\ \sin\varphi_z & \cos\varphi_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Nyní již můžeme určit velikost vektoru výsledné síly \vec{F}_{V_kloub} v lokálním souřadnicovém systému jamky. Označme si jej \vec{F}_{V_jamka} .

$$\vec{F}_{V_jamka} = \vec{F}_{V_kloub} \cdot T_{\varphi_x}(\varphi_x) \cdot T_{\varphi_y}(\varphi_y) \cdot T_{\varphi_z}(\varphi_z) \quad (12)$$

Pro účely určení přechodu z oblasti stabilizace do destabilizační oblasti jsme jamku ramenního kloubu nahradili myšleným elipsoidem. Tento elipsoid se středem v bodě $S = [m, n, l]$ a velikostí poloos a, b a c lze definovat jako množinu bodů $[x, y, z]$, které splňují následující rovnici:

$$\frac{(x - m)^2}{a^2} + \frac{(y - n)^2}{b^2} + \frac{(z - l)^2}{c^2} = 1 \quad (13)$$

Předpokládáme, že známe působiště síly a její vektor \vec{F}_{V_jamka} v průběhu vykloubení. V každém bodě vykloubení můžeme tedy výslednou sílu definovat jako přímku popsanou soustavou parametrických rovnic:

$$[x, y, z] = [a_1, a_2, a_3] + t \cdot [u_1, u_2, u_3] \quad (14)$$

kde $S_F = [a_1, a_2, a_3]$ je působiště síly v daném okamžiku a vektor $\vec{u} = [u_1, u_2, u_3]$ popisuje velikost vektoru výsledné síly.

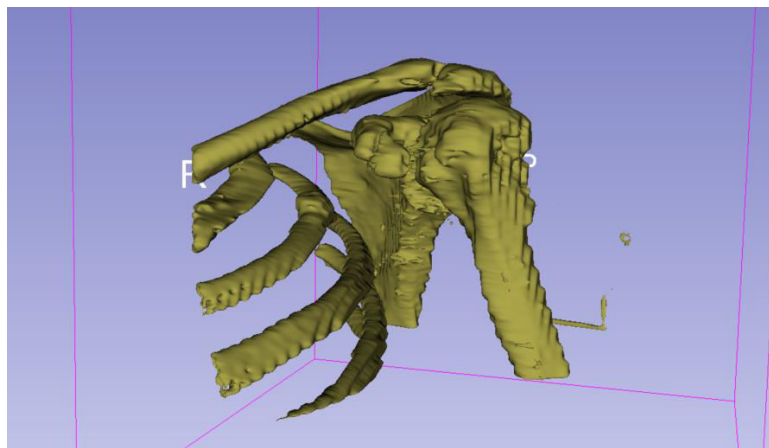
Dosažením rovnic x, y a z z parametrického vyjádření přímky do rovnice elipsoidu získáme kvadratickou rovnici. Při řešení diskriminantu této kvadratické rovnice mohou nastat 3 případy:

1. $D = \sqrt{b^2 - 4ac} > 0$ → přímka má s elipsoidem 2 společné body a je jeho sečnou.
2. $D = \sqrt{b^2 - 4ac} = 0$ → přímka má s elipsoidem pouze 1 společný bod a je jeho tečnou.
3. $D = \sqrt{b^2 - 4ac} < 0$ → přímka nemá žádný společný bod s elipsoidem.

V okamžiku, kdy vektor \vec{F}_{V_jamka} , charakterizovaný jako přímka, prochází definovaným elipsoidem, nachází se kloub v oblasti stabilizace a nedochází k dislokaci. Hraničním bodem tedy bude okamžik, kdy výsledný diskriminant $D = 0$. Od tohoto okamžiku dojde při dalším posunutí kloubu k jeho vykloubení.

5.5 Tvorba 3D modelů pomocí CT snímků

Jeden z možných postupů vytvoření 3D modelů potřebných kostí je využití CT snímků. K vytvoření 3D modelu kostí jsme využili snímky anonymního pacienta. Kompletní výstup z počítačové tomografie obsahuje pohled ve 3 rovinách – frontální, sagitální a transverzální. Vhodným nastavením funkce Threshold v programu Slicer 4.11 jsme schopni pomocí snímků ze všech 3 rovin vytvořit 3D model zachycovaného segmentu hrudního koše a ramenního kloubu.



Obrázek 19-Model ramenního kloubu vytvořený pomocí Slicer 4.11

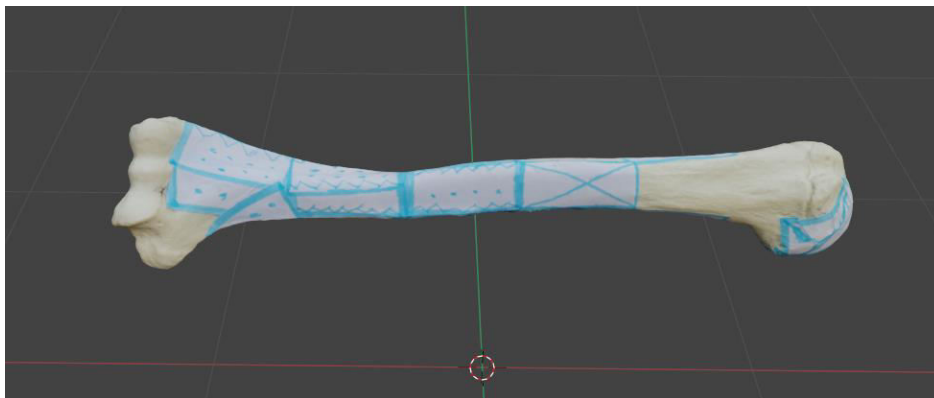
Na Obrázku 19 vidíme 3D model, který vznikl automatickou segmentací. Pohled reálného pozicování jednotlivých kostí je dobrý pro počáteční představu daného problému. Pro následný 3D tisk bychom ovšem museli oddělit jednotlivé kosti.

5.6 Tvorba 3D modelů metodou fotogrammetrie

Dalším způsobem, jak vytvořit 3D modely daných kostí, je využití fotogrammetrie. Jako modely těchto kostí, které jsme převáděli do počítačové podoby, nám posloužily modely kostí ze školní výukové kostry, která se zdá být pro naše účely dostatečně přesným nahrazením skutečných kostí.

Vzhledem k tomu, že pro vytvoření kvalitního modelu metodou fotogrammetrie je potřeba dodržet velmi přísné podmínky při snímání daného objektu, následující popisované postupy jsou podloženy naším empirickým výzkumem.

- Jedním z opatření, která bylo třeba provést pro kvalitnější výstupy, bylo nalepení barevných pásků na povrch kostí, a vytvoření tak barevně nehomogenních ploch. V procesu snímání objektů jsme zjistili, že opatření objektů těmito páskami vedlo k přesnějším vykreslení složitých záhybů či lesklých ploch.



Obrázek 20- Snímáný objekt opatřený barevnými páskami

- Dalším opatřením, které se ukázalo být velmi užitečné, bylo snímání objektů na kontrastním pozadí – v našem případě jsme použili matné černé plátno. Potažení okolí objektů tímto tmavým plátnem zamezilo vzniku nechtěných vlivů okolních předmětů, což nám velmi zrychlilo a zpřesnilo práci.
- Velmi užitečným opatřením pro správnou diferenci fotografovaného objektu se také ukázalo využití přirozeného denního svitu. Nejlepší sada fotografií se nám podařila vytvořit při oblačném počasí, kdy docházelo k rovnoměrnému rozptýlení slunečního svitu a nedocházelo ke vzniku stínů od okolních objektů.

Pro převedení sady fotografií pro daný model jsme použili software Meshroom. Pro každý model jsme fotili sadu obsahující 100 až 200 fotografií v závislosti na tvarové složitosti dané kosti.

Jelikož Meshroom je schopný vytvořit jen poměrně hrubé 3D modely, bylo potřeba je vyhladit a získat tak strukturu podobnou lidské kosti. K tomuto postupu jsme využili program Blender, ve kterém jsme poloautomatickými nástroji dosáhli hladší struktury.



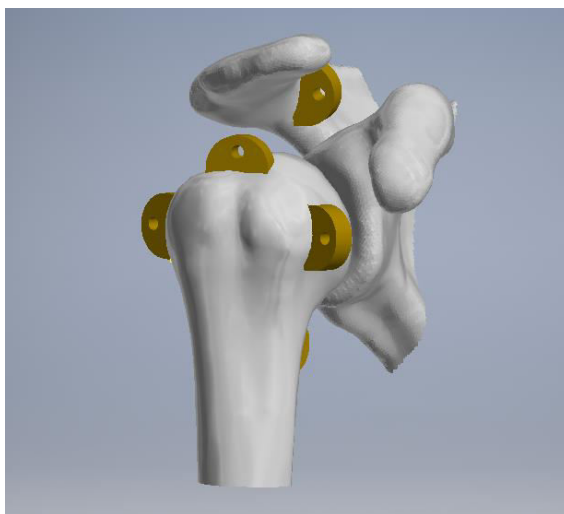
Obrázek 21 - porovnání modelu pažní kosti před a po vyhlazení

Na Obrázku 21 lze vidět srovnání modelů, kde vlevo je model, který vytvořil software Meshroom, a vpravo je již finální model s hladkou strukturou.

5.7 Návrh simulátoru

Máme-li navržený odhad silového zatížení kloubu a vytvořené 3D modely potřebných kosterních segmentů, dostáváme se k návrhu samotného simulátoru. Z důvodu snížení výrobních nákladů jsme se rozhodli využít jen funkčně důležité segmenty daných modelů a zbylé segmenty nahradit běžnými konstrukčními prvky.

Pro naše účely postačí tedy jen hlavice humeru a kloubní jamka scapuly spolu s výběžky processus coracoideus a acromionem. Pro upnutí předem nadimenzovaných pružin jsme navrhli jednoduché úchyty, které se přilepí k povrchu kosterních segmentů. Tyto úchyty budou stejně jako modely kostí vytištěné na 3D tiskárně.



Obrázek 22-Návrh kloubního spojení spolu s úchyty na pružiny

Polohy úchytů simulující umístění úponů svalů volíme s ohledem na anatomickou přesnost a funkčnost daného simulátoru. Je zejména důležité, aby žádná z pružin při pohybu kloubu nedosedla na povrch kostí.

Jelikož při běžných repositionálních technikách potřebuje daná osoba kontakt také s pacientovým předloktím a hrudníkem, opatříme náš model běžně dostupnými konstrukčními prvky. Výčet těchto prvků je v Příloze 1. Segment scapuly, vytištěný na 3D tiskárně, přichytíme k vytvořenému boxu nahrazující pacientův hrudník. Tento box by mohl sloužit také pro případná konstrukční vylepšení.

S předběžnými návrhy těchto prvků odhadujeme výslednou cenu simulátoru na 1 985 Kč.

Hliníková deska	757.00 Kč
Trubka humeru	90.00 Kč
Profil předloktí	123.00 Kč
Čep s hlavou	180.40 Kč
Závlačka	0.39 Kč
Šrouby s rýhovanou hlavou	40.00 Kč
Šestihranná matice	22.00 Kč
Podložka	0.90 Kč
Pružina 1	214.34 Kč
Pružina 2	214.34 Kč
Pružina 3	190.41 Kč
Pružina 4	124.83 Kč
3D tisk	27.70 Kč
celkem	1 985.31 Kč

Tabulka 8-Předběžný cenový odhad

6 Výsledky

6.1 Tuhost svalů

Při určování tuhosti jednotlivých svalů vycházíme ze vztahu (2). V Tabulce 9 jsou uvedeny hodnoty tuhostí jednotlivých svalů.

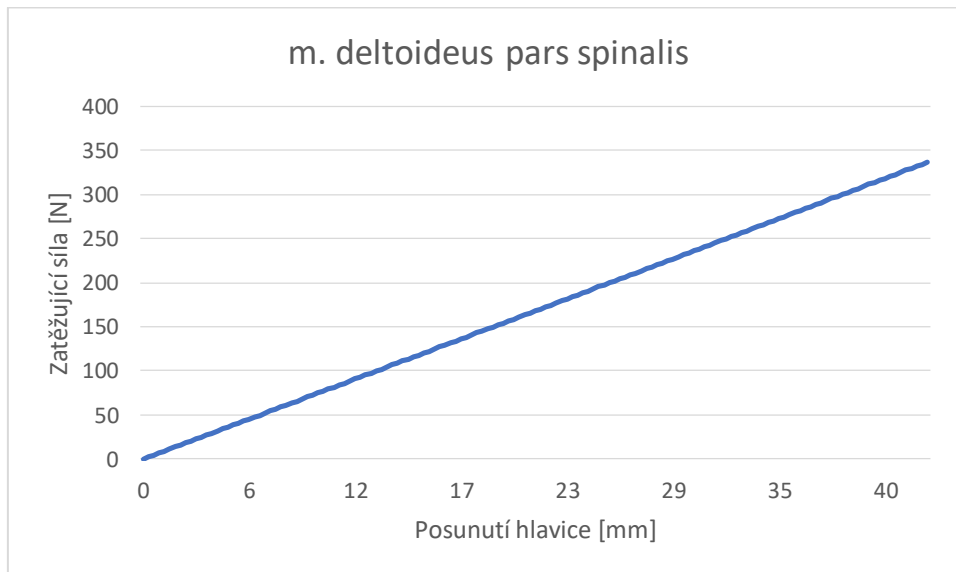
Sval	Tuhost [Nmm]
m. deltoideus pars spinalis	38.78
m. infraspinatus	21.41
m. subscapularis	14.49
m. teres minor	14.18
m. supraspinatus	7.20
m. teres major	6.19
m. triceps brachii	4.13
m. deltoideus pars clavicularis	2.83
m. coracobrachialis	2.67
m. biceps brachii	1.11

Tabulka 9-Tuhost uvažovaných svalů

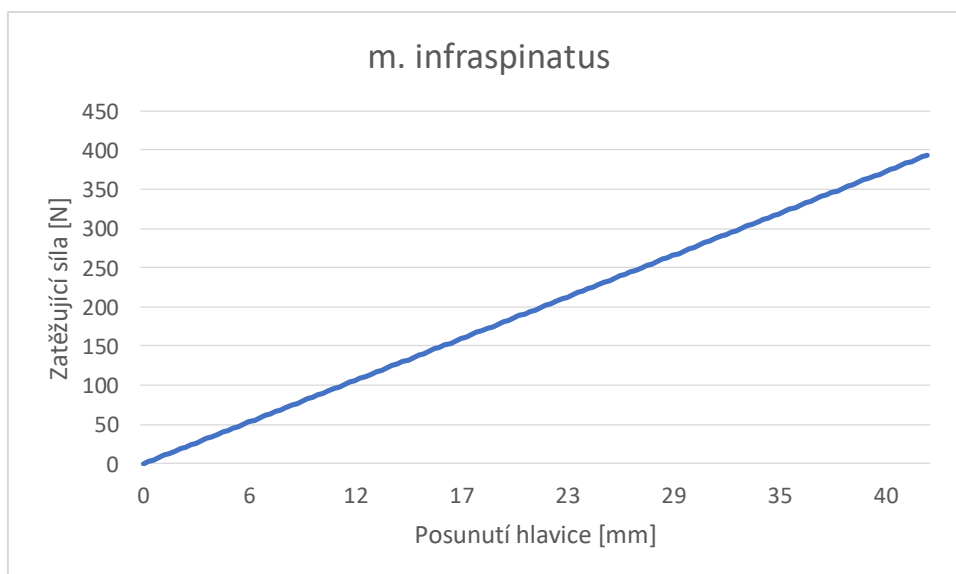
Při posuzování důležitosti jednotlivých svalů při stabilizaci kloubní hlavice v kloubní jamce z hlediska tuhostí daných svalů budeme vycházet z uvedených hodnot. Svaly v Tabulce 9 jsou seřazeny sestupně podle jejich hodnot tuhostí. Z anatomického hlediska hrají významnou roli při stabilizaci ramenního kloubu svaly ze struktury rotátorové manžety. Z našich výsledků uvedených v Tabulce 9 vidíme, že tyto svaly dosahují výrazně vyšších hodnot tuhostí než zbylé svaly. Ze vztahu (1) lze předpokládat, že tyto svaly budou působit na hlavici humeru největší silou.

6.2 Průběhy zatížení svalů

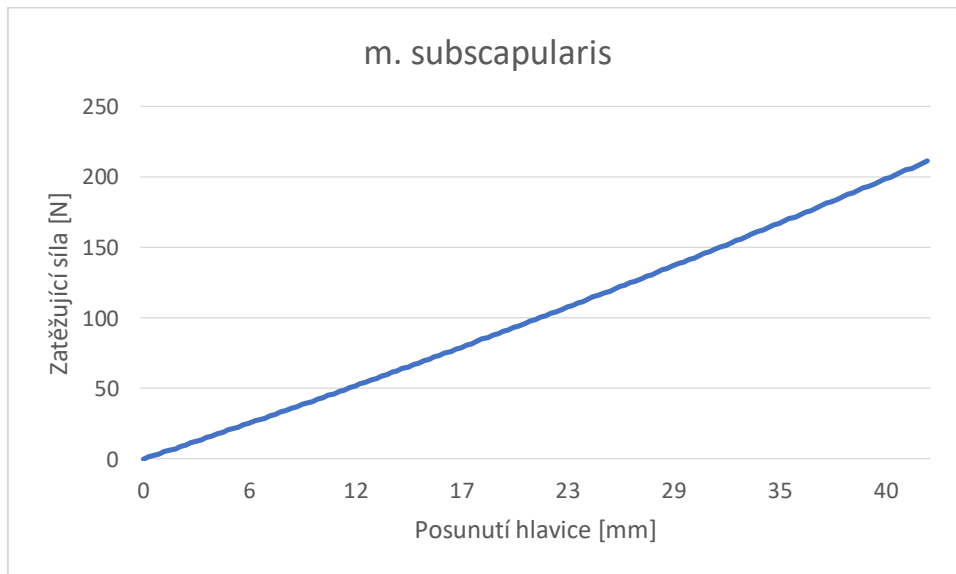
Na následujících grafech lze vidět průběh zatížení jednotlivých svalů při dislokaci ramenního kloubu. Na Grafu 12 pak lze vidět průběh výsledného zatížení hlavice humeru od všech uvažovaných svalů.



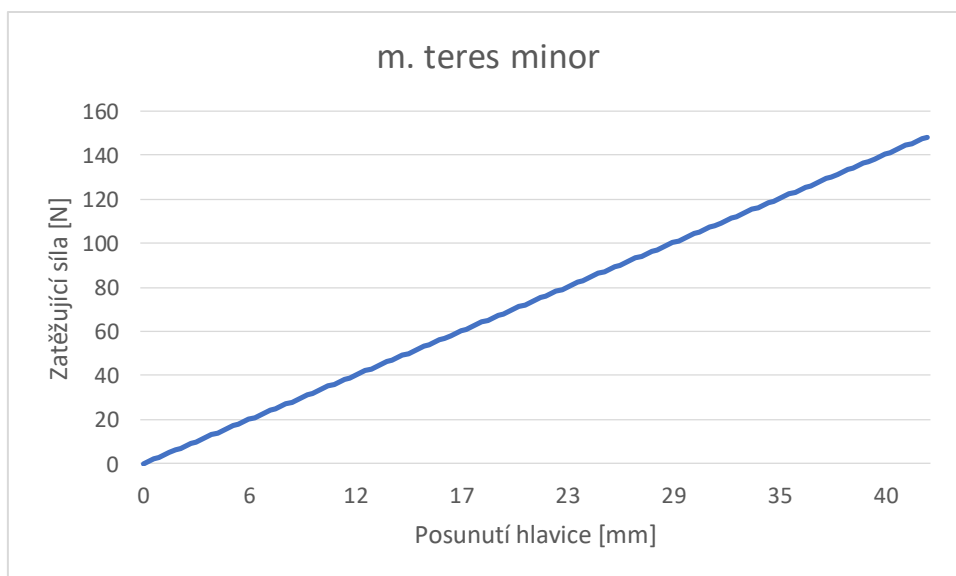
Graf 1-Průběh zatížení od svalu m. deltoideus pars spinalis



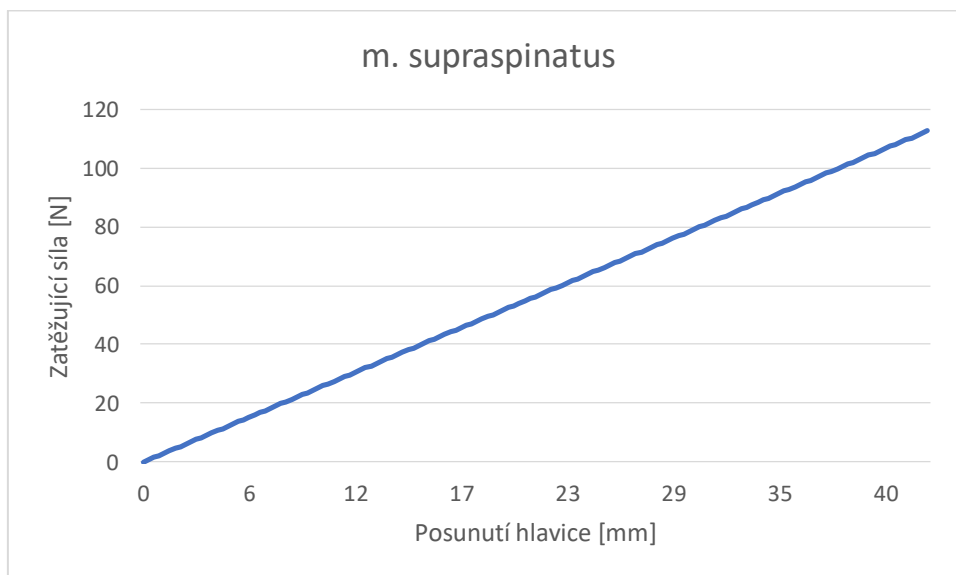
Graf 2-Průběh zatížení od svalu m. infraspinatus



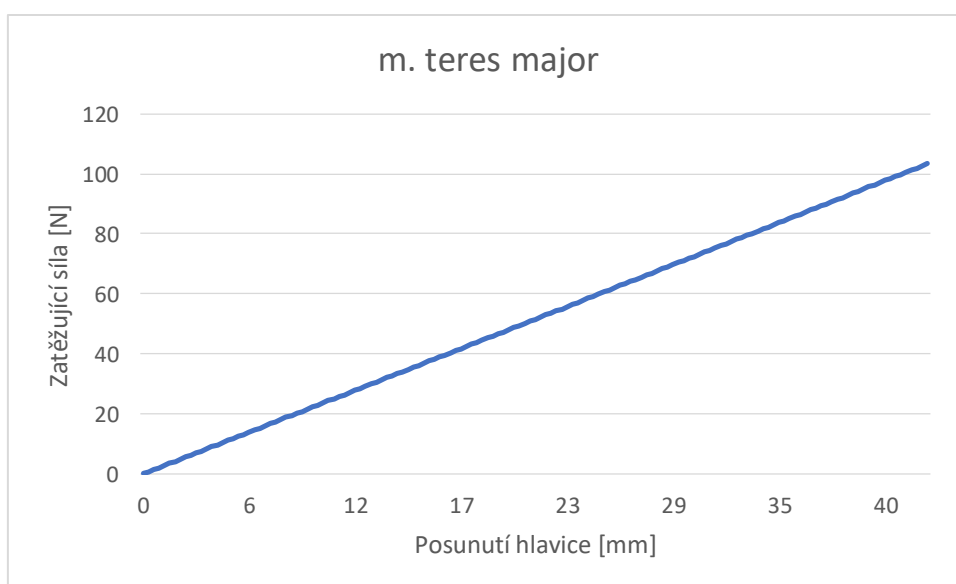
Graf 3-Průběh zatížení od svalu *m. subscapularis*



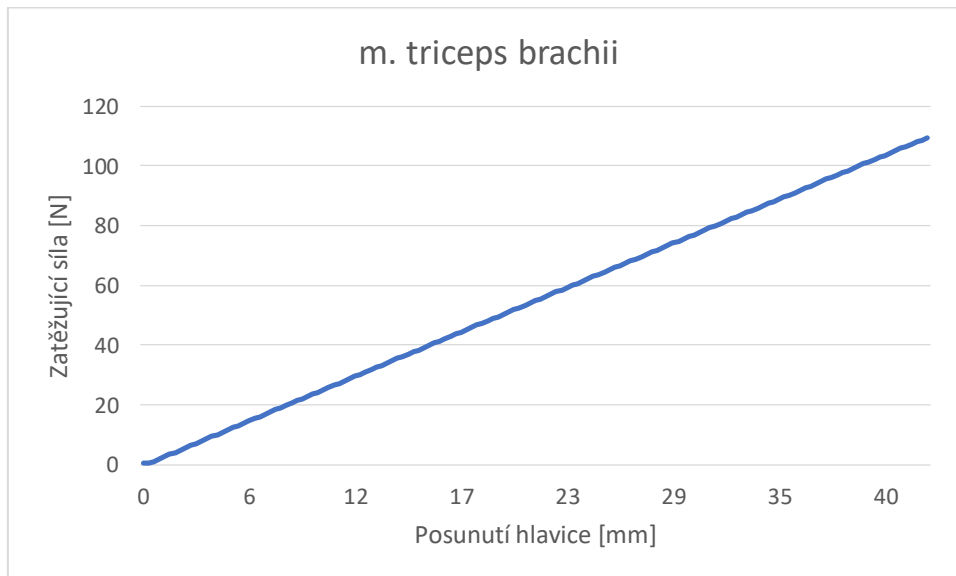
Graf 4-Průběh zatížení od *m. teres minor*



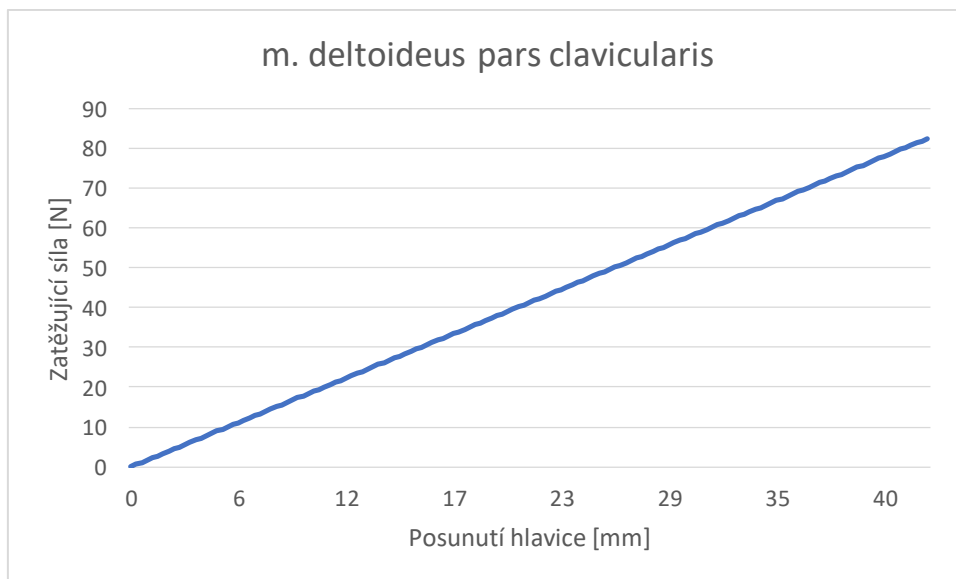
Graf 5-Průběh zatížení od m. supraspinatus



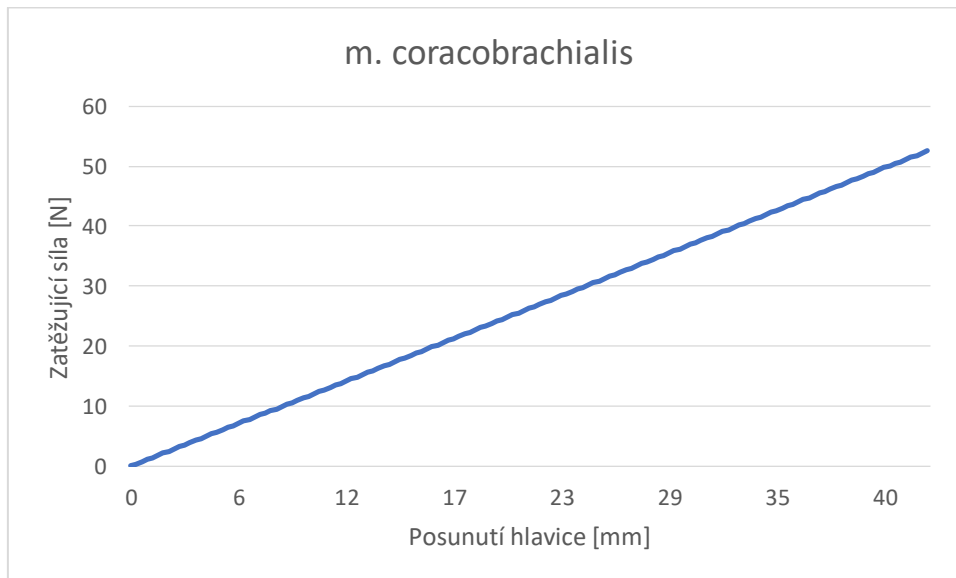
Graf 6-Průběh zatížení od m. teres major



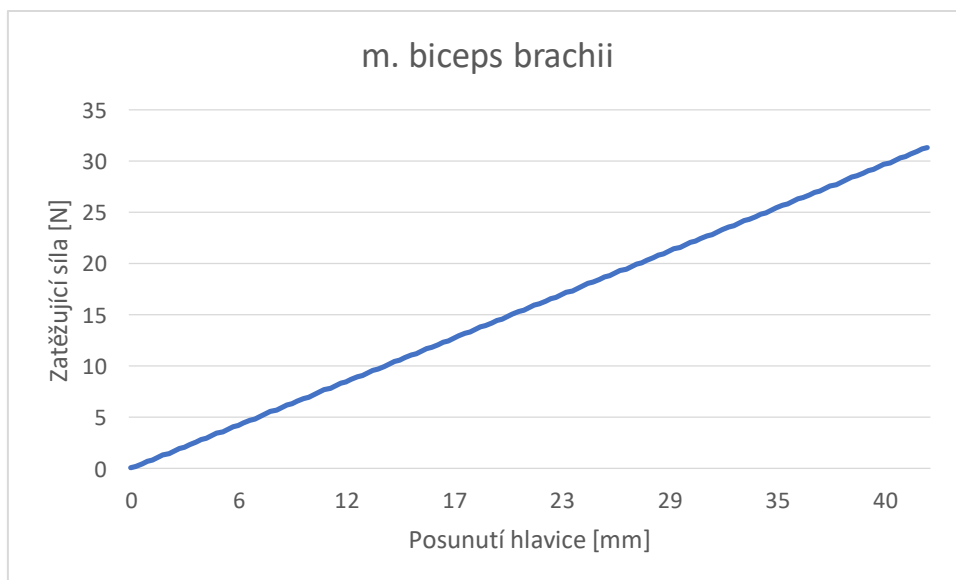
Graf 7-Průběh zatížení od m. triceps brachii



Graf 8-Průběh zatížení od m. deltoideus pars clavicularis

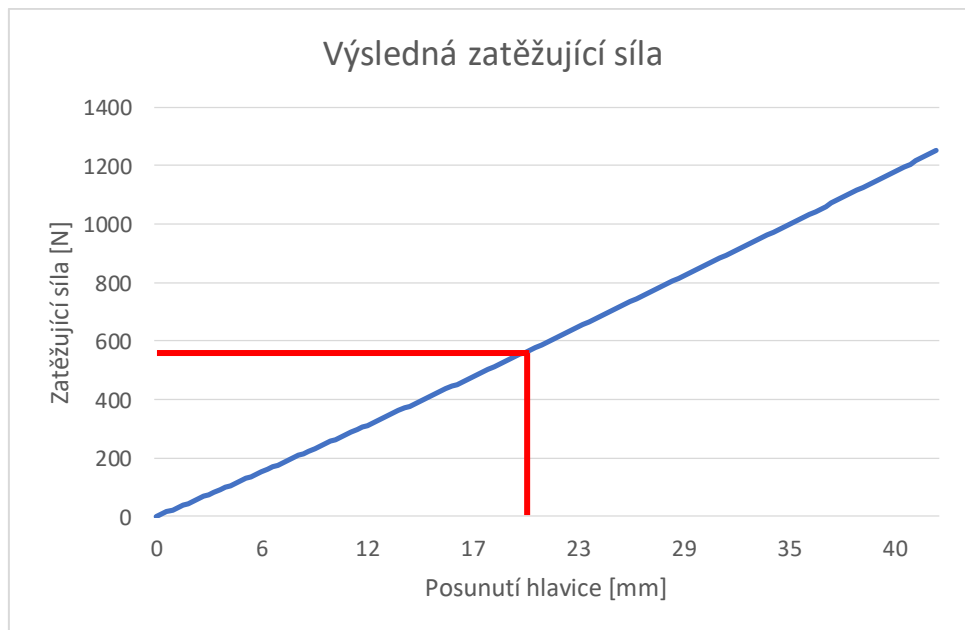


Graf 9-Průběh zatížení od m. coracobrachialis



Graf 10-Průběh zatížení od m. biceps brachii

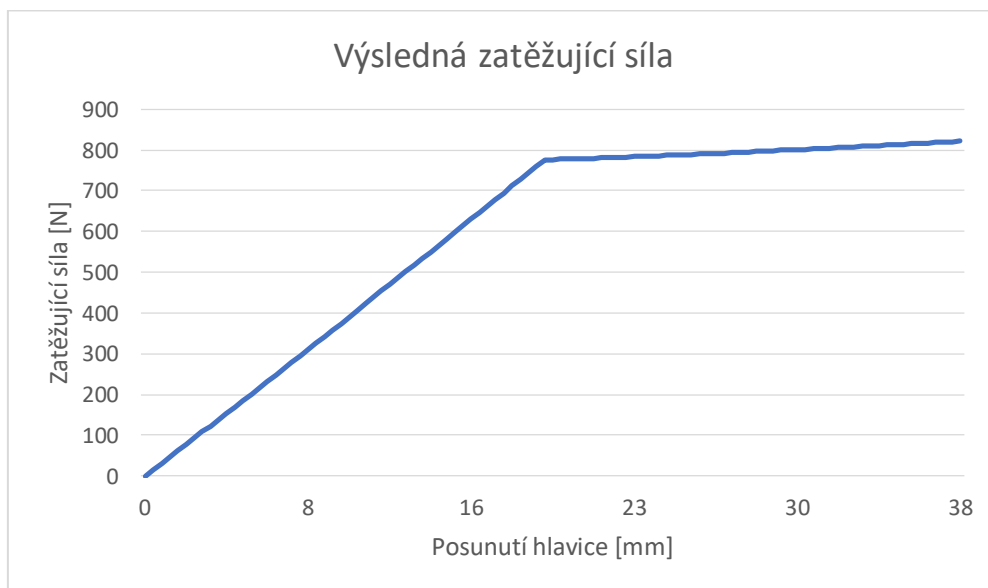
6.3 Oblast stabilizace



Graf 11-Vyznačení oblasti stabilizace

Na Grafu 11 je průběh výsledné zatěžující síly, která působí na hlavici humeru, spolu s vyznačením přechodu do oblasti destabilizace. Při posunutí hlavice o vzdálenost $d = 20,23 \text{ mm}$ můžeme uvažovat naše výpočty silového zatížení za platné. Při posunutí hlavice humeru o vzdálenost $d' \geq 20,23 \text{ mm}$ dojde k jejímu vykloubení a změně působícího zatížení.

Na Grafu 12 je průběh zatěžující síly v průběhu přední luxace ramenního kloubu. Po opuštění hlavice oblasti stabilizace vidíme změnu směrnice výsledné přímkové charakteristiky.



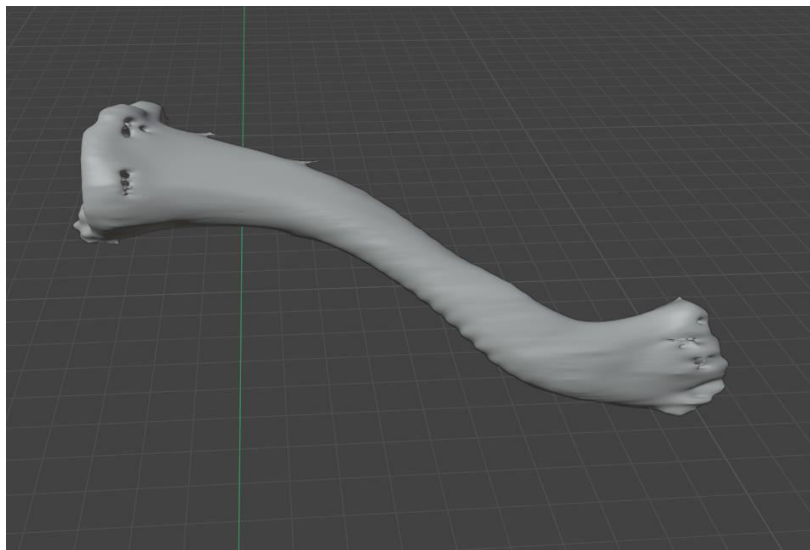
Graf 12-Průběh výsledné zatěžující síly při přední luxaci

6.4 3D modely vytvořené metodou segmentace

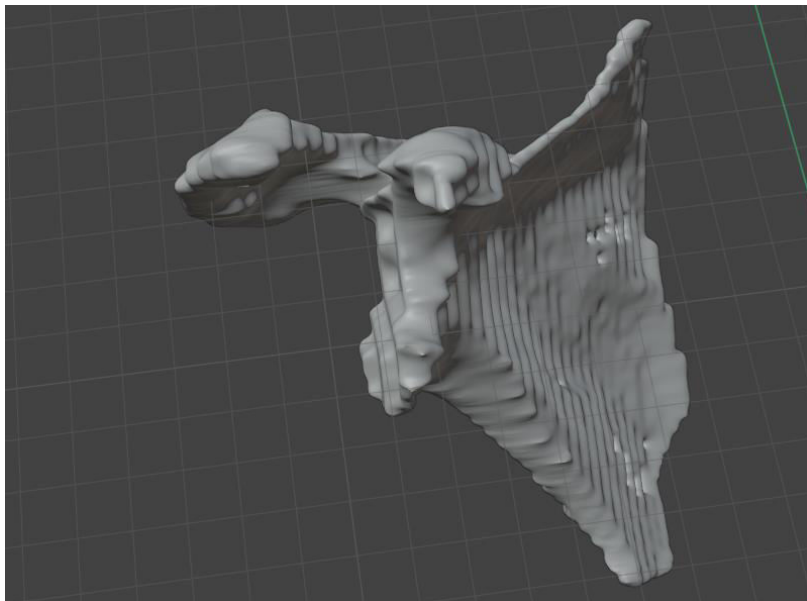
Na Obrázku 23, 24 a 25 jsou grafické výstupy z programu Slicer 4.11. Vidíme, že ačkoliv geometrie kostí je zachována, jsou modely velmi hrbolaté, místy děravé a postrádají potřebné detaily. Jednotlivé CT snímky jsou zachycovány po intervalech vzdálených o jednotky milimetrů. Tyto rozestupy způsobují viditelné skoky v jinak plynulé geometrii kostí. Takto vzniklé modely je možné manuálně upravit a vyhladit jejich geometrii. Ovšem dopustíme se tak určité aproximace dané geometrie a nedosáhneme anatomicky přesných modelů.



Obrázek 23-3D model humeru vytvořený v programu Slicer 4.11



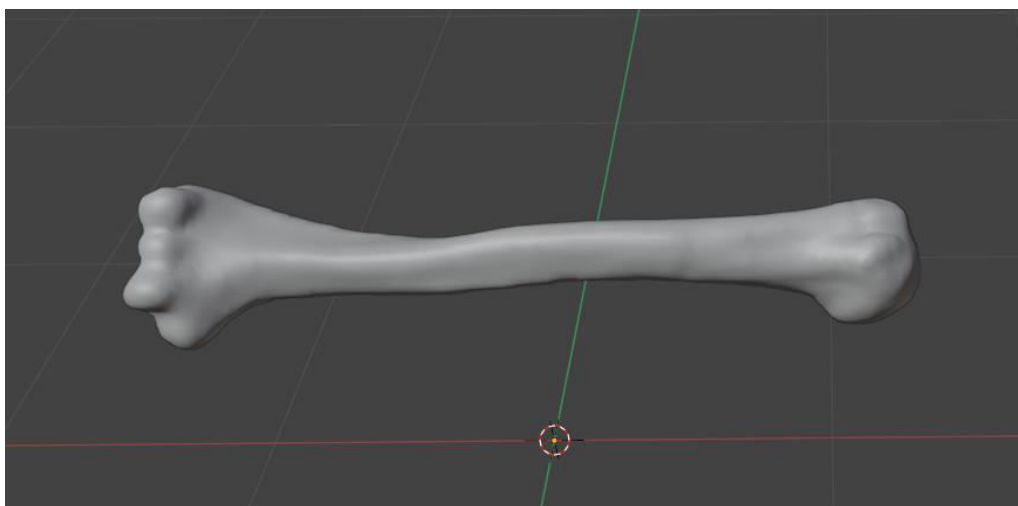
Obrázek 24-3D model claviculy vytvořený v programu Slicer 4.11



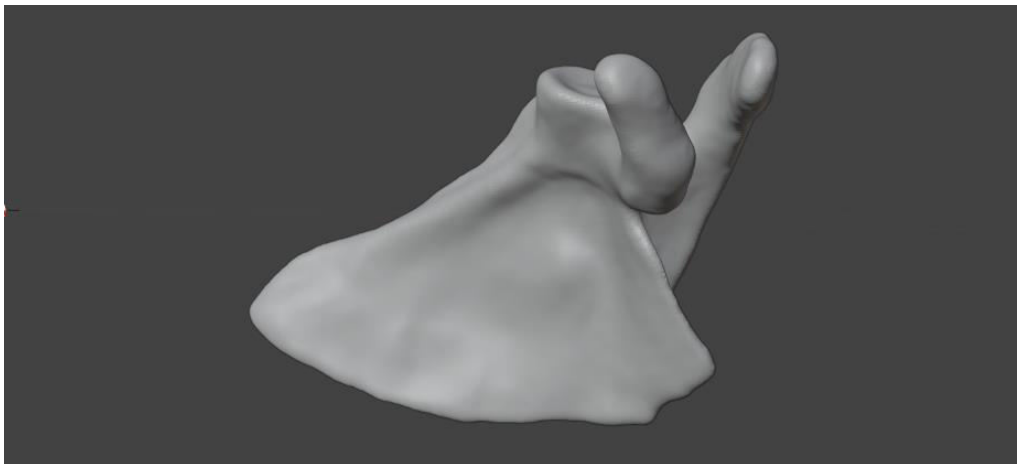
Obrázek 25-3D model scapuly vytvořený v programu Slicer 4.11

6.5 3D modely vytvořené metodou fotogrammetrie

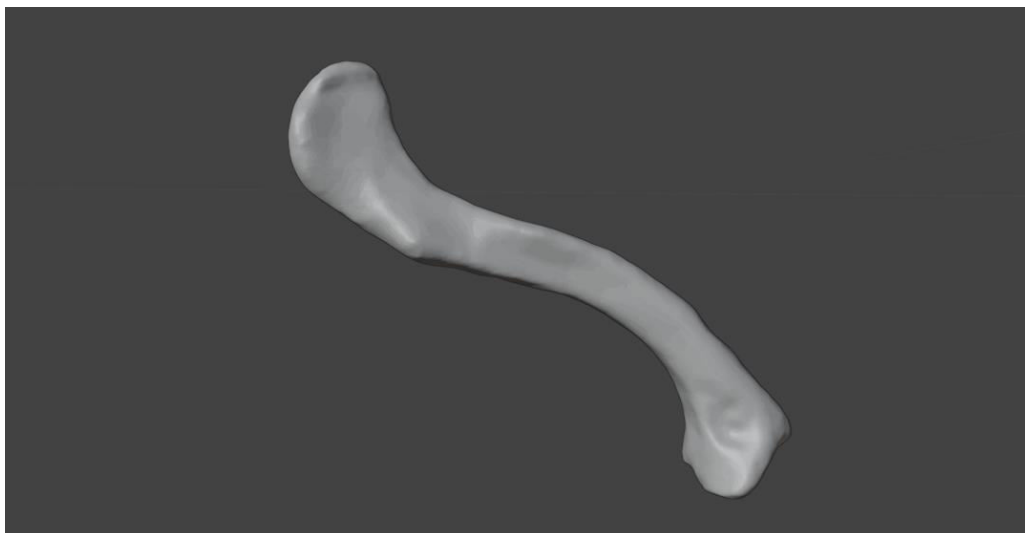
Na Obrázku 26, 27 a 28 vidíme výstupy vzniklé metodou fotogrammetrie. Ačkoliv příprava vzorků pro tuto metodu byla podstatně náročnější než při použití metody segmentace, můžeme vidět, že její výstup je podstatně lepší. Vytvořené modely jsou anatomicky velmi přesné, obsahují i velmi malé detaily a jejich struktura je hladká. Vzhledem k jejím lepším výsledkům jsme se rozhodli pro následný 3D tisk použít modely vytvořené metodou fotogrammetrie.



Obrázek 26 - 3D model pažní kosti vytvořený metodou fotogrammetrie



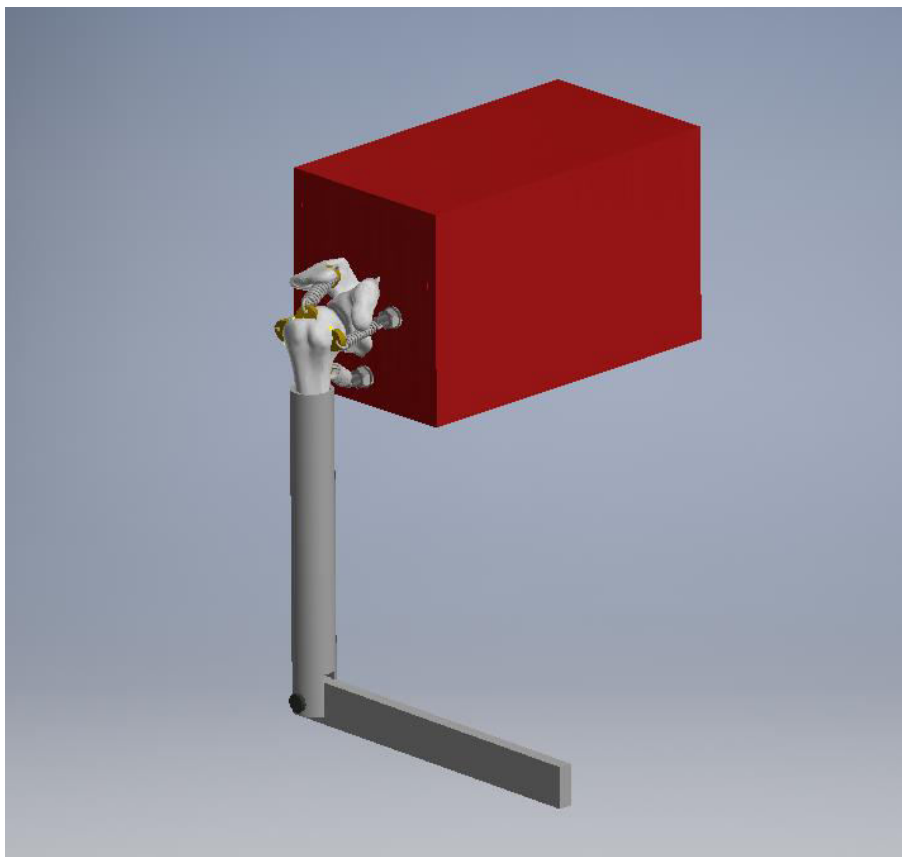
Obrázek 27 - 3D model lopatky vytvořený metodou fotogrammetrie



Obrázek 28 - 3D model klíční kosti vytvořený metodou fotogrammetrie

6.6 Návrh simulátoru vykloubení ramenního kloubu

Na Obrázku 29 již vidíme výsledný návrh našeho simulátoru. Pro nahrazení těla pažní kosti jsme využili hliníkovou trubku o vnějším průměru $d = 30 \text{ mm}$. Předloktí a box tvořící hrudní koš jsme vytvořili z hliníkových profilů. Trubka pažní kosti je s profilem předloktí spojena čepem, čímž jsme vytvořili pohyblivý kloub svou funkcí velmi podobný loketnímu kloubu.



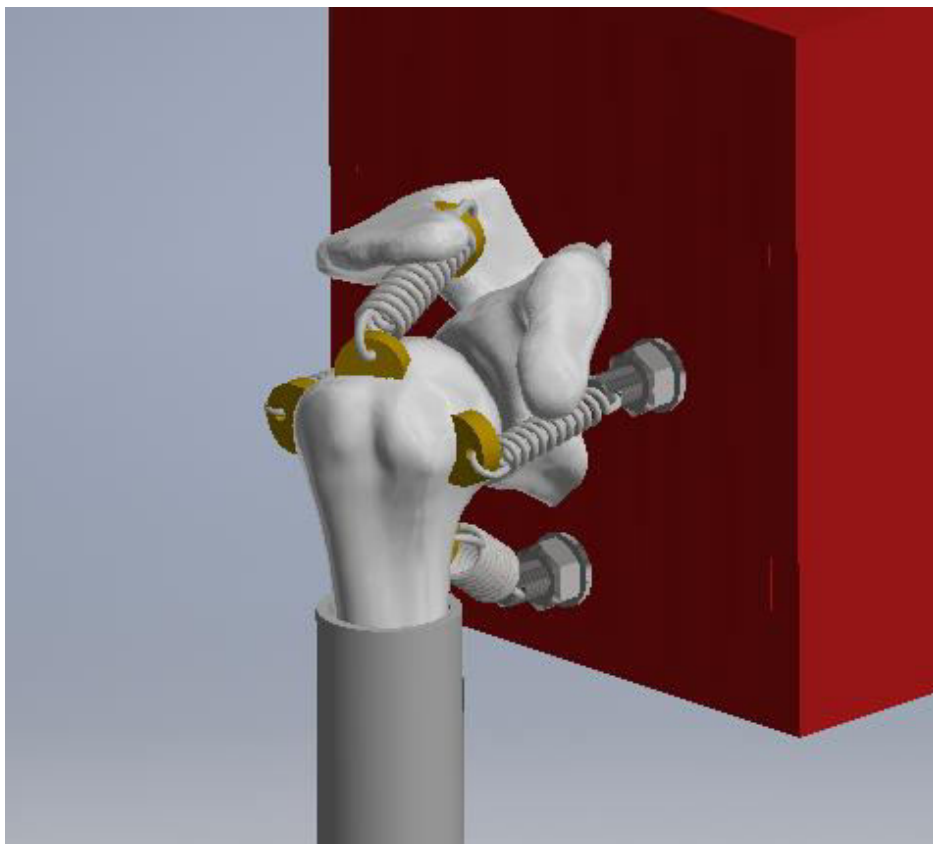
Obrázek 29-Návrh simulátoru vykloubení ramenního kloubu

Obrázek 30 zobrazuje detail ramenního kloubu spolu s umístěním tažných pružin. Dle Tabulky 9 jsme určili svaly, které svou tuhostí mají největší vliv na stabilitu ramenního kloubu. Seznam daných svalů spolu s tuhostmi nahrazujících pružin je v Tabulce 10.

Název svalu	Tuhost nahrazující pružiny [N/mm]
m. deltoideus pars spinalis	35,00
m. infraspinatus	18,86
m. subscapularis	15,90
m. teres minor	14,80

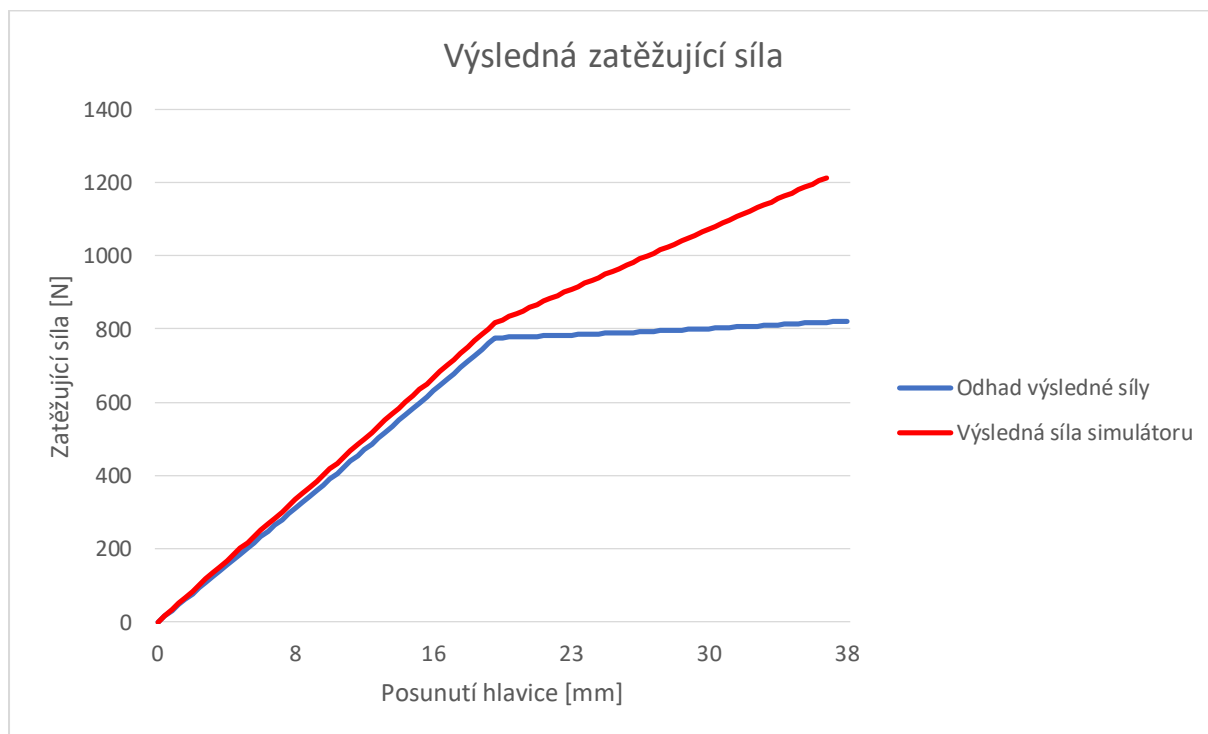
Tabulka 10-Seznam uvažovaných svalů a tuhosti daných pružin

Pro možnost nastavení daného simulátoru dle potřeb jsme pružiny svalu m. subscapularis a m. infraspinatus upnuli ke šroubům. Utahováním či povolováním těchto šroubů jsme schopni nastavit sílu dané pružiny působící na hlavici humeru.



Obrázek 30-Detail ramenního klubu

V Grafu 13 vidíme srovnání průběhu zatížení výpočetního modelu a námi navrhnutého simulátoru. V oblasti, kterou jsme určili jako stabilizující, průběh zatížení našeho simulátoru téměř kopíruje odhadovaný průběh, který jsme vytvořili pomocí výpočetního modelu. Na přechodu do oblastí destabilizace vidíme výraznou změnu přímkové charakteristiky. Z uvedených výsledků usuzujeme, že navržený simulátor lze považovat za dostatečně přesný.



Graf 13-Srovnání průběhu zatížení výpočetního modelu a navrhnutého simulátoru

7 Diskuse

V biomechanice svalově-kosterního systému je pro další aplikace velmi často potřeba určit zatížení jednotlivých kloubů. Toto zatížení je možné určit například pomocí modelů pro výpočty obtáčení svalů kolem kloubů. Vzhledem k povaze problematiky, kterou jsme se v této práci zabývali, jsme se rozhodli pro nahrazení jednotlivých svalů pružinami a výsledné zatížení jsme určovali pomocí prodloužení jednotlivých svalů v průběhu dislokace.

Byla vyvinuta již řada modelů vycházejících ze stejného předpokladu. Většinou jsou ale příliš drahé, případně je jejich anatomie ramenního kloubu přizpůsobena jen určité relokační technice. My jsme se rozhodli pro výrobu funkčně důležitých součástí využít 3D tisk. Zbylé části, jako třeba tělo pažní kosti a předloktí, jsme nahradili běžnými konstrukčními prvky za účelem nízkých výrobních nákladů. Problematiku vykloubení ramenního kloubu jsme se snažili řešit co nejobecněji. Dodrželi jsme tedy anatomii daného kloubu a také působení svalů, které se na ramenní kloub upínají. Náš model by měl tedy sloužit jako univerzální simulátor dislokace ramenního kloubu, který bude sloužit pro lepší vizualizaci daného problému.

K určení tuhosti daných pružin a potřebného zatížení ramenního kloubu jsme potřebovali nejprve vytvořit odhad velikosti zatížení. K tomuto odhadu jsme použili svalově-kosterní model v programu OpenSim 4.1, pomocí kterého jsme byli schopni nasimulovat průběh dislokace. Ačkoliv tento model vypadal vhodně pro naše potřeby, obsahoval množství nepřesností, který by mohl výrazně ovlivnit získané výstupy. Jedním z těchto nedostatků bylo nedokonalé obtáčení svalů kolem kosterních segmentů. Problematika obtáčení svalů je poměrně složitá, a přestože jsme se tento problém snažili vyřešit definováním nových ploch obtáčení, může mít tento fakt vliv na naše výsledky. Očekáváme, že přesnějším definováním obtáčení svalů bychom dosáhli mírně vyššího výsledného zatížení.

Pomocí vztahu (2) jsme byli schopni určit tuhost, kterou bude muset mít pružina nahrazující daný sval. V Tabulce 9 jsou svaly seřazené sestupně podle jejich tuhosti. Pro účely vytvoření jednoduchého ale dostatečně přesného simulátoru jsme vybrali svaly, které mají tuhost $k > 10 \text{ Nmm}$ a mají tedy zásadní vliv na výsledné zatížení. Uvažováním všech svalů upínajících se na ramenní kloub bychom dostali jistě přesnější výsledky, ale při srovnání průběhu odhadovaného zatížení s výsledným zatížením simulátoru v Grafu 13 vidíme, že jsme dosáhli poměrně přesných výsledků.

Pro vytvoření našeho simulátoru jsme také vytvořili modely daných kostí. Na Obrázcích 23, 24 a 25 jsou modely, které jsme vytvořili automatickou segmentací CT snímků pomocí programu Slicer 4.11 a na Obrázcích 26, 27 a 28 jsou modely vytvořené metodou fotogrammetrie. Při srovnání výsledků jsme

určily, že pro výsledný 3D tisk jsme získali výrazně lepší výstupy z metody fotogrammetrie než segmentací CT snímků.

Vytvoření návrhu simulátoru vykloubení ramenního kloubu bylo očekávaným výstupem této práce. Na Obrázku 29 je již finální návrh našeho simulátoru. Tento model může být dobrou alternativou mezi funkčností a náklady na výrobu. Ramenní kloub, který je nejdůležitější částí modelu, jsme vytvořili anatomicky přesný a jeho silová reakce na vnější podněty je velmi blízká lidskému kloubu. To také dokazuje průběh v Grafu 13. Přes důraz na nízké výrobní náklady a jeho funkčnost by ovšem bylo možné model vylepšit po stránce vzhledové, ale také funkční. Vzhledovým vylepšením modelu by bylo potažení paže elastomerem podobným lidské kůži, či tvarová úprava boxu nahrazující hrudní koš. Zajímavým mechanickým vylepšením našeho modelu by byla automatizace a případná modifikace přitahování upnutých pružin. Box hrudního koše by mohl sloužit jako obal pro servomotor, který by utahoval či povoloval dané šrouby. Kloub by bylo také možné opatřit tenzometry, které by v reálném čase promítaly hodnotu zatěžující síly. Propojením těchto komponent bychom mohli vytvořit program, ve kterém by si daný uživatel mohl nastavit různé situace provázející repozici ramenního kloubu. S umístěním utažitelných pružin, které jsme použili v našem návrhu, by bylo možné například náhlým přitažením simulovat spasmus m. subscapularis a m. infraspinatu při dislokaci.

V této chvíli je náš návrh simulátoru připravený k jeho realizaci. Poté by pro jeho názornost mohl sloužit například studentům medicínských oborů, kde by poskytoval tolik potřebnou praxi s ortopedickými úkony.

8 Závěr

V naší práci jsme vytvořili podklady, podle kterých je možné sestrojít již skutečný model. Tyto podklady jsou založené na výsledcích z výpočetního modelu a není tedy třeba žádných úprav. Mezi výhody našeho simulátoru patří jeho pořizovací cena, která je díky použitým materiálům a prvkům výrazně nižší, než komerčně prodávané simulátory. Díky jeho provedení, kdy jsme se snažili dodržet anatomii kloubu, je jeho použití velmi univerzální a lze se díky němu učit množství repositionálních technik. Vhodná by byla implementace našeho simulátoru mezi studenty medicínských oborů, kde by sloužil jako pomůcka nahrazující klinickou praxi.


9 Bibliografie

- [1] „Sawbones.com,“ [Online]. Available: <https://www.sawbones.com/about-us>. [Přístup získán 24 2 2021].
- [2] „Sawbones.com,“ [Online]. Available: <https://www.sawbones.com/shoulder-dislocation-reduction-trainer-1530-10.html>. [Přístup získán 24 2 2021].
- [3] H. Alkaduhimi, J. van der Linde, M. Flipsen, D. F. P. van Deuryen a M. P. J. van den Bekerom, „A systematic and technical guide on how to reduce a shoulder dislocation,“ *Turkish Journal of Emergency Medicine*, 2016.
- [4] J. Tao, S. Admani a F. Admani, „devpost.com,“ 1 6 2012. [Online]. Available: https://s3.amazonaws.com/challengepost/zip_files/production/3651/zip_files/Shoulder%20Dislocation%20Simulator%20Device.pdf. [Přístup získán 24 2 2021].
- [5] P. J. McMahon, S. Chow, L. Sciaroni, B. Y. Zang a T. Q. Lee, „A novel cadaveric model for anterior-inferior shoulder,“ *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2003.
- [6] P. Dungal, *Ortopedie*, Praha: Grada Publishing, a.s., 2014.
- [7] P. Wendsche a R. Veselý, „Poranění ramenního kloubu,“ v *Traumatologie*, Praha, Galén, 2019, pp. 193-209.
- [8] I. Žvák, J. Brožík, J. Kočí a A. Ferko, *Traumatologie ve schématech a RTG obrazech*, Praha: Grada, 2006.
- [9] U. Basit, „medscape,“ [Online]. Available: <https://reference.medscape.com/features/slideshow/sdrt>. [Přístup získán 3 5 2021].
- [10] F. E. Sayegh a e. al, „Reduction of acute anterior dislocations: a prospective randomized study comparing a new technique with the Hippocratic and Kocher methods,“ *pubmed.gov*, 2009.
- [11] N. Iftikhar, „healthline.com,“ 30 8 2018. [Online]. Available: <https://www.healthline.com/health/how-to-pop-your-shoulder>. [Přístup získán 4 9 2021].
- [12] J. Kybic, „cw.fel.cvut.cz,“ [Online]. Available: https://cw.fel.cvut.cz/b172/_media/courses/a6m33zsl/kybic-kapitola12.pdf. [Přístup získán 4 5 2021].
- [13] T. Schenk, *Introduction to Photogrammetry*, Columbus: Department of Civil and Environmental Engineering and Geodetic Science, 2005.
- [14] J. Bohm, *Fotogrammetrie*, Ostrava: Vysoká škola báňská-technická univerzita Ostrava, 2002.
- [15] R. Hudák a D. Kachlík, *Memorix anatomie*, Praha: Triton, 2013.

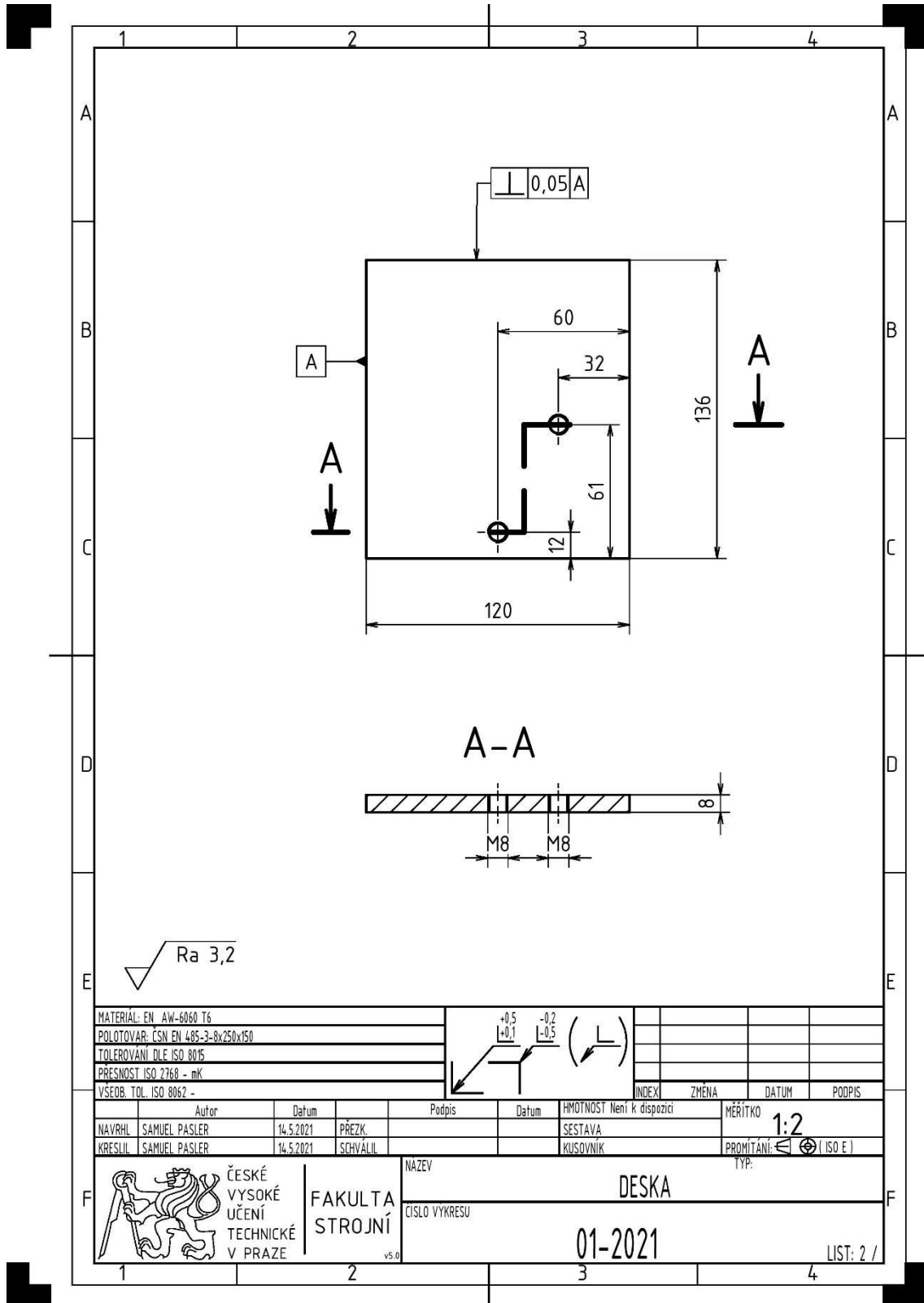
- [16] „getbodysmart.com,“ [Online]. Available: <https://www.getbodysmart.com/upper-limb-bones/clavicle-bone-anatomy>. [Přístup získán 21 5 2021].
- [17] R. Čihák, *Anatomie 1*, Praha: Grada, 2011.
- [18] E. Chadwick, D. Blana, R. Kirsch a A. v. d. Bogert, *Real-time Simulation of Three-Dimensional Shoulder Girdle and Arm Dynamics*, Case western Reserve University, 2014.
- [19] S. P. Marsden, D. C. Swailes a G. R. Johnson, „Algorithms for exact multi-object muscle wrapping and application to the deltoid muscle wrapping around the humerus,“ *Journal of Engineering in Medicine*, pp. 1081-1095, 2008.
- [20] M. L. Martin, n. K. J. Travouillo a P. A. Fleming, „Review of the methods used for calculating physiological cross-sectional area (PCSA) for ecological questions,“ *Journal of morphology*, Murdoch, 2020.
- [21] „ortoweb.cz,“ Ortoweb, [Online]. Available: https://www.ortoweb.cz/ortopedie_rameno_luxace-ramene. [Přístup získán 21 5 2021].

10 Přílohy

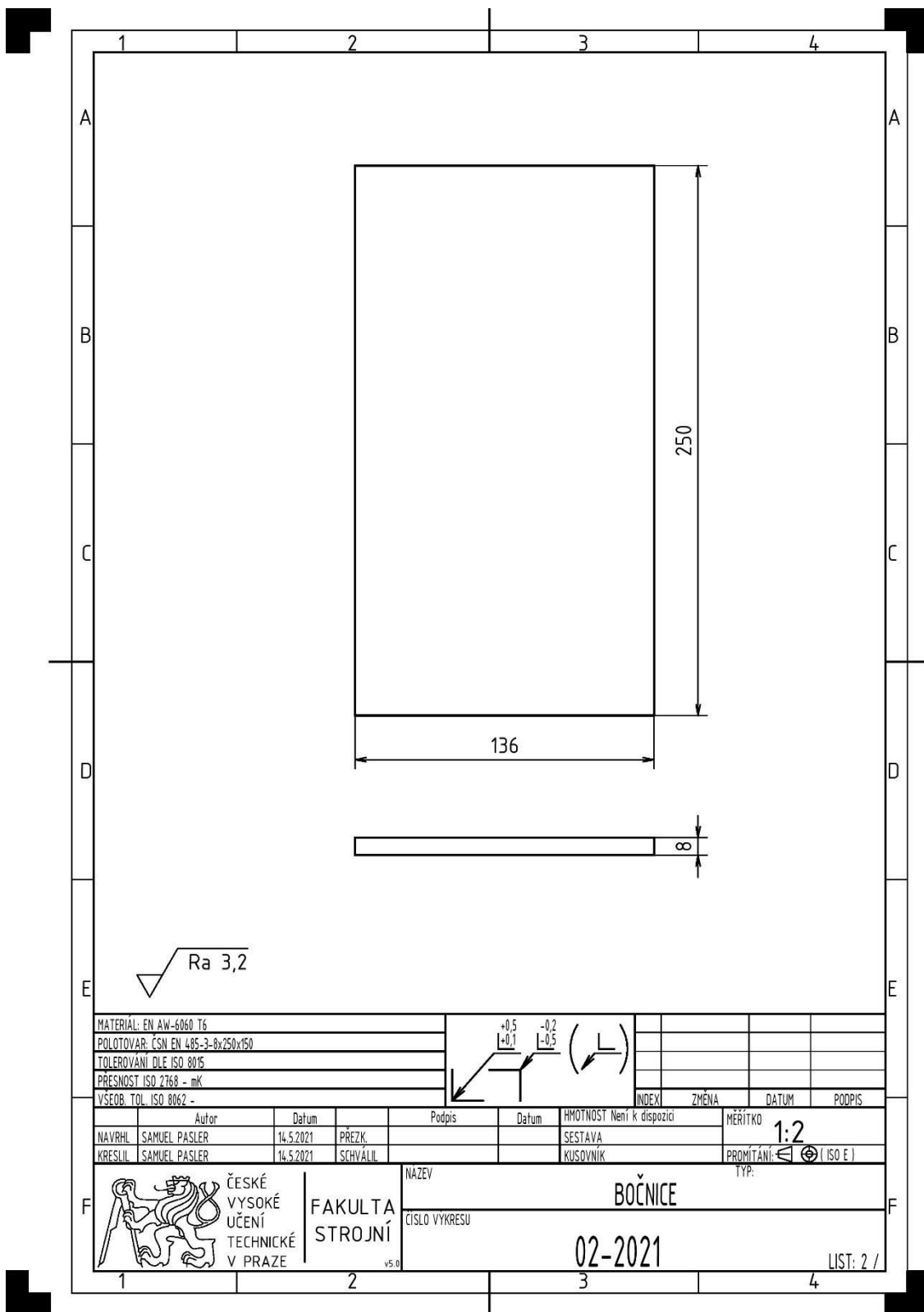
Příloha 1 – Kusovník

Polo- žka	Název		Číslo výkresu		Hmotnost [kg]		Množ- ství
	Polotovár – norma – rozměr		Materiál výchozí		Jednotka		
1	DESKA ČSN EN 485-3-8x250x150		01-2021 EN AW-6060 T6				1
2	BOČNICE ČSN EN 485-3-8x250x150		02-2021 EN AW-6060 T6				4
3	TĚLO HUMERU TYČ KRUHOVÁ Ø30x2,5-250-EN 515-EN AW-3103-EN 754-7		03-2021 EN AW-3103				1
4	PŘEDLOKTÍ Ø30x10-250-EN 515-EN AW-3103-EN 755-4		04-2021 EN AW-3103				1
5	ÚCHYT 3D TISK		PLA				6
6	RÝHOVANÝ ŠROUB DIN 464-M8x28						2
7	PODLOŽKA ISO 7089						3
8	ŠESTIHRANNÁ MATICE ISO 4032-M8						2
9	TAŽNÁ PRUŽINA SODEMANN-PRUŽINY.CZ, ě.32420						1
10	TAŽNÁ PRUŽINA SODEMANN-PRUŽINY.CZ, ě.E05000751250M						1
11	TAŽNÁ PRUŽINA SODEMANN-PRUŽINY.CZ, ě.32060						1
12	TAŽNÁ PRUŽINA SODEMANN-PRUŽINY.CZ, ě.E03600581000						1
13	ČEP S HLAVOU ISO 2341-8x40						1
14	ZÁVLAČKA ISO 1234-1.6x12						1
15	SCAPULA 3D TISK						1
16	HUMERUS 3D TISK						1
17							
18							
19							
20							
		Autor	Datum	Podpis	Datum	HMOTNOST	
VYPRACOVAL	SAMUEL PASLER		16.05.2021	PŘEZK.		SESTAVA ě.v.	
TECHNOLOG	SAMUEL PASLER		16.05.2021	SCHVÁLIL			
 FAKULTA STROJNÍ ČVUT V PRAZE				NÁZEV SESTAVY			
				SIM. VYKLOUBENÍ RAMENNÍHO KLOUBU			
				ČÍSLO VÝKRESU			
				-			
				LIST: 1 / 1			

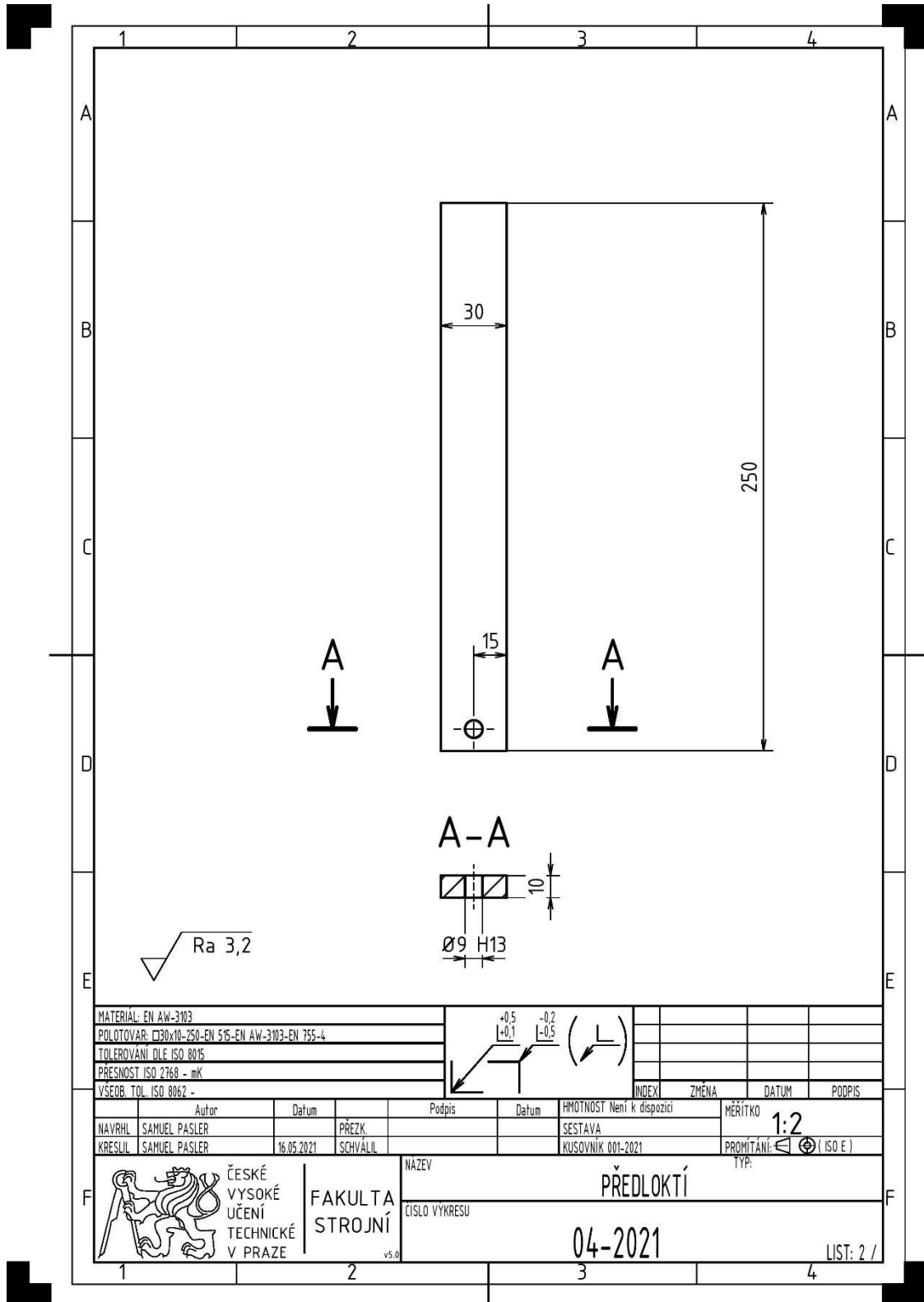
Příloha 2 – Výrobní výkres 1



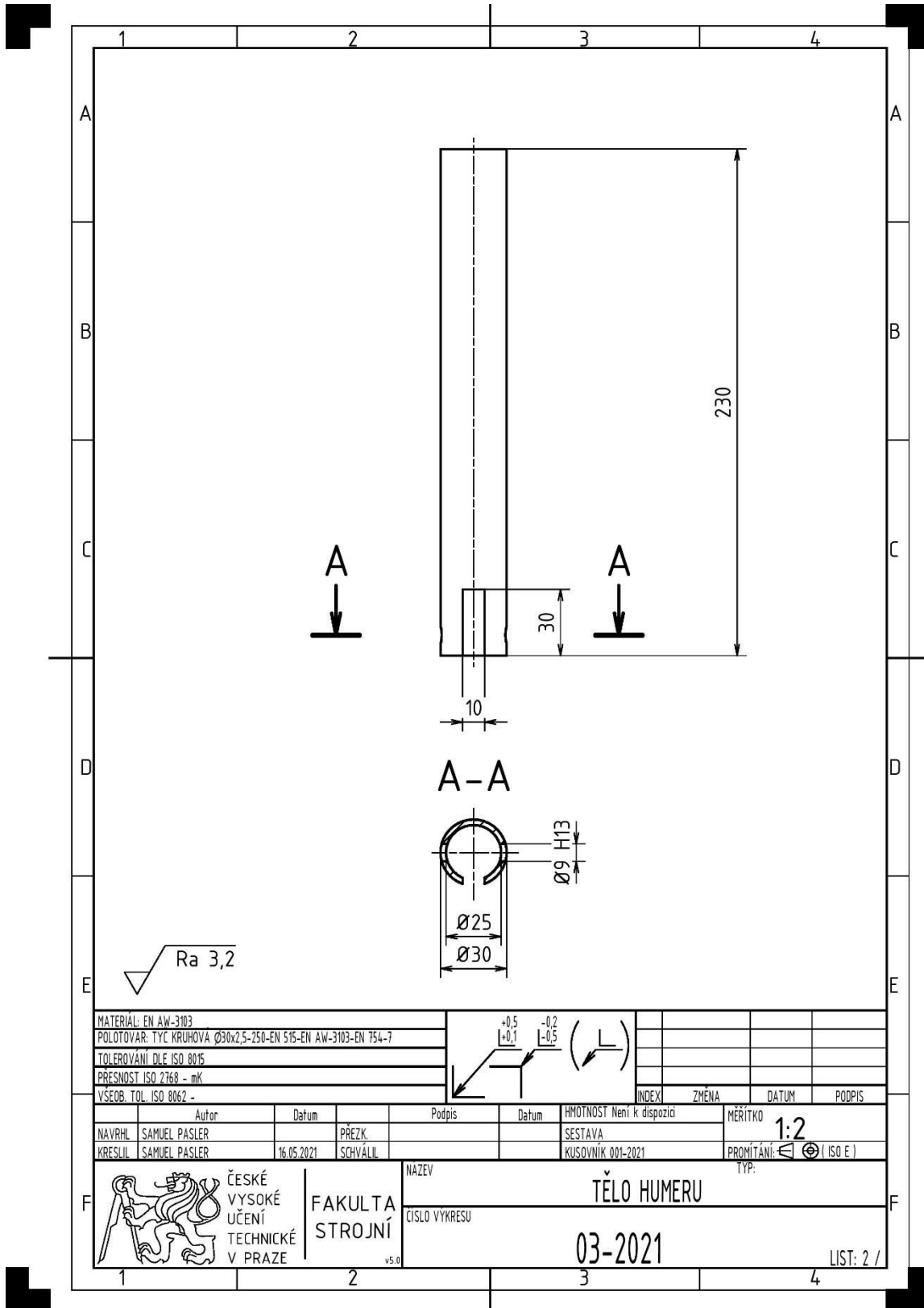
Příloha 3 – Výrobní výkres 2



Příloha 4 – Výrobní výkres 3



Příloha 5 – Výrobní výkres 4



Příloha 6 – Výrobní výkres 5

