

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

ÚSTAV MECHANIKY, BIOMECHANIKY A MECHATRONIKY



DISERTAČNÍ PRÁCE

**Biomechanika ramenního kloubu**

**Biomechanics of the shoulder joint**

Ing. Jan Votava

Doktorský studijní program: Strojní inženýrství

Studijní obor: Biomechanika

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

**Čestné prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně pod vedením pana prof. RNDr. Mateje Daniela, Ph.D. pouze s použitím uvedených zdrojů v bibliografii.

V Praze dne .....

.....

podpis

#### Poděkování:

Velice rád bych věnoval toto poděkování svému školiteli disertační práce prof. RNDr. Mateji Danielovi, Ph.D., za uvedení do problematiky, za jeho pomoc a cenné rady v průběhu celého postgraduálního studia zvláště na jeho konci, bez kterých by tato práce nemohla vzniknout.

## Anotace

Práce se zabývá určením stability a zatížení ramenního kloubu pomocí matematického svalově-kosterního modelu. Porovnání s experimentálními daty se ukazuje, pro pomalý pohyb lze modelovat sval jako ideální generátor síly. V rámci práce je vytvořen původní algoritmus na obtáčení svalů, který ukazuje, že dosavadní modely podhodnocují efektivní ramena momentů sil povrchových svalů. Práce také posuzuje vliv kinematiky, geometrie kloubu a rozložení svalových sil na stabilitu ramenního kloubu. Práce ale zároveň přináší zjištění, že scapulo-humerální rytmus nezlepšuje stabilitu ve frontální rovině, nýbrž v rovině transversální a ani nesnižuje zatížení ramenního kloubu. Práce se dále věnuje analýze spasticity a atrofie svalů a ukazuje, že spasticita na rozdíl od atrofie zásadním způsobem ovlivňuje stabilitu a zatížení kloubu.

### Klíčová slova

Biomechanika; ramenní kloub; scapulo-humerální rytmus; spasticita; atrofie; stabilita ramenního kloubu; obtáčení svalů; matematický svalově-kosterní model

## Annotation

The study deals with determining the stability and loading of the shoulder joint using a mathematical musculoskeletal model. On the basis of verification with experimental data, it is shown that for slow movement the muscle can be modeled as an ideal force generator. As part of the study, an original algorithm for wrapping muscles is created, which shows that existing models underestimate the effective moment arms of surface muscle forces. The study also assesses the influence of kinematics, joint geometry and the distribution of muscle forces on the stability of the shoulder joint. At the same time, the study brings the finding that the scapulo-humeral rhythm does not improve stability in the frontal plane, but in the transverse plane and does not even reduce the load on the shoulder joint. The study deals with the analysis of spasticity and muscle atrophy and shows that, unlike atrophy, spasticity significantly affects joint stability and load.

### Keywords

Biomechanics; shoulder joint; scapulo-humeral rhythm; spasticity; atrophy; shoulder joint stability; muscle twisting; mathematical musculoskeletal model

# Obsah

Úvod a motivace.....	8
Stav problematiky .....	9
Anatomie a kinematika ramenního kloubu.....	9
Anatomie.....	9
Kinematika.....	12
Souřadnicové systémy podle Mezinárodní společnosti pro biomechaniku (ISB) .....	15
Biomechanika svalově-kosterního systému.....	18
Funkční anatomie svalů.....	22
Svalově-kosterní modely ramenního kloubu .....	25
Určení zatížení ramenního kloubu .....	30
Experimentální měření zatížení.....	31
Stabilita ramenního kloubu.....	35
Cíl práce.....	37
Metody .....	38
Konstrukce svalově-kosterního modelu.....	38
Segmentace kosterního modelu .....	38
Definice svalového modelu .....	39
Definice souřadnicového systému .....	43
Určení funkčních vlastností svalů.....	45
Automatická metoda pro určení dráhy svalů.....	46
Výpočet svalových sil a zatížení kloubu.....	52
Statická analýza.....	53
Dynamická analýza.....	54
Kinematika.....	56
Metoda určení stability ramenního kloubu .....	58
Výsledky .....	60
Vliv konstrukce svalově-kosterního modelu na odhad zatížení kloubu.....	60
Určení dráhy svalů.....	63
Posouzení vlivu výběru svalového modelu .....	67
Posouzení volby optimalizačního algoritmu .....	68
Srovnání výsledků modelu s experimentálním měřením.....	69
Kinematika skapulohumerálního spojení.....	70
Vliv předpětí a ochabnutí svalů ramene .....	74
Vliv posunutí centra rotace.....	80

Diskuse .....	88
Závěr.....	96
Seznam publikací.....	98
Vlastní publikace autora.....	114

## Seznam použitých symbolů

$x_i$	[mm]	souřadnice bodu na ose x lokálního souřadnicového systému
$y_i$	[mm]	souřadnice bodu na ose y lokálního souřadnicového systému
$z_i$	[mm]	souřadnice bodu na ose z lokálního souřadnicového systému
$r$	[mm]	poloměr hlavice humeru
$\vec{r}$	[mm]	vektor ramena momentu svalu v lokálním souřadnicovém systému
$RR$	[mm]	rameno momentu svalu
$\vec{R}_O$	[mm]	vektor odstupu svalu
$\vec{R}_U$	[mm]	vektor úponu svalu
$\vec{e}_i$	[1]	jednotkové vektory roviny pro hledání nejkratší dráhy svalu
$\vec{P}_l$	[N]	vektor externích sil, které působí na kloub
$\vec{F}_l$	[N]	vektor interních (svalových) sil působících na ramenní kloub
$\vec{t}_l$	[mm]	vektor působíště síly
$\vec{f}_l$	[1]	jednotkový vektor ve směru spojnice proximálního a distálního úponu svalu
$\vec{m}_l$	[1]	moment jednotkové síly svalu
$F_{ISO}$	[N]	izometrická síla svalu



## Seznam zkratek

AC	– akromioklavikulární kloub
BW	– tíha těla
CORB	– m. coracobrachialis
CT	– počítačová tomografie
DELT1	– anteriorní část m. deltoideus
DELT2	– mediální část m. deltoideus
DELT3	– posteriorní část m. deltoideus
GH	– glenohumerální kloub
INFSP	– m. infraspinatus
ISB	– Mezinárodní společnost pro biomechaniku
LAT	– m. latissimus dorsi
m.	– musculus
MR	– magnetická rezonance
PCSA	– plocha fyziologického průřezu svalu
PECM1	– superiorní část m. pectoralis major
PECM2	– mediální část m. pectoralis major
PECM3	– inferiorní část m. pectoralis major
SC	– sternoklavikulární kloub
SHR	– scapulohumerální rytmus
SUBSC	– m. subscapularis
SUPSP	– m. supraspinatus
TMAJ	– m. teres major
TMIN	– m. teres minor

## Seznam obrázků

- Obr. 1: Klouby ramenního komplexu (Nucleus Medical Media Inc. 2012).
- Obr. 2: Svaly ramenního kloubu (Gray a Carter 1918).
- Obr. 3: Anatomické roviny a směry (Dylevský 2009).
- Obr. 4: Pohyby horní končetiny (Charlton 2003).
- Obr. 5: Scapulo-humerální rytmus – první fáze (vlevo), druhá fáze (uprostřed), třetí fáze (vpravo) (Zdroj: autor).
- Obr. 6: Anatomické body na kostech, určující lokální souřadnicové systémy jednotlivých kostí (Wu et al. 2005).
- Obr. 7: Souřadnicový systém hrudníku a definice pohybů (Wu et al. 2005).
- Obr. 8: Souřadnicový systém klíční kosti a definice pohybů SC (sternoklavikulárního) kloubu.  $Y_t$  je lokální osa pro souřadnicový systém hrudníku, který je zpočátku zarovnan s osou  $Y_c$  klíční kosti (Wu et al. 2005).
- Obr. 9: Souřadnicový systém lopatky a definice pohybů kloubu AC (akromioklavikulárního).  $Y_c$  je lokální osa pro souřadnicový systém klíční kosti (Wu et al. 2005).
- Obr. 10: Souřadnicový systém Humeru a definice pohybů GH (glenohumerální kloub).  $Y_s$  je lokální osa pro souřadnicový systém lopatky (Wu et al. 2005).
- Obr. 11: Souřadnicový systém předloktí (Wu et al. 2005).
- Obr. 12: Způsoby obtáčení svalů: A) sval jako lineární pružina (Crowninshield a Brand 1981), B) obtáčení s předepsanými body obtáčení (Hammer et al. 2019), C) obtáčení kolem jednoduchých analytických tvarů (GARNER a PANDY 2000), D) pomocí konvexních obálek (Desailly et al. 2010), E) metoda konečných prvků (Blemker a Delp 2005).
- Obr. 13: Závislost pasivní a aktivní síly svalu na jeho prodloužení (Schwerin 2015).
- Obr. 14: Schematické znázornění Hillova modelu. Šlacha T je reprezentována nelineární pružinou a má délku  $L_t$ . Sval je reprezentován kontraktilem prvkem CE paralelně s pasivním prvkem PE a má délku  $L_m$ . Úhel zpeření je  $\alpha$  (Winter 2009).
- Obr. 15: 2D svalově-kosterní model (Buechel et al. 1978).
- Obr. 16: Model s využitím konceptu tzv. kloubních kuželů (Engin a Tümer 1989).
- Obr. 17: Svalově-kosterní model od (Högfors et al. 1987).
- Obr. 18: Biomechanický model ramene Delftské skupiny (van der Helm 1994b).
- Obr. 19: Tzv. Newcastlovský model ramene (Charlton a Johnson 2006).
- Obr. 20: Obecný muskuloskeletální model ramenního kloubu v softwaru OpenSim (Yanagawa et al. 2008).
- Obr. 21: Biomechanický model metody konečných prvků (Terrier et al. 2007).
- Obr. 22: Model podle Flores-Hernandez a kol. (2019) v softwaru AnyBody.
- Obr. 23: Průběh měření (vlevo) během operace ramenního kloubu pomocí instrumentované náhrady (vpravo) (Farmer et al. 2020).
- Obr. 24: Průběh měření in vivo (vlevo) a instrumentovaná náhrada ramenního kloubu (vpravo) (Bergmann et al. 2007).
- Obr. 25: Průběh měření na kadaverech (Ackland et al. 2011).
- Obr. 26: Segmentace kostí na CT snímcích a uložení do vrstev v programu Seg3D (Zdroj: autor).
- Obr. 27: Přední a zadní pohled na 3D geometrii kostí vykreslenou v programu Seg3D (Zdroj: autor).
- Obr. 28: Příklad definice svalů v programu OpenDX (Votava 2013).
- Obr. 29: Znázornění objemové segmentace jednotlivých svalů ramenního kloubu (Květoň 2018).
- Obr. 30: Znázornění fitu hlavice humeru (vlevo) a femuru (vpravo) pro určení počátku souřadnicového systému (centra rotace) (Zdroj: autor).

Obr. 31: Znázornění globálního a lokálního souřadnicového systému ramene (Zdroj: autor).

Obr. 32: Předoperační a pooperační změna centra rotace humeru u 2 provedení protéz v antero-posteriorní projekci (A) a infero-superiorní projekci (B). Kruhy a kosočtverce představují průměrnou pozici centra rotace pro design Delta a Encore. Plné a prázdné symboly představují průměrné předoperační a pooperační pozice centra rotace. Šedá políčka označují směrodatné odchylky pro tyto pozice. S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial; A – anterior; P – posterior. (Saltzman et al. 2010).

Obr. 33: Povrchové body kostní geometrie po načtení do programu Matlab (Zdroj: autor).

Obr. 34: 3D povrchová síť kostí (Zdroj: autor).

Obr. 35: Algoritmus určení dráhy svalu na 3D kostní geometrii (Zdroj: autor).

Obr. 36: Funkce pro nalezení roviny obsahující nejkratší dráhu svalu (modrý obdélník) (Zdroj: autor).

Obr. 37: Výsledná dráha svalu (konvexní obálka) (Zdroj: autor).

Obr. 38: Ukázka algoritmu překrývání svalů, sval jako elastické vlákno (vlevo), sval s uvážením průřezu bez interakce mezi svaly (uprostřed), vzájemná interakce svalů (vpravo) (Zdroj: autor).

Obr. 39: Znázornění Hillova modelu (nahore). Gaussova křivka k popisu vztahu aktivní síla – délka svalu (A). Funkce svalová síla – rychlost (B). Síla na šlachu se zvyšuje exponenciálně s napětím během počáteční oblasti a poté lineárně s napětím (C). (Thelen 2003).

Obr. 40: Přední (A) a zadní pohled (B) na model ramene znázorňující hlavní kostní segmenty a dráhy svalů. Symboly svalů jsou následující: LS, levator scapulae; SUBCL, subclavius; TRAP\_S, superior trapezius; TRAP\_UM, upper-middle trapezius; TRAP\_LM, lower-middle trapezius; TRAP\_L, lower trapezius; RHMIN, rhomboid minor; RHMAJ\_S, horní rombický sval velký; RHMAJ\_L, dolní rombický sval velký; SA\_S, horní serratus anterior; SA\_M, střední serratus anterior; SA\_L, dolní serratus anterior; DEL\_A, přední deltový sval; DEL\_M, střední deltový sval; DEL\_P, zadní deltový sval; SUBS, subskapulární sval; SUPRA, supraspinatus; INFRA, infraspinatus; LATDS, latissimus dorsi; TMIN, teres minor; TMAJ, teres major; COR, coracobrachialis; PECMIN, pectoralis minor; PECMAJ\_S, superior pectoralis major; PECMAJ\_M, middle pectoralis major; PECMAJ\_L, lower pectoralis major (Wu et al. 2016).

Obr. 41: Umístění značek pro kinematickou analýzu (Wu et al. 2016).

Obr. 42: Svalově-kosterní model dolní končetiny pro určení zatížení kloubu v chůzi (Thelen 2003).

Obr. 43: Úhel stability představuje maximální úhel, který síla na humerální hlavici může vytvořit s glenoidní osou před dislokací (Matsen et al. 2004).

Obr. 44: Tento obrázek ukazuje úhly stability vyvážení (plné šipky) měřené v osmi směrech kolem čela glenoidu. Hodnoty byly zjištěny pro 10 kadaverózních ramen s tlakovým zatížením 50 N (Matsen 1994).

Obr. 45: Retroverze glenoidální jamky v transverzální rovině (vlevo), sklon glenoidální jamky ve frontální rovině (vpravo) (Reider et al. 2010).

Obr. 46: Hodnoty odstupů a úponů určené nezávislými hodnotiteli (A) a určené jedním hodnotitelem (B). Plochy označují rozptyl jednotlivých hodnot mezi hodnotiteli (Votava et al. 2023).

Obr. 47: Chyba v určení ramen sil (odchylka od průměrné hodnoty všech měření) při konstrukci svalového modelu několika nezávislými hodnotiteli (A) a při opakované konstrukci jedním hodnotitelem (B). Graf četnosti je doplněn fitem normálního rozdělení (Votava et al. 2023).

Obr. 48: Zatížení kyčelního kloubu relativní k tíze pacienta  $R/W_B$ , při konstrukci modelu nezávislými hodnotiteli a jedním hodnotitelem (Votava et al. 2023).

Obr. 49: Kosterně-svalový model s pružnými vlákny deltového svalu (Votava et al. 2015).

Obr. 50: Kosterně-svalový model se sférickou plochou obtáčení (Votava et al. 2015).

- Obr. 51: Kosterně-svalový model se svalovými vlákny bez vlastního objemu (vlevo) (Votava et al. 2017a) a se zohledněním vlastního objemu (vpravo) (Votava et al. 2017b).
- Obr. 52: Kosterně-svalový model se vzájemnou interakcí mezi vlákny svalů (Votava et al. 2017b).
- Obr. 53: Zatížení ramenního kloubu při pomalé abdukci ruky získané pomocí Hillova modelu nebo výpočtem svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).
- Obr. 54: Zatížení kyčelního kloubu při chůzi získané pomocí Hillova modelu nebo výpočtem svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).
- Obr. 55: Zatížení svalů ramenního kloubu při abdukci s využitím Hillova modelu svalu (vlevo) nebo výpočtem svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).
- Obr. 56: Zatížení ramenního kloubu při pomalé abdukci paže získané pomocí algoritmu SLSQP nebo Trust-constr (Zdroj: autor).
- Obr. 57: Zatížení glenohumerálního kloubu určené pomocí matematického modelu a měřením s využitím instrumentované endoprotézy (Votava et al. 2019c).
- Obr. 58: Počátek rotace lopatky v závislosti na elevaci paže pro různé modely (Votava et al. 2019a).
- Obr. 59: Zatížení ramenního kloubu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).
- Obr. 60: Zatížení ramenního kloubu v antero-posteriorním směru v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).
- Obr. 61: Zatížení ramenního kloubu v supero-inferiorním směru v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).
- Obr. 62: Zatížení ramenního kloubu v medio-laterálním směru v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).
- Obr. 63: Velikost glenoidálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).
- Obr. 64: Velikost frontálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019a).
- Obr. 65: Velikost transverzálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).
- Obr. 66: Zatížení ramenního kloubu pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 67: Zatížení ramenního kloubu pro různé stupně svalové atrofie při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 68: Glenoidální úhel pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 69: Frontální úhel pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 70: Transverzální úhel pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 71: Glenoidální úhel pro různé stupně svalové atrofie při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 72: Svalové síly pro různé stupně spasticity posteriorní části deltového svalu (DELTA3) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 73: Svalové síly pro různé stupně atrofie posteriorní části deltového svalu (DELTA3) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).
- Obr. 74: Svalové síly pro různé stupně spasticity svalu teres minor (TMIN) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Obr. 75: Svalové síly pro různé stupně spasticity anteriorní části deltového svalu (DELTA1) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Obr. 76: Zatížení ramenního kloubu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

Obr. 77: Zatížení ramenního kloubu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

Obr. 78: Zatížení ramenního kloubu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Obr. 79: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

Obr. 80: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

Obr. 81: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Obr. 82: Velikost frontálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

Obr. 83: Velikost frontálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

Obr. 84: Velikost frontálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Obr. 85: Velikost transverzálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

Obr. 86: Velikost transverzálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

Obr. 87: Velikost transverzálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Obr. 88: Rameno momentu síly mediální části deltového svalu (DELTA2) pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

Obr. 89: Rameno momentu síly mediální části deltového svalu (DELTA2) pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

Obr. 90: Rameno momentu síly mediální části deltového svalu (DELTA2) pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

## Seznam tabulek

- Tab. 1: Glenohumerální (GH) síla z různých zdrojů pro několik aktivit získaná použitím matematického modelu.
- Tab. 2: Glenohumerální (GH) síla pro několik aktivit získaná experimentálním měřením během operace ramenního kloubu.
- Tab. 3: Glenohumerální (GH) síla z různých zdrojů pro několik aktivit získaná experimentálním měřením pomocí instrumentované náhrady ramenního kloubu.
- Tab. 4: Glenohumerální (GH) síla pro několik aktivit získaná experimentálním měřením na kadaverickém těle.
- Tab. 5: Souřadnice odstupů a úponů svalů u kyčelního kloubu (Votava 2013).
- Tab. 6: Souřadnice odstupů a úponů svalů pro vybrané svaly ramenního kloubu (Votava et al. 2015).
- Tab. 7: Stanovené fyziologické průřezy.
- Tab. 8: Střední hodnota, směrodatné odchytky a maximální chyba při určení svalového modelu opakovaně jedním hodnotitelem (Votava et al. 2023).
- Tab. 9: Střední hodnota, směrodatné odchytky a maximální chyba při určení svalového modelu 13 nezávislými hodnotiteli (Votava et al. 2023).
- Tab. 10: Vypočtené délky svalů získané z popsaných kosterně-svalových modelů (Votava et al. 2017b).
- Tab. 11: Ramena momentů svalů vůči středu otáčení glenohumerálního kloubu, získaná z popsaných kosterně-svalových modelů (Votava et al. 2017b).

## Úvod a motivace

Pohyb v ramenním kloubu není jednoduchým sférickým pohybem, ale přispívá k němu zapojení čtyř kloubů (glenohumerální, akromioklavikulární, skapulothoraciální, a stenoaklavikulární). Glenohumerální kloub, i když u něj převažují pohyby rotační umožní v omezené míře také translaci hlavičky humeru vůči glenoidu a je možné ho tak považovat za kloub, který má až šest stupňů volnosti. Relativně malá jamka, velká hlavička a vysoká laxnost ho činí nepohyblivějším kloubem v lidském těle, což umožňuje horní končetině velký rozsah pohybů. Tato mobilita může být dále posílena pozicováním glenoidu, ale důsledkem velké mobility je u něj predispozice k nestabilitě a vykloubení. Pohyby v ramenním kloubu zabezpečuje soubor svalů, které působí v synergii a společnou akcí zatěžují a stabilizují glenohumerální kloub, případně je-li jejich rovnováha porušena dochází k destabilizaci ramenního kloubu.

Aby rameno fungovalo normálně, potřebuje, aby všechny anatomické struktury, pracovaly v synergii. Přímé měření funkce všech částí ramenního kloubu je problematické, a proto se pro posouzení činnosti kloubu využívají matematické modely. Tyto simulace se v posledních letech staly komplexnějšími a umožňují lépe pochopit jak fyziologickou funkci, tak vznik a rozvoj patologických stavů. Na druhé straně je přesnost odhadu jednotlivých svalově-kosterních modelů určena přesností ve stanovení vstupních parametrů modelů. Předložená disertační práce se věnuje problematice přípravy svalově-kosterního modelu a hodnocení vlivu jednotlivých faktorů na výsledný odhad zatížení a stability ramenního kloubu.

## Stav problematiky

### Anatomie a kinematika ramenního kloubu

Ramenní (glenohumerální) kloub je synoviální kulový kloub, který je zodpovědný za spojení horní končetiny s trupem. Je to jeden ze čtyř kloubů, které tvoří ramenní komplex. Tento kloub je tvořen kombinací hlavice humeru (*caput humeri*) a glenoidální jamky lopatky (*cavitas glenoidalis scapulae*). Je považován za nejmobilnější a nejméně stabilní kloub v těle a je nejčastěji dislokovaným diartrodialním kloubem (Gray a Carter 1918; Dempster 1965; Caillier 2004).

### Anatomie

Lidské rameno se skládá ze tří kostí a superiorní části hrudníku. Hrudník může být definován jako hrudní kost, hrudní koš a páteř (Obr. 1).

První kostí je klíční kost (*clavicula*), malá podlouhlá kost připojená na jednom konci k hrudní kosti a na druhém k lopatce. Klíční kost chrání neurovaskulární svazek (nervy a cévy), který zásobuje horní končetinu. Slouží jako výztuž mezi hrudní kostí a lopatkou a přenáší zatížení z horní končetiny na centrální skeletovou osu těla (Terry a Chopp 2000).

Druhou kostí je lopatka (*scapula*), dutá trojúhelníkovitá kost připojená ke klíční pažní kosti. Vnitřní okraj lopatky se nazývá mediální okraj. Kostní hřeben vyběhající ven z horního konce mediálního okraje se nazývá hřbet lopatky. Končí na akromionu, kostním výběžku spojujícím lopatku s klíční kostí. Pod akromionem je další kostní výběžek nazývaný koroanoidní výběžek. Tento orientační bod se používá jako místo připojení svalu a vazy. Naproti mediálnímu okraji se nachází laterální okraj běžící od *angulus inferior* po glenoidální jamku lopatky (Gray a Carter 1918).

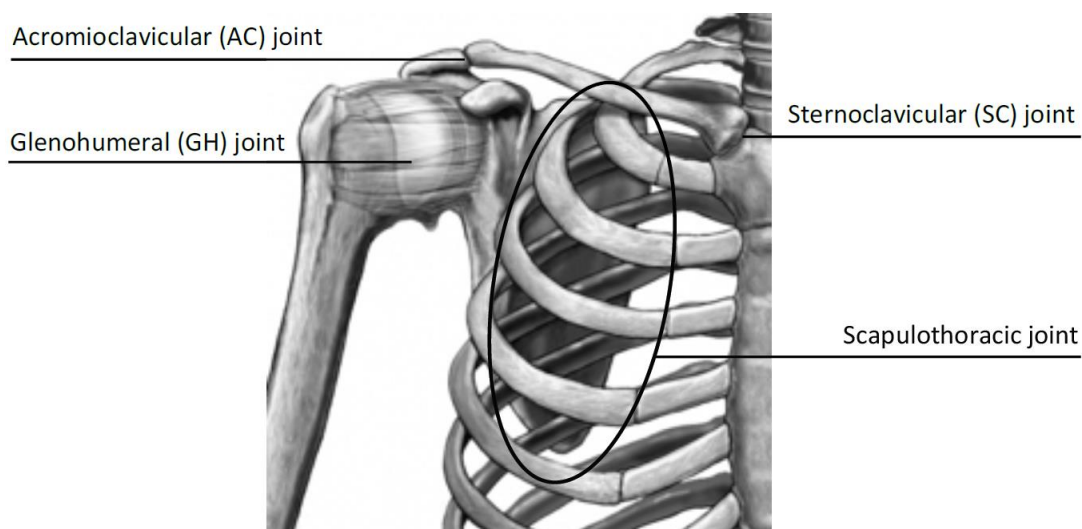
Třetí kostí je pažní kost (*humerus*), dlouhá kost připojená k lopatce, radiu a ulně. Její proximální konec se nazývá hlavice humeru a má kulovitý tvar. Mezi hlavicí a loktem má pažní kost válcovitý tvar. Její distální konec je trojúhelníkovitý. Externí body této struktury jsou laterální epikondyl a mediální epikondyl. Kosti jsou spojeny třemi synoviálními klouby, které poskytují pohyblivost. V synoviálních kloubech nejsou kosti přímo propojeny a nemusí se navzájem dotýkat. Na povrchu každé kosti v místě kontaktu je vrstva kloubní chrupavky,



kteřá je měkčí než kost a má menší tření. Kontakt udržuje hustá tkáň obklopující kosti, nazývaná kloubní pouzdro (Chang et al. 2021).

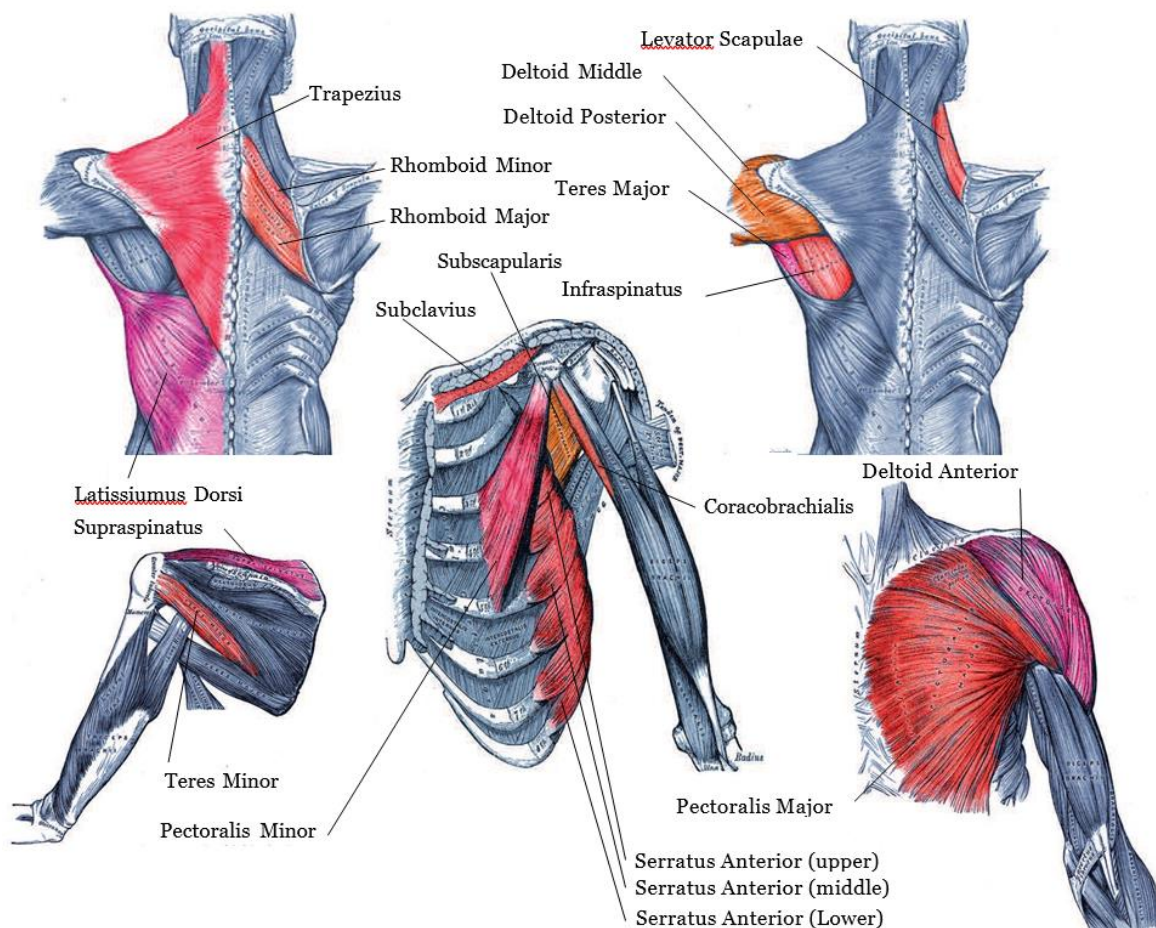
První kloub ramene se nazývá sternoklavikulární kloub (SC) a nachází se mezi hrudní a klíční kostí (Obr. 1). Druhý kloub se nazývá akromioklavikulární kloub (AC) a nachází se mezi klíční kostí a lopatkou. Třetí kloub je glenohumerální kloub (GH) mezi lopatkou a pažní kostí. Tento kloub se běžně nazývá "ramenní kloub" a je hlavním kloubem ramene. Když je kloub zatížen, kulovitý tvar hlavičky se tlačí proti konkávnímu tvaru glenoidní jamky na lopatce. Glenoidální jamka má eliptický tvar s dlouhou osou směřující svisle. Když je kloub uvolněný, mezi kloubními plochami existuje dutina. Okolo glenoidu se nachází glenoidní chrupavčitý lem (labrum), fibroelastický prvek chránící okraje glenoidní dutiny. Na druhém konci pažní kosti se nachází loketní a humeroradiální kloub (Garner a Pandy 2001).

Další struktury ramene spojené s klouby zahrnují vazy, což jsou viskoelastické prvky s pasivní rolí. Jsou potřeba ke stabilizaci pohybu. Klouby obsahují také vazy, které byly dříve zmíněny, stabilizující synoviální klouby. Stabilita znamená udržování kostí kloubu v správné konfiguraci tak, aby zatížení procházející kloubem nebylo příliš vysoké nebo nesprávně orientované. Ostatní vazy v rameni poskytují rameni další pevnost. Například vazy conoid a coracohumeral stabilizují pohyb lopatky vzhledem ke klíční a pažní kosti. Nakonec, plochý konkávní tvar lopatky jí umožňuje klouzat po kostech hrudníku. Tento kontakt se nazývá skapulotorakální kloub nebo klouzavá rovina a jedná se o nepravý kloub. Jeho role je hlavně kinematická, určující pohyby lopatky (Caillier 2004; Crosbie et al. 2010).



Obr. 1: Klouby ramenního komplexu (Nucleus Medical Media Inc. 2012).

Existuje 16 svalů, které pohybují ramenem (Obr. 2). Tyto svaly se skládají z velkého počtu paralelních vláken, na každém konci jsou šlachy, které spojují svalová vlákna s kostí. Spojení s kostrou, které je nejbližší k tělesné centrální ose (páteři), se nazývá odstup svalu, druhé spojení je úpon. Názvy každého svalu a jeho anatomická umístění jsou ilustrovány na obr. 2.



Obr. 2: Svaly ramenního kloubu (Gray a Carter 1918).

Pletenec horní končetiny je definován jako lopatka, klíční kost a horní levá nebo pravá strana hrudníku. Ramenní pletenec se odlišuje od samotného ramene, protože jde o strukturu, která připojuje horní končetinu k tělu. Existují svaly, které pohybují ramenním pletencem a svaly, které pohybují ramenním kloubem (glenohumerálním skloubením). Mezi svaly ramenního pletence patří: Trapezius, serratus anterior, rhomboid minor, rhomboid major, levator scapulae a pectoralis minor (Yanagawa et al. 2008).

Tyto svaly vycházejí z hrudníku a upínají se na lopatku. Horní část musculus trapezius se upíná na distální konec klíční kosti. Musculus trapezius a serratus anterior jsou hlavními svaly této skupiny. Mezi svaly pohybujícími glenohumerálním skloubením patří:

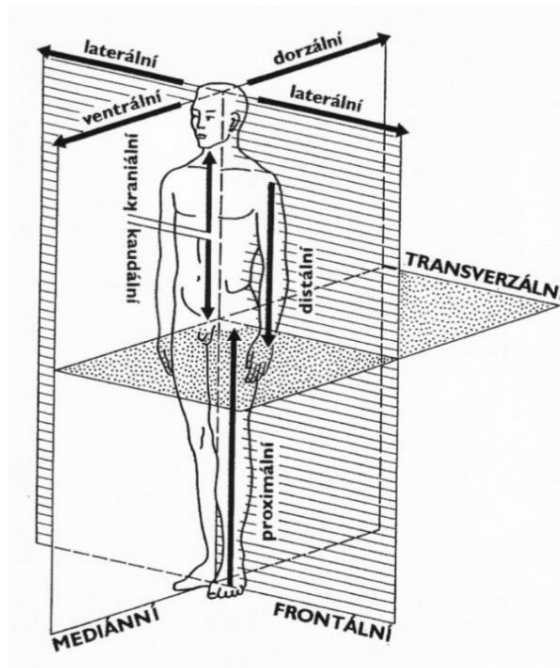
Deltoideus, infraspinatus, supraspinatus, subscapularis, teres minor, teres major a coracobrachialis (Yanagawa et al. 2008).

Primárním svalem této skupiny je musculus deltoideus. Infraspinatus, supraspinatus, teres minor a subscapularis tvoří skupinu svalů, která je společně označována jako svaly rotátorové manžety. Cílem těchto svalů je udržovat stabilitu glenohumerálního kloubu. Stabilita zde znamená udržování kostí skloubení v korektní pozici (Yanagawa et al. 2008).

Existují dva další svaly, které pohybují celým ramenem: široký sval zádový (latissimus dorsi) a velký prsní sval (pectoralis major). Oba svaly vycházejí z hrudníku a upínají se na kost pažní, čímž ovlivňují pohyb celého ramene. Musculus subclavius má malý význam při pohybu ramene, ale spíše plní funkci ochrany určitých tepen procházejících pod klíční kostí. Pokud by došlo ke zlomení klíční kosti, tento sval chrání tepny, které se nacházejí pod ní (Yanagawa et al. 2008).

## Kinematika

Rozlišují se tři kolmé anatomické roviny (frontální/koronální, transverzální a mediální/sagitální) používané k popisu těla člověka a jeho pohybu zobrazené na obr. 3. Scapulární rovina představuje čtvrtou rovinu, která je nutná pro definování pohybu ramene. Jedná se o rovinu kolmou na transverzální rovinu, ale otočenou kolem svislé osy těla o 30°. Scapulární rovina vertikálně rozděluje glenohumerální kloub na poloviny. Pohyb mezi hrudní kostí a klíční kostí je definován jako thorako-klavikulární pohyb. Pohyb lopatky přes hrudní koš je definován jako scapulo-thorakální pohyb. Pohyb pažní kosti kolem glenohumerálního kloubu s ohledem na hrudní koš je definován jako thorako-humerální pohyb. Pohyb pažní kosti kolem glenohumerálního kloubu s ohledem na lopatku se nazývá scapulo-humerální pohyb (Terry a Chopp 2000).



Obr. 3: Anatomické roviny a směry (Dylevský 2009).

Každá kost má svůj specifický soubor pohybů. Tyto elementární pohyby jsou definovány následovně (Obr. 4) (Ingram 2015):

Klíční kost:

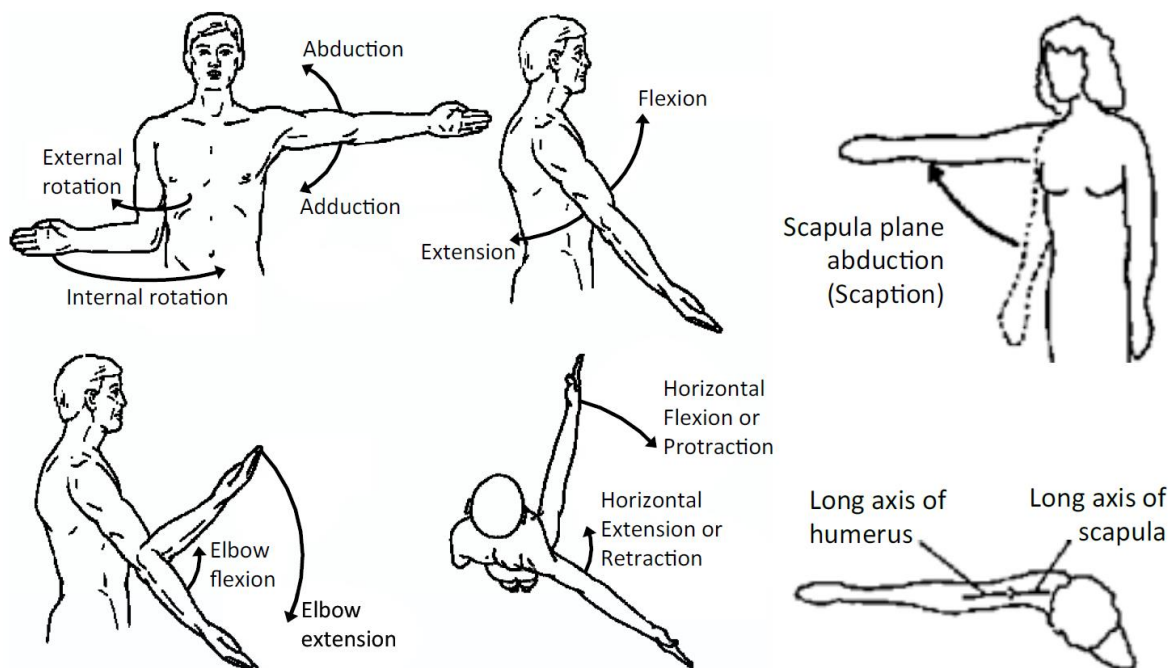
- axiální rotace: Rotace kolem podélné osy klíční kosti
- deprese/elevace: Rotace v sagitální rovině
- retrakce (addukce klíční kosti) / protrakce (abdukce klíční kosti): Rotace v transverzální rovině

Lopatka:

- axiální rotace: Rotace kolem hřbetního výběžku lopatky
- deprese/elevace: Rotace kolem osy kolmé na hřbetní výběžek lopatky
- retrakce (addukce lopatky) / protrakce (abdukce lopatky): Rotace kolem hrudního koše

Humerus:

- axiální rotace: Rotace kolem podélné osy humeru
- flexe/extenze: Rotace v sagitální rovině
- abdukce/addukce: Rotace v koronální rovině

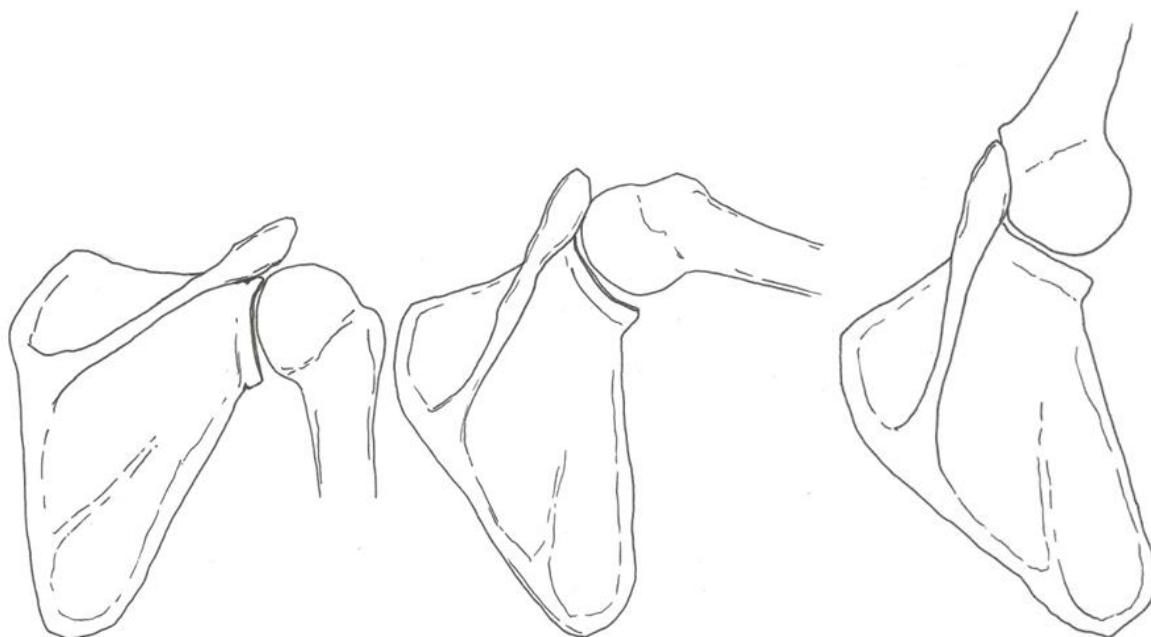


Obr. 4: Pohyby horní končetiny (Charlton 2003).

Velký rozsah pohybu paže je především důsledkem scapulo-humerálního rytmu, který jako první popsal Ernest Amory Codman (1934). Scapulo-humerální rytmus je definován jako koordinovaný pohyb lopatky a humeru (Ben Kibler 1998). Pokud by lopatka během pohybu paže zůstala nepohyblivá, humerus by mohl nejvýše abdukovat na  $120^\circ$ . Proto pohyb lopatky přispívá až  $60^\circ$  k celkovému úhlu abdukce paže (Rundquist et al. 2003; Scibek 2012). Scapulo-humerální rytmus je potřebný k dosažení plné abdukce na  $180^\circ$ .

Bylo provedeno mnoho studií scapulo-humerálního rytmu s cílem identifikovat jeho charakteristiky (Freedman a Munro 1966; Ben Kibler 1998; Michiels a Grevenstein 1995). Moderní popis rozkládá scapulo-humerální rytmus na tři fáze. V první fázi se humerus abdukuje přibližně do úhlu  $30^\circ$ , zatímco lopatka zůstává nehybná (Obr. 5 – vlevo). Ve druhé fázi se humerus otáčí až do úhlu  $90^\circ$  (Obr. 5 – uprostřed). Při rotaci humeru do úhlu  $90^\circ$  se lopatka otáčí s poměrem 1:2. Pro každé dva stupně scapulo-humerální rotace je jeden stupeň scapulo-thorakální rotace. Humerus rotuje o  $70^\circ$  vzhledem k lopatce, která přispívá  $20^\circ$ . Poměr 1:2 pokračuje až do  $150^\circ$  abdukce, tzn.  $110^\circ$  scapulo-humerální rotace a  $40^\circ$  scapulo-thorakální rotace (Obr. 5 – vpravo). Třetí a poslední fáze abdukce je charakterizována poměrem 1:1. Při  $180^\circ$  abdukci je  $120^\circ$  scapulo-humerální rotace a  $60^\circ$  scapulo-thorakální rotace.

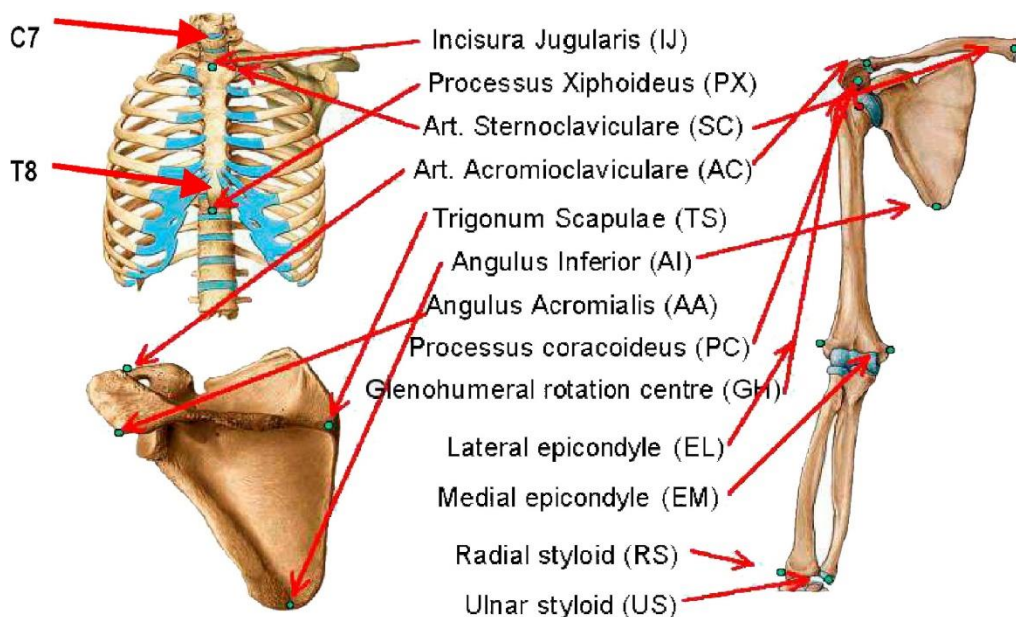




Obr. 5: Scapulo-humerální rytmus – první fáze (vlevo), druhá fáze (uprostřed), třetí fáze (vpravo) (Zdroj: autor).

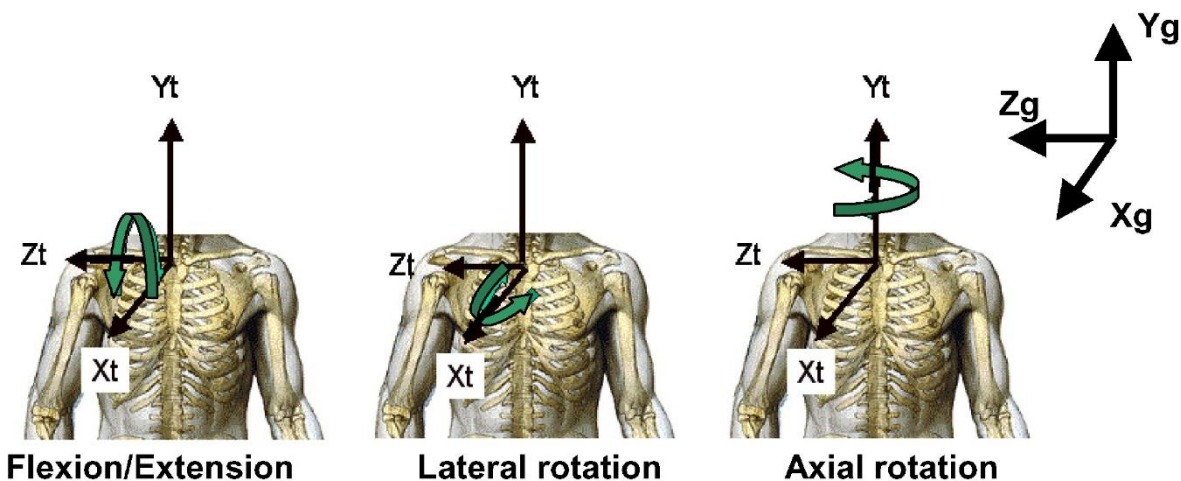
### Souřadnicové systémy podle Mezinárodní společnosti pro biomechaniku (ISB)

Tato část popisuje doporučené souřadnicové systémy podle ISB, které jsou použity v této práci při vyhodnocování výsledků. Standardizované souřadnicové systémy a významné body umožňují srovnání mezi studii v literatuře. Všechny informace a obrázky jsou převzaty z (Wu et al. 2005). Z důvodu lepší orientace obr. 6 zobrazuje anatomické body na kostech používané v této kapitole.



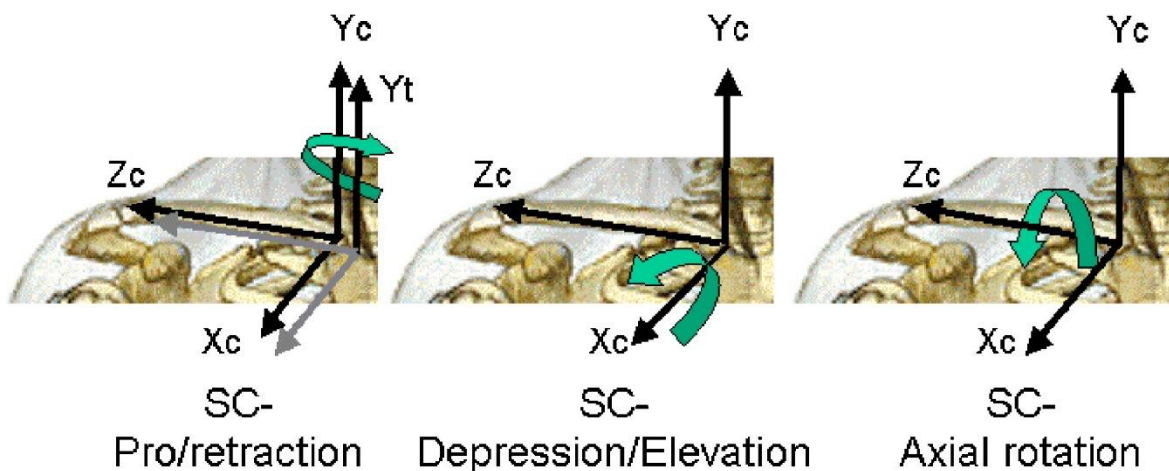
Obr. 6: Anatomické body na kostech, určující lokální souřadnicové systémy jednotlivých kostí (Wu et al. 2005).

Souřadnicový systém hrudníku ( $X_t$ ,  $Y_t$ ,  $Z_t$ ) (Obr. 7) má počátek ( $O_t$ ) v nejhlubším bodě suprasternálního zářezu (Incisura jugularis) (IJ). Osa  $Y_t$  směřuje dopředu, přičemž prochází středovým bodem mezi nejkaudálnějším bodem na sternu (Processus xiphoideus) (PX) a Processus spinosus osmého hrudního obratle (T8) a středovým bodem mezi IJ a Processus spinosus sedmého krčního obratle (C7). Osa  $Z_t$  tvoří linie kolmá na rovinu tvořenou IJ, C7 a středovým bodem mezi PX a T8 směřující doprava. Osa  $X_t$  je definována jako společná přímka kolmá na osy  $Z_t$  a  $Y_t$ , která směřuje dopředu.



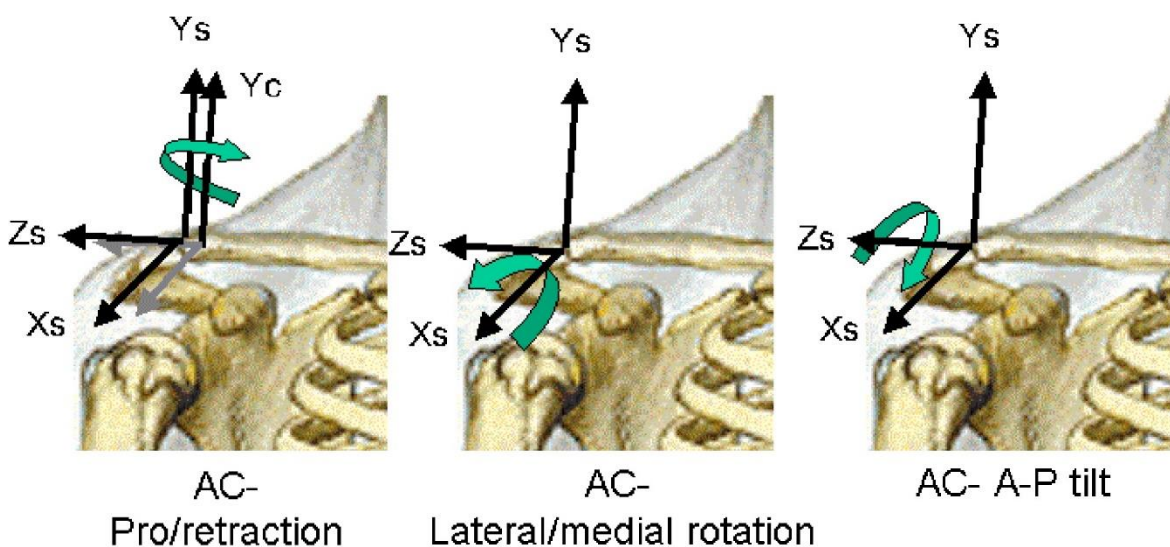
Obr. 7: Souřadnicový systém hrudníku a definice pohybů (Wu et al. 2005).

Počátek ( $O_c$ ) souřadnicového systému klíční kosti ( $X_c$ ,  $Y_c$ ,  $Z_c$ ) (Obr. 8) je v nejventrálnejším bodě sternoclaviculárního kloubu (SC). Osa  $Z_c$  určuje přímka spojující SC a nejvíce dorzální bod na akromioklavikulárním kloubu (AC), která směřuje do bodu AC. Osa  $X_c$  je kolmá na  $Z_c$  a  $Y_t$  směřující dopředu a osa  $Y_c$  je poté společná kolmice k  $X_c$  a  $Z_c$  směřující nahoru.



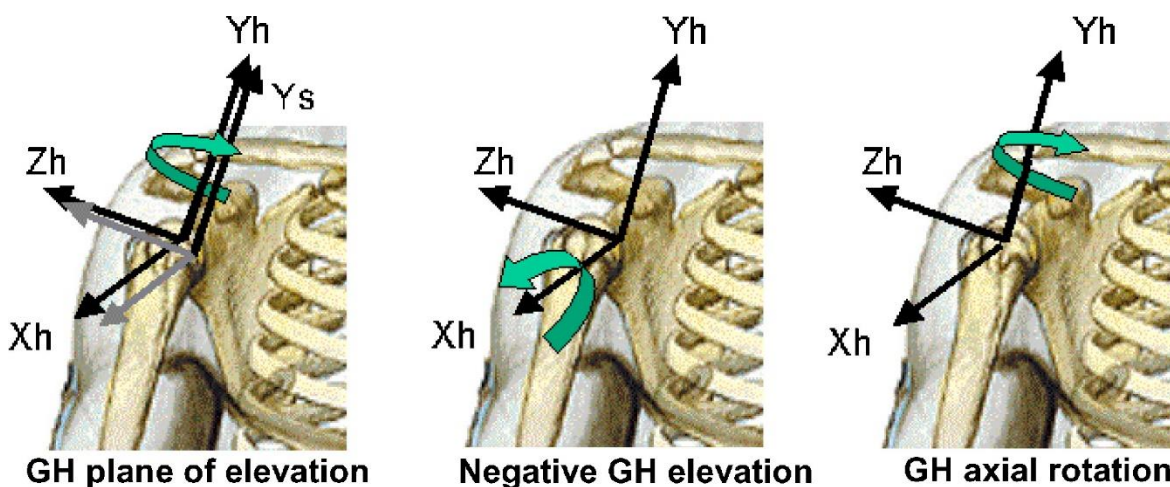
Obr. 8: Souřadnicový systém klíční kosti a definice pohybů SC (sternoklavikulárního) kloubu.  $Y_t$  je lokální osa pro souřadnicový systém hrudníku, který je zpočátku zarovnan s osou  $Y_c$  klíční kosti (Wu et al. 2005).

Na lopatce má souřadnicový systém ( $X_s$ ,  $Y_s$ ,  $Z_s$ ) (Obr. 9) počátek ( $O_s$ ) v Angulus acromialis (AA), což je nejvíce laterodorsální bod na lopatce. Osa  $Z_s$  je tvořena středem trojúhelníkové plochy na mediálním okraji lopatky (Trigonum spinas scapulae) (TS) a bodem AA a směřuje právě do bodu AA. Osa  $X_s$  je kolmá na rovinu tvořenou Angulus Inferior (AI), nejkaudálnějším bodem na lopatce a body AA a TS, přičemž směřuje dopředu. Osa  $Y_s$  je kolmá na osy  $X_s$  a  $Z_s$  a směřuje nahoru.



Obr. 9: Souřadnicový systém lopatky a definice pohybů kloubu AC (akromioklavikulárního).  $Y_c$  je lokální osa pro souřadnicový systém klíční kosti (Wu et al. 2005).

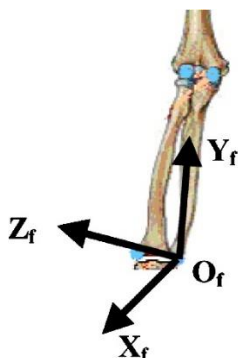
Souřadnicový systém humeru ( $X_h$ ,  $Y_h$ ,  $Z_h$ ) (Obr. 10) má počátek ( $O_h$ ) ve středu otáčení glenohumerálního kloubu (GH). Osa  $Y_h$  je přímka spojující GH a středový bod mezi nejkaudálnějším bodem laterálního epikondylu (EL) a nejkaudálnějším bodem mediálního epikondylu (EM) směřující do bodu GH. Osa  $X_h$  je kolmá na rovinu tvořenou body GH, EL a EM a směřuje dopředu. Osa  $Z_h$  je pak určena jako kolmice na osy  $Y_h$  a  $X_h$  směřující doprava.



Obr. 10: Souřadnicový systém Humeru a definice pohybů GH (glenohumerální kloub).  $Y_s$  je lokální osa pro souřadnicový systém lopatky (Wu et al. 2005).



Souřadnicový systém předloktí ( $X_f$ ,  $Y_f$ ,  $Z_f$ ) (Obr. 11) má počátek v nejvíce kaudálně-mediálním bodě Processus styloideus ulnae (US). Osa  $Y_f$  je tvořena spojnicí bodu US a středovým bod mezi EL a EM a směřuje proximálně. Osa  $X_f$  je kolmá na rovinu procházející body US, nejvíce kaudálně-laterálním bodem na Processus styloideus radii (RS) a středovým bodem mezi EL a EM. Tato osa směřuje dopředu. Kolmice na osy  $X_f$  a  $Y_f$ , která směřuje doprava, poté tvoří osu  $Z_f$ .



Obr. 11: Souřadnicový systém předloktí (Wu et al. 2005).

## Biomechanika svalově-kosterního systému

Pohybový aparát ramenního kloubu je složitým systémem sestávající z kostí, svalů, šlach, vazů a dalších pojivových tkání (Chang et al. 2021). Znalost zátěže ramenního kloubu a pochopení činnosti jednotlivých svalů při denních aktivitách nám může pomoci lépe identifikovat různá neuromuskuloskeletální postižení (Linaker a Walker-Bone 2015). Další důležité využití muskuloskeletálních modelů je v klinickém výzkumu a rehabilitaci. Modely pohybového aparátu lze použít k simulaci účinků různých léčebných postupů, jako je chirurgický zákrok nebo fyzikální terapie pohybového aparátu. Lze je také použít ke sledování průběhu rehabilitace a rekonvalescence pacienta a k optimalizaci léčebných plánů (Smith et al. 2021).

Přímé měření svalových a kloubních sil je technicky komplikované a omezené většinou na malý okruh pacientů. Proto se v biomechanice pro hodnocení zatížení jednotlivých anatomických struktur využívá matematické modelování. Muskuloskeletální modely jsou počítačové modely, které reprezentují anatomickou strukturu a fyzikální vlastnosti lidského pohybového systému (Blemker et al. 2007). Tyto modely lze rozdělit do dvou hlavních kategorií: modely vycházející z pasivní mechaniky tuhých těles a modely pohybového aparátu s uvážením aktivního zapojení svalů (Silva a Ambrósio 2003).

Tuhé modely těla jsou jednoduché modely, které představují tělo jako soubor tuhých segmentů spojených klouby. Tyto modely jsou užitečné pro studium jednoduchých pohybů a mohou poskytnout cenné poznatky o poloze těžiště a chování těla při rychlé externí zátěži (Gonjo a Sims 2021). Uvedené modely jsou často doplněny pasivními elementy, které reprezentují tuhost v kloubech a spojení segmentů prostřednictvím měkkých tkání (Pai 2010). Pasivní modely se často využívají v automobilovém průmyslu pro posouzení bezpečnosti zdravotnických prostředků nebo ve forenzní biomechanice (Germanetti et al. 2022; Adamec et al. 2010).

Naproti tomu modely pohybového aparátu jsou složitější a zahrnují podrobný popis svalů, šlach a dalších měkkých tkání, které se podílejí na pohybu (Sylvester et al. 2021). Tyto modely používají matematický popis k simulaci mechanického chování muskuloskeletálního systému při aktivních činnostech a lze je použít k předpovědi svalových sil, kloubních momentů a dalších biomechanických veličin (Buchanan et al. 2004). Standardní postup vytvoření svalově-kosterního modelu spočívá ve využití lékařských zobrazovacích technik, jako je magnetická rezonance (MR) nebo počítačová tomografie (CT) k získání podrobných snímků anatomických struktur pacienta (Blemker et al. 2007; Galbusera et al. 2020). Tyto snímky se poté použijí k vytvoření trojrozměrného (3D) modelu anatomie pacienta. Model je následně segmentován na jednotlivé svalové skupiny, šlachy a další měkké tkáně. Vlastnosti těchto tkání, jako je jejich elasticita, viskozita nebo schopnost generovat sílu, jsou definovány na základě biomechanických údajů z literatury nebo experimentálních testů.

Dalším vstupem do svalově-kosterního modelu je zaznamenání pohybu prostřednictvím metod označovaných jako motion capture k měření a analýze lidského pohybu. Nejčastěji využívanou metodou je metoda videoanalýzy, která zaznamenává pohybu těla osoby pomocí aktivních (van der Kruk a Reijne 2018), nebo pasivních (Sementille et al. 2004) značek umístěných na kůži nebo oblečení. Každá značka je snímána prostřednictvím několika kamer a na základě kalibrace a analýzy obrazu je pak možné identifikovat pohyb značky v prostoru. Protože značky k určování pohybu se umísťují na anatomicky definované lokality, je možné tento pohyb spojit s tuhým segmentálním modelem těla a určit tak vzájemný pohyb jednotlivých segmentů (Murgia et al. 2010; Malus et al. 2021). Data získaná ze zachycení pohybu mohou být použita k vytvoření podrobných

modelů pohybových vzorů, analýze rozsahů pohybu a přímému vyhodnocení účinnosti léčby nebo intervencí (Mündermann et al. 2006). Tyto optické systémy jsou obvykle vysoce přesné ale vyžadují časově náročnou kalibraci a podstatné experimentální zázemí. Proto se většinou využívají jenom v biomechanických laboratořích. V poslední době se do popředí dostávají inerciální systémy, které používají senzory připojené k tělu ke sledování lokálního zrychlení, změny úhlové rychlosti (Filippeschi et al. 2017; Kok et al. 2014). Tyto systémy jsou často přenosnější a mohou být použity v širším spektru prostředí.

Kromě kvantifikace pohybu musíme také určit vnější síly působící na lidské tělo během pohybu. Tyto síly mohou zahrnovat gravitační síly, síly z prostředí a síly působící vnějšími zařízeními. Měření těchto sil je nezbytné pro pochopení mechaniky pohybu a pro navrhování zásahů nebo prostředků, které mohou zlepšit lidskou výkonnost nebo zabránit zraněním. Existuje několik metod používaných k měření vnějších sil v biomechanice. Jedním z běžných přístupů je použití silových desek, což jsou specializovaná zařízení, která měří síly působící na povrch (Wardoyo et al. 2016). Silové desky mohou být použity k měření sil působících na zem během chůze, běhu nebo skákání a mohou poskytovat informace o reakčních silách země (GRF), které musí tělo překonat během pohybu. Silové desky lze také použít k měření sil působících na jiné povrchy, jako jsou síly působící na horní končetinu. Dalším přístupem k hodnocení externích sil působících na horní končetinu je použití silových senzorů (Jensen et al. 1991; Fuss 2013; Hollinger a Wanderley 2011). Tyto senzory jsou obvykle umístěné na externí zařízení, např. sportovní náčiní nebo pracovní nástroje.

Gravitační síly je možné určit ze znalostí tíhy jednotlivých segmentů lidského těla. Aby bylo možné odhadnout gravitační síly působící na segment lidského těla je nutno určit jak hmotnost segmentu, tak polohu těžiště. Tyto parametry se určují pomocí různých metod, jako jsou například antropometrická měření (Farkas 1996) nebo analýza složení těla z CT nebo MR snímků (Borga et al. 2018). Nejpoužívanější je využití regresních vztahů, kde hmotnost jednotlivých částí těla se určuje na základě měření na kadaverech nebo dobrovolnících (Clauser et al. 1969). Obdobně jako hmotnost segmentů a poloha těžiště se také určují další inerciální vlastnosti segmentů těla, např. moment setrvačnosti.

Pohyb a externí síly lze analyzovat pomocí různých biomechanických technik. Jedním z běžných přístupů je použití inverzní dynamiky, která zahrnuje použití rovnic

pohybu jednotlivých segmentů k výpočtu intersegmentálních vnitřních sil a momentů působících na segmenty těla během pohybu. Intersegmentální síly neodpovídají silám v kloubech, nýbrž jsou sumou všech sil nutných proto, aby segment těla s danými inerciálními vlastnostmi dosáhl pozorovaného pohybu. Zásadním problémem biomechaniky je určení jak jsou tyto intersegmentální síly distribuovány mezi jednotlivé anatomické struktury, resp. které ze struktur jsou odpovědné za generování těchto sil (Hirashima a Oya 2016). Protože obecně platí, že v lidském těle je více svalů, než stupňů volnosti v jednotlivých kloubech může více svalů přispět ke stejnému pohybu nebo úkolu a existuje mnoho možných kombinací svalové aktivace, které mohou produkovat stejný pohyb nebo silový výstup. Tato vlastnost svalově-kosterního systému se označuje jako svalová redundance (Simpson et al. 2015). Cílem biomechanické analýzy je určit, která kombinace svalové aktivace je pro daný úkol nejúčinnější nebo nejefektivnější (Veerkamp et al. 2021). Schopnost provádět složité pohyby s velkou přesností a účinností je částečně způsobeno schopností nervového systému koordinovat a modulovat svalovou aktivitu k dosažení požadovaného pohybu nebo silového výstupu. Nervový systém může také upravit svalové aktivační vzorce v reakci na změny prostředí nebo požadavky úkolů, což umožňuje přizpůsobení a optimalizaci pohybového výkonu (Hirashima a Oya 2016). I když jsou obecné principy optimalizace svalové činnosti zjevné, jejich transformace do matematických modelů je více než problematická. Nejpoužívanější metodou k určení vnitřních svalových účinků je inverzní dynamická optimalizace (Li et al. 2021). Svalové síly se odhadují řešením optimalizačního problému, který se snaží minimalizovat rozdíl mezi kloubními momenty vypočtenými z inverzní dynamiky a kloubními momenty, které by byly vytvořeny svalovými silami (Zargham et al. 2019). To zahrnuje použití optimalizačního algoritmu k iterativnímu nastavení svalových sil, dokud není nalezeno řešení, které splňuje omezení problému. Při definování optimalizačního problému lze v literatuře nalézt řadu cílových funkcí, které jsou navrženy tak, aby splňovaly různá kritéria, ať už jde o minimalizaci svalové únavy, aktivní nebo pasivní okamžité svalové síly, úroveň aktivace svalů nebo metabolických nákladů (Daniel 2011).

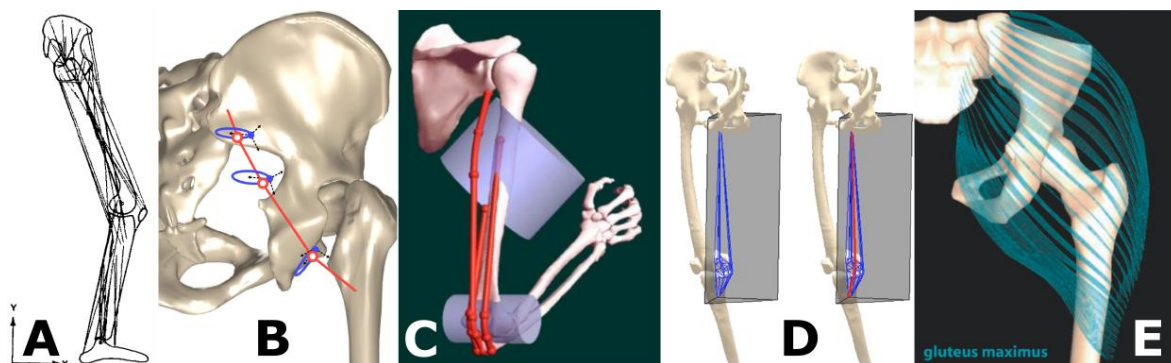
Souhrnně lze říci, že modely pohybového aparátu jsou výkonnými nástroji pro studium funkce pohybového systému a zkoumání základních mechanismů lidského pohybu. Mají důležité využití ve sportovní vědě, klinickém výzkumu a rehabilitaci a jejich

význam pravděpodobně ještě vzroste s tím, jak se bude dále rozvíjet výpočetní výkon a modelovací techniky. Na druhé straně jsou tyto metody ovlivněny kvalitou sestaveného modelu. Proto se v následujících částech budeme věnovat primárně problematice vytvoření a analýze svalově-kosterního modelu.

## Funkční anatomie svalů

V simulaci muskuloskeletálních modelů je nutné určit linii každého svalu a momentové rameno kolem příslušných kloubů. To určuje účinnost a relativní mechanickou výhodu každého svalu (Escamilla et al. 2009). Studie potvrdily významnou důležitost tohoto parametru při porovnávání funkce implantátů ramenního kloubu (Masjedi a Johnson 2010) nebo pro odhad zatížení kloubů dolní končetiny (Raikova a Prilutsky 2001). Většina modelů uvažuje svalové prvky jako napnutá elastická vlákna, které se ovinou kolem tuhých geometrických tvarů představujících kosti končetin. Nejjednodušším přístupem je modelování svalu jako lineární pružiny napnuté mezi koncovými body (Obr. 12 – A) (Crowninshield a Brand 1981). Koncové body se označují odstup a úpon svalu. Při této definici sval může procházet kostí a přímý model tak poskytuje nereálné hodnoty vektorů svalových sil a svalových momentů. Pro získání realističtější dráhy svalu je možné předepsat body, kterými sval prochází, tak aby se předešlo kontaktu s kostí (Obr. 12 – B) (Hammer et al. 2019). Dodatečné body definující dráhu svalu označujeme jako body obtáčení. Body obtáčení mohou být svázány s jednotlivými kostmi nebo je jejich pozice určována na základě polohy kloubů. Vztah svalu vůči kloubu je určen přímým segmentem svalu mezi body obtáčení, které přináležejí artikulujícím kostem. V tomto případě se body obtáčení označují také jako efektivní odstupy, nebo efektivní úpony. Výhodou zavedení bodu obtáčení je jednoduché a rychlé určení účinku svalu, nevýhodou je nutnost definovat tyto body apriori pro všechny pohyby. Většina biomechanických modelů uvažuje obtáčení kolem jednoduchých analytických tvarů (koule, válec, toroid) (Obr. 12 – C) (Scholz et al. 2015). Jedním z přístupů je popsání svalu jako předepjaté pružiny a dráha svalu se určí minimalizací její deformační energie (Audenaert a Audenaert 2008). Zavedení ploch obtáčení vyžaduje podstatné zjednodušení geometrie kosti, např. hlavice humeru a diafýza humeru jsou reprezentovány koulí a válcem. Tím dochází k zanedbání působení specifických anatomických struktur např. žlábků a hrbolky

a matematicky nejkratší dráha svalu nemusí představovat anatomickou dráhu. Dalším ze specializovaných přístupů je přímé zahrnutí obtáčení kolem kosti. Dráha svalu jako elastického vlákna je zachována využitím konvexních obálek kosti (Obr. 12 – D) (Desailly et al. 2010). S použitím geodetického algoritmu lze tuto metodu aplikovat i na trojúhelníkové povrchové sítě (Zarifi a Stavness 2017). Obecně můžeme řešit interakci svalu a kosti ve formě kontaktní úlohy dvou objemových těles s využitím metody konečných prvků (Obr. 12 – E) (Webb et al. 2014) a metody diskretních prvků (Audenaert et al. 2019).

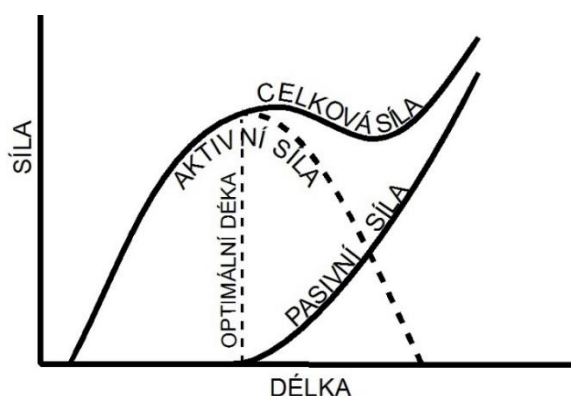


Obr. 12: Způsoby obtáčení svalů: A) sval jako lineární pružina (Crowinshield a Brand 1981), B) obtáčení s předepsanými body obtáčení (Hammer et al. 2019), C) obtáčení kolem jednoduchých analytických tvarů (GARNER a PANDY 2000), D) pomocí konvexních obálek (Desailly et al. 2010), E) metoda konečných prvků (Blemker a Delp 2005).

Obtáčení kolem tuhých objektů bez tření znamená, že sval bude sledovat nejkratší cestu. Daná definice vede k tomu, že sval může sklouznout ze strany zalomení objektu a najde kratší cestu jinde než na obalu kosti (Marsden et al. 2008). Nejkratší cesta svalu kolem kosti je nepravděpodobná částečně proto, že pohyb svalu bude omezen spojením s jinými prvky téhož svalů nebo objemem jiných svalů. Všechny z používaných metod obtáčení svalů vyžadují definici proximálního odstupu a distálního úponu. Je-li nesprávně identifikován bod odstupu svalu můžeme získat nefyziologickou dráhu svalu bez ohledu na použitou metodu.

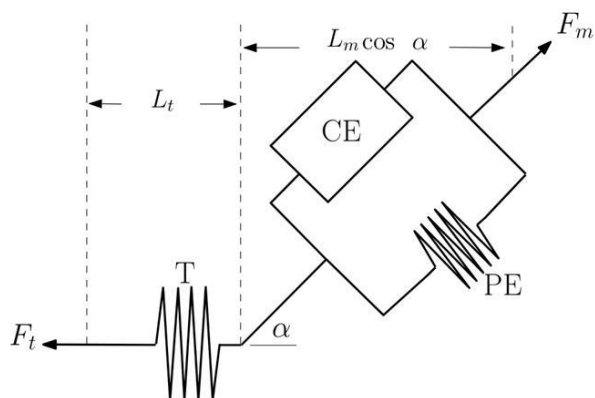
Svaly kosterního systému mají velmi specifickou strukturu a funkci (Terry a Chopp 2000). Na obou koncích svalu jsou šlachy, které spojují sval s kostí a uprostřed se nachází samotný sval. Šlacha připojuje sval ke kosti tím, že se rozděluje na mnoho malých vláken, která se upínají do kosti. Vnitřně je kosterní sval tvořen sbírkou vláken nazývaných snopce svalů. Tato vlákna tvoří sílu svalu. Když svaly nemění délku, produkují maximální sílu, tato situace se nazývá izometrická kontrakce. Svaly mají elastické vlastnosti, takže vyvíjejí síly i když nejsou aktivní (Hill 1938). Existuje optimální délka, při které může sval produkovat

maximální aktivní sílu. Maximální množství síly, kterou může sval vyvinout, se snižuje, když délka svalu není optimální. Vztah mezi aktivní silou a délkou popisuje křivka na obr. 13. Pasivní prvky také produkují sílu, která se postupně zvyšuje s nárůstem délky svalu. Celková síla, kterou sval produkuje, se zvyšuje s narůstající délkou svalu, dokud nedosáhne optimální délky vlákna. Při překročení optimální délky vlákna dochází k mírnému poklesu následovanému rychlým nárůstem. Pasivní odpor svalu proti protažení dominuje u vysokých hodnot délky svalu. Během běžných každodenních aktivit sval pracuje v oblasti kolem optimální délky vlákna (Hall a Hall 2021).



Obr. 13: Závislost pasivní a aktivní síly svalu na jeho prodloužení (Schwerin 2015).

Nejpoužívanějším modelem svalu je tzv. Hillův model. Hillův model je fenomenologickým modelem popisujícím experimentálně zjištěné vztahy mezi aktivací svalu a svalovou silou bez ohledu na biochemické mechanismy pracující na molekulární úrovni. Hillův model se skládá ze tří složek: sériová nelineární pružina představující šlachu, kontraktilní element představující aktuátor a paralelní pasivní element představující pasivní vlastnosti svalové tkáně (Obr. 14).

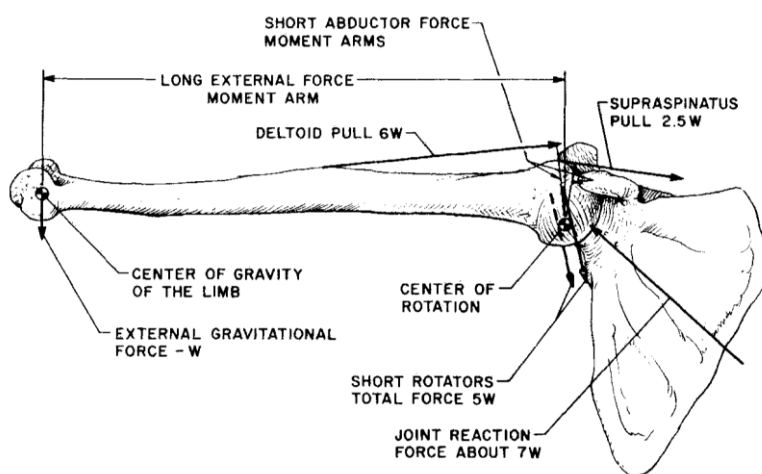


Obr. 14: Schematické znázornění Hillova modelu. Šlacha T je reprezentována nelineární pružinou a má délku  $L_t$ . Sval je reprezentován kontraktilním prvkem CE paralelně s pasivním prvkem PE a má délku  $L_m$ . Úhel zpeření je  $\alpha$  (Winter 2009).

Reologický model svalu je obvykle doplněn charakteristickými funkcemi, které popisují: deformaci šlachy, vztah mezi svalovou silou a rychlostí kontrakce, vztah mezi svalovou silou a délkou svalu a deformaci pasivního paralelního elementu. Většinou jsou tyto charakteristiky popsány bezrozměrně a jsou normalizovány k následujícím parametrům: maximální izometrická síla, délka svalu při které generuje maximální izometrickou sílu (volná délka svalu), maximální rychlost kontrakce, úhel zpeření a volná délka šlachy (délka šlachy při které šlacha začíná přenášet sílu) (Winters 1990). Parametry svalu jsou specifické pro daný sval a daného pacienta (Ward et al. 2009).

### Svalově-kosterní modely ramenního kloubu

Pro výpočet sil v ramenním kloubu se zprvu používali jednoduché 2D modely (Obr. 15), kde určení síly byl staticky určitý problém (Inman et al. 1944; Poppen a Walker 1978). Při použití těchto modelů se uvažovala tíha paže, případně doplněná o nesené břemeno. Další autoři (Dul 1988; Buechel et al. 1978) přidali do 2D modelů k deltovému svalu ještě sval supraspinatus.

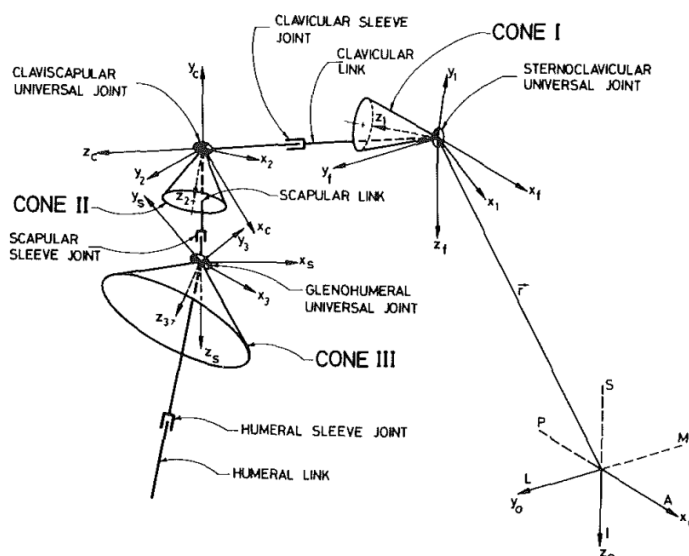


Obr. 15: 2D svalově-kosterní model (Buechel et al. 1978).

Z pohledu mechaniky ramenního kloubu můžeme modely rozdělit do dvou skupin: modely kinematiky a modely zatížení. Historicky starší jsou modely kinematiky, které popisují ramenní komplex jako uzavřený kinematický řetězec. Tento přístup vychází z práce Dempstera (1965), který poskytl fyzikální model mechanismu pohybu ramene a zavedl koncept vazeb pro vysvětlení relativních pohybů klíční kosti, lopatky a pažní kosti. Modelování ramenního komplexu jako mechanismu pak dále pokračovalo a práce Engin (1980), Engin a Chen (1986) a Engin a Tümer (1989) dále uvažovali s omezením rozsahu

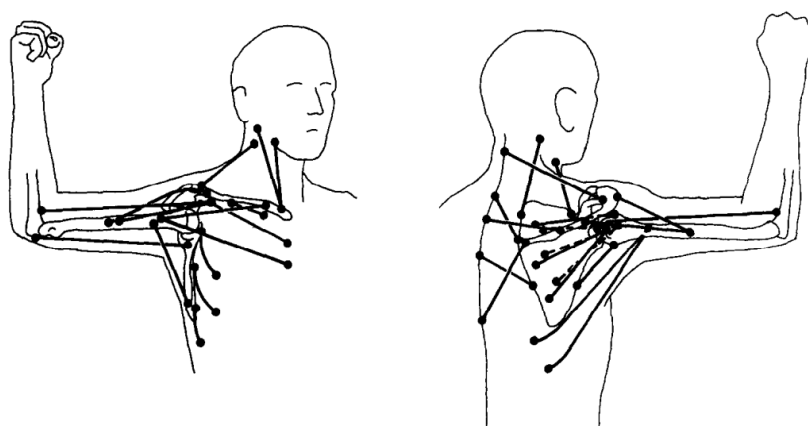


pohybů zavedením konceptu tzv. kloubních kuželů (Obr. 16). Kloubní kužel je geometrické vymezení rozsahu pohybů primárně určeno geometrií kloubních ploch. Högfors a kol. (1987; 1991) uvažovali jednotlivé klouby jako kulový kloub, přičemž každý z kloubů je modelován jako sférický kloub se 3 stupni volnosti. K popisu kinematiky využil devět Eulerových úhlů definovaných vůči odpovídajícím kostem. Yang (2003) využili model ramene s pěti stupni volnosti pro analýzu rozsahu dosahu a tento model byl Yangem a kol. (2005) využit ke studiu pracovního prostoru a pohybových bariér člověka.



Obr. 16: Model s využitím konceptu tzv. kloubních kuželů (Engin a Tümer 1989).

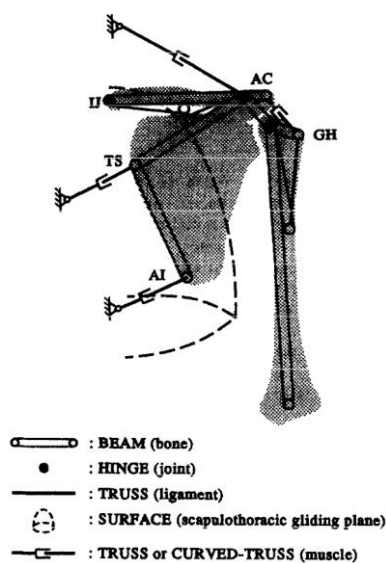
Högfors a kol. (1987; 1991; 1995) rozvinul svůj model dodáním svalů (Obr. 17). Svaly, případně části svalů, jsou modelovány napnutými pružinami po nejkratší cestě mezi odstupem a úponem. Model obsahuje celkem 21 svalových vláken. Prostřednictvím uvedeného modelu studovali vzájemné provázání pohybů v ramenním kloubu.



Obr. 17: Svalově-kosterní model od (Högfors et al. 1987).

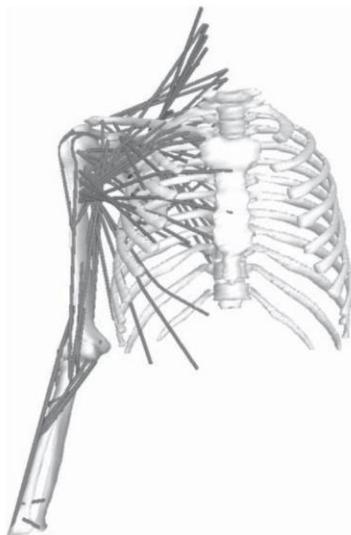
Karlsson a Peterson (1992) (Swedish Shoulder Group) navázali na model Högforsse a kol. (1987; 1991) a rozšířili ho na celkem 43 svalů. Muskuloskeletální síly v ramenním komplexu byly předpovězeny pomocí optimalizační techniky se součtem druhé mocniny svalových napětí jako objektivní funkce. Tento model byl také využit v práci Anglina a kol. (2000)

Zásadním pokrokem ve studiích biomechaniky ramene bylo představení biomechanického modelu Delftské skupiny. Tento model (van der Helm 1994b) obsahuje 31 ramenních a loketních svalů rozdělených do 139 svalových elementů. Jednotlivé svalové elementy jsou charakterizovány vlastnostmi, jako je délka sarkomer, plocha fyziologického průřezu (PCSA), které se získaly z kadaverózních studií (Veeger et al. 1991; Van der Helm et al. 1992; Klein Breteler et al. 1999). Van der Helm (1994a) zahrnul do modelu deformace jednotlivých kostí, které modeloval pomocí metody konečných prvků (Obr. 18). Model využívali také ve svých studiích van Drongelen a kol. (2005; 2006)



Obr. 18: Biomechanický model ramene Delftské skupiny (van der Helm 1994b).

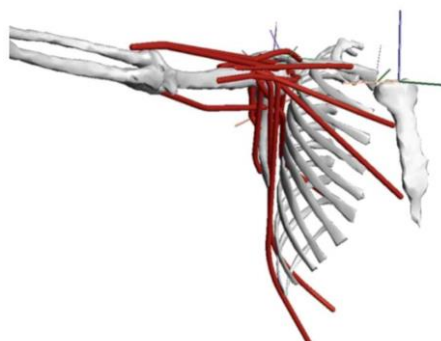
Charlton a Johnson (2006) využili pro konstrukci modelu (Obr. 19) data z Human Visible Project (Ackerman 1999). Kromě svalů model obsahuje také vazy a byl využit pro simulaci zatížení ramenního kloubu při každodenních aktivitách. Redundance svalů byla řešena metodou inverzní dynamické optimalizace, kde jako optimalizační funkce byla využita druhá mocnina svalových napětí. V určení kinematiky počítali se zahrnutím kontaktů a omezení deformace měkkých struktur. Tento model byl použit ve studii Masjedihho a Johnsona (2010).



Obr. 19: Tzv. Newcastlovský model ramene (Charlton a Johnson 2006).

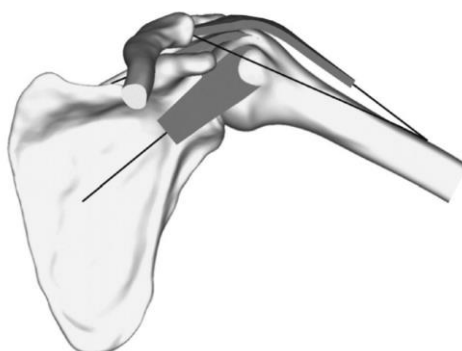
Lindsay (2001) představil muskuloskeletální model ramene založený na softwaru Anybody. Bylo modelováno 36 svalových prvků, které představují 21 anatomických svalů. Nebylo však zohledněno obtáčení svalů a scapulo-humerální rytmsus.

Obecný muskuloskeletální model horní končetiny (Obr. 20) byl vyvinut v softwaru OpenSim (Delp et al. 2007) a původně se používal k provádění inverzní kinematiky a inverzní dynamiky k získání kloubních úhlů a kloubních momentů z naměřených kinematických dat. Model byl ovládán 26 jednotkami svalů a šlach Hillova typu. Svalové dráhy byly původně určeny z dat Human Visible Project (Garner a Pandy 2001). Poté byl vyvinut optimalizační postup pro stanovení optimálních svalových drah a definice bodů obtáčení tak, aby odpovídaly ramenům měřenými na 8 kadaverických horních končetinách (Ackland et al. 2012; 2008; Kuechle et al. 1997). Ramena svalového momentu byla následně škálována na měřenou antropometrii každého subjektu (Hamner et al. 2010). Tento model byl využit v dalších studiích (Wu et al. 2016; Yanagawa et al. 2008).



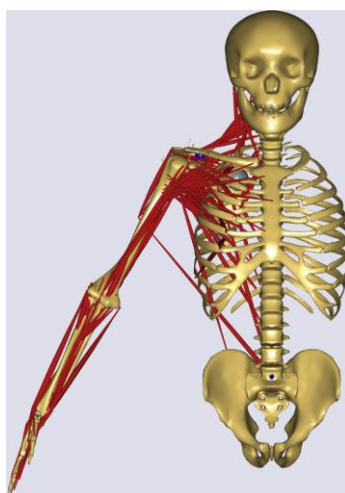
Obr. 20: Obecný muskuloskeletální model ramenního kloubu v softwaru OpenSim (Yanagawa et al. 2008).

Svalově-kosterní model pomocí metody konečných prvků vytvořili Böhler a kol. (2002). Model obsahoval kostní geometrii lopatky a humeru, do které zahrnul i nehomogenní rozložení hustoty kostí. Svaly subscapularis, supraspinatus a infraspinatus obsažené v tomto modelu, zohledňovali pouze pasivní chování svalů. Na tento model navázali Terrier a kol. (2007) a přidali anteriorní, mediální a posteriorní část musculus deltoideus a sval teres minor (Obr. 21). Všechny svaly byly modelovány částečně pomocí objemů a vláken.



Obr. 21: Biomechanický model metody konečných prvků (Terrier et al. 2007).

Flores-Hernandez a kol. (2019) vytvořili svalově-kosterní model s využitím AnyBody Modelling System. Model obsahoval 85 svalových elementů reprezentujících 17 svalů. Simulovali elevaci paže a pomocí statické optimalizace určili vliv geometrie glenohumerálního kloubu a pohybu lopatky na zatížení kloubu.



Obr. 22: Model podle Flores-Hernandez a kol. (2019) v softwaru AnyBody.

## Určení zatížení ramenního kloubu

Zatížení ramenního kloubu je možné odhadnout na základě matematických modelů, nebo určit pomocí experimentálního měření. Matematické modely pro popis biomechaniky ramenního komplexu jsou uvedeny v předcházející kapitole. V tab. 1 uvádíme přehled hodnot zatížení glenohumerálního kloubu určených pomocí těchto modelů. Hodnoty reakční síly v kloubu se výrazně liší v závislosti na zkoumané aktivitě a použitém modelu.

Studie	Aktivita	GH síla	
		[%BW]	[N]
(Inman et al. 1944)	abdukce	90	
(Buechel et al. 1978)	abdukce		420
	abdukce 1,1 kg		2070
(Poppen a Walker 1978)	abdukce 90°	90	
	abdukce 45°	52	
	abdukce 1 kg	140	
(Post et al. 1979)	abdukce		600
(Kessel a Bayley 1986)	abdukce		600
(Dul 1988)	abdukce 80°, pokrčená paže	43	
(Karlsson a Peterson 1992)	abdukce 1 kg	110	650
	použití vrtačky	140	995
(Runciman 1993)	flexe 2 kg	150	
	kliky	>700	
	shyby	>400	
(van der Helm 1994b)	abdukce		370
	abdukce 0,75 kg		600
(van der Helm a Veeger 1996)	jízda invalidním vozíkem		1900
(Anglin et al. 2000)	zvednutí z křesla	180 (50–430)	
	sednutí na křeslo	130 (30–410)	
	chůze s jednou berlí	170 (40–320)	
	zvedání krabice 5 kg ventrálně	180 (150–230)	
	zvedání kufru 10 kg laterálně	240 (130–430)	
(van Drongelen et al. 2005)	invalidní vozík, nízký výkon		300
	invalidní vozík, zvedání váhy		<1600
(Charlton a Johnson 2006)	abdukce	75	
(van Drongelen et al. 2006)	zdravý člověk		1062
	vozičkář		1656
(Terrier et al. 2007)	abdukce 82°	81	
	abdukce bez supraspinatu 70°	89	
(Yanagawa et al. 2008)	abdukce	65	
(Masjedi a Johnson 2010)	reverzní náhrada - hrnek k ústům	70	

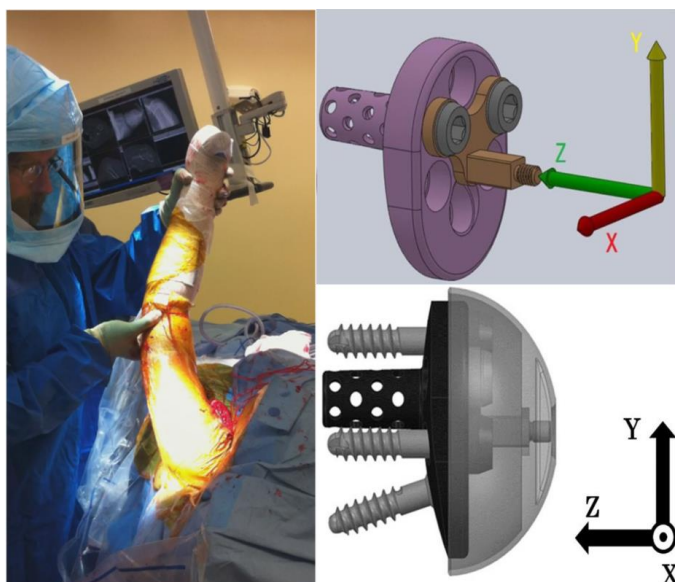
	- dotek druhé podpažní jamky	57	
	- česání opačné strany hlavy	62	
	- zvednutí telefonu	55	
	- nalévání z konvice v sedě 0,5 kg	100	
	- nalévání z konvice ve stoje 0,5 kg	50	
	- zvednutí nákupní tašky 2 kg	110	
	- zvednutí podnosu oběma rukama 0,5 kg	55	
	- zvednutí 0,5 kg v sedě do výšky ramen	82	
	- natažení se tak daleko jak to jde	80	
	- zvednutí 0,5 kg v sedě do výšky hlavy	90	
	zdravé rameno - hrnek k ústům	30	
	- dotek druhé podpažní jamky	25	
	- česání opačné strany hlavy	35	
	- zvednutí telefonu	35	
	- nalévání z konvice v sedě 0,5 kg	50	
	- nalévání z konvice ve stoje 0,5 kg	30	
	- zvednutí nákupní tašky 2 kg	55	
	- zvednutí podnosu oběma rukama 0,5 kg	30	
	- zvednutí 0,5 kg v sedě do výšky ramen	40	
	- natažení se tak daleko jak to jde	50	
	- zvednutí 0,5 kg v sedě do výšky hlavy	50	
(Frankle et al. 2016)	zvedání krabice 2,5 kg	160	
	zvedání kufru 10 kg	180	
	chůze se dvěma berlemi	110	
	zvednutí z křesla	70	
	sednutí na křeslo	70	
	max abdukce	410	
	max addukce	330	
	max flexe	370	
	max extenze	270	
(Flores-Hernandez et al. 2019)	abdukce		400

Tab. 1: Glenohumerální (GH) síla z různých zdrojů pro několik aktivit získaná použitím matematického modelu.

## Experimentální měření zatížení

Jedna z možností jak experimentálně měřit síly v ramenním kloubu je měření během operace (Obr. 23 – vlevo) pomocí instrumentované kloubní náhrady (Obr. 23 – vpravo) (Farmer et al. 2020). Tato metoda byla použita pro měření intra operačních glenohumerálních kontaktních sil v reverzní totální náhradě ramene. V této studii bylo zahrnuto 21 pacientů s průměrným věkem 70 let, kterým bylo implantováno 13 hlavic

o průměru 42 mm a 8 hlavice o průměru 38 mm. Glenohumerální síly byly měřeny v pasivní neutrální poloze a poté pro flexi ramene, abdukci, extenzi a externí rotaci. Průměrné hodnoty glenohumerální kontaktní síly jsou uvedeny v tab. 2. Měření během operace neumožňuje stanovení účinku aktivní svalové kontrakce. Proto jsou naměřené síly relativně nízké.



Obr. 23: Průběh měření (vlevo) během operace ramenního kloubu pomocí instrumentované náhrady (vpravo) (Farmer et al. 2020).

Studie	Aktivita	GH síla
		[N]
(Farmer et al. 2020)	neutrální poloha	135
	vnější rotace	123
	flexe	165
	šikmá abdukce	110
	abdukce	205

Tab. 2: Glenohumerální (GH) síla pro několik aktivit získaná experimentálním měřením během operace ramenního kloubu.

Druhou možností jak experimentálně zjistit velikosti sil v ramenním kloubu je měření in vivo (Obr. 24 – vlevo) (Bergmann et al. 2007). V tomto přístupu je použita náhrada ramene Biomodular, Biomet Inc., USA (Obr. 24 – vpravo), která byla upravena pro měření všech šesti složek sil a momentů působících na hlavici humeru. Tato metoda měření byla použita pro 6 pacientů, 3 muže a 3 ženy, průměrného věku 71 let. Síly byly určeny pro běžné denní aktivity a různé cvičení (přední flexe a abdukci paže). Oba pohyby byly prováděny pomalu nebo rychle, se zátěží i bez zátěže a do 90° i nad 90° elevace. Bylo zjištěno, že síla v rameni při standartním pohybu (pomalu do 90° elevace) je pro přední flexi 73 % váhy těla

a pro abdukci 81 %. Zrychlení pohybu mělo za následek snížení síly o 18–22 %, přičemž pokles byl nezávislý na velikosti zátěže. Pohyb paže se zátěží zvýšilo glenohumerální sílu o 51–75 % při pomalém a rychlém pohybu a pro různé elevační úhly. Při zvýšení elevace nad 90° došlo ke zvýšení síly o 21–40 %. Veškerá měření jsou veřejně dostupná v databázi [www.orthoload.com](http://www.orthoload.com) a vybrané hodnoty jsou uvedeny v tab. 3.



Obr. 24: Průběh měření in vivo (vlevo) a instrumentovaná náhrada ramenního kloubu (vpravo) (Bergmann et al. 2007).

Studie	Aktivita	GH síla
		[%BW]
(Bergmann et al. 2007)	abdukce 75° 0 kg	85
	abdukce 45° 2 kg	88
	abdukce 45° 0 kg	51
	flexe 120° 0 kg	121
	flexe 90° 2 kg	128
	flexe 90° 0 kg	78
	extenze, supinace, flexovaný loket, odpor 118 N na loket	82
	zvednutí hrnku 1,4 kg, natažená paže	103
	zatloukání hřebíku 15 cm nad hlavou	88
	řízení oběma rukama - pomalé 7 Nm	42
	řízení oběma rukama - rychlé 7 Nm	40
	řízení jednou rukou - rychlé 7 Nm	108
	řízení oběma rukama - pomalé 12 Nm	107
	řízení oběma rukama - fixovaný volant	151
	chůze se dvěma berllemi	118
	zvedání 10 kg jednou rukou laterálně	14
	vkládání 2,5 kg do police 60 cm před sebou	69
	česání typické	65
česání maximální	96	
(Westerhoff et al. 2009)	česání	76,2

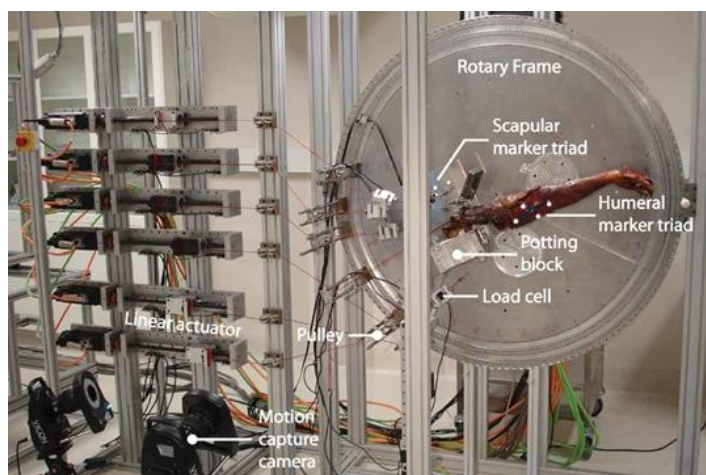


	řízení oběma rukama	73,8
	řízení jednou rukou	122,4
	zatloukání hřebíku nad hlavou 0,5 kg	97,7
	držení 10 kg jednou rukou laterálně	12,3
	zvedání 10 kg jednou rukou laterálně pomalu	91,5
	zvedání hrnku 1,5 kg	105
	položení hrnku 1,5 kg	122,9
	položení 2 kg ze stolu vzdáleného 30 cm	88
	zvednutí 2 kg ze stolu vzdáleného 30 cm	86,7
	položení 2 kg ve výšce hlavy	131,5
	zvednutí 2 kg ve výšce hlavy	98,3
(Bergmann et al. 2011)	přední flexe 90° 0 kg pomalu	73
	přední flexe 90° 0 kg rychle	59
	přední flexe 90° 2 kg pomalu	122
	přední flexe 90° 2 kg rychle	101
	přední flexe >90° 0 kg pomalu	70, 121, 88
	přední flexe >90° 2 kg pomalu	238
	přední flexe >90° 2 kg rychle	123, 212
	abdukce 90° 0 kg pomalu	81
	abdukce 90° 0 kg rychle	65
	abdukce 90° 2 kg pomalu	129
	abdukce 90° 2 kg rychle	101
	abdukce >90° 0 kg pomalu	88, 121, 88

Tab. 3: Glenohumerální (GH) síla z různých zdrojů pro několik aktivit získaná experimentálním měřením pomocí instrumentované náhrady ramenního kloubu.

Alternativou k měření na živých pacientech je experimentální měření na kadaverech (Obr. 25) (Ackland et al. 2011). Bylo použito 8 celých horních končetin z mrtvol 4 mužů a 4 žen. Průměrný věk byl 87 let. Kůže a podkožní tkáň byla odstraněna kolem glenohumerálního kloubu a svalstvo bylo obnaženo. Byly rozlišeny jednotlivé svaly a větší svaly případně rozděleny na více skupin, např. deltový sval byl rozdělen na klavikulární část, akromiální a lopatkovou. Loketní kloub byl zafixován v plné extenzi a zápěstí v neutrální poloze, klíční kost byla v anatomické poloze. Experimentální zařízení Dynamic Shoulder Cadaver Testing Apparatus (DSCTA) bylo navrženo tak, aby simulovalo pohyb glenohumerálního kloubu v 6 stupních volnosti pomocí přímé aplikace síly na jednotku sval-šlacha. Akční členy byly naprogramovány tak, aby aplikovaly a udržovaly specifické síly v každé jednotce sval-šlacha. Lopatka byla namontována na DSCTA jejím zapuštěním do zalévacího bloku, který byl připevněn k rotačnímu rámu, který mohl být otočný pro simulaci rotace lopatky během abdukce a flexe humeru. Vzorky byly testovány před operací a po

implantaci reverzní totální náhrady. Síly byly měřeny pro různé stupně flexe a abdukce ramene včetně scapulo-humerálního rytmu. Síla v ramenním kloubu dosahovala pro abdukci 80% tělesné váhy při předoperačním měření a 40% tělesné váhy při pooperačním měření. Obdobné hodnoty byly naměřeny i pro flexi ramene (Tab. 4).



Obr. 25: Průběh měření na kadaverech (Ackland et al. 2011).

Studie	Aktivita	GH síla
		[%BW]
(Ackland et al. 2011)	abdukce - před implantací	82
	abdukce - po implantaci reverzní náhrady	37
	flexe - před implantací	90
	flexe - po implantaci reverzní náhrady	40

Tab. 4: Glenohumerální (GH) síla pro několik aktivit získaná experimentálním měřením na kadaverickém těle.

## Stabilita ramenního kloubu

Glenohumerální stabilita je multifaktoriální proces, kterého cílem je udržení velké hlavice humeru v mělké glenoidální jamce. Nesoulad mezi velikostí humerální hlavy a glenoidální jamky umožňuje široký rozsah pohybu, ale vyžaduje účinné stabilizátory, aby se zabránilo vykloubení humerální hlavy. Stabilita je zaručena několika anatomickými strukturami a fyziologickými mechanismy: vztah mezi pažní kostí a polohou lopatky v různých pozicích paže; celistvost kostních struktur a měkkých tkání; statická a dynamická neuromuskulární rovnováha svalů obklopujících kloub (Matsen 1994; Di Giacomo et al. 2018; Bigliani et al. 1996). Kosti a měkké tkáně interagují, aby zajistily odpovídající stabilitu při různých pozicích ramene. Při klidu ramene vytváří váha volně visícího ramene negativní statický intraartikulární tlak kolem -50 mmHg (Itoi et al. 1993), který působí jako hlavní

stabilizátor glenohumerálního kloubu a hlavně zabraňuje dislokaci. Jak se rameno pohybuje podél různých rovin, vstupuje do hry více faktorů v závislosti na uvažované poloze. Při větších odchylkách od neutrální polohy ustupuje úloha negativního nitroartikulárního tlaku a zvyšuje se role aktivní komprese svalů rotátorové manžety (konkrétně supraspinatus, subscapularis a infraspinatus) a střední části deltového svalu (částečně), které tlačí humerální hlavu proti středu glenoidu (Sangwan et al. 2015). Tento mechanismus je definován jako konkávní komprese (Chowdhury 2016) a je důležitým faktorem, který dále stabilizuje rameno ve středním rozsahu pohybu (Di Giacomo et al. 2018). Jak se ramenní kloub blíží ke koncovému rozsahu pohybu, glenohumerální pouzdro a vazy působí jako hlavní stabilizátory ramenního kloubu (Bigliani et al. 1996). Když je paže v abdukci a vnější rotaci, přední část pouzdra a dolní glenohumerální vaz, hrají hlavní roli v prevenci vykloubení humerální hlavy anteriorně (Allen et al. 2011).

## Cíl práce

Ramenní kloub je složitá struktura, která zahrnuje interakci více kostí, svalů, šlach a vazů. Tato složitost může ztěžovat přesné posouzení pohybu a funkce kloubu. Primárním problémem fyziologického ramenního kloubu a jeho náhrad je dlouhodobá stabilita, která není v biomechanické literatuře dostatečně popsána. V rámci předložené práce se snažíme objasnit funkční stabilizaci kloubu s využitím matematického modelování. Na základě studia literatury postulujeme následující hypotézy:

1. Skapulohumerální rytmus zvyšuje stabilitu ramenního kloubu.
2. Medializace centra rotace sníží stabilitu kloubu.
3. Nerovnováha v rozložení sil a aktivaci svalů obklopujících ramenní kloub může vést k přetížení kloubu a vzniku instability.

Kromě analýzy samotného ramenního kloubu se věnujeme také analýze modelů sloužících pro popis zatížení v biomechanické analýze. Při tvorbě biomechanického modelu se dopouštíme značného množství zjednodušení a nepřesností souvisejících s velkou interindividuální variabilitou. Pro analýzu je nutno udržet model co nejjednodušší a na druhé straně nezanedbat podstatné vlastnosti svalově-kosterního systému. Pro zjednodušení stávajících přístupů formulujeme následující hypotézy:

1. Modelování svalové dynamiky není podstatné při pomalých pohybech.
2. Tvorba svalově-kosterního modelu nemá zásadní vliv na určení zatížení kloubu.
3. Modelování dráhy svalů bez uvážení anatomických vztahů mezi jednotlivými svaly poskytuje nesprávné hodnoty funkčních parametrů svalů.

Cílem práce je ověření uvedených hypotéz prostřednictvím matematického modelování. Pomocí matematických modelů predikujeme zatížení a stabilitu glenohumerálního kloubu a posoudíme podmínky, které tuto stabilitu definují. Jmenovitě se práce věnuje hodnocení vlivu svázání pohybu ramene a lopatky při elevaci paže, hodnocení dysbalance svalové aktivity rotátorové manžety a posouzení účinku změny centra rotace na biomechaniku ramenního kloubu. Dílčím cílem práce je také studium vlivu okrajových podmínek a předpokladů při konstrukci biomechanických modelů. Konkrétně práce posuzuje metodiku určení fyziologické dráhy svalů a roli volby svalového modelu.

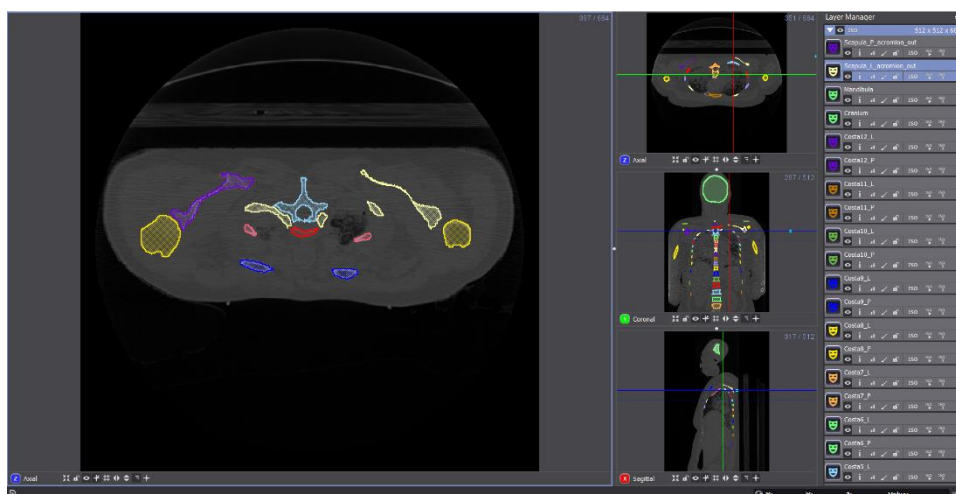
## Metody

### Konstrukce svalově-kosterního modelu

#### Segmentace kosterního modelu

Prvním krokem k vytvoření svalově-kosterního modelu byla segmentace kostí (Obr. 26). Pro segmentaci kostí byl využit softwarový nástroj Seg3D, který usnadňuje segmentaci anatomických struktur z lékařských snímků (Lo Giudice et al. 2022).

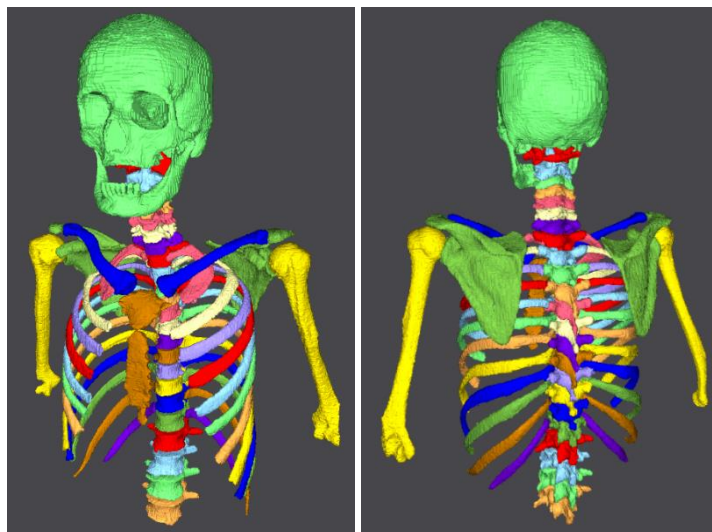
Zdrojem dat byly snímky získané z projektu Human Visible Project. V projektu Visible Human (Ackerman 1999; 2016) byly dvě (mužské a ženské) mrtvolky zmrazeny a zobrazeny v intervalech 1,0 mm a celá těla byla také rekonstruována pomocí 5000 posmrtných CT a MR snímků. Detailní geometrie horní části těla byla vytvořena manuální segmentací obrazového souboru Visible Human Project (muž, 38 let, 90,3 kg, 1,80 m). Konkrétně jsme použili data z počítačové tomografie (CT), která byla získána v řezech 1 mm. Tato data se skládají z 1 734 řezů 512 × 512 obrazů při 16 bitech. Kompletní datová sada má velikost 910 MB.



Obr. 26: Segmentace kostí na CT snímcích a uložení do vrstev v programu Seg3D (Zdroj: autor).

Pro odlišení jednotlivých kostí byly využity barevné mapy (Obr. 27). Anatomické struktury byly před vytvořením sítě ručně segmentovány a vyčištěny. Jednotlivé kosti jsou reprezentovány vnější stěnou kortikálních kostí a v další analýze jsou považovány za objemová tuhá těla. Pro získání fyzikálních rozměrů byl model škálován na základě dat o rozměrech voxelů uvedených v hlavičce obrazových CT souborů. Pro numerickou analýzu

byl proveden export kostí do Matlabu (MATLAB and Statistics Toolbox Release 2012b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).



Obr. 27: Přední a zadní pohled na 3D geometrii kostí vykreslenou v programu Seg3D (Zdroj: autor).

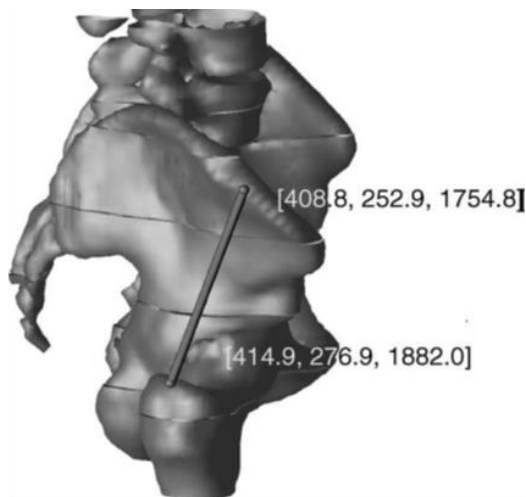
## Definice svalového modelu

Pro vytvoření svalového modelu byla využita metoda definice modelu pomocí odstupů a úponů a také metoda objemové segmentace jednotlivých svalů. Poloha odstupů a úponů byla určena na základě anatomických dat a anatomických atlasů (Gray a Carter 1918; Caillier 2004; Whiting 2019). Svaly odstupující z velké plochy byly rozděleny na jednotlivé svalová vlákna se samostatným bodem dostupu a úponu. Body, ve kterých dochází k úponu byly detekovány využitím softwarových nástrojů v programu Seg3D a převedeny do souřadnicového systému CT snímků.

Metoda definice svalového modelu byla nejprve odzkoušena na datech kyčelního kloubu a následně využita pro definici vybraných svalů ramenního kloubu. Pro hodnocení kyčelního kloubu jsme využili vizualizační jednotku v OpenDX, která na základě vstupu od uživatele určuje polohu daného bodu na kosti (Obr. 28). Metoda popsání svalového modelu je blíže specifikována v práci Daniela a kol. (2005). Pro kyčelní kloub byly určeny následující svaly: m. psoas, m. iliacus, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. gluteus medius, m. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. piriformis, m. gemellus, m. quadratus femoris, m. pectineus, m. adductor brevis a m. adductor magnus (Tab. 5). Vzhledem k relativně velké ploše odstupu velkého a středního hýžděvého jsou tyto svaly rozděleny na tři samostatná svalová vlákna.

	Odstup svalu			Úpon svalu		
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]
m. psoas	295,72	254,9	1703,8	365,25	267,12	1943,6
m. iliacus	364,85	265,9	1784,65	365,5	267,13	1943,57
m. gluteus maximus 1	325,55	328,8	1757,78	407,92	280,96	1946,46
m. gluteus maximus 2	305,1	343,27	1806,42	406,5	272,27	1994,36
m. gluteus maximus 3	269,89	359,81	1881,45	407,43	260,8	2042,35
m. gluteus medius 1	399,74	240,58	1790,23	420,86	277,2	1892,26
m. gluteus medius 2	358,77	281,91	1784,56	414,41	286,41	1884,64
m. gluteus medius 3	314,4	336,6	1811,2	410,88	290,6	1886,37
m. gluteus minimus 1	386,7	240,82	1822,52	422,51	262,86	1890,39
m. gluteus minimus 2	369,44	263,2	1820,9	422,49	262,84	1890,8
m. gluteus minimus 3	354,73	285,19	1827,4	422,25	262,17	1890,58
m. piriformis	298,8	352,21	1846,22	402,87	271,46	1881,53
m. gemellus	353,71	297,97	1905,31	406,1	263,1	1883,46
m. quadratus femoris	324,19	304,26	1944,55	393,67	299,31	1915,99
m. pectineus	312,45	215,1	1897,89	381,91	275,21	1967,23
m. adductor brevis	288,38	241,71	1913,94	380,49	263,61	2000,97
m. adductor magnus	307,14	264,76	1945,44	397,96	274,33	2000,5

Tab. 5: Souřadnice odstupů a úponů svalů u kyčelního kloubu (Votava 2013).



Obr. 28: Příklad definice svalů v programu OpenDX (Votava 2013).

Protože metoda manuální segmentace vyžaduje individuální určení pozice odstupů a úponů svalů, je možné, že přesnost určených hodnot je určena chybou hodnotitele. Proto jsme v rámci naší práce ověřili vliv nepřesnosti při stanovení svalově-kosterního modelu na předpovídanou hodnotu zatížení kyčelního kloubu. Svalový model uvedený v tab. 5 byl proto vytvořen 13 nezávislými hodnotiteli na základě postupu popsáno výše. Dále byl

stejný svalový model vytvořen 13krát jedním hodnotitelem. Všichni hodnotitelé měli k dispozici stejné podklady, a to anatomický atlas a referenční svalově-kosterní model.

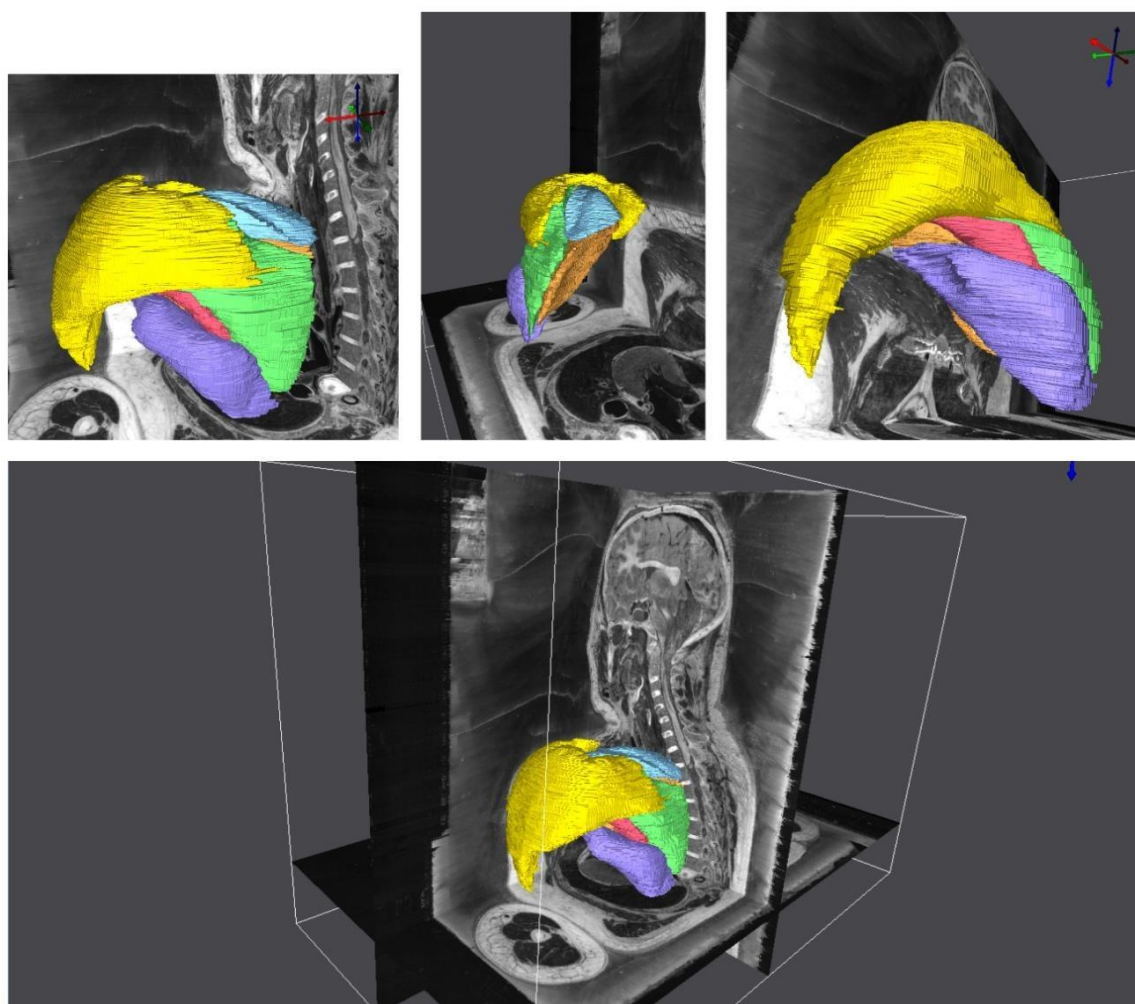
Obdobným způsobem byl vytvořen svalově-kosterní model ramenního kloubu. V tab. 6 jsou uvedeny jednotlivé odstupy a úpony svalů ramenního kloubu určené na kostní geometrii.

Název svalu	Odstup svalu			Úpon svalu			Směr roviny
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	
teres_major_1	370	331	338	416	260	383	lat_pos
teres_major_2	359	342	324	418	263	374	lat_pos
teres_major_3	343	350	312	424	267	355	lat_pos
teres_major_4	335	352	320	421	266	364	lat_pos
infraspinatus_1	382	299	395	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_2	372	309	437	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_3	364	317	390	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_4	354	312	414	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_5	374	313	374	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_6	328	324	406	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_7	320	339	390	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_8	366	323	361	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_9	321	344	371	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_10	357	337	339	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_11	325	350	351	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_12	345	349	320	435	270	427	lat_pos
infraspinatus_13	331	352	335	435	270	427	lat_pos
deltoideus_1	388	303	443	443	270	324	kra_pos
deltoideus_2	368	313	436	443	270	324	kra_pos
deltoideus_3	357	325	422	443	270	324	lat_pos
deltoideus_4	348	331	414	443	270	324	lat_pos
deltoideus_5	322	331	409	443	270	324	lat_pos
deltoideus_6	405	256	450	443	270	324	kra_lat_L
deltoideus_8	413	285	448	443	270	324	kra_lat_L
deltoideus_7	409	268	452	443	270	324	kra_lat_L
deltoideus_9	404	298	445	443	270	324	kra_lat_L
deltoideus_10	393	254	448	443	270	324	kra_ant
deltoideus_11	380	248	442	443	270	324	kra_ant
deltoideus_12	361	251	435	443	270	324	kra_ant
deltoideus_13	344	245	428	443	270	324	kra_ant

Tab. 6: Souřadnice odstupů a úponů svalů pro vybrané svaly ramenního kloubu (Votava et al. 2015).



Alternativou k definici svalů prostřednictvím dvojice bodů je objemová segmentace svalů (Obr. 29). Tuto metodu jsme využili pro stanovení fyziologického průřezu svalu. Zdrojem dat byly snímky řezů Human Visible Project. Mrtvola muže byla zmrazena ve směsi želatiny a vody tak, aby se vzorek stabilizoval pro řezání. Postupně byl pak povrch obušován v axiální rovině v intervalech 1 milimetru (Ackerman 2016). Každý z výsledných 1 871 řezů byl vyfotografován v analogovém i digitálním provedení, čímž vzniklo 15 gigabajtů dat (Tsiaras 1997). V roce 2000 byly fotografie znovu naskenovány ve vyšším rozlišení, což přineslo více než 65 gigabajtů. Pro segmentaci svalů ramene jsme vybrali horní části těla označené jako head a thorax v databázi snímků. Celkově bylo nahráno 1466 snímků. Segmentace svalů byla dosažena kreslením oblastí zájmu v jednotlivých řezech svalů. Následně byl každý sval reprezentován jako objemové těleso. Protože segmentace snímků byla časově náročná byla částečně provedena v rámci bakalářské práce (Květoň 2018).



Obr. 29: Znáznornění objemové segmentace jednotlivých svalů ramenního kloubu (Květoň 2018).

## Definice souřadnicového systému

Pro další popis ramenního kloubu není vhodné definovat pozice jednotlivých odstupů a úponů globálnímu souřadnicovému systému CT snímků a je výhodnější zavést nový souřadnicový systém odpovídající glenohumerálnímu kloubu. Pro popis daného souřadnicového systému byla zvolena volba souřadnic odpovídajících doporučení ISB (Wu et al. 2005). Za střed souřadnicového systému byl zvolen střed rotace glenohumerálního kloubu. Střed rotace byl určen jako geometrický střed koule odpovídající hlavici humeru (Obr. 30 – vlevo).

Obecná rovnice koule v souřadnicích  $x$ ,  $y$  a  $z$  může být napsána jako

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 = r^2 \quad (1)$$

Kde střed rotace je určen prostřednictvím souřadnic  $(x_0, y_0, z_0)$  a poloměr hlavice humeru je  $r$ . Hodnota středu rotace a odpovídajícího poloměru hlavice humeru byla určena pomocí metody nejmenších čtverců. Pro tento účel jsme rovnici přepsali do tvaru

$$x^2 + y^2 + z^2 = 2xx_0 + 2yy_0 + 2zz_0 + r^2 - x_0^2 - y_0^2 - z_0^2 \quad (2)$$

Kterou v maticovém zápisu můžeme vyjádřit jako

$$\vec{f} = A\vec{c} \quad (3)$$

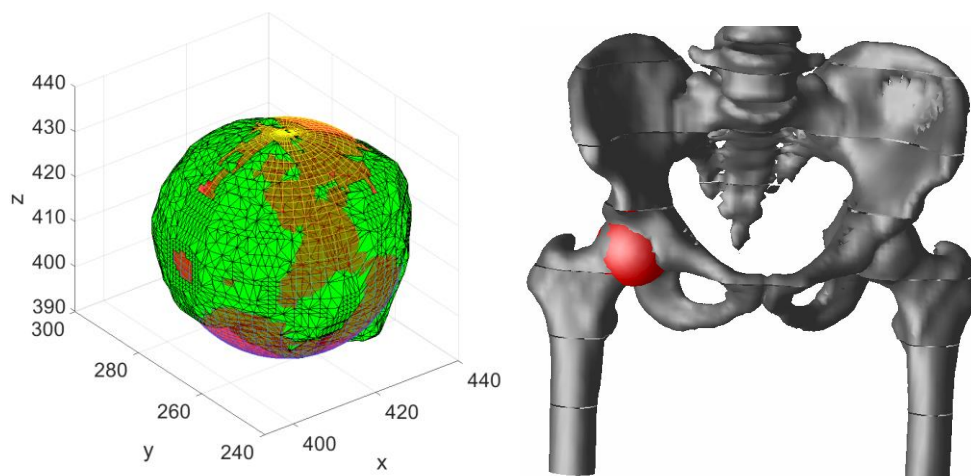
Kde

$$\vec{f} = \begin{bmatrix} x_i^2 + y_i^2 + z_i^2 \\ x_{i+1}^2 + y_{i+1}^2 + z_{i+1}^2 \\ \vdots \\ x_n^2 + y_n^2 + z_n^2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$A = \begin{bmatrix} 2x_i & 2y_i & 2z_i & 1 \\ 2x_{i+1} & 2y_{i+1} & 2z_{i+1} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 2x_n & 2y_n & 2z_n & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

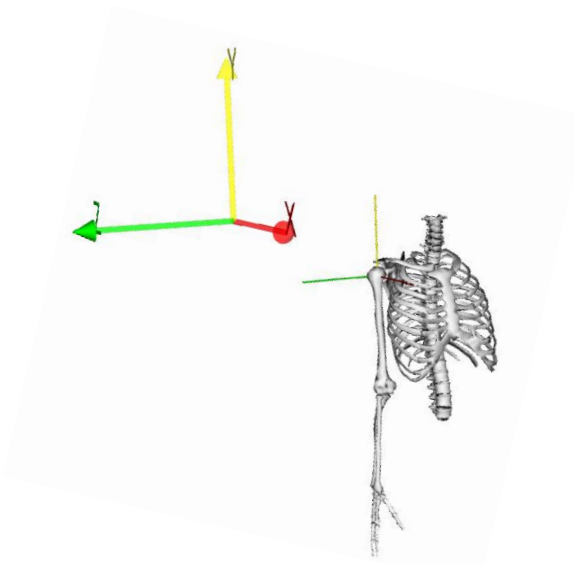
$$\vec{c} = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ r^2 - x_0^2 - y_0^2 - z_0^2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Výše uvedenou rovnici můžeme chápat jako přeurčitou rovnici a pro řešení jsme využili metodu nejmenších čtverců implementovanou v programu Matlab. Výsledkem řešení jsou souřadnice středu rotace glenohumerálního kloubu (Obr. 30 – vlevo).



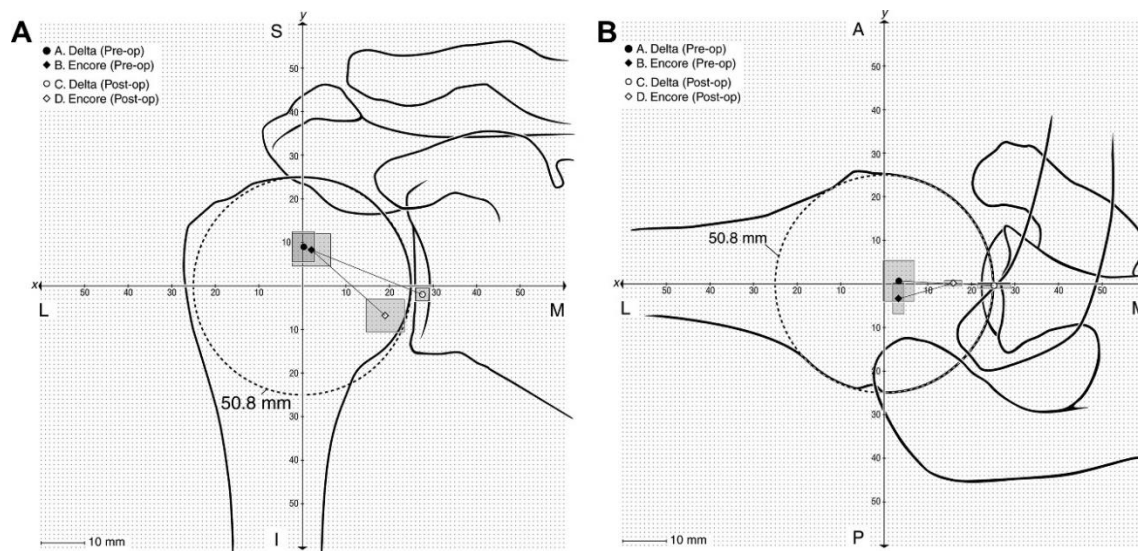
Obr. 30: Znáznění fitu hlavice humeru (vlevo) a femuru (vpravo) pro určení počátku souřadnicového systému (centra rotace) (Zdroj: autor).

Jednotlivé osy jsme definovali pomocí anatomických rovin následovně: osa x je průsečíkem sagitální a transverzální roviny a směřuje anteriorně, osa y je průsečíkem sagitální a frontální roviny a směřuje superiorně a osa z je průsečíkem frontální a transverzální roviny a směřuje laterálně (Obr. 31).



Obr. 31: Znáznění globálního a lokálního souřadnicového systému ramene (Zdroj: autor).

Posunutí centra rotace z důvodu implantace náhrady nebo anatomické variace je založeno na definici podle Saltrmana a kol. (2010). Ze studie plyne, že ke změně centra rotace dochází primárně ve frontální rovině, tj. v rovině yz (Obr. 32). Proto jsme v dalších výpočtech uvažovali jenom posun centra rotace medio-laterálně (osa z) a infero-superiorně (osa y).



Obr. 32: Předoperační a pooperační změna centra rotace humeru u 2 provedení protéz v antero-posteriorní projekci (A) a infero-superiorní projekci (B). Kruhy a kosočtverce představují průměrnou pozici centra rotace pro design Delta a Encore. Plné a prázdné symboly představují průměrné předoperační a pooperační pozice centra rotace. Šedá políčka označují směrodatné odchylky pro tyto pozice. S – superior; I – inferior; L – lateral; M – medial; A – anterior; P – posterior. (Saltzman et al. 2010).

## Určení funkčních vlastností svalů

Základním parametrem, který určuje schopnost svalu generovat sílu je maximální izometrická síla svalu. V literatuře se uvádí, že maximální svalová síla lineárně závisí od fyziologické plochy průřezu svalu (PCSA) (Fukunaga et al. 2001). Fyziologický průřez svalu byl určen jako poměr mezi objemem svalu a optimální délkou svalového vlákna (Bamman et al. 2000). Úhel zpeření nebyl explicitně uvažován a je zahrnut v rámci modelování jednotlivých svalových vláken. Jinými slovy, každé ze svalových vláken bylo uvažováno jako přímé. Délka svalu je určena jako délka svalového vlákna při zahrnutí interakce svalu s dalšími anatomickými strukturami. V tab. 7 jsou určeny měřené fyziologické průřezy svalů určené z metody objemové segmentace.

Sval	PCSA [cm <sup>2</sup> ]
m. deltoideus	19,71
m. supraspinatus	3,83
m. infraspinatus	5,19
m. subscapularis	11,12
m. teres major	5,21
m. teres minor	1,77

Tab. 7: Stanovené fyziologické průřezy.

Vztah mezi PCSA a maximální izometrickou silou je určen prostřednictvím koeficientu úměrnosti označovaného jako specifické svalové napětí. Standardně se počítá s hodnotou 1 MPa (Crowinshield a Brand 1981). Dalším parametrem určujícím schopnost svalu generovat rotační pohyb v kloubu je rameno síly. Rameno síly bylo určeno ze znalosti efektivních odstupů a úponů svalů a to následovně: nejdříve byl určen jednotkový vektor svalu a pozice efektivního odstupu. Rameno svalu bylo stanoveno jako velikost vektorového součinu rádius vektoru polohy efektivního odstupu a jednotkového vektoru ve směru svalového vlákna. Tento vztah platí za předpokladu, že počátek souřadnicového systému je ve středu otáčení.

$$\vec{e}_1 = \frac{\vec{R}_U - \vec{R}_O}{|\vec{R}_U - \vec{R}_O|} \quad (7)$$

$$\vec{R}_{Ol} = \vec{R}_O - \vec{R}_S \quad (8)$$

$$RR = |\vec{r}\vec{r}| = |\vec{R}_{Ol} \times \vec{e}_1| \quad (9)$$

Kde  $\vec{e}_1$  je jednotkový vektor ve směru svalového vlákna,  $\vec{R}_U$  je vektor úponu svalu v globálním souřadnicovém systému,  $\vec{R}_O$  vektor odstupu svalu v globálním souřadnicovém systému,  $\vec{R}_{Ol}$  je vektor odstupu svalu v lokálním souřadnicovém systému,  $\vec{R}_S$  je vektor středu ramenního kloubu v globálním souřadnicovém systému,  $\vec{r}\vec{r}$  je vektor ramena momentu svalu v lokálním souřadnicovém systému a  $RR$  pak určuje rameno svalu.

### Automatická metoda pro určení dráhy svalů

Při výzkumu biomechaniky ramenního kloubu se ukázalo, že dosavadní modely obtáčení svalů nejsou dostatečné a do velké míry závisí na individuální volbě jak bodů obtáčení, tak velikosti ploch obtáčení. V předešlé práci jsme se pokusili daný problém vyřešit zavedením geodetického algoritmu. Nicméně tento algoritmus byl závislý na kvalitě povrchové sítě, v některých případech generoval anatomicky neodpovídající dráhy svalů a v průběhu pohybu i malá změna vstupních hodnot vedla k výrazně odlišným výsledkům.

Pro další vývoj algoritmu obtáčení svalů jsme vycházeli z následujících předpokladů:

- Sval je modelován jako vlákno napnuté mezi bodem odstupu a úponu. Všechny body trajektorie dráhy svalu leží v rovině.

- Trajektorie svalu nesmí procházet kostí a tvoří vůči kosti konvexní obálku, tj. sval se chová jako elastické vlákno.
- Trajektorie svalu musí respektovat další svaly, které se z anatomického hlediska nachází mezi kostí a daným svalem.
- Trajektorie svalu představuje nejkratší dráhu splňující výše uvedené předpoklady mezi odstupem a úponem.

Nejprve jsme načetli 3D geometrii kostí do programu Matlab. Geometrii kostí jsme nahráli v podobě matic, kde každá matice  $P_{ij}$  odpovídá jednomu řezu CT snímku. Z načtené kostní geometrie jsme získali pouze body odpovídající kortikální kosti (Obr. 33) využitím metody dilatace obrazu (Dougherty 1992; 1992), kvůli snížení velikosti souboru, čímž došlo také ke zrychlení výpočtu, se pro každý řez provedl následující výpočet:

$$V_{ij} = \sum_{i=2}^{511} (2P_{i,j} - P_{i-1,j} - P_{i+1,j}) + \sum_{j=2}^{511} (2P_{i,j} - P_{i,j-1} - P_{i,j+1}) \quad (10)$$

$$P_{ij} = \operatorname{sgn} \left( \frac{V_{ij+1}}{2} \right) \quad (11)$$

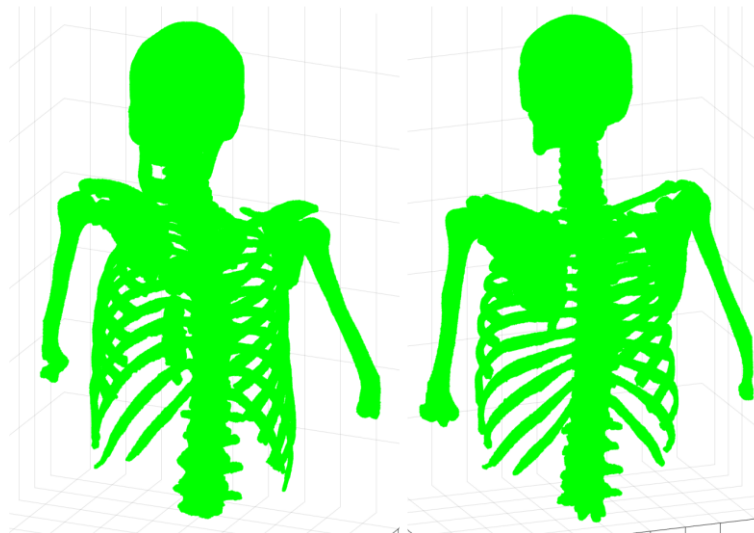
Následným složením jednotlivých matic řezů jsme získali 3D množinu bodů popisujících povrch kostí.

$$P_{ijk} = [h_i, x_j, \varepsilon_k] \quad \begin{array}{l} i = 1 \dots 512 \\ j = 1 \dots 512 \\ k = 1 \dots 59 \end{array} \quad (12)$$

Kde  $P_{ijk}$  je matice bodů v obrazovém souřadnicovém systému a  $k$  odpovídá jednotlivému řezu. Souřadnicový systém obrazový  $[h, x, \varepsilon]$  z programu Seg3D jsme museli převést na souřadnicový systém fyzikální  $[x, y, z]$ , to znamená převést pixely na milimetry.

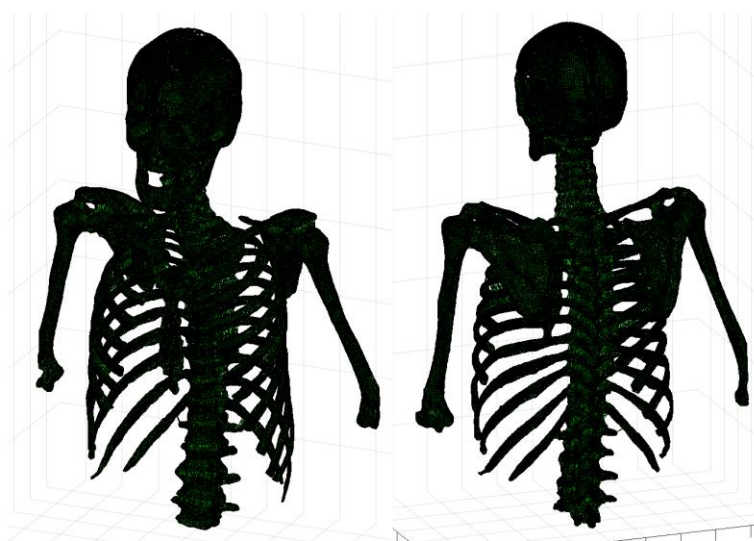
$$\vec{P}_l = [C_1 \cdot h_i, C_2 \cdot x_j, C_3 \cdot \varepsilon_k] = [x, y, z] \quad (13)$$

Kde  $\vec{P}_l$  je vektor bodů ve fyzikálním souřadnicovém systému a  $C_1, C_2, C_3$  konstanty korekce (velikosti pixelů ve směru  $x, y, z$ ), určené z hlavičky DICOM souboru.



Obr. 33: Povrchové body kostní geometrie po načtení do programu Matlab (Zdroj: autor).

Z povrchových bodů se vytvořila 3D povrchová síť použitím  $\alpha$ -tvarů (Obr. 34). Jde o dekompoziční metodu pro rekonstrukci povrchů, která je založena na Delaunayově triangulaci (Edelsbrunner et al. 1983; Edelsbrunner a Mücke 1994). Toho jsme dosáhli pomocí funkce `alphavol`, která je dostupná v programu Matlab (MATLAB R2018b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).



Obr. 34: 3D povrchová síť kostí (Zdroj: autor).

Abychom na takto vytvořené geometrii kostí mohli vytvářet svalové struktury, bylo potřeba každému svalu přiřadit jeho vlastnosti, podle kterých se pak automaticky řídí algoritmus na výpočet dráhy svalu. Každému svalu (svalovému vláknu) se přiřadil název, souřadnice odstupu a úponu v globálním souřadnicovém systému, kost z jaké sval odstupuje a na jakou se upíná a jeho fyziologický průřez. Také bylo nutné určit směr, kterým

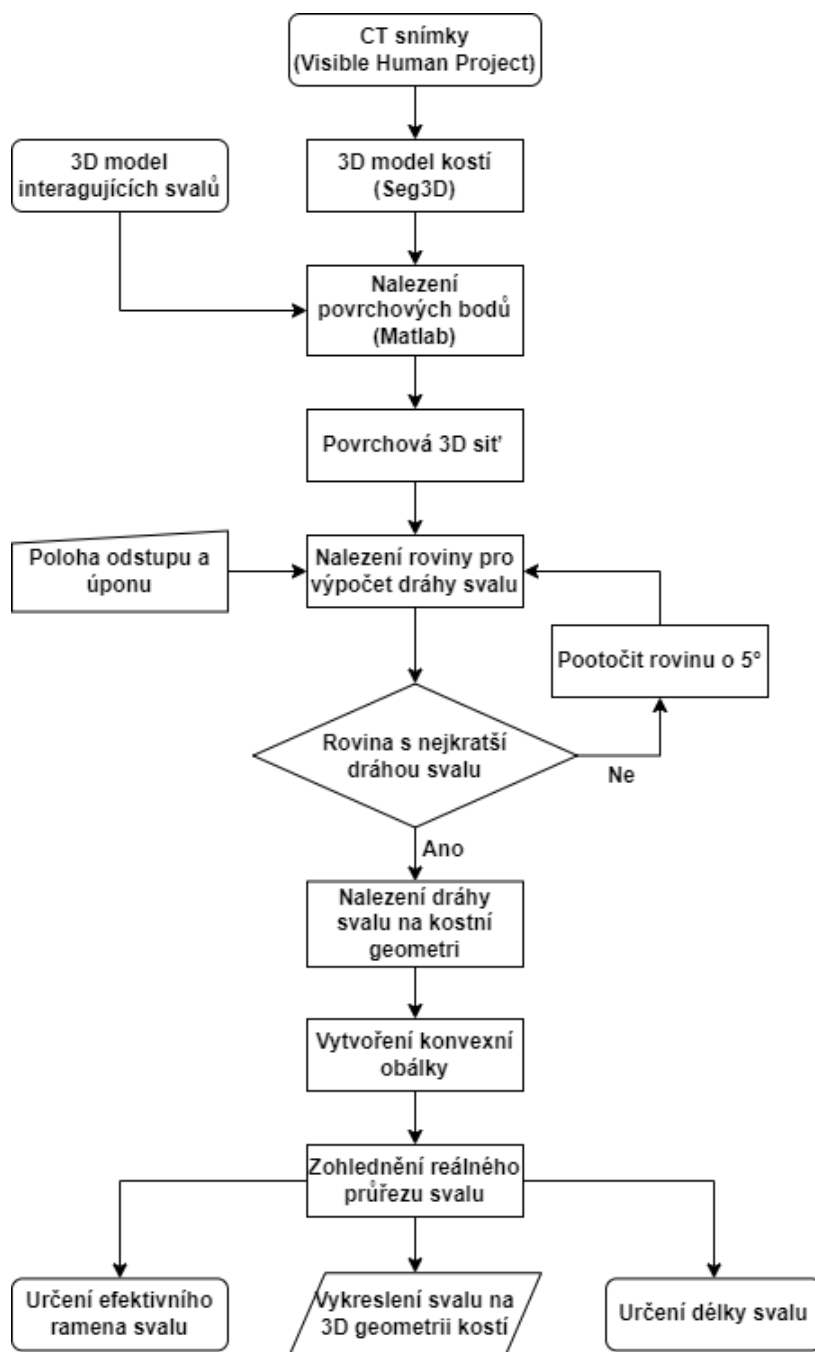
je daný sval orientován, kvůli správné identifikaci roviny, pro určení nejkratší dráhy svalu.

Orientace svalů byly definovány takto:

- kra\_lat\_L – leží na levé straně těla a probíhá svisle
- kra\_lat\_P – leží na pravé straně těla a probíhá svisle
- kra\_ant – leží vpředu na těle a probíhá svisle
- kra\_pos – leží vzadu na těle a probíhá svisle
- lat\_ant – leží vpředu na těle a probíhá vodorovně
- lat\_pos – leží vzadu na těle a probíhá vodorovně
- lat\_kra – leží nahoře a probíhá vodorovně

Po vytvoření povrchové sítě kostí a načtení struktury s informacemi o jednotlivých svalových vláknech algoritmus (Obr. 35) přejde k cyklu, který projede postupně všechny svaly ve struktuře a vypočítá a vykreslí jejich nejkratší ideální dráhu, včetně zahrnutí jejich fyziologického průřezu.





Obr. 35: Algoritmus určení dráhy svalu na 3D kostní geometrii (Zdroj: autor).

Algoritmus pracuje vždy s jedním svalem, nebo vláknem svalu, dokud jej celý nevypočítá. Tzn. vezme jeden sval, prověří, jaké kosti potřebuje pro jeho výpočet, a ty vloží do matice, s kterou dále pracuje. Zjistí si souřadnice odstupu a úponu svalu v globálním souřadnicovém systému a fyziologický průřez svalu. Poté algoritmus přejde do funkce, která postupně po 5° rotace určí roviny procházející odstupem a úponem svalu a naleznou tu, ve které se nachází nejkratší dráha daného svalu ovšem probíhající přímo po kostní geometrii (Obr. 36).

Postup určení roviny:

Máme bod odstupu  $O [x, y, z]$  a úponu  $U [x, y, z]$  vlákna svalu, což jsou vlastně vektory odstupu  $\vec{R}_O$  a úponu  $\vec{R}_U$  vlákna svalu v globálním souřadnicovém systému. Z nich určíme jednotkový vektor  $\vec{e}_1$  hledané roviny v globálním souřadnicovém systému:

$$\vec{e}_1 = \frac{\vec{R}_U - \vec{R}_O}{|\vec{R}_U - \vec{R}_O|} \quad (7)$$

Dále víme, že:  $\vec{e}_2 \perp \vec{e}_1 \Rightarrow \vec{e}_2 \cdot \vec{e}_1 = 0$  z čehož si dopočítáme vektor  $\vec{e}_2$ , podle následujícího vzorce pro námi zvolené  $e_{2x}$  a  $e_{2y}$ . Ty si volíme dle směru, do kterého chceme rovinu spočítat.

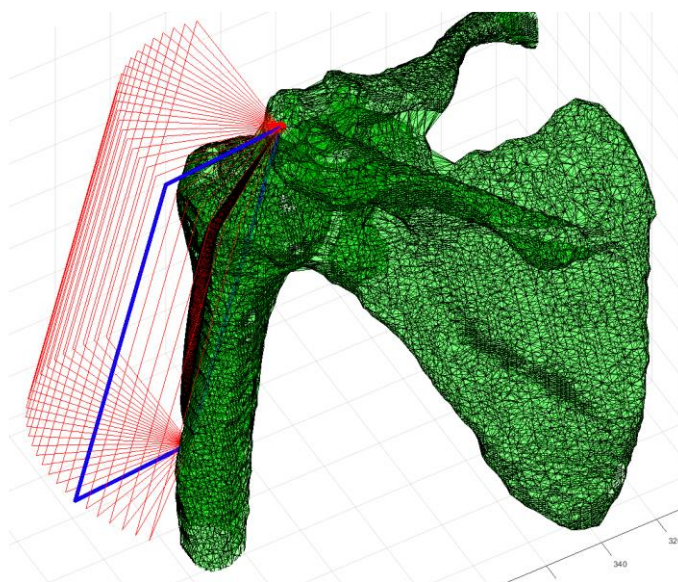
$$e_{1x}e_{2x} + e_{1y}e_{2y} + e_{1z}e_{2z} = 0 \quad (14)$$

$$e_{2z} = \frac{-e_{1x}e_{2x} - e_{1y}e_{2y}}{e_{1z}} \quad (15)$$

$$\vec{e}_2 = (e_{2x}, e_{2y}, e_{2z}) \quad (16)$$

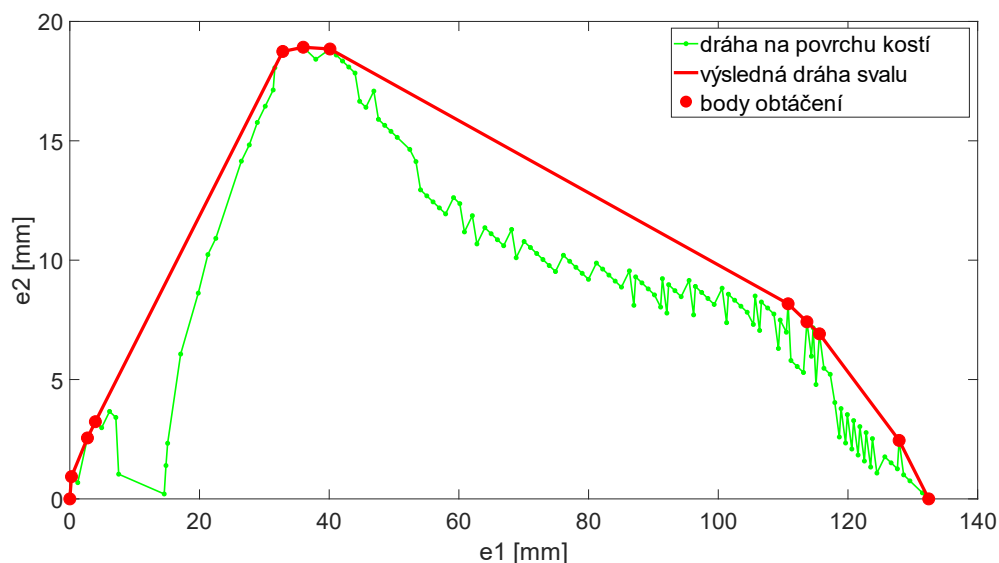
Třetí jednotkový vektor roviny  $\vec{e}_3$  určíme díky faktu, že všechny 3 vektory musí být navzájem kolmé:

$$\vec{e}_3 = \frac{\vec{e}_1 \times \vec{e}_2}{|\vec{e}_1 \times \vec{e}_2|} \quad (17)$$



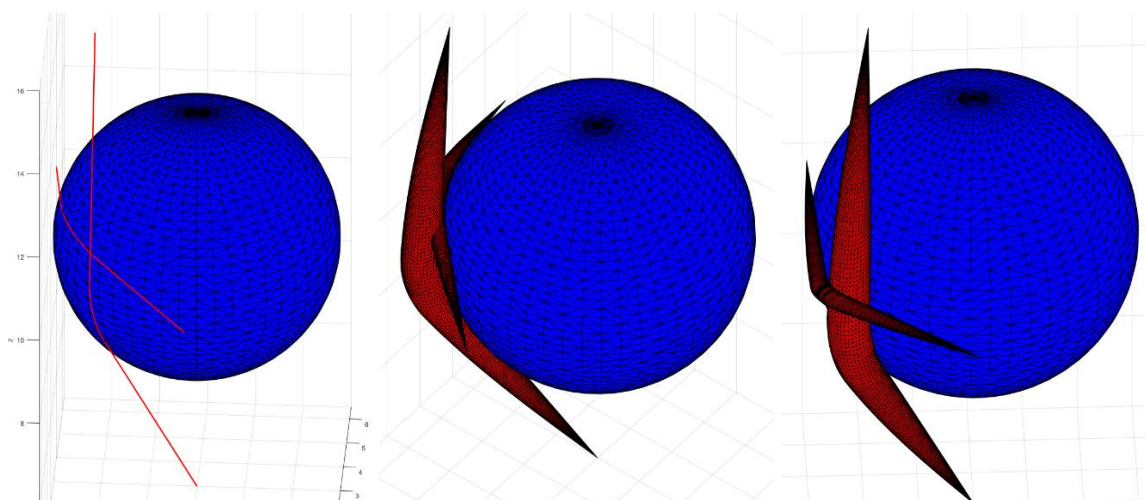
Obr. 36: Funkce pro nalezení roviny obsahující nejkratší dráhu svalu (modrý obdélník) (Zdroj: autor).

Takto získaná dráha svalu přechází do další funkce, která najde konvexní obálku této dráhy, což odpovídá skutečné dráze svalu, kterou hledáme (Obr. 37). Tato funkce také přiřadí svaly jeho fyziologický průřez.



Obr. 37: Výsledná dráha svalu (konvexní obálka) (Zdroj: autor).

Protože v lidském těle se nachází mnoho svalů uspořádaných ve vzájemně se překrývajících funkčních skupinách, je potřeba, abychom tuto skutečnost dokázali implementovat do našeho modelu. To se nám podařilo díky zahrnutí dříve spočtených svalových drah do matice bodů, na které se určují dráhy dalších svalů (Obr. 38 – vpravo).



Obr. 38: Ukázka algoritmu překrývání svalů, sval jako elastické vlákno (vlevo), sval s uvážením průřezu bez interakce mezi svaly (uprostřed), vzájemná interakce svalů (vpravo) (Zdroj: autor).

## Výpočet svalových sil a zatížení kloubu

V rámci naší práce se věnujeme výpočtu svalových sil a zatížení v kyčelním a glenohumerálním kloubu. Oba tyto klouby patří mezi sférické klouby a mají tak tři stupně volnosti za fyziologického stavu. Zároveň je v obou případech nutno řešit problém svalové redundance. Pro řešení daného problému jsme si vybrali metodu statické optimalizace.

Problém jsme rozdělili na dvě části: stanovení rozložení svalových sil a stanovení zatížení kloubu. Nejjednodušším přístupem je uvážení pomalého pohybu, při kterém můžeme zanedbat inerciální síly.

## Statická analýza

Podíváme-li se nyní na tento systém sférického kloubu, můžeme zapsat vektor externích sil jako  $\vec{P}_i$  a vektor interních sil jako  $\vec{F}_i$ . Působišť jednotlivých sil můžeme označit jako  $t_i$ . V tom případě bude platit

$$\sum \vec{F}_i + \sum \vec{P}_i = 0 \quad (18)$$

$$\sum \vec{t}_i \times \vec{F}_i + \sum \vec{t}_i \times \vec{P}_i = 0 \quad (19)$$

Síly  $F$  jsou všechny neznámé svalové síly a síly v kloubech. Síly  $P$  jsou externí síly, kam zahrnujeme jak kontaktní síly, tak síly gravitační. Známe-li působící externí síly a střed souřadnicového systému zvolíme ve středu otáčení, tj. v působišti reakčních sil v kloubech, obsahuje vztah (19) jako neznámé jenom působící interní svalové síly.

Další snížení počtu neznámých získáme, když si uvědomíme, že svalové síly působí jako elastická vlákna. Známe-li polohu proximálního a distálního efektivního úponu svalu, můžeme vektor působící síly vyjádřit jako násobek velikosti síly  $F_i$  a jednotkového vektoru ve směru spojnice proximálního a distálního efektivního úponu  $\vec{f}_i$ .

$$\vec{F}_i = F_i \vec{f}_i \quad (20)$$

Lze tak vyjádřit také moment jednotkové síly svalu jako

$$\vec{M}_i = \vec{t}_i \times F_i \vec{f}_i = F_i (\vec{t}_i \times \vec{f}_i) = F_i \vec{m}_i \quad (21)$$

Kde  $m_i$  je moment jednotkové síly. Vztah (22) tak můžeme zapsat vektorově

$$\sum F_i \vec{m}_i = - \sum \vec{t}_i \times \vec{P}_i \quad (22)$$

Předpokládejme, že pravá strana rovnice je známá. Neznámou jsou pak svalové síly. Protože vztah (22) představuje jenom tři rovnice a počet neznámých svalových sil převyšuje počet neznámých. Tento systém rovnic má nekonečné množství řešení. Pro nalezení jedinečného řešení musíme přidat další kritérium a v našem případě jsme použili součet třetích mocnin svalových napětí (Crowninshield a Brand 1981).

Problém optimalizace lze nyní shrnout následovně:

$$\min \sum \left( \frac{F_i}{F_{iso_i}} \right)^3 \quad (23)$$

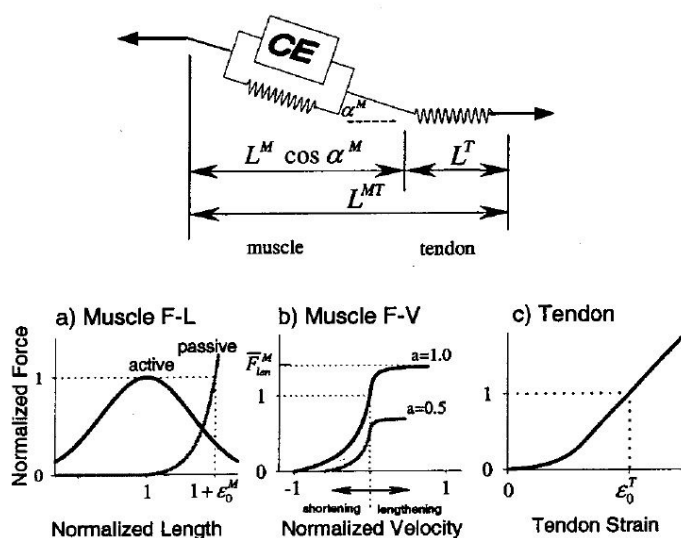
Za podmínky rovnice rovnováhy (24) a předpokladu, že sval může generovat jenom tahovou sílu omezenou maximální izometrickou silou:

$$0 \leq F_i \leq F_{max} \quad (24)$$

### Dynamická analýza

Dynamická analýza je shodná se statickou analýzou s tím rozdílem, že v rovnicích rovnováhy nám přibudou dynamické složky. Protože ale předpokládáme, že známe polohy a zrychlení jednotlivých segmentů těla a jejich inerciální vlastnosti je možné je pomoci jednoduše zahrnout do stávajícího vyjádření jako další vnější síly s uvážením d'Alambertova principu.

Složitější je zahrnutí svalových sil. Síly ve svalech jsou komplexní a nelineární (viz McMahon (1984) pro přehled). Pro jednoduchost se v dynamické simulaci pohybu nejčastěji používají bezrozměrné svalové modely s jedním parametrem, schopné reprezentovat řadu svalů s různými architekturami (Zajac 1989). V komplexním muskuloskeletálním modelu je model řízen více jednotkami svalů a šlach, z nichž každá je reprezentována jako kontraktilní prvek Hillova typu v sérii se šlachou.



Obr. 39: Znárodnění Hillova modelu (nahore). Gaussova křivka k popisu vztahu aktivní síla – délka svalu (A). Funkce svalová síla – rychlost (B). Síla na šlachu se zvyšuje exponenciálně s napětím během počáteční oblasti a poté lineárně s napětím (C). (Thelen 2003).

V rámci naší práce jsme pro popis svalové aktivace využili model podle Thelen (2003). Model svalu používá standardní model založený na modelu Hilla. Komplex svalu a šlachy se skládá ze tří složek: kontraktálního prvku (CE), paralelního prvku (PE) a sériového prvku (SE) (Obr. 39 – nahoře). Generovaná svalová síla je funkcí tří faktorů: aktivační hodnoty (Obr. 39 – A), normalizované délky svalové jednotky (Obr. 39 – A) a normalizované rychlosti svalové jednotky (Obr. 39 – B). Funkce (25) popisující sílu generovanou svalem při změně jeho délky se nazývají křivka aktivní délky (AL) pro kontraktilní prvek a křivka pasivní délky (PL) pro paralelní prvek.

$$f_{iso}(a(t)f_{AL}(l^M)f_v(l'^M) + f_{PL}(l^M)) \cos \alpha - f_{iso}f_{SE}(l^T) = 0 \quad (25)$$

Pasivní vztah síly a délky svalu je reprezentován exponenciální funkcí:

$$\bar{F}^{PE} = \frac{e^{k^{PE}(\bar{L}^M - 1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k^{PE}} - 1} \quad (26)$$

Kde  $\bar{F}^{PE}$  je normalizovaná pasivní svalová síla,  $k^{PE}$  je exponenciální tvarový faktor a  $\varepsilon_0^M$  je pasivní svalové napětí způsobené maximální izometrickou silou. Thelen (2003) předpokládá, že tvarový faktor je nastaven na konstantní hodnotu 5. Aktivní vztah síly a délky svalu je reprezentován Gaussovou funkcí

$$f_l = e^{-(\bar{L}^M - 1)^2/\gamma} \quad (27)$$

kde  $f_l$  je aktivní faktor stupnice síly-délky,  $\bar{L}^M$  je normalizovaná délka svalových vláken  $\gamma$  je tvarový faktor (určena hodnota  $g=0.45$  pro soulad s experimentem). Silově-deformační vztah šlachy je reprezentován exponenciální funkcí během počáteční nelineární oblasti malých deformací a následně lineární funkcí:

$$\bar{F}^T = \begin{cases} \frac{\bar{F}_{toe}^T}{e^{k_{toe}^T} - 1} (e^{k_{toe}^T \varepsilon^T / \varepsilon_{toe}^T} - 1); & \varepsilon^T \leq \varepsilon_{toe}^T \\ k_{lin}(\varepsilon^T - \varepsilon_{toe}^T) + \bar{F}_{toe}^T; & \varepsilon^T > \varepsilon_{toe}^T \end{cases} \quad (28)$$

kde  $\bar{F}^T$  je síla šlachy normalizovaná na maximální izometrickou sílu,  $\varepsilon^T$  je napětí šlachy,  $\varepsilon_{toe}^T$  je šlacha vykazující lineární chování,  $k_{toe}^T$  je exponenciální tvarový faktor a  $k_{lin}$  je lineární faktor odezvy. Pro  $k_{toe}^T$  byla použita hodnota 3.

Pro vztah mezi silou a rychlostí deformace můžeme psát:

$$V^M = (0,25 + 0,75a)V_{max}^M \frac{\bar{F}^M - af_l}{b} \quad (29)$$

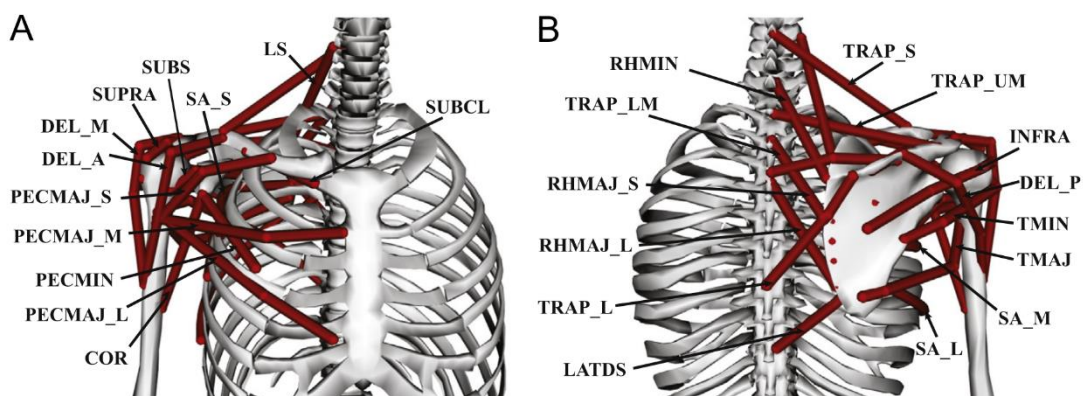
kde  $V_{max}^M$  je maximální rychlost kontrakce a parametr  $b$  se vypočítá odlišně v závislosti na tom, zda se svalové vlákno zkracuje ( $\bar{F}^M \leq af_l$ ) nebo prodlužuje ( $\bar{F}^M > af_l$ ):

$$b = \begin{cases} af_l + \bar{F}^M / A_f; & \bar{F}^M \leq af_l \\ \frac{(2+2/A_f)(af_l \bar{F}_{len}^M - \bar{F}^M)}{(\bar{F}_{len}^M - 1)}; & \bar{F}^M > af_l \end{cases} \quad (30)$$

Ve vztahu,  $\bar{F}_{len}^M$  je maximální dosažená normalizovaná svalová síla, když se vlákno prodlužuje a  $A_f$  je konstanta nastavená na hodnotu 0,25. V každé ze simulací jsou rovnice popisující dynamiku kontrakce numericky iterovány spolu s pohybovými rovnicemi pro výpočet různé maximální síly, kterou sval může generovat.

## Kinematika

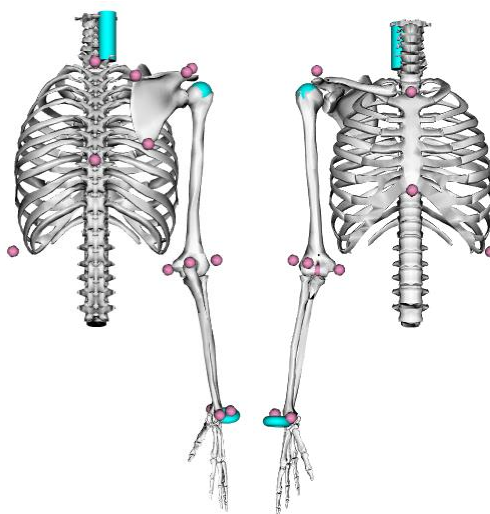
Pro simulaci složitějších pohybů jsme využili softwarový nástroj OpenSim. OpenSim poskytuje přehledné rozhraní pro tvorbu modelů pohybového aparátu a analýzu přímých a inverzních problémů biomechaniky. Pro naše účely jsme využili OpenSim pro určení efektivních odstupů a úponů a funkční vlastnosti svalu podle modelu Thelen (2003).



Obr. 40: Přední (A) a zadní pohled (B) na model ramene znázorňující hlavní kostní segmenty a dráhy svalů.

Symbole svalů jsou následující: LS, levator scapulae; SUBCL, subclavius; TRAP\_S, superior trapezius; TRAP\_UM, upper-middle trapezius; TRAP\_LM, lower-middle trapezius; TRAP\_L, lower trapezius; RHMIN, rhomboid minor; RHMAJ\_S, horní rombický sval velký; RHMAJ\_L, dolní rombický sval velký; SA\_S, horní serratus anterior; SA\_M, střední serratus anterior; SA\_L, dolní serratus anterior; DEL\_A, přední deltový sval; DEL\_M, střední deltový sval; DEL\_P, zadní deltový sval; SUBS, subskapulární sval; SUPRA, supraspinatus; INFRA, infraspinatus; LATDS, latissimus dorsi; TMIN, teres minor; TMAJ, teres major; COR, coracobrachialis; PECMIN, pectoralis minor; PECMAJ\_S, superior pectoralis major; PECMAJ\_M, middle pectoralis major; PECMAJ\_L, lower pectoralis major (Wu et al. 2016).

V programu OpenSim byl převzat obecný pětisegmentový muskuloskeletální model horní končetiny s 10 stupni volnosti (DOF) (Wu et al. 2016). Délky segmentů a inerciální vlastnosti byly určeny na základě regresních vztahů pro pacienta o váze 85 kg a výšce 1.73 m (Delp et al. 2007). Model je řízen 26 svalovými šlachovými jednotkami Hillova typu, které představují hlavní skupiny axioskapulárních, axiohumerálních a skapulohumerálních svalů. Svalové dráhy byly nejprve určeny pro neutrální polohu paže pomocí anatomie Visible Human Male (Garner a Pandy 2003; 2001).



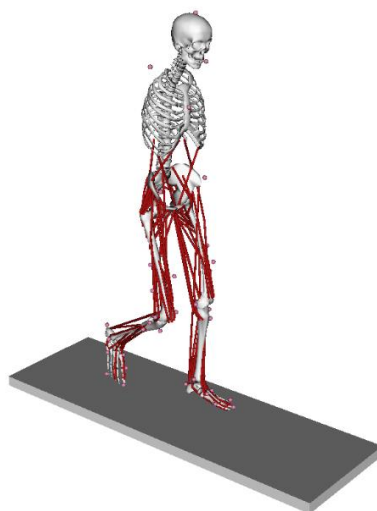
Obr. 41: Umístění značek pro kinematickou analýzu (Wu et al. 2016).

Pohyb horní končetiny byl převzat z měření podle Wu a kol. (2016). Pohyb v kloubech byl zaznamenán při abdukci s dominantní horní končetinou a trval průměrně 2,7 s. Během testování byla trojrozměrná poloha značek (Obr. 41) měřena pomocí osmikamerového systému snímání pohybu (Vicon, Oxford Metrics Ltd., Oxford). Umístění značek bylo v souladu s doporučením ISB (Wu et al. 2005), přičemž další značky byly připevněny k akromionálnímu výběžku, olekranonálnímu výběžku, středu hřbetní strany zápěstí a dolní straně 11. žebra. Skupina markerů připevněna k hřbetu lopatky podle van Andelena a kol. (2009) byla využita ke sledování pohybu lopatky. K minimalizaci kožního artefaktu lopatky při pohybu horní končetiny byla použita dvoustupňová kalibrační metoda (Brochard et al. 2011).

Pro studium chůze byl zvolen model dolní končetiny a páteře, který má 23 stupňů volnosti (Thelen 2003). Rozsahy pohybů dolní končetiny jsou určeny podle Delpa a kol. (1990) a pohyby v sakro-iliakálním kloubu podle Andersona a Pandého (1999; 2001). Pro

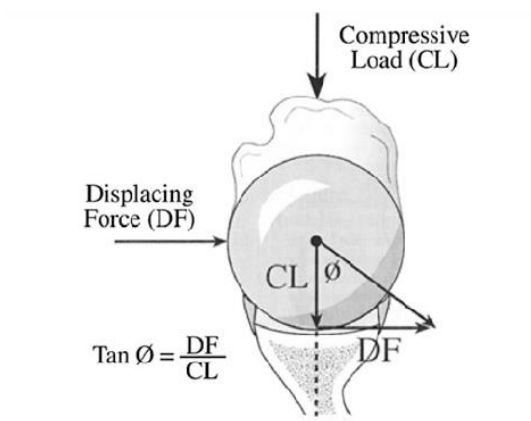


popis kolena byl zvolen planární model podle Yamaguchiho a Zajace (1989). Kinematika normální chůze byla získána z databáze OpenSim včetně reakčních sil podložky (Obr. 42).



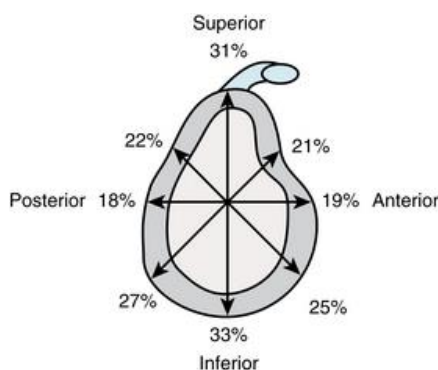
Obr. 42: Svalově-kosterní model dolní končetiny pro určení zatížení kloubu v chůzi (Thelen 2003).

## Metoda určení stability ramenního kloubu



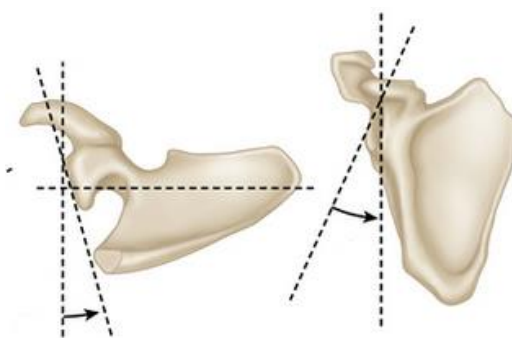
Obr. 43: Úhel stability představuje maximální úhel, který síla na humerální hlavici může vytvořit s glenoidní osou před dislokací (Matsen et al. 2004).

Standardním způsobem určení stability ramenního kloubu je určení tzv. úhlu stability glenoidu, dále glenoidální úhel (Obr. 43). Úhel stability rovnováhy je maximální úhel, který může reakční síla humerálního kloubu vytvořit s glenoidní osou předtím, než dojde ke glenohumerální dislokaci (Obr. 44). Tangens tohoto úhlu je poměr mezi destabilizující složkou (kolmou ke středové ose glenoidu) a stabilizující tlakovou složkou (rovnoběžnou osou glenoidu), se označuje jako poměr stability a udává se v procentech (Matsen et al. 2004).



Obr. 44: Tento obrázek ukazuje úhly stability vyvážení (plné šipky) měřené v osmi směrech kolem čela glenoidu. Hodnoty byly zjištěny pro 10 kadaverózních ramen s tlakovým zatížením 50 N (Matsen 1994).

Glenoidální úhel závisí na směru zatěžující síly v ramenním kloubu a třírozměrné orientaci glenoidu v průběhu pohybu. Polohu jamky kloubu v neutrální poloze jsme určili na základě morfometrické studie Matsumura a kol. (2018). Jamka kloubu je otevřena ve frontální rovině superiorně pod úhlem  $7^\circ$  a v transverzální rovině posteriorně (retroverze) pod úhlem  $2^\circ$  (Obr. 45). Hodnoty úhlů jsou ve shodě s pracemi Fulín a kol. (2017), Reider a kol. (2010), Ghafurian a kol. (2016) a Lewis a Armstrong (2011).



Obr. 45: Retroverze glenoidální jamky v transverzální rovině (vlevo), sklon glenoidální jamky ve frontální rovině (vpravo) (Reider et al. 2010).

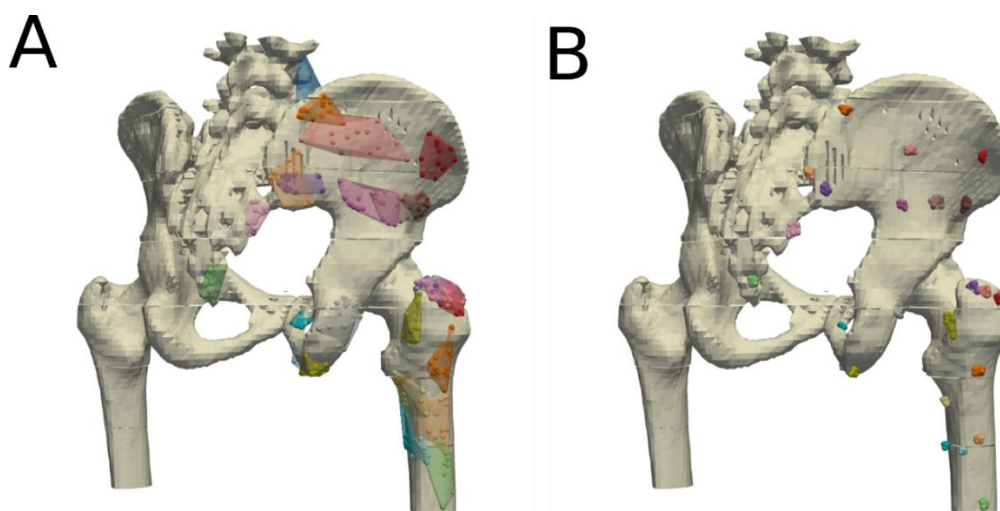
Směr glenoidu je možné vyjádřit vektorem kolmým na rovinu glenoidu. Glenoidální úhel je pak úhlem mezi reakční silou v ramenním kloubu a vektorem glenoidu. Úhel stability se mění kolem glenoidu a liší se především ve frontální a transverzální rovině. Pro normální glenoid jsou horní a dolní úhly stability rovnováhy větší než úhly stability přední a zadní rovnováhy. Proto jsme v rámci naší práce definici stability kloubu rozšířili uvážením úhlu glenoidu o supero-inferiorní směr a antero-posteriorní směr, tzv. frontální a transverzální úhel. Frontální stabilita je určena úhlem mezi průmětem vektoru glenoidu a průmětem reakční síly do frontální roviny (frontální úhel). Transverzální stabilita (transverzální úhel) je určena úhlem mezi průmětem vektoru glenoidu a průmětem reakční síly do transverzální roviny těla.

## Výsledky

### Vliv konstrukce svalově-kosterního modelu na odhad zatížení kloubu

Když daný svalový model vytváří jeden hodnotitel (Obr. 46 – B), je rozptyl hodnot určených bodů odstupů a úponů mnohem menší, než když je stejný model vytvářen několika nezávislými hodnotiteli (Obr. 46 – A) (Votava et al. 2023).

Volba bodů odstupů a úponů svalů ovlivňuje ramena momentů svalů. Tab. 8 a tab. 9 obsahují hodnoty ramen momentů svalových sil svalově-kosterního modelu kyčelního kloubu v případě, že daný model byl sestaven nezávisle jedním hodnotitelem opakovaně 13krát nebo byl sestaven 13 nezávislými hodnotiteli. Maximální chyba určena jako rozdíl velikosti ramena ke střední hodnotě všech měření je mnohem větší v případě nezávislých hodnotitelů. Obdobně to platí také pro standardní odchylku (Votava et al. 2023).



Obr. 46: Hodnoty odstupů a úponů určené nezávislými hodnotiteli (A) a určené jedním hodnotitelem (B).  
Plochy označují rozptyl jednotlivých hodnot mezi hodnotiteli (Votava et al. 2023).

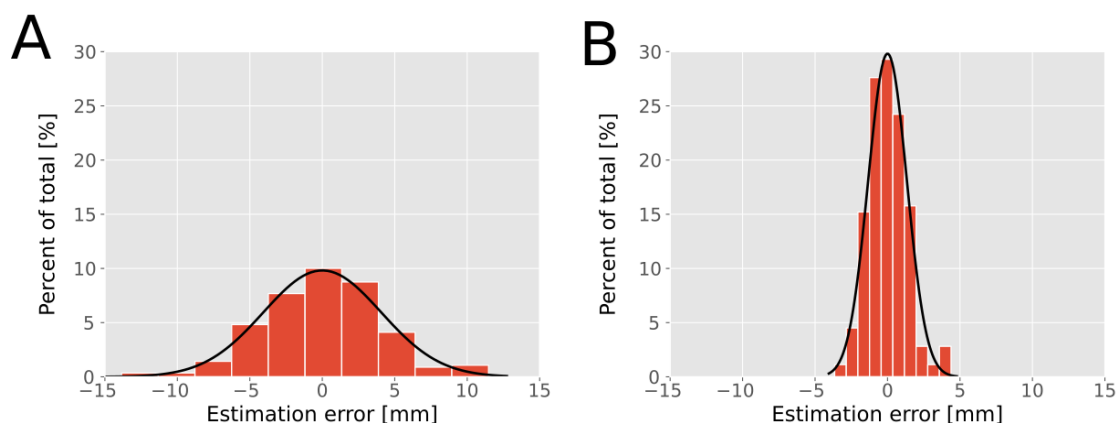
Sval	Střední hodnota ramena momentu [mm]	Stadardní odchylka ramena momentu [mm]	Maximální chyba [mm]
m. psoas	15.3	1.0	1.6
m. iliacus	17.5	0.9	1.8
m. gluteus maximus 1	51.6	1.8	4.1
m. gluteus maximus 2	58.0	0.5	0.9
m. gluteus maximus 3	98.2	1.2	2.7
m. gluteus medius 1	63.0	1.1	2.1
m. gluteus medius 2	58.4	1.5	3.6
m. gluteus medius 3	57.9	1.1	2.1
m. gluteus minimus 1	52.7	1.1	1.7

m. gluteus minimus 2	49.3	1.2	2.0
m. gluteus minimus 3	46.3	1.1	1.9
m. piriformis	43.6	1.0	1.9
m. gemellus	36.6	1.4	3.1
m. quadratus femoris	62.5	2.5	4.4
m. pectineus	46.6	0.9	1.6
m. adductor brevis	71.9	0.6	0.9
m. adductor magnus 1	82.5	2.2	3.6

Tab. 8: Střední hodnota, směrodatné odchytky a maximální chyba při určení svalového modelu opakovaně jedním hodnotitelem (Votava et al. 2023).

Sval	Střední hodnota ramena momentu [mm]	Stadardní odchytky ramena momentu [mm]	Maximální chyba [mm]
m. psoas	16.1	4.4	13.9
m. iliacus	16.4	1.6	4.5
m. gluteus maximus 1	48.3	5.8	13.8
m. gluteus maximus 2	53.1	3.9	6.2
m. gluteus maximus 3	90.2	4.4	8.8
m. gluteus medius 1	62.1	2.6	3.9
m. gluteus medius 2	57.8	2.4	5.3
m. gluteus medius 3	55.9	2.5	4.8
m. gluteus minimus 1	51.5	2.4	5.3
m. gluteus minimus 2	48.8	2.8	5.2
m. gluteus minimus 3	47.9	2.9	5.3
m. piriformis	48.7	5.5	9.0
m. gemellus	43.4	5.1	9.9
m. quadratus femoris	58.8	5.2	10.0
m. pectineus	43.6	5.5	9.9
m. adductor brevis	67.3	5.4	10.9
m. adductor magnus 1	81.3	2.8	6.2

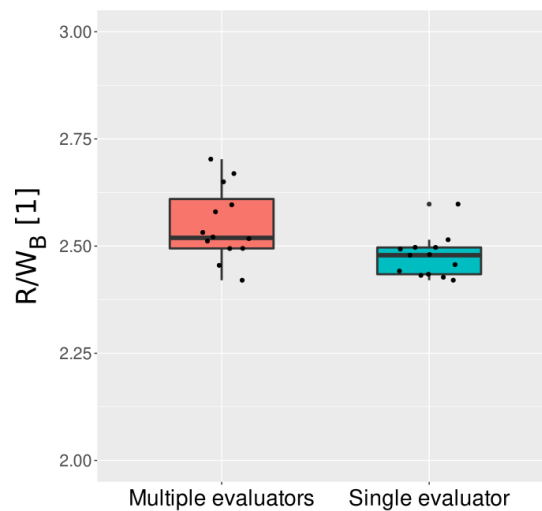
Tab. 9: Střední hodnota, směrodatné odchytky a maximální chyba při určení svalového modelu 13 nezávislými hodnotiteli (Votava et al. 2023).



Obr. 47: Chyba v určení ramen sil (odchytky od průměrné hodnoty všech měření) při konstrukci svalového modelu několika nezávislými hodnotiteli (A) a při opakované konstrukci jedním hodnotitelem (B). Graf četnosti je doplněn fitem normálního rozdělení (Votava et al. 2023).

Protože každý z hodnocených 17 svalů má jinou hodnotu ramena sil, určovali jsme odchylky od průměrných hodnot všech měření pro daný sval jako chybu měření. Protože je proces stanovení odstupů a úponů do určité míry náhodný, můžeme očekávat normální rozdělení. To bylo potvrzeno jak v histogramu chyb (Obr. 47), tak prostřednictvím Shapiro-Wilkinsova testu normálního rozdělení (hraniční hodnota  $p = 0.06181$  pro nezávislé hodnotitele a statisticky signifikantní hodnota  $p = 0.03371$  pro jednoho hodnotitele na hladině významnosti 95%). Chyba určení ramena závisí na anatomické variabilitě odstupů a úponů jednotlivých svalů. V případě, že se sval upíná na anatomicky jasně rozeznatelnou strukturu (např. úpon abduktorů na velký trochanter), je chyba v určení pozice úponu menší (Obr. 46, Tab. 8 a Tab. 9). Chyba v určení ramena svalu statisticky signifikantně závisí na daném svalu (ANOVA test pro chybu v určení ramena sil  $F(16, 424) = 3.18$ ,  $p < 0.001$ , 95% CI [0.04, 1.00]) (Votava et al. 2023).

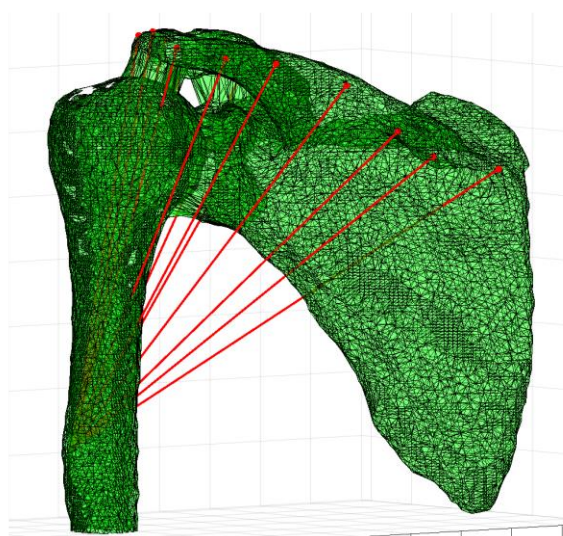
Rozptyl v definici svalového modelu se promítá do určení síly zatížení kyčelního kloubu při stožení na jedné noze. V případě, že je model vytvořen několika nezávislými hodnotiteli je variabilita v určeném zatížení kloubu vyšší než v případě sestavení modelu jedním hodnotitelem (Obr. 48), rozdíl je na hranici statistické významnosti (F-test porovnání variancí  $p = 0.05119$ ). Welchův dvouvýběrový t-test testující rozdíl v síle zatížení kyčelního kloubu relativní k tíze pacienta určené na základě modelů sestavených jedním hodnotitelem (průměr  $R/W_B = 2,47$ ) a více hodnotiteli (průměr  $R/W_B = 2,55$ ) naznačuje, že rozdíl je statisticky významný a velký (rozdíl = -0,07, 95% CI [-0,13, -0,01],  $t(16,81) = -2,52$ ,  $p = 0,022$ ; Cohenovo  $d = -1,02$ , 95% CI [-1,87,-0.14]). Na druhé straně musíme poznamenat, že tento rozdíl je zanedbatelný vzhledem k velikosti síly a činí přibližně 3% celkového zatížení kyčelního kloubu (Votava et al. 2023).



Obr. 48: Zatížení kyčelního kloubu relativní k tíze pacienta  $R/W_B$ , při konstrukci modelu nezávislými hodnotiteli a jedním hodnotitelem (Votava et al. 2023).

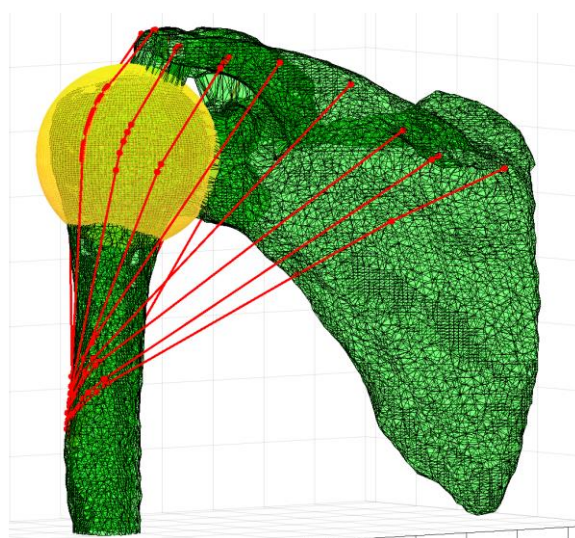
## Určení dráhy svalů

Na obr. 49 – obr. 52 jsou znázorněny dráhy svalů při různé metodě výpočtu obtáčení a v tab. 10 a tab. 11 jsou uvedeny vypočtené délky svalů a ramena momentů svalů vůči středu otáčení glenohumerálního kloubu. Obr. 49 znázorňuje nejjednodušší možnost modelování geometrie svalů, při které jsou jednotlivé svaly popsány jako pružná vlákna napnutá mezi anatomickým bodem odstupu a úponu (Votava et al. 2015). Z obrázku je zřejmé že některé svaly prochází přímo kostí a dráha svalu tak nepopisuje fyziologický účinek svalu. Například superiorní vlákna deltového svalu prochází mediálně k centru rotace a z mechanického hlediska působí jako adduktory. To je v přímém rozporu s funkcí deltového svalu jako hlavního abduktoru.



Obr. 49: Kosterně-svalový model s pružnými vlákny deltového svalu (Votava et al. 2015).

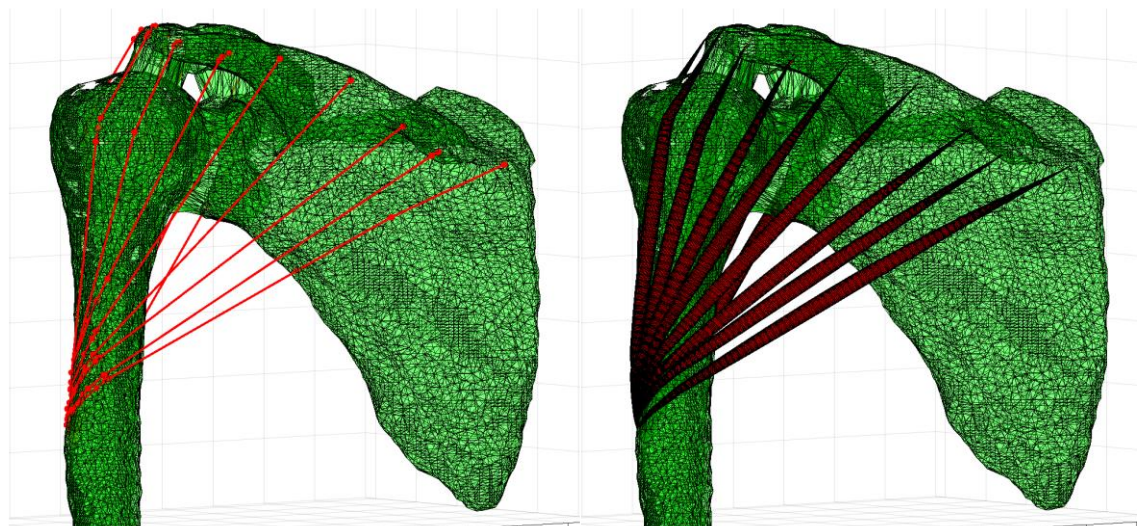
Zlepšení dráhy svalu je možné získat zavedením plochy obtáčení (Obr. 50). Pro naši analýzu byla jako plocha obtáčení zvolena sférický povrch kongruentní s centrem rotace humeru (Votava et al. 2015). Poloměr plochy obtáčení byl zvolen o 20% větší než odpovídající velikost kloubní plochy. Na obr. 50 můžeme vidět, že v tomto případě jsou již vlákna deltoideu umístěna na laterální straně hlavičky a plní tak fyziologickou funkci svalu. Na druhé straně tento přístup nadhodnocuje ramena svalů, které závisí na apriorní volbě tvaru a velikosti plochy obtáčení. V distálních segmentech svalových vláken kromě toho dochází k překryvu jednotlivých vláken, což u reálných svalů s daným objemem není fyzicky možné.



Obr. 50: Kosterně-svalový model se sférickou plochou obtáčení (Votava et al. 2015).

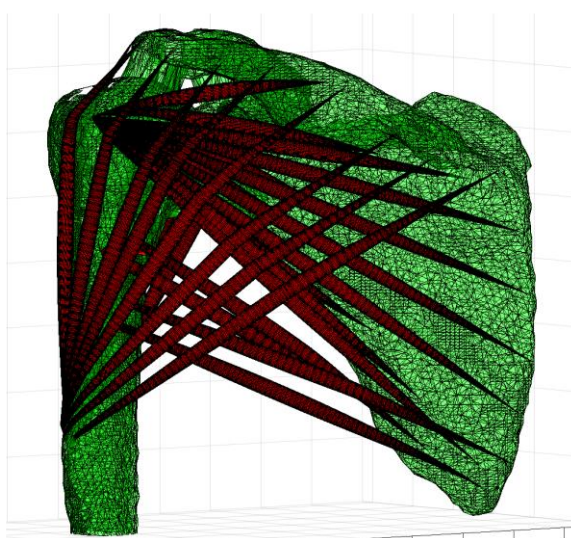
Nedostatky stávajících metod určení dráhy svalů jsme se pokusili eliminovat návrhem vlastního algoritmu pro výpočet trajektorie jednotlivých svalů. Zásadním rozdílem vůči existujícím přístupům je přímá interakce svalu s povrchem kosti a uvažování reálné velikosti svalových vláken (Votava et al. 2017a). Na obr. 51 je znázorněna dráha deltoideu. Pro lepší vizualizaci dráhy svalu je na obr. 51 – vlevo znázorněna trajektorie kontaktu svalu s povrchem kosti. Vidíme, že v proximální části dochází k přímému kontaktu mezi jednotlivými vlákny deltoideu a kostí hlavičky humeru. Zohlednění vlastního objemu svalových vláken je znázorněno na obr. 51 – vpravo. Svalová vlákna byla modelována jako zakřivená tělesa fusiformního tvaru respektující anatomickou strukturu bříška svalu (Votava et al. 2017b). Efektivní dráha svalu je pak určena geometrickým středem průřezu svalových vláken, kde rovina řezu je kolmá na tečnu kontaktní dráhy.





Obr. 51: Kosterně-svalový model se svalovými vlákny bez vlastního objemu (vlevo) (Votava et al. 2017a) a se zohledněním vlastního objemu (vpravo) (Votava et al. 2017b).

Hlavní výhodou nové metody je možnost přímého modelování interakce různých svalových vrstev. Ve svalově-kosterním systému člověka je poloha svalu určena nejen kostní geometrií, ale také interakcí s okolními svaly a dalšími měkkými anatomickými strukturami (Votava et al. 2017b). Obr. 52 ukazuje vzájemnou interakci mezi vlákny svalů *musculus infraspinatus*, *musculus teres minor* a *musculus deltoideus*. Mediální vlákna *musculus deltoideus*, která u předchozích modelů byla přímá, jsou při uvažování vlivu okolních svalů zakřivená. Změna jejich efektivní dráhy pak přímo ovlivňuje jejich schopnost generovat moment síly vůči glenohumerálnímu kloubu. Zároveň můžeme vidět přímé ovlivnění přes sebe uložených svalových vrstev, kde aktivace deltového svalu vede k deformaci podhřebenového svalu a tím mění jeho napětí a zlepšuje funkci rotátorové manžety při dynamické stabilizaci ramenního kloubu.



Obr. 52: Kosterně-svalový model se vzájemnou interakcí mezi vlákny svalů (Votava et al. 2017b).



Pro srovnání vlivu metody obtáčení na fyziologické parametry svalu byl zvolen musculus deltoideus jako hlavní abduktor ramenního kloubu (Tab. 10 a Tab. 11). Jak je možné očekávat, nejkratší dráhu svalu dává metoda přímých vláken. Srovnáním délky svalů určené pomocí dalších metod s délkou svalu určenou pomocí metody přímých vláken je možné určit na kolik se dráha svalu odchyluje od přímky. Uvažování vzájemné interakce svalových vrstev a reálné geometrie svalového vlákna vede ke zvýšení dráhy svalu.

Podstatné rozdíly mezi jednotlivými metodami obtáčení svalů nastanou při určování jejich účinku na zatížení ramenního kloubu. Působení jednotlivých svalů je zásadně ovlivněno ramenem síly svalu vzhledem ke středu obtáčení glenohumerálního kloubu. Zapojením jednotlivých svalových vrstev dochází k podstatnému zvýšení ramena sil vláken deltového svalu. Deltový sval je pak účinnější při indukci rotace v ramenním kloubu.

Délky svalů [mm]					
Název svalu	Model				
	Více svalů	Jen deltoideus	Vlákna	Koule	Přímky
deltoideus_1	143,91	140,71	140,71	140,71	135,19
deltoideus_2	153,48	150,14	150,13	150,13	141,48
deltoideus_3	154,31	152,51	152,13	152,13	141,51
deltoideus_4	159,40	156,55	156,55	156,55	144,38
deltoideus_5	179,05	175,72	175,18	175,18	159,96
deltoideus_6	137,59	137,59	137,59	143,24	132,35
deltoideus_7	133,59	131,82	131,53	135,08	128,46
deltoideus_8	141,42	141,41	140,10	144,57	132,45
deltoideus_9	135,80	135,73	133,62	135,19	130,18
deltoideus_10	138,24	138,24	138,24	140,74	134,66
deltoideus_11	136,06	136,06	135,80	136,70	135,56
deltoideus_12	140,23	140,23	139,72	139,72	139,31
deltoideus_13	146,17	146,17	145,93	145,93	145,75

Tab. 10: Vypočtené délky svalů získané z popsaných kosterně-svalových modelů (Votava et al. 2017b).

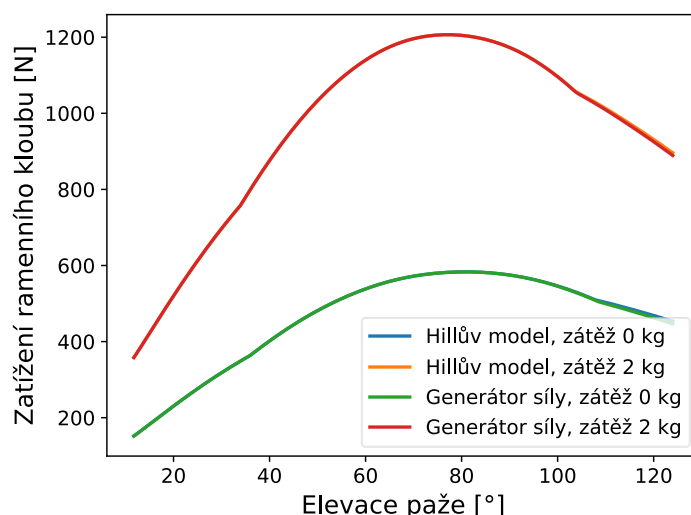
Ramena svalů [mm]					
Název svalu	Model				
	Více svalů	Jen deltoideus	Vlákna	Koule	Přímky
deltoideus_1	31,64	29,52	29,52	29,52	31,15
deltoideus_2	39,13	39,20	39,20	39,20	42,83
deltoideus_3	51,39	50,42	49,27	49,27	54,70
deltoideus_4	59,92	56,90	56,90	56,90	61,09
deltoideus_5	68,60	63,24	60,50	60,50	66,85

deltoideus_6	18,67	18,67	18,67	28,26	4,42
deltoideus_7	23,46	20,58	20,58	28,39	16,92
deltoideus_8	22,39	22,25	22,14	28,28	4,68
deltoideus_9	28,33	25,66	24,60	28,64	25,59
deltoideus_10	22,61	22,61	22,61	28,33	10,84
deltoideus_11	21,93	21,93	21,99	28,42	21,33
deltoideus_12	33,40	33,40	32,25	32,25	32,86
deltoideus_13	44,31	44,31	43,54	43,54	43,71

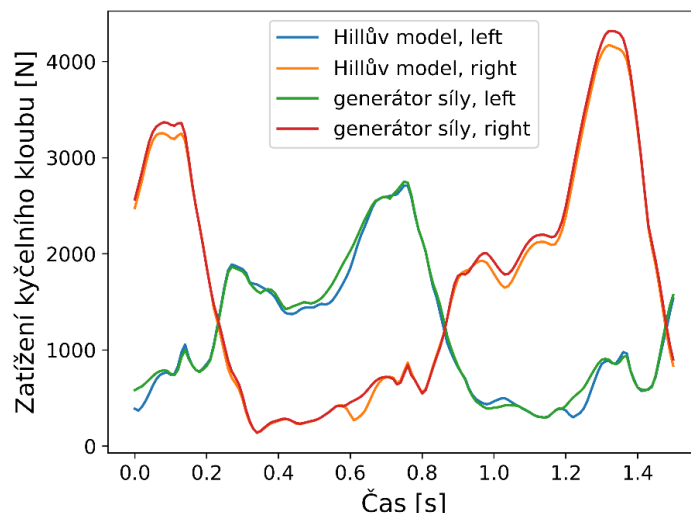
Tab. 11: Ramena momentů svalů vůči středu otáčení glenohumerálního kloubu, získaná z popsáných kosterně-svalových modelů (Votava et al. 2017b).

## Posouzení vlivu výběru svalového modelu

Standartně se pro biomechanickou analýzu dynamických pohybů využívají Hillovy modely svalů. Tyto modely umožňují stanovení maximální svalové síly v závislosti na volné délce svalu a rychlosti kontrakce. Alternativou k Hillovým modelům je popsání svalu jako ideálního generátoru síly, kterého maximální síla je konstantní a není ovlivněna dynamikou pohybu. Tento přístup je jednodušší a využívá se zejména pro statickou analýzu zatížení svalů a kloubů. Srovnání obou přístupů pro odhad zatížení glenohumerálního kloubu je znázorněn na obr. 53. Při pomalé elevaci ramene (čas pohybu 3,9 s) je vliv rychlosti kontrakce, prodloužení svalu a natažení šlachy na celkovou sílu zanedbatelný. Pro další analýzu je tak možné využívat jednodušší model svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).

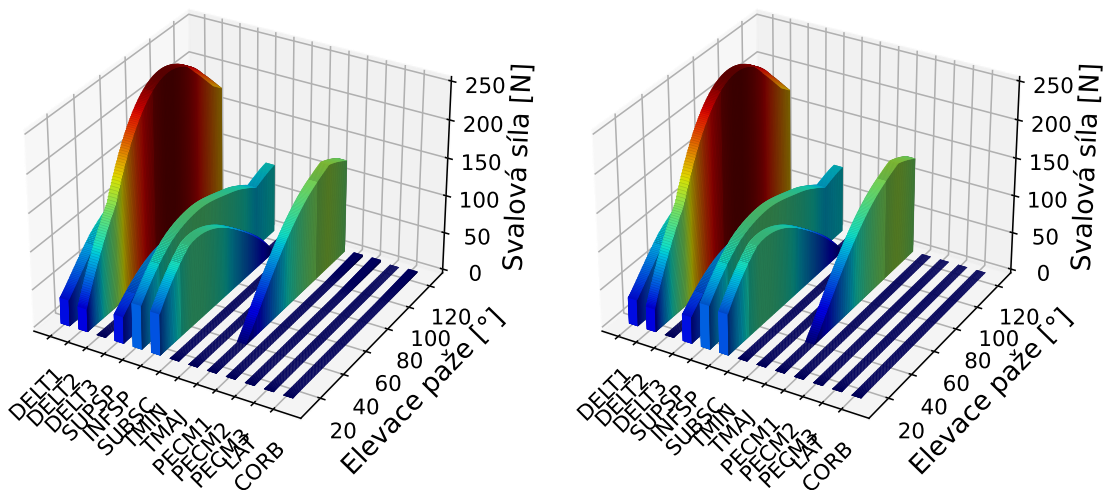


Obr. 53: Zatížení ramenního kloubu při pomalé abdukci ruky získané pomocí Hillova modelu nebo výpočtem svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).



Obr. 54: Zatížení kyčelního kloubu při chůzi získané pomocí Hillova modelu nebo výpočtem svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).

Oba modely předpovídají největší zatížení ve středním úseku deltového svalu, což je v souladu s experimentálním měřením aktivity svalu pomocí elektromyografie (Wickham et al. 2010). V první fázi pohybu se zvyšuje aktivita musculus subscapularis, která úplně utichá ve finální fázi pohybu. Naopak superiorní vlákna musculus pectoralis major jsou aktivní až když se paže dostane do velké abdukce (Votava et al. 2017a).

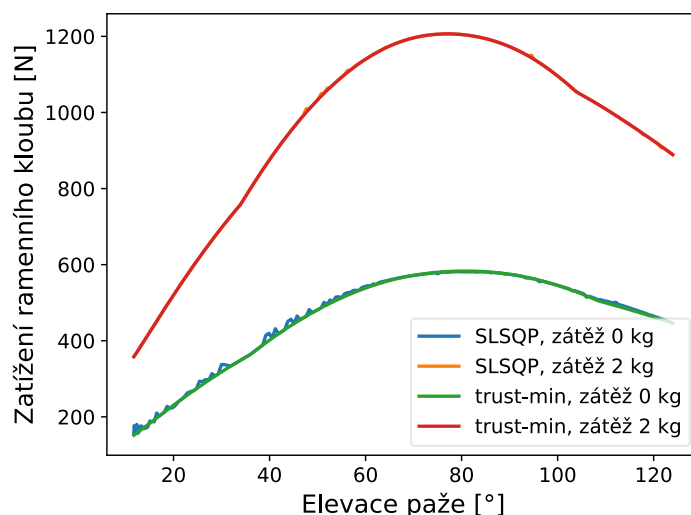


Obr. 55: Zatížení svalů ramenního kloubu při abdukci s využitím Hillova modelu svalu (vlevo) nebo výpočtem svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a).

## Posouzení volby optimalizačního algoritmu

V rámci naší studie jsme pro řešení problému svalové redundance využili metodu statické optimalizace (odkaz na kapitolu v disertaci). Aktivace svalů, pro dosažení minima cílové funkce za současného splnění rovnic rovnováhy, byla stanovena pomocí algoritmů

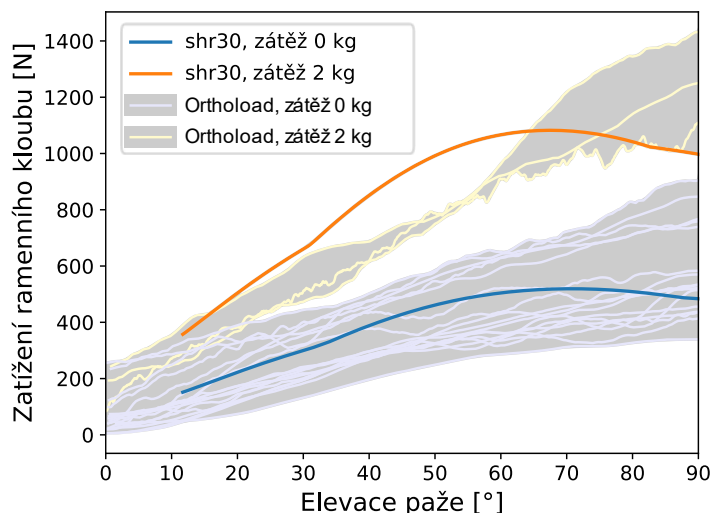
vázané optimalizace implementovaných v knihovně Scipy. Protože k podmínkám rovnováhy je nutno také přidat omezení svalové síly na tahovou sílu, která nepřekračuje maximální dynamickou sílu svalu, bylo možné využít metodu SLSQP a metodu Trust-constr (Obr. 56). Pro ověření, že při výpočtu získáváme globální minimum byla uskutečněna série simulací s variabilním počátečním odhadem. Obě metody konvergují ke stejnému výsledku bez ohledu na volbu počátečního odhadu, a tudíž můžeme předpokládat, že bylo nalezeno globální minimum cílové funkce. Protože funkce trust-constr konverguje mnohem rychleji a poskytuje rovnoměrnou změnu zatížení, byla pro další analýzu zvolena tato metoda.



Obr. 56: Zatížení ramenního kloubu při pomalé abdukci paže získané pomocí algoritmu SLSQP nebo Trust-constr (Zdroj: autor).

## Srovnání výsledků modelu s experimentálním měřením

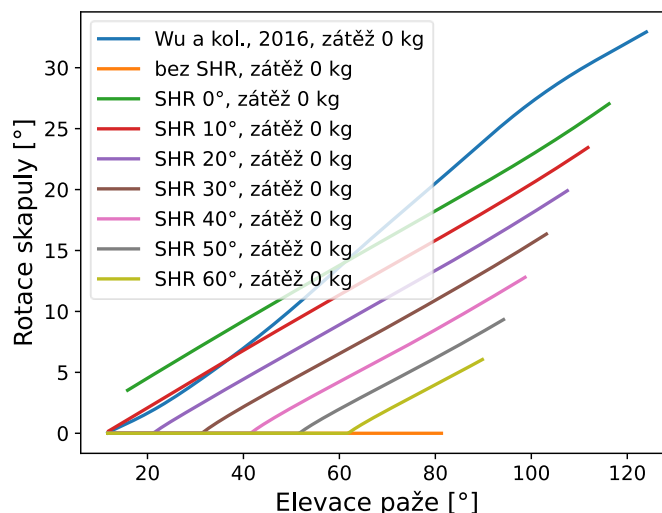
Pro verifikaci modelu jsme srovnali hodnoty vypočteného zatížení ramenního kloubu s experimentálně stanovenými daty (Obr. 57). Pacienti s implantovanou náhradou ramenního kloubu vykonali volnou abdukci bez zatížení a se závažím o hmotnosti 2 kg, které drželi v ruce. Rozptyl experimentálních dat ukazuje na velkou variabilitu zatížení kloubu mezi jednotlivými pacienty. Námi využitý matematický model vykazuje dobrou shodu s experimentálním průběhem síly bez přidaného zatížení. V případě že pacient drží v ruce závaží model poskytuje o něco vyšší hodnoty ve střední části abdukce (30° – 60°) (Votava et al. 2019c).



Obr. 57: Zatížení glenohumerálního kloubu určené pomocí matematického modelu a měřením s využitím instrumentované endoprotézy (Votava et al. 2019c).

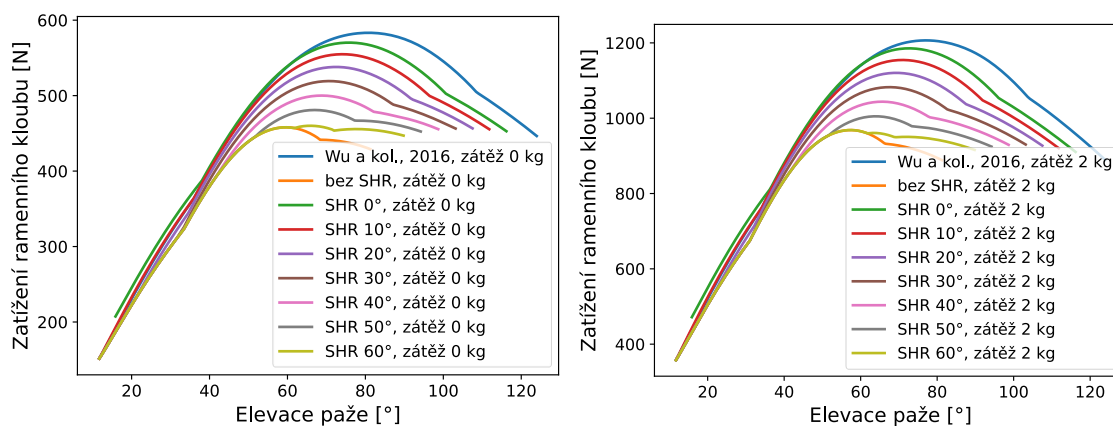
## Kinematika skapulohumerálního spojení

Na obr. 58 je znázorněno propojení kinematiky elevace ramene a rotace lopatky. Jako referenční křivka slouží kinematika skapulohumerálního spojení určená experimentálně (Wu et al. 2016). Různý rozsah zapojení rotace lopatky do polohování glenohumerálního kloubu byl modelován ve dvou fázích. V první fázi dochází k rotaci jenom v glenohumerálním kloubu a lopatka se nepohybuje. Ve druhé fázi je poměr mezi rotací v glenohumerálním kloubu a rotací lopatky určen na základě dat z literatury jako 2:1 (cit). Matematické modelování umožní simulaci různých scénářů zapojení lopatky: od nepohyblivé lopatky (bez SHR) až po lopatku s nulovou první fází (SHR 0°). Přechod mezi první a druhou fází obecně nastává při určeném úhlu elevace ramene, například SHR 30° znamená, že lopatka se začíná pohybovat je-li úhel elevace ramene 30° (Votava et al. 2019a). Z obr. 58 můžeme vidět, že brzké zapojení rotace lopatky výrazným způsobem zvětšuje rozsah abdukce paže. Rozdíl v rozsahu pohybu mezi ramenem s nepohyblivou lopatkou a ramenem s přispěním pohybu lopatky od nulové elevace ramene činí až 30°.



Obr. 58: Počátek rotace lopatky v závislosti na elevaci paže pro různé modely (Votava et al. 2019a).

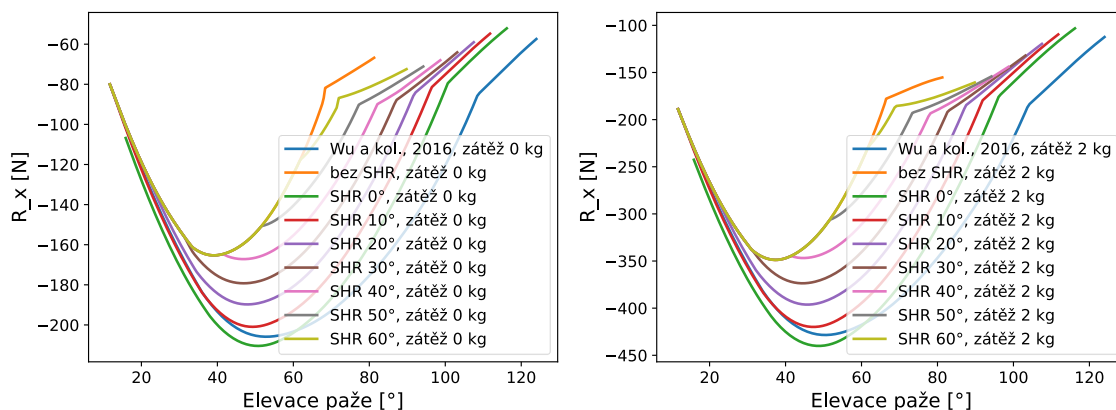
Abdukce paže výrazně zvýší zatížení ramenního kloubu (Obr. 59). To je způsobeno relativně malými rameny sil abduktorů ramenního kloubu v porovnání s ramenem tíhové síly. Paradoxně zapojení skapulohumerálního rytmu vede ke zvýšení zatížení ramenního kloubu (Votava et al. 2019c). Posun zapojení polohování lopatky o 10° v elevaci ramene vede ke snížení maximální síly v ramenním kloubu o cca 20 N bez zátěže (Obr. 59 – vlevo). Při zátěži 2 kg je nárůst síly přibližně dvojnásobný (Obr. 59 – vpravo).



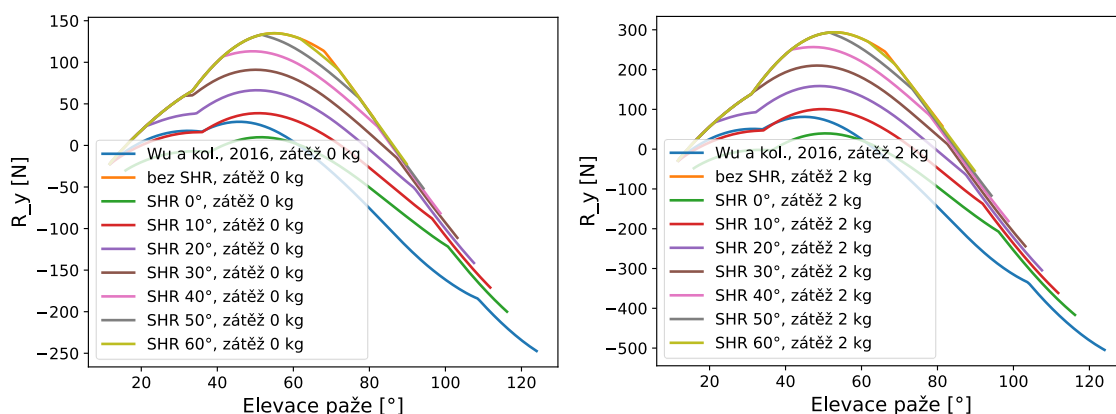
Obr. 59: Zatížení ramenního kloubu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držetím břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).

Síla v medio-laterálním směru (osa Z) (Obr. 62) určuje celý průběh zatížení a její charakteristika je stejná jako v případě celkové zatěžující síly (maximální zátěž při velkém zapojení pohybu lopatky). Obdobný charakter má také antero-posteriorní složka síly (osa X) (Obr. 60). Tato síla směřuje při elevaci ramene posteriorně. Na druhé straně je průběh supero-inferiorní síly (osa Y) (Obr. 61). Superiorní síla je největší nedochází-li k pohybu

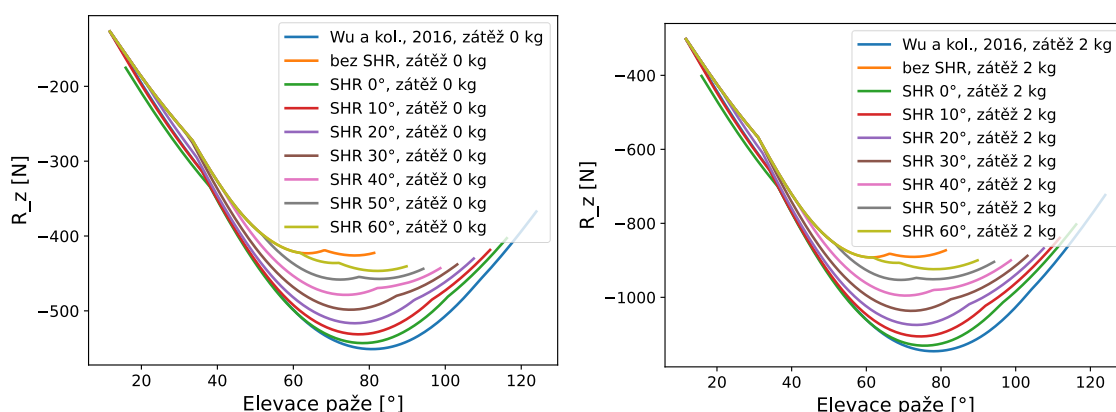
lopatky. Při vyšších úhlech elevace ramene mění tato síla své znaménko, tj. mění směr ze superiorní na inferiorní sílu (Votava et al. 2019c).



Obr. 60: Zatížení ramenního kloubu v antero-posteriorním směru v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).



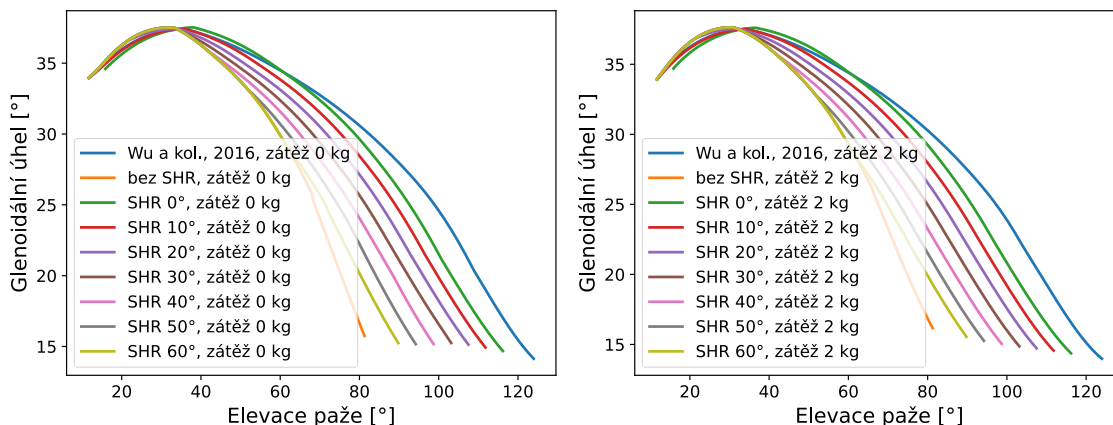
Obr. 61: Zatížení ramenního kloubu v supero-inferiorním směru v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).



Obr. 62: Zatížení ramenního kloubu v medio-laterálním směru v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držení břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).

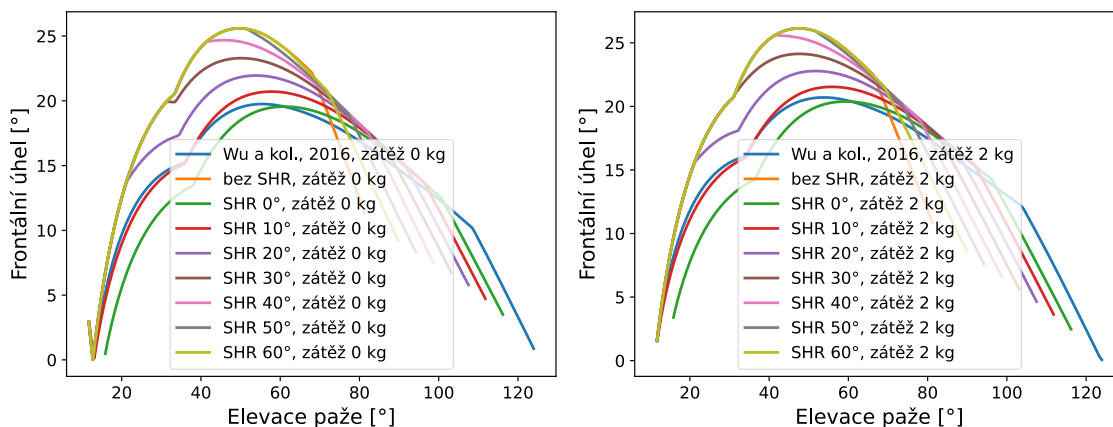
Z hlediska stability kloubů je důležitější směr síly vůči kloubní jamce než absolutní hodnota zatížení (Votava et al. 2019c). Obr. 63 znázorňuje průběh glenoidálního úhlu při zvedání paže. Glenoidální úhel je definován jako úhel mezi nositelkou reakční síly v kloubu

a normálou na vstupní rovinu glenoidální jamky. Při studovaném pohybu je glenoidální úhel nejmenší při dosažení amplitudy pohybu. Znamená to, že při zvětšování úhlu elevace ramene dochází ke stabilizaci glenohumerálního kloubu. Kloub je nejméně stabilní na začátku pohybu. Bez zapojení scapulo-humerálního rytmu dochází ke stabilizaci ramenního kloubu při menším úhlu elevace ramene.



Obr. 63: Velikost glenoidálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držením břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).

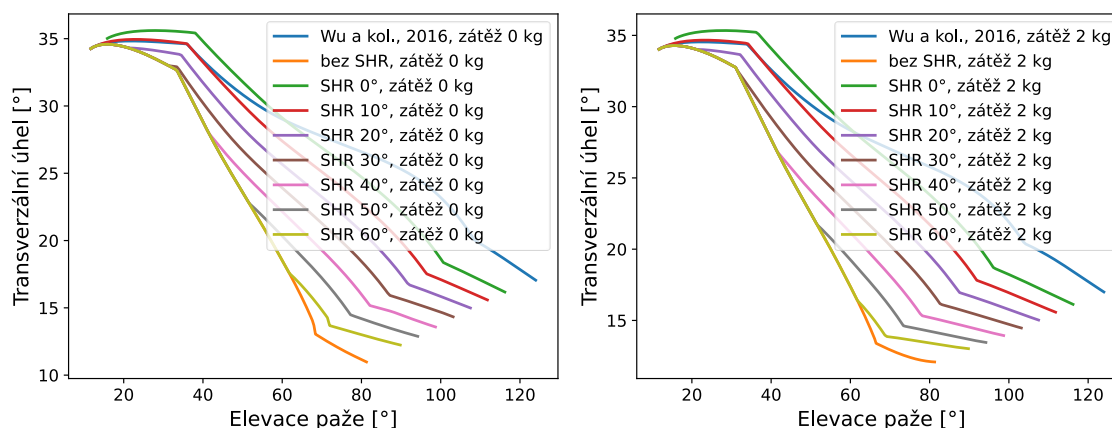
Z fyziologického hlediska je důležité posouzení stability kloubu samostatně ve frontální a transverzální rovině (Votava et al. 2019c). Ve frontální rovině (Obr. 64) vede zapojení pohybu lopatky k lepší stabilizaci kloubu. Vysoká hodnota frontálního úhlu poukazuje na možnost superiorního posuvu hlavice humeru, který může vést k poškození šlach rotátorové manžety (subakromiální impingement). Naše výsledky ukazují, že správné zapojení pohybu lopatky vede ke snížení rizika tohoto poškození. Kloub je ve frontální rovině nejméně stabilní při úhlu elevace přibližně 40°. Při zvednutí horní končetiny nad tuto úroveň dochází ke stabilizaci kloubu (Votava et al. 2019a).



Obr. 64: Velikost frontálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držením břemene (vpravo) (Votava et al. 2019a).



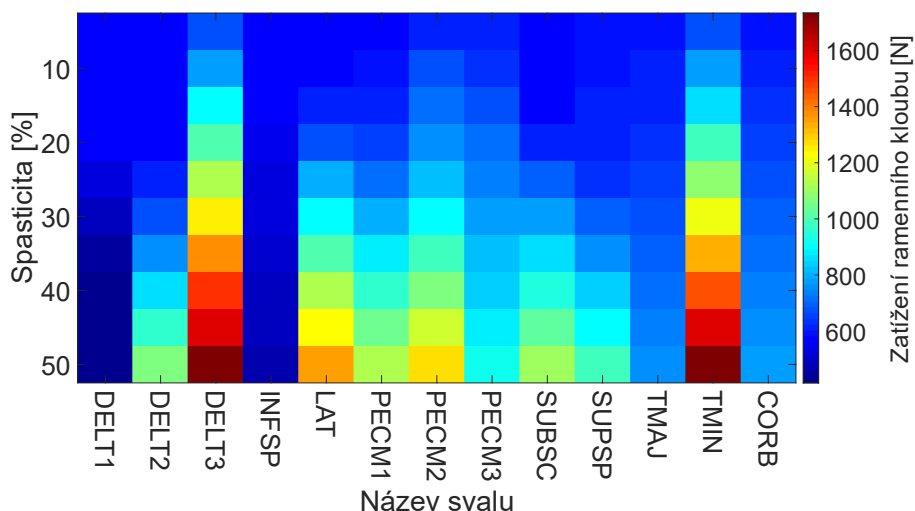
K poškození kloubního pouzdra dochází také v předozadním směru, tj. v transverzální rovině těla, kde je kloubní jamka relativně mělká. Abdukce ramene vede také ke stabilizaci ramenního kloubu v této rovině, což můžeme vidět na grafu (Obr. 65) jako snížení transverzálního úhlu a tudíž změnu směru zatěžující síly do osy glenoidální jamky (Votava et al. 2019c). Největšího efektu stabilizace je možné dosáhnout bez zapojení pohybu lopatky. Kloub je nejméně stabilní při malém úhlu elevace ramene. Anteroposteriorní nestabilita kloubu může v extrémním případě vést až k vykloubení.



Obr. 65: Velikost transverzálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely bez zátěže (vlevo) a s držením břemene (vpravo) (Votava et al. 2019c).

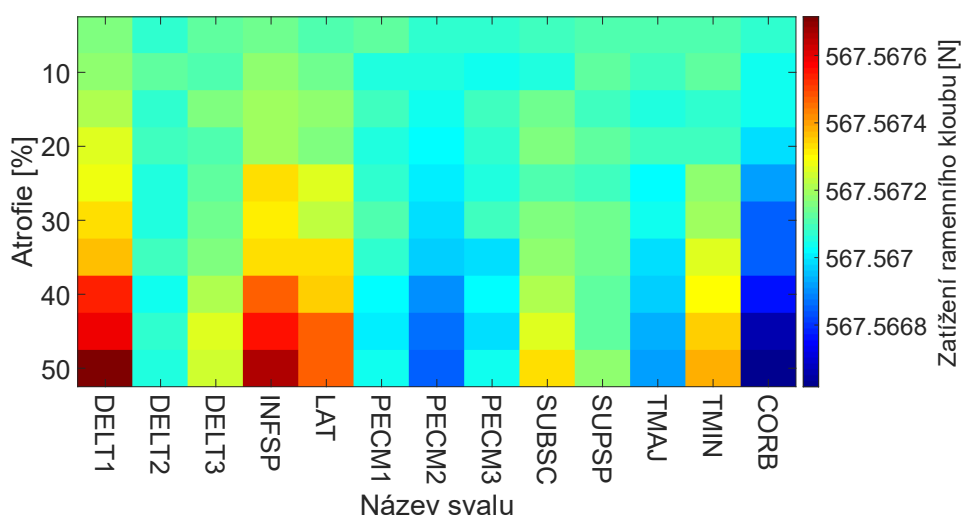
## Vliv předpětí a ochabnutí svalů ramene

V důsledku poruchy aktivace svalu může dojít k abnormálnímu zvýšení svalového napětí, které se projeví jako tuhost svalu. Zároveň tento sval generuje nenulovou sílu i bez vnější aktivace. Protože synergie aktivace svalů rotátorové manžety je důležitá pro dynamickou stabilizaci ramenního kloubu, zhodnotili jsme vliv spasticity jednotlivých svalů na velikost a směr zatížení ramenního kloubu. Spasticita byla modelována jako procento maximální izometrické síly. Největší vliv na zatížení ramenního kloubu má spasticita v posteriorním segmentu deltového svalu a v musculus teres minor (Obr. 66). Při 50% spasticitě v jednom z uvedených svalů dochází ke zvýšení zatížení ramenního kloubu až na trojnásobek fyziologického stavu. Na druhé straně má spasticita musculus infraspinatus a anteriorního segmentu deltového svalu jenom malý vliv na celkové zatížení kloubu (Votava et al. 2019b).



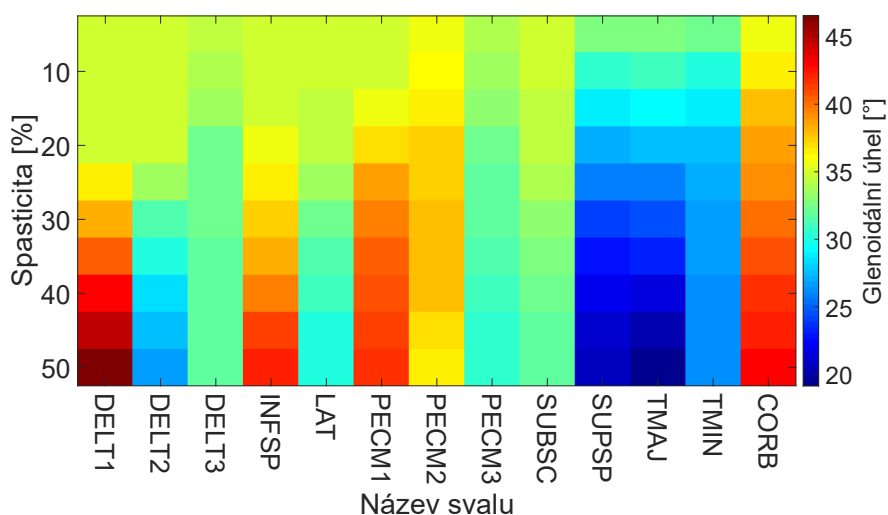
Obr. 66: Zatížení ramenního kloubu pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Schopnost svalů rotátorové manžety generovat sílu může být snížena v důsledku poruchy inervace, poruchy krevního zásobení, poranění, nebo v důsledku chirurgického zásahu. Matematický model nám umožní odhadnout vliv poškození jednotlivých svalů na celkové zatížení ramenního kloubu (atrofie svalu) (Obr. 67). Atrofie svalu byla modelována snížením maximální izometrické síly o dané procento. Na rozdíl od spasticity měla největší vliv na zatížení kloubu atrofie přední části deltového svalu a musculus infraspinatus. Tento vliv je ale zanedbatelný v porovnání s účinem spasticity a změna celkového zatížení ramenního kloubu při atrofii jednotlivého svalu činí méně než setina promile. Tato změna je pod úrovní přesnosti svalově-kosterního modelu (Votava et al. 2019b).

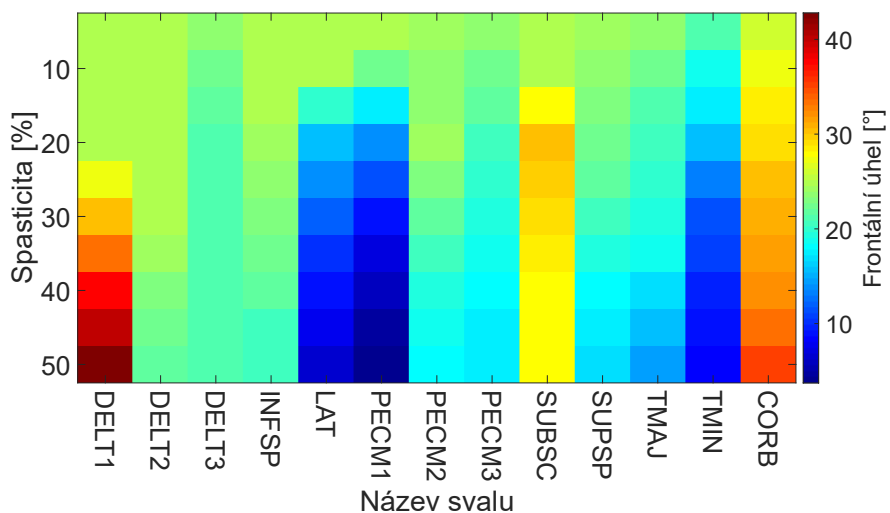


Obr. 67: Zatížení ramenního kloubu pro různé stupně svalové atrofie při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

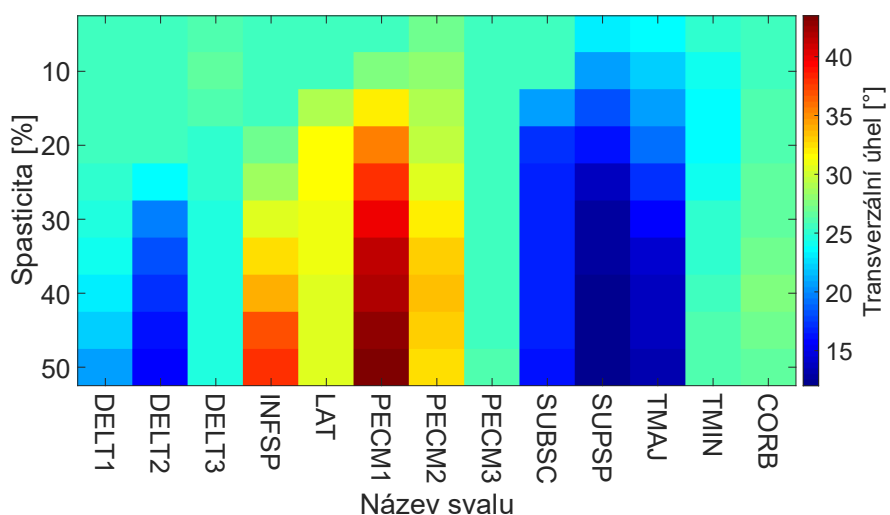
Spasticita jednotlivých svalů výrazným způsobem ovlivňuje také stabilitu kloubu. Je zajímavé, že spasticita *muculus teres minor*, která výrazným způsobem ovlivnila celkové zatížení kloubu neovlivňuje stabilitu kloubu určenou pomocí glenoidálního úhlu (Obr. 68). Dokonce v supero-inferiorním a antero-posteriorním směru funguje *musculus teres minor* jako stabilizátor ramene (Obr. 69 a Obr. 70). Nadměrná aktivace předního segmentu deltového svalu vede k destabilizaci ramene. K této destabilizaci ramene vede primárně zvýšení superiorní složky síly, což se projeví v hodnotě frontálního úhlu (Obr. 69). Antero-posteriorní stabilita není spasmem v předním segmentu deltového svalu výrazně ovlivněna (Obr. 70). Obdobný účinek můžeme sledovat také u *musculus coracobrachialis* a *musculus pectoralis major*. Z naší analýzy plyne, že není přímá souvislost mezi účinkem svalů na zatížení ramenního kloubu a jeho stabilitou. To můžeme demonstrovat také na příkladu zadního segmentu deltového svalu, který výrazně přetěžuje kloub při křeči, ale zásadně nemění stabilitu (Votava et al. 2019b).



Obr. 68: Glenoidální úhel pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

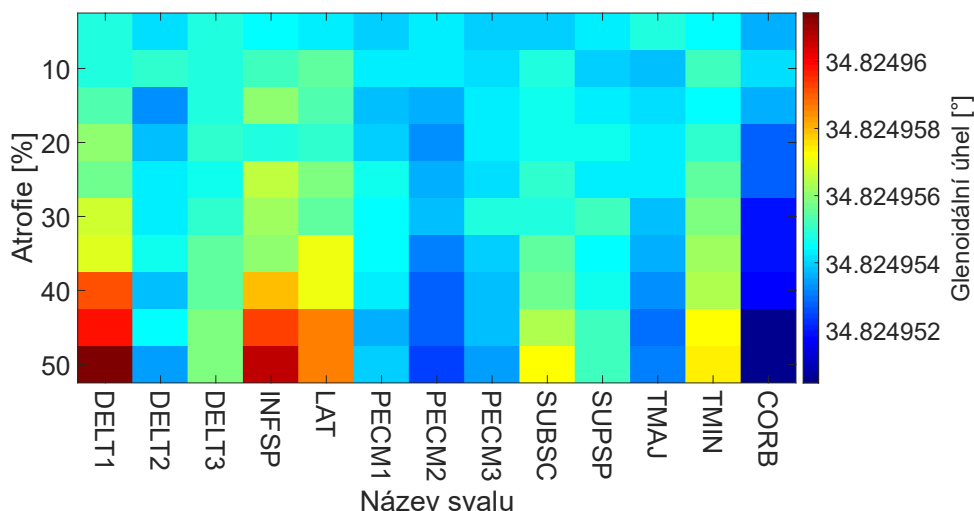


Obr. 69: Frontální úhel pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).



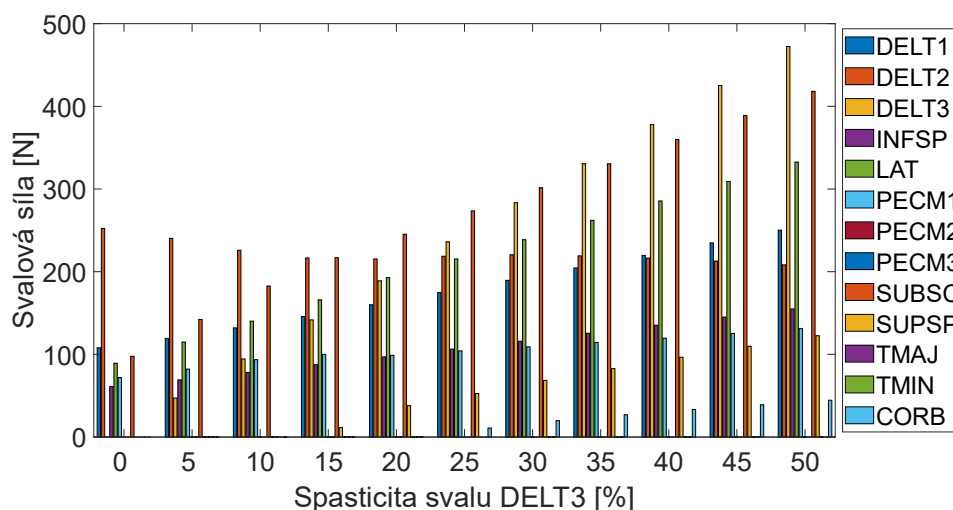
Obr. 70: Transverzální úhel pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Při atrofii svalu nepozorujeme žádnou výraznou změnu ve stabilitě ramenního kloubu (Obr. 71). Proto pro atrofii svalu prezentujeme jen glenoidální úhel, kde změna ve směru síly činí méně než 0,001° od původního směru zatížení (Votava et al. 2019b).



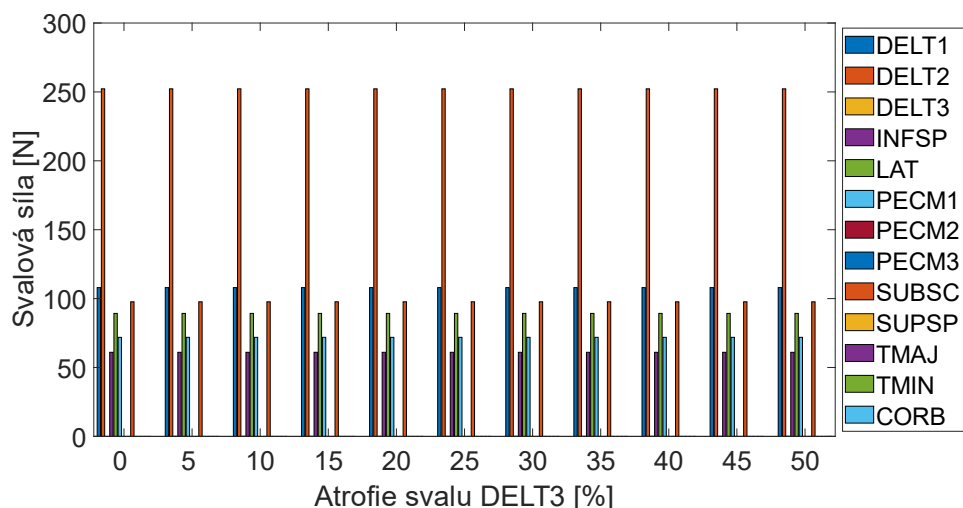
Obr. 71: Glenoidální úhel pro různé stupně svalové atrofie při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Spasticita nebo atrofie jednotlivého svalu neovlivňuje jenom sílu v daném svalu, ale má vliv také na celkové chování svalově-kosterního systému ramenního kloubu. Na obr. 72 jsou uvedeny hodnoty svalových sil všech svalů ramenního komplexu při křeči v zadním segmentu deltového svalu. Protože abnormální aktivita tohoto svalu generuje moment síly vůči ramennímu kloubu musí být tento patologický moment kompenzován činností zbylých svalů. Nárůst spasticity jednoho svalu proto zvyšuje zatížení ostatních svalů, což platí pro všechny svaly kromě střední části deltového svalu. Obdobný efekt můžeme vidět také u musculus teres minor (Obr. 74) (Votava et al. 2019b).

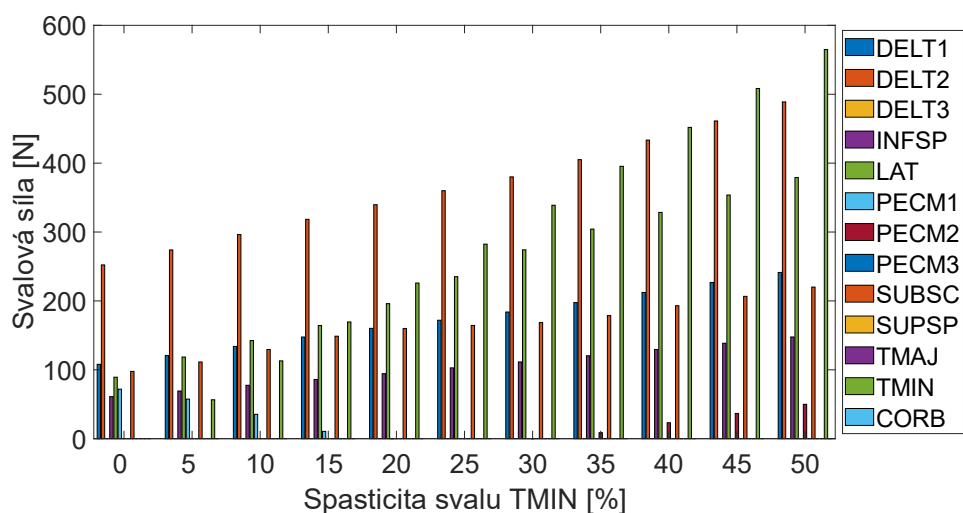


Obr. 72: Svalové síly pro různé stupně spasticity posteriorní části deltového svalu (DELT3) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

Jak je možné očekávat z analýzy vlivu atrofie jednotlivých svalů na zatížení ramenního kloubu (Obr. 67) nemá atrofie jednoho svalu téměř žádný vliv na rozložení zbylých svalových sil (Obr. 73) (Votava et al. 2019b).

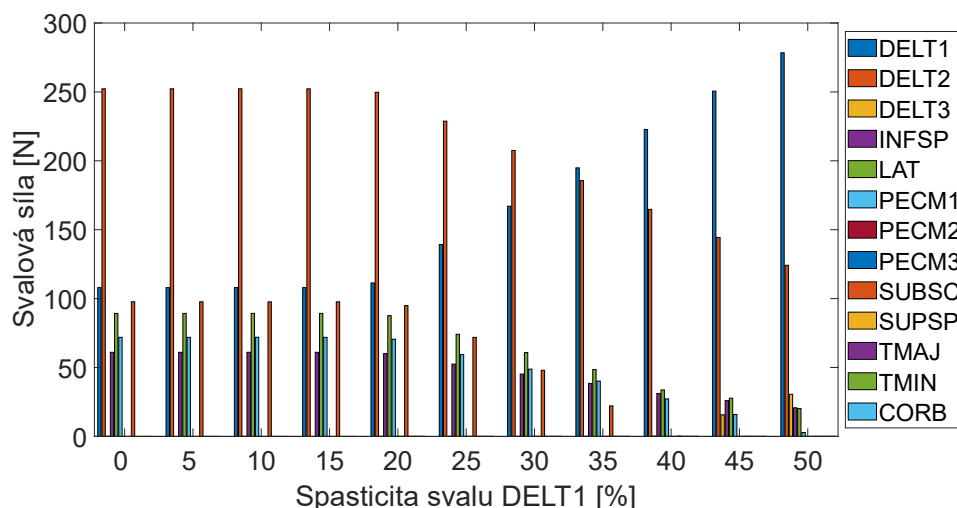


Obr. 73: Svalové síly pro různé stupně atrofie posteriorní části deltového svalu (DELTA3) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).



Obr. 74: Svalové síly pro různé stupně spasticity svalu teres minor (TMIN) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

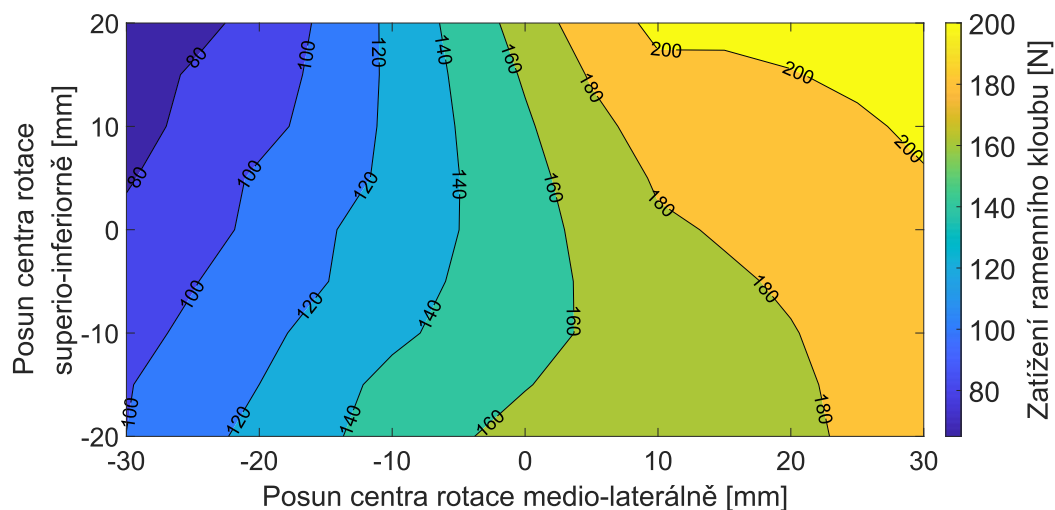
Při spasticitě předního segmentu dochází ke snížení aktivace středního segmentu deltového svalu (Obr. 75). To vysvětluje, proč spasticita přední části deltového svalu výrazně nezvyšuje zatížení ramenního kloubu (Obr. 66) (Votava et al. 2019b).



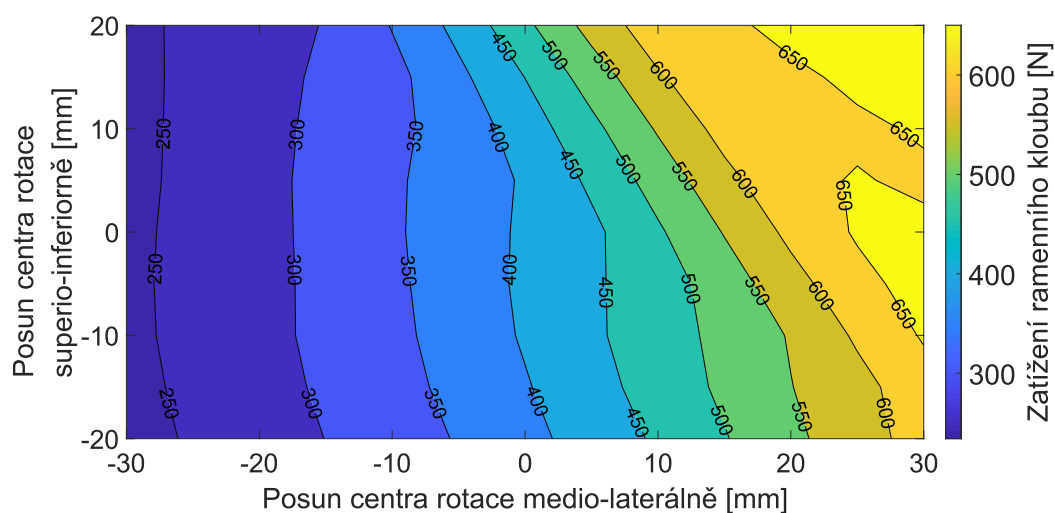
Obr. 75: Svalové síly pro různé stupně spasticity anteriorní části deltového svalu (DELTA1) při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

## Vliv posunutí centra rotace

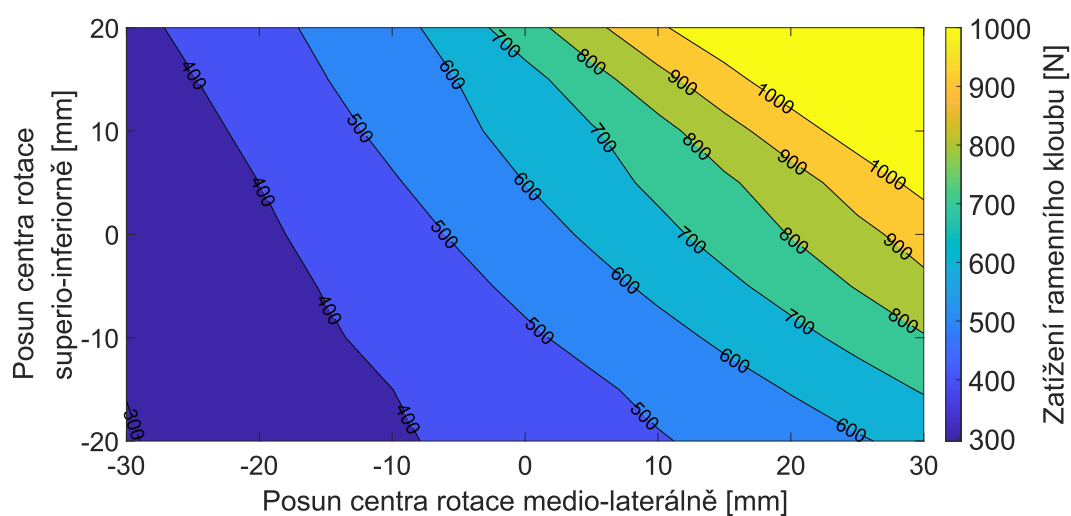
Součástí totální náhrady ramenního kloubu je kromě kompletní výměny kloubní dvojice také změna centra rotace. V závislosti na geometrii náhrady a principu funkce (anatomická vs reverzní náhrada) se centrum rotace posouvá medio-laterálně a zároveň superio-posteriorně. Výpočetní modelování nám umožňuje stanovit účinek změny centra rotace na zatížení a stabilitu ramenního kloubu. Velikost reakční síly v ramenním kloubu v závislosti na změně centra rotace je znázorněna na obr. 76 - obr. 78. Lateralizace hlavice humeru vede k výraznému zvýšení zatížení ve všech polohách kloubu. Čím je větší úhel abdukce v ramenním kloubu tím je efekt lateralizace patrnější. Při pozici paže v základním postavení (Obr. 76) vede lateralizace o 3 cm ke zvýšení zatížení jenom o 25 %. Je-li paže v abdukci 70° je kloub v laterálním postavení zatížen až o 100 % vyšší silou než ve fyziologické pozici. Při medializaci kloubu dochází ke snížení celkového zatížení z důvodu nižší svalové síly. Účinek medializace je v absolutních hodnotách zatížení kloubu nižší než při lateralizaci (Obr. 76 - Obr. 78). Antero-posteriorní poloha centra rotace má menší vliv na zatížení kloubu než medio-laterální poloha. Z hlediska zatížení kloubu je nejhorší kombinací kloub s velkou lateralizací a posuvem směrem superiorně. Rozdíl v zatížení kloubu mezi nejvyšším a nejnižším zatížením určeným na základě matematického modelu je až 800 N při úhlu abdukce 70° (Obr. 78) (Votava et al. 2019b).



Obr. 76: Zatížení ramenního kloubu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).



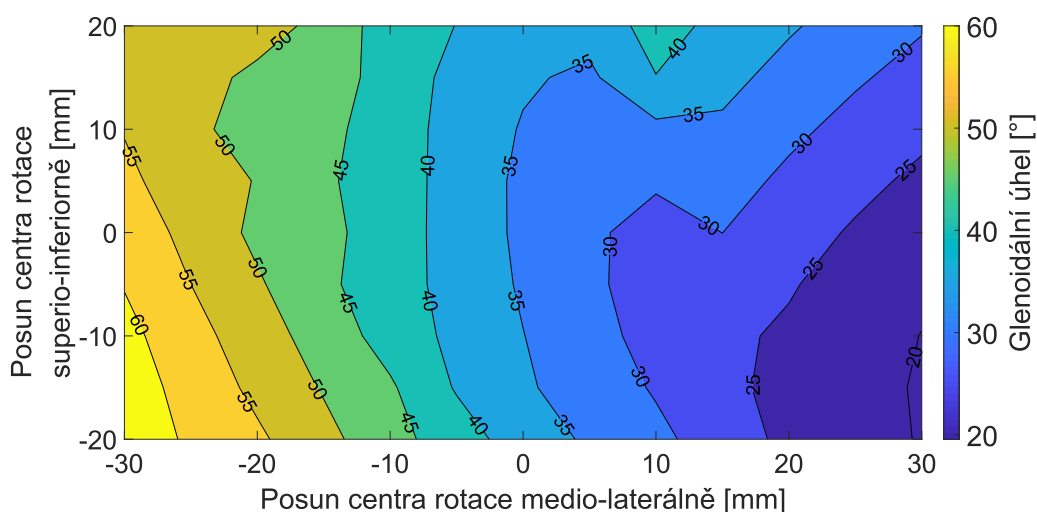
Obr. 77: Zatížení ramenního kloubu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).



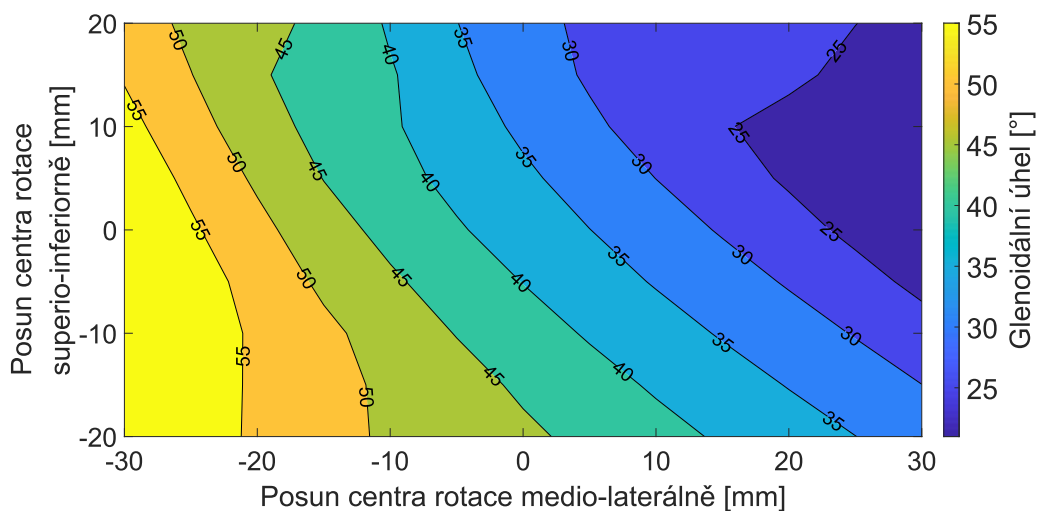
Obr. 78: Zatížení ramenního kloubu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).



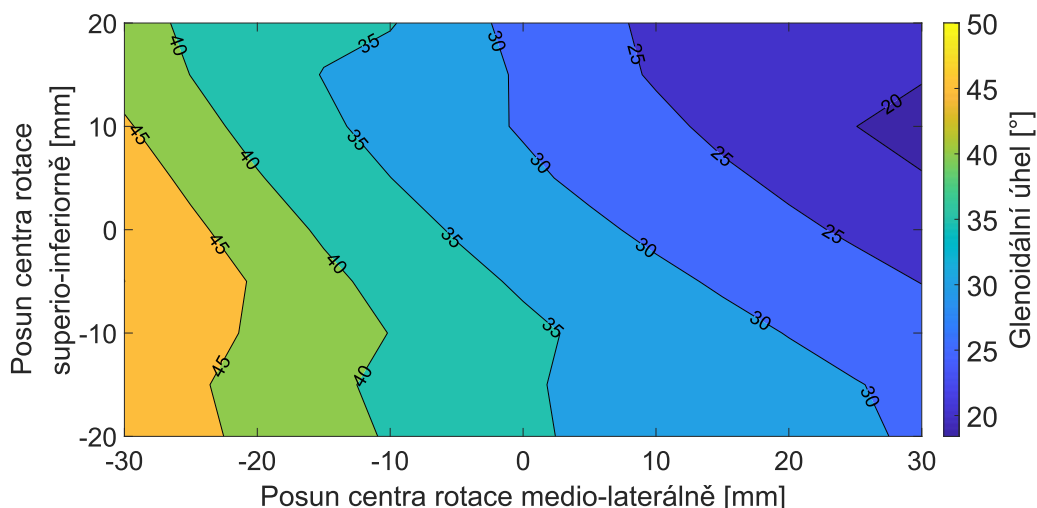
Stabilitu ramenního kloubu jsme stanovili prostřednictvím glenoidálního úhlu kloubu. Obecně můžeme říct, že stabilita kloubu vykazuje opačný trend ke změně centra rotace než zatížení kloubu. Laterální postavení kloubu zvyšuje stabilitu, ale přetěžuje kloub a naopak. Největší stabilitu má kloub při latero-inferiorním postavení centra rotace, je-li abdukce v kloubu malá (Obr. 79). Při zvyšování úhlu abdukce se bod nejstabilnější pozice posouvá superiorně (Obr. 80). Tenhle průběh není monotónní a maximální stability při úhlu abdukce 70° nedosáhneme při dosažení extrému posunu, nýbrž při nižších hodnotách, jak medio-laterálně tak supero-inferiorně (Obr. 81) (Votava et al. 2019b).



Obr. 79: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

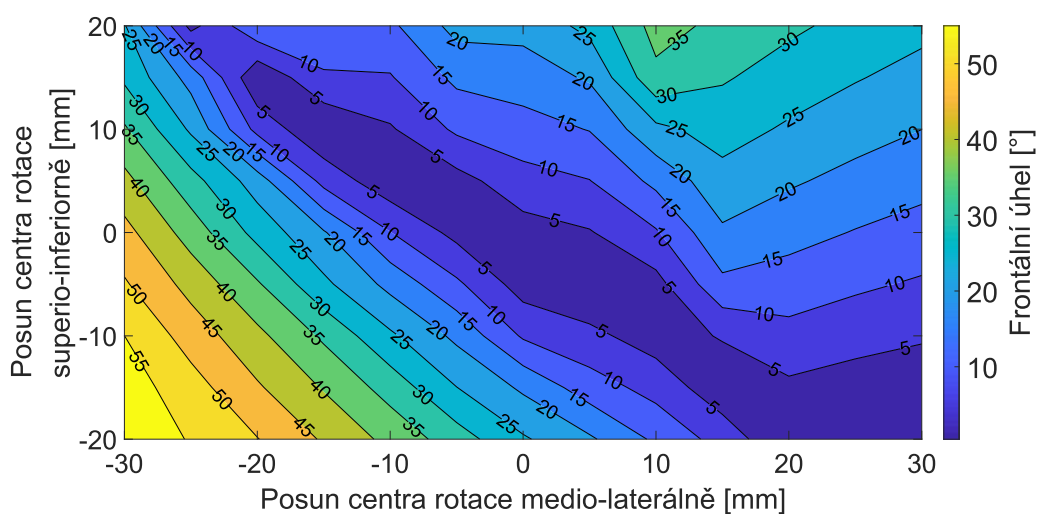


Obr. 80: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

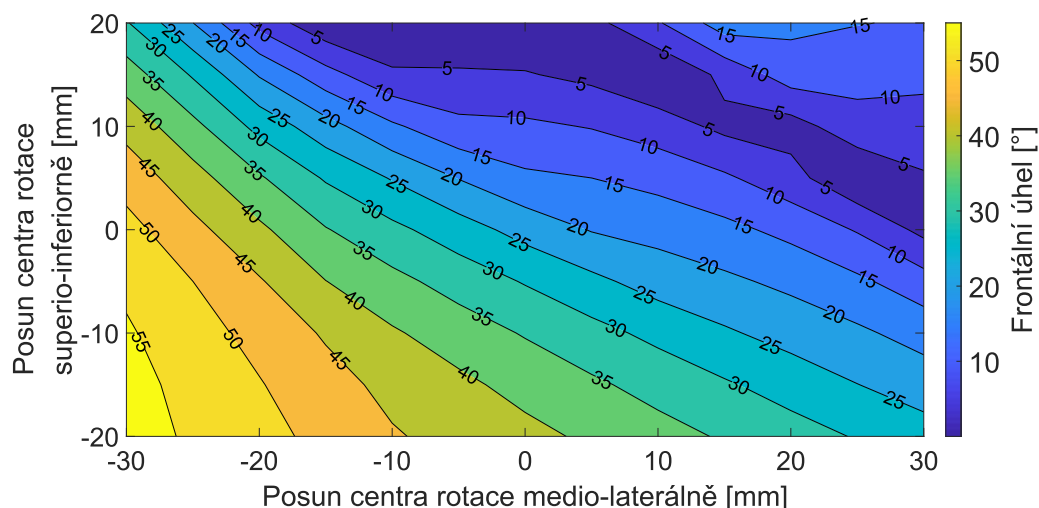


Obr. 81: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

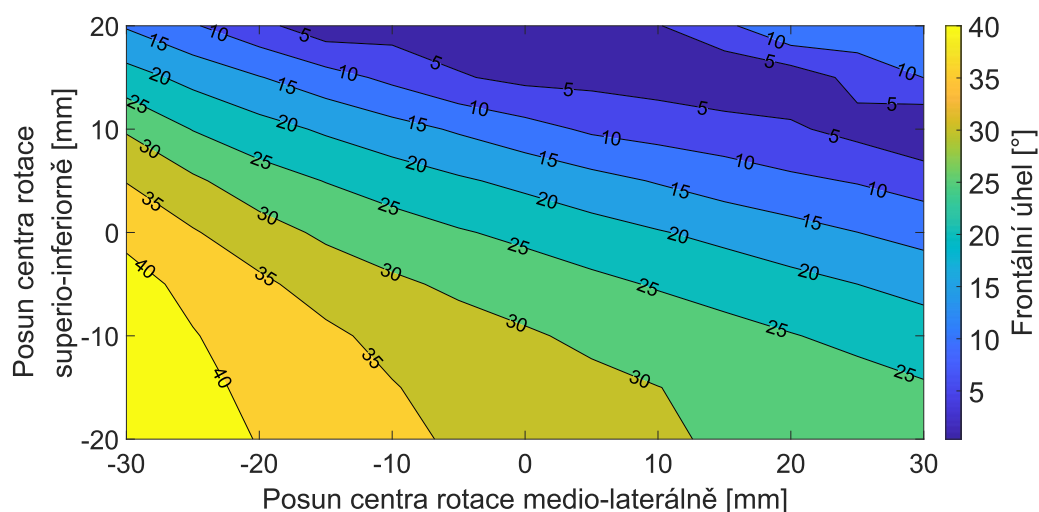
Pro lepší pochopení stability ramenního kloubu jsme určili míru stability ve frontální a transverzální rovině. Ve frontální rovině (superio-inferiorní stabilita) pozorujeme oblast vyšší stability kloubu kolem neutrální polohy. Je možné změnit polohu centra rotace jak mediálně, tak laterálně bez změny stability (Obr. 82). Při laterálním posuvu musí být tento posuv doprovázen posunutím centra rotace inferiorně, a naopak při medializaci hlavičky musí dojít k posuvu superiorně. Tuto oblast stability pozorujeme především při neutrální poloze ruky, se zvyšující se abdukcí ruky se oblast stability posouvá superiorně (Obr. 83). Při úhlu abdukce 70° je oblast stability spojena se superiorním posuvem centra rotace (Obr. 84) (Votava et al. 2019b).



Obr. 82: Velikost frontálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

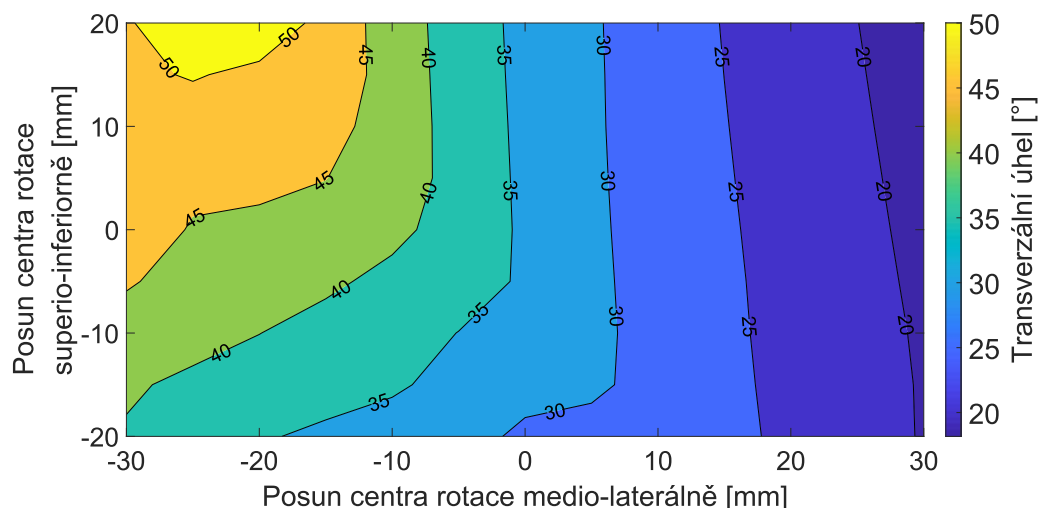


Obr. 83: Velikost frontálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

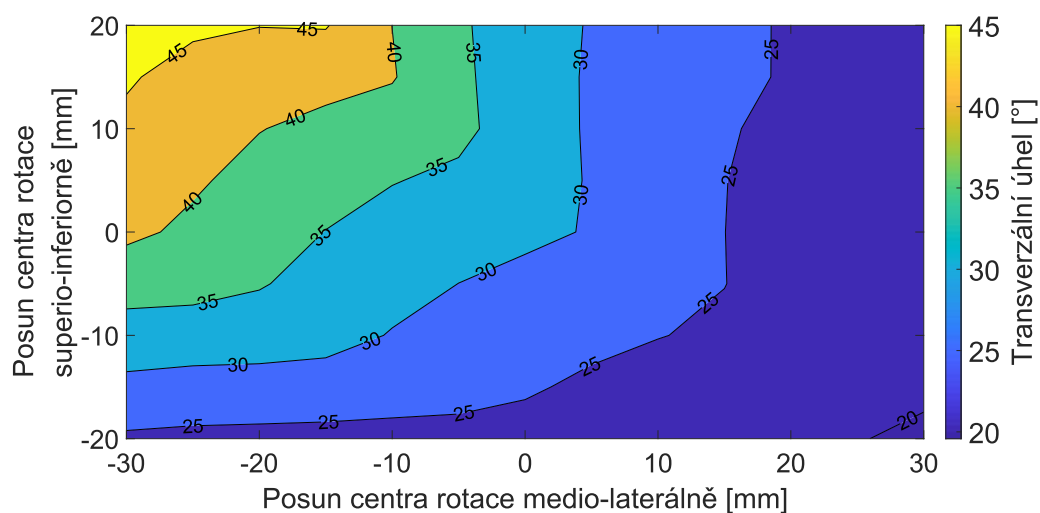


Obr. 84: Velikost frontálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

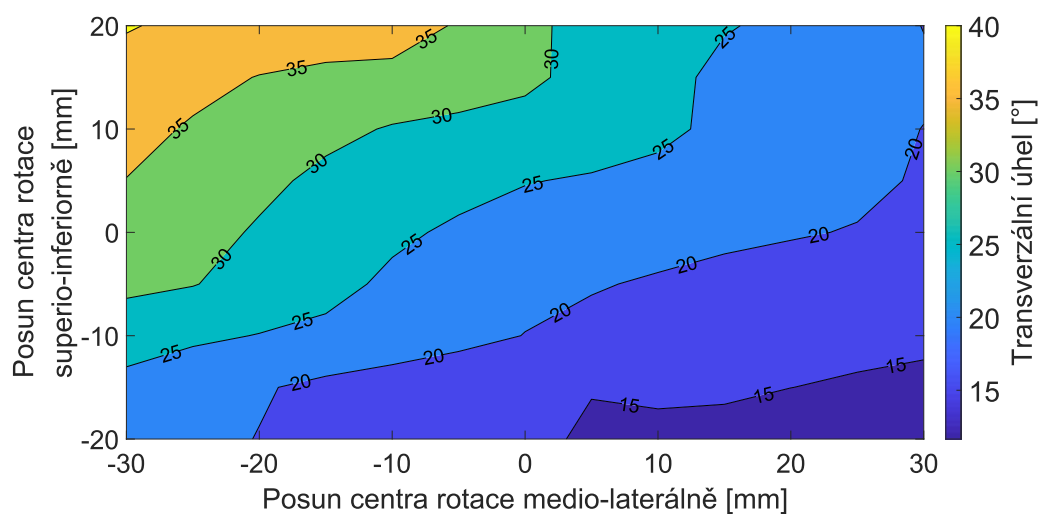
Ramenní kloub má menší stabilitu v antero-posteriorním směru. Podobně jako v případě zatížení kloubu má rozhodující vliv na antero-posteriorní stabilitu medializace centra rotace. Nejmenší stability dosahuje kloub, který má v základním postavení centrum rotace posunuto mediálně a zároveň laterálně (Obr. 85). Při elevaci ramene se snižuje vliv medio-laterálního posuvu s inferiorním posunutím hlavičky (Obr. 86). Při úhlu abdukce 70° je určujícím parametrem antero-posteriorní stability míra posunutí hlavičky superiorně (Obr. 87) (Votava et al. 2019b).



Obr. 85: Velikost transverzálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).

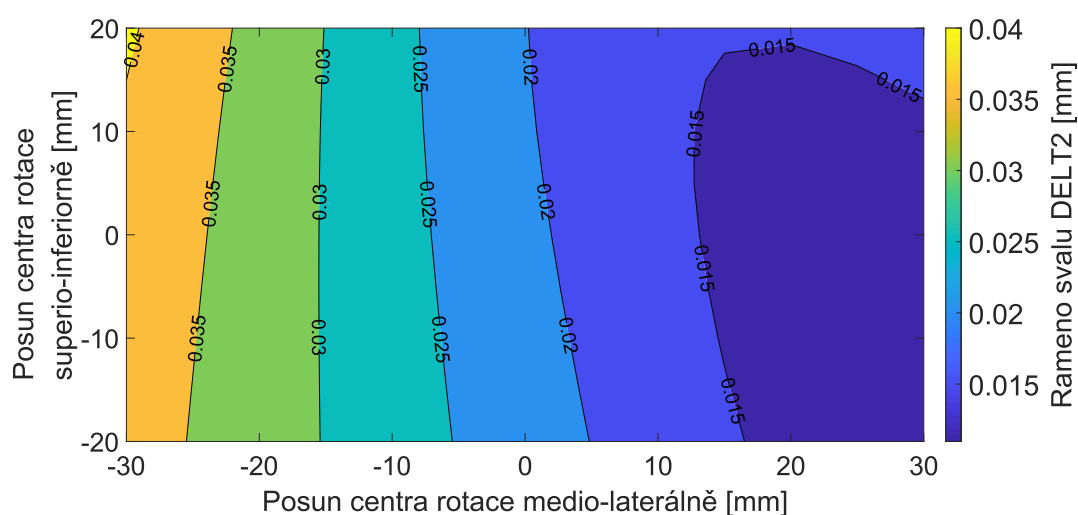


Obr. 86: Velikost transverzálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).

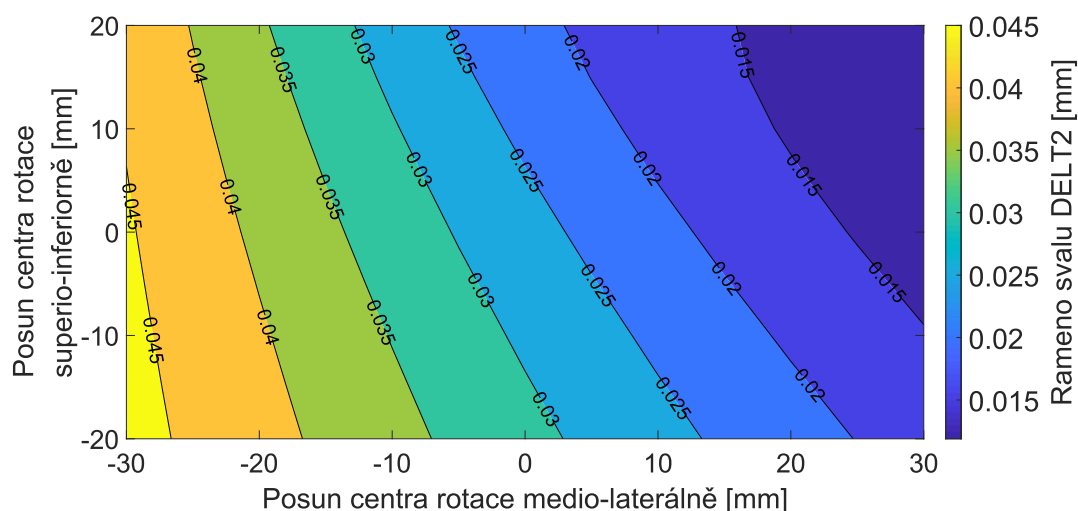


Obr. 87: Velikost transverzálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

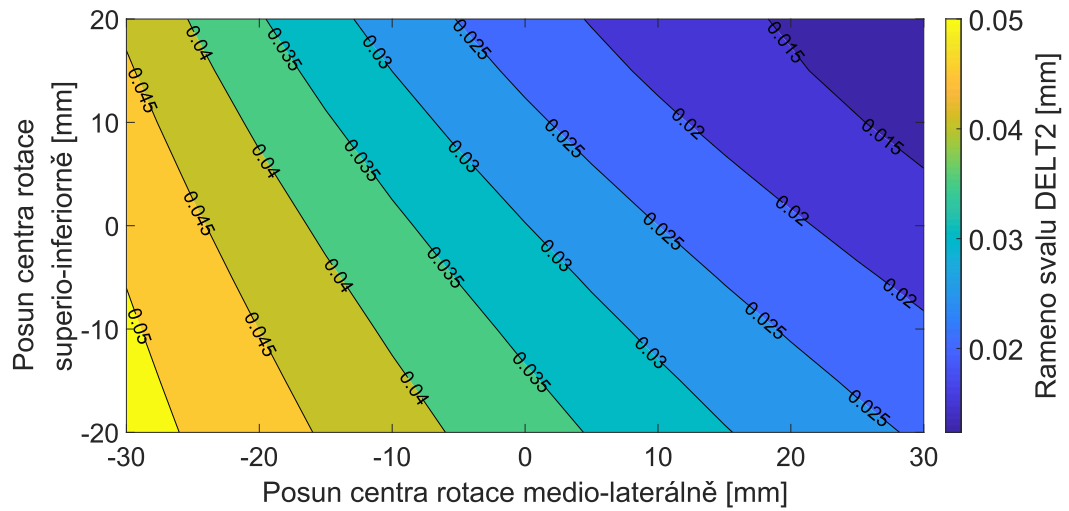
Změna pozice centra rotace primárně ovlivňuje ramena sil jednotlivých svalů, protože dochází ke změně vzdálenosti mezi efektivními odstupy a úpony svalů a středem otáčení ramenního kloubu. Na obr. 88 - obr. 90 jsou znázorněny hodnoty efektivního ramena pro střední část deltového svalu, který je hlavním abduktorem. Lateralizací centra rotace dochází ke snížení účinku střední části deltového svalu na abdukci. Superio-inferiorní posuv má minimální vliv při neutrální poloze paže (Obr. 88). Při vyšší elevaci ramene dochází ke snížení účinku svalu na rotaci, kdy je medializace spojena také s posunem centra rotace superiorně (Obr. 89). Efektivní rameno střední části musculus deltoideus se posunem centra rotace může zmenšit až na 50 % původní hodnoty. Tudiž pro dosažení stejného momentového účinku musí sval vyvinout dvojnásobnou sílu (Obr. 90) (Votava et al. 2019b).



Obr. 88: Rameno momentu síly mediální části deltového svalu (DEL2) pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 10° (Votava et al. 2019b).



Obr. 89: Rameno momentu síly mediální části deltového svalu (DEL2) pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 40° (Votava et al. 2019b).



Obr. 90: Rameno momentu síly mediální části deltového svalu (DELT2) pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

## Diskuse

Glenohumerální kloub poskytuje největší rozsah pohybů ze všech kloubů v lidském těle. Velký rozsah pohybů je umožněn mělkou jamkou kloubu a relativně velkou hlavicí (Terry a Chopp 2000). Tento nepoměr mezi velikostí kloubních ploch podmiňuje anatomickou nestabilitu kloubu. Ke stabilitě kloubu v průběhu pohybu tak musí přispívat také napětí ve svalech a komplexní kinematika pletence horní končetiny (Di Giacomo et al. 2018). Měření kloubních a svalových sil je technicky komplikované a z hlediska etiky nepřípustné u zdravých pacientů. Proto jsme v předložené práci využili metodu matematického modelování svalově-kosterního systému pro odhad zatížení ramenního kloubu a rozložení svalových sil. Matematické modelování nám zároveň umožnilo predikovat výstupy při změně geometrie a kinematiky kloubního spojení.

V první části práce jsme se věnovali posouzení vlivu vstupních podmínek svalově-kosterního modelu ramene na jeho výstupy. Jmenovitě jsme se zabývali modelováním vlivu svalové dynamiky, přesnosti určení odstupu a úponu a modelování dráhy svalu. Většina předešlých studií používá pro výpočet obtáčení definované plochy nebo body obtáčení (Ackland et al. 2012; 2008; Kuechle et al. 1997). V naší práci jsme vytvořili algoritmus (Obr. 35), který umožní určit dráhu svalu přímo z kostní geometrie (Obr. 34). Princip naší metody je podobný jako v práci Desailly a kol. (2010). Rozdíl mezi tímto algoritmem a naším algoritmem je v tom, že původní algoritmus počítá nejkratší dráhu svalu. Při konvexních tvarech to může vést k náhlým změnám znaménka momentu způsobeným změnou dráhy jak ukázali Marsden a Swailes (2008). Zároveň bude algoritmus nejkratší cesty vždy preferovat anatomické struktury ve tvaru kostních zářezů (Zarifi a Stavness 2017). To vede k předpovědi dráhy více svalů přes úzkou anatomickou strukturu což není fyzicky možné. Většina algoritmů obtáčení popsanych v literatuře (Zarifi a Stavness 2017; Desailly et al. 2010; Scholz et al. 2015; Elwell et al. 2018) ukazuje obtáčení jenom jednoho svalu v rámci jednoho kloubu a nedokazuje obecnou použitelnost navrhované metody. Dále tyto algoritmy zanedbávají interakci jednotlivých svalových vrstev. Možné řešení pro deltový sval ukázal Aurbach a kol. (2020) zavedením obtáčení kolem toroidu. Uvedený tvar sice zamezuje kontaktu mezi jednotlivými vlákny deltového svalu, ale funguje jenom pro tento jeden sval a neumožňuje zahrnutí dalších svalů rotátorové manžety. Výhodou našeho algoritmu je uvažování přímé roviny svalů s definovanou interakcí mezi počítaným svalem

a dalšími anatomickými strukturami (Obr. 52). V porovnání s pracemi Zarifi a Stavness (2017) a Scholz a kol. (2015) je náš algoritmus také výpočtově mnohem jednodušší a pracuje přímo na bodech získaných ze segmentace kostí. Námí vyvinutý algoritmus ukazuje, že pro první odhad dráhy svalu je možné využít také body obtáčení (Tab. 10 a Tab. 11). Efektivní odstup a úpon svalu určených nově vyvinutým algoritmem je tak možné jednoduše implementovat do výpočetních programů svalově-kosterních simulací. Tento přístup může výrazně zrychlit a zautomatizovat proces tvorby svalově-kosterních modelů. Zároveň je náš přístup vhodný při analýze specifických klinických problémů pro daného pacienta. Využitím pokročilých automatizovaných metod segmentace obrazu (Wang et al. 2021) je možné přesně získat povrchové body kostní geometrie a vytvořit model specifický pro daného pacienta. Náš algoritmus dále vyžaduje jenom definici bodů odstupu a úponu, které je možné definovat na obecném morfovateľném tvaru kosti (Hraiech et al. 2010).

Standartním přístupem v biomechanice pro modelování svalů je popis dynamiky svalu pomocí tzv. Hillova modelu (Winters 1990). Hillův model vyžaduje určení vlastností kontraktlní jednotky jako je charakteristika síla-délka, síla-aktivace a síla-rychlost. Alternativou je popis svalu jako ideálního generátoru síly. V naší studii jsme zjistili, že pro pomalý pohyb abdukce paže a normální chůzi se výsledky získané s použitím Hillova modelu výrazně neliší od výsledků získaných při modelování svalu jako pružného vlákna. Hillův model svalu odvozuje maximální sílu svalu při dané délce a rychlosti kontrakce od maximální izometrické síly, kterou násobí penalizační funkcí odpovídající fyziologickým vlastnostem svalu (Miller 2018). Při pohybu v ramenním kloubu většina svalů pracuje pod úrovní maximální izometrické síly (Obr. 55). Proto částečné snížení této síly popsané rovnicí (25) nemá velký vliv na samotný výpočet svalové síly, což je znázorněno také na obr. 55. V biomechanických modelech jsou dále parametry Hillova modelu nastaveny stejně pro všechny svaly a zároveň se nemění mezi jednotlivými pacienty (Blümel et al. 2012). Guschlbauer a kol. (2007) ukázal, že jednotlivé svaly vykazují velkou variabilitu ve velikosti generované síly při elektrické stimulaci. Proto je oprávněné se domnívat, že stejnou variabilitu budou vykazovat také jednotlivé svaly rotátorové manžety. Základní parametr svalů, maximální izometrická síla, je určována většinou na základě fyziologické plochy průřezu svalů a specifického svalového napětí. Bamman a kol. (2000) prokázal, že se zvyšující se plochou svalu narůstá také maximální izometrická síla, ale tato závislost má



relativně nízkou korelaci. Různí autoři ve svalově-kosterních modelech ramenního kloubu uvádí široký rozptyl hodnot specifického napětí. Např. Asadi Nikkoyan a kol. (2011) uvádí hodnotu specifického napětí ve výši 1 MPa, obdobně model ramene od autorů Charlton a Johnson (2006) počítá s hodnotou 1 MPa. Na rozdíl od těchto studií Dickerson a kol. (2007) počítá se specifickým napětím 0,7 MPa a Yu a kol. (2011) uvádí specifické napětí jenom 0,33 MPa. Z toho vidíme, že počítání dynamické aktivace svalu není podstatné pro prvotní odhad zatížení kloubu (Obr. 53 a Obr. 54). V případě, že by svaly byly zatěžovány ve velké rychlosti, nebo by bylo nutno počítat s excentrickou kontrakcí svalu není možné Hillův model zanedbat. Protože v naší další analýze jsme se zabývali kvazistatickou rovnováhou v různých polohách paže, můžeme uvažovat sval jako ideální generátor síly.

Základní validací matematického modelu je porovnání předpovídaných svalových a kloubních sil s naměřenými hodnotami. Pro výpočty zatížení ramenního kloubu jsme na základě předešlých studií zvolili model Wu a kol. (2016), který vychází z experimentálních měření fyziologických vlastností svalů horní končetiny. Pro jeho validaci jsme výstupy modelu srovnali s měřením na instrumentované endoprotéze (Bergmann et al. 2011). Trvání pohybu u vybraných pacientů je srovnatelné s námi studovaným pohybem. Z obr. 57 je patrná výborná shoda v první části pohybu u pacientů bez externí zátěže. Předpovídané zatížení se kvalitativně a kvantitativně shoduje s naměřenými daty. I když ve finální části pohybu spadají předpovězené hodnoty do intervalu naměřených hodnot, průběh křivky zatížení vykazuje jinou charakteristiku. To je pravděpodobně způsobeno metodikou měření, při které jsou hodnoceni pacienti po implantaci totální náhrady ramenního kloubu. Při invazivním chirurgickém zásahu implantace dochází k poškození svalů rotátorové manžety, které pak nejsou schopny plné funkce. Standardní metoda náhrady kloubu vyžaduje porušení úponu musculus subscapularis pro získání chirurgického přístupu. I když po operaci dochází ke zhojení svalů, nařezání šlachy a následné hojení může vést k atrofii svalu (Sager et al. 2017). Z obr. 55 je zjevné, že musculus subscapularis je zapojen do studovaného pohybu a jeho absence může znamenat změnu v zatížení kloubu. Matematický model předpovídá vyšší zatížení kloubu při držení břemene (Obr. 57), což je v souladu s naměřenými daty. Validita tohoto srovnání je nižší, protože k dispozici jsme měli jenom data třech pacientů. Zároveň námi určená data zatížení glenohumerálního kloubu spadají do rozsahu dat uváděných v literatuře, viz tab. 1.

Kromě rotačního pohybu v glenohumerálním kloubu přispívá k rozsahu pohybu kinematika pletence horní končetiny. Většina modelů mechaniky ramenního kloubu se spoléhá na kinematiku určenou pomocí invazivních metod (fluoroskopie) nebo na měření pomocí pohybové analýzy, která vede k definici regresních rovnic. Tyto rovnice popisují pohyb lopatky jako funkci polohy paže a jsou získané průměrováním hodnot měřených na zdravé populaci (Xu et al. 2014; Lee et al. 2020). V naší studii jsme na rozdíl od stávajících přístupů popsali scapulo-humerální rytmus parametricky, kde jsme studovali vliv místa přechodu mezi první a druhou fází rytmu na zatížení a stabilitu kloubu. Jak již bylo popsáno v mnoha studiích (Sugamoto et al. 2002; Scibek 2012; Crosbie et al. 2010) (Freedman a Munro 1966; Ben Kibler 1998; Michiels a Grevenstein 1995) zapojení pohybu lopatky do abdukce paže vede ke zvětšení rozsahu pohybu (Obr. 58). Základním pohybem, ze kterého jsme vycházeli byla abdukce popsána v modelu Wu a kol. (2016). Nedostatkem uvedeného modelu je, že poskytuje data abdukce od cca 10°. Polohu lopatky předcházející tomuto úhlu abdukce jsme neznali, a proto jsem ji považovali za konstantní. Kinematika uváděná v modelu Wu a kol. (2016) počítá s výrazně pohyblivější lopatkou než je standardní poměr 2:1 (glenohumerální : scapulohumerální rotace). To může být způsobeno registrací pohybu lopatky z pohybu povrchových markerů při videoanalýze. V naší analýze jsme se proto drželi standardní definice, která je podpořena fluoroskopickým měřením (Kim et al. 2012). Nepohyblivá lopatka v první fázi abdukce je v souladu s obecně přijímaným popisem skapulo-humerálního rytmu (Matsen 1994). De Wilde a kol. (2002) uvádí, že skapulohumerální rytmus přispívá k udržení optimální délky svalů. V naší studii jsme zjistili, že skapulohumerální rytmus nesnižuje zatížení glenohumerálního kloubu, nejnižší zatížení jsme pozorovali při disfunkci polohování lopatky (Obr. 59), což je v klinice považováno za závažnou poruchu funkce (Kibler 2006). Zároveň jsme pozorovali, že zapojení scapulo-humerálního rytmu přispívá ke stabilizaci ramenního kloubu (Obr. 63). Zmenšení frontálního úhlu (Obr. 64) v průběhu pohybu snižuje superiorní posuv hlavice a redukuje riziko subakromiálního impingementu (Jobe 1996). Zároveň jsme ukázali důležitou roli rotátorové manžety při antero-posteriorní stabilizaci glenohumerálního kloubu (Obr. 65). I když je stabilita glenohumerálního kloubu výrazně nižší v antero-posteriorním směru (Matsen 1994), v literatuře chybí informace o mechanismech udržování stability. Při elevaci paže bez zátěže a se zátěží působí svalové síly směrem do centra glenoidu a přispívají k rovnoměrnému přenosu zatížení přes glenohumerální kloub. Dosavadní literatura (Cutts

et al. 2009; Turkel et al. 1981) zdůrazňuje roli pasivních struktur v antero-posteriorní stabilizaci. Naše studie poukazují na důležitou roli rotátorové manžety. Závěry této studie mohou mít využití při modifikaci terapie pacientů s rekurentní dislokací ramene.

Jak již bylo ukázáno v předcházejících částech naší studie, je zapojení svalů rotátorové manžety klíčové pro dosažení stability ramenního kloubu při abdukci. Na základě elektromyografických měření a klinických studií, je možné svaly rozdělit do dvou skupin: tzv. fázické a tonické svaly (d'Avella et al. 2008). Tonické svaly zabezpečují stabilitu a kdysi byly označovány také jako svaly posturální. Tyto svaly mají predispozici ke spasticitě při přetěžování. Na rozdíl od nich fázické svaly se využívají v dynamickém pohybu a při nedostatečném zatížení dochází k jejich atrofii. Zatímco je role tonických a fázických svalů dobře popsána pro páteř a dolní končetinu, je rozdělení svalů rotátorové manžety do těchto dvou skupin zatím nejasné (Ellenbecker et al. 2020). Podle zastoupení jednotlivých druhů svalových vláken (rychlá svalová vlákna ve fázických svalech a pomalá svalová vlákna v tonických svalech) se jeví, že svaly rotátorové manžety plní obě funkce, protože obsahují smíšené zastoupení jednotlivých vláken, např. supraspinatus obsahuje 54% pomalých vláken a subscapularis obsahuje 38 % pomalých svalových vláken (Lovering a Russ 2008). Z toho plyne, že svaly rotátorové manžety jsou náchylné, jak ke zkracování, tak k ochabnutí, proto jsme v naší studii ověřili vliv spasticity a atrofie na zatížení a stabilitu ramenního kloubu. Zjistili jsme, že primárním faktorem zvyšujícím zatížení ramenního kloubu je spasticita určitých svalů (Obr. 66). Spastickou deformitu ramene můžeme pozorovat u pacientů s poruchou činnosti motorických neuronů. Literatura uvádí, že primárně bývají postižené svaly pectoralis major, latissimus dorsi, teres major a subscapularis (Fahrenkopf a Rhee 2022). Naše analýza ukazuje, že tyto svaly výrazně nepřetěžují ramenní kloub (Obr. 66), ale zásadním způsobem kompromitují stabilitu ramenního kloubu v transverzální rovině (Obr. 70). Protože ramenní kloub má vrozeně nižší stabilitu anteroposteriorně (Matsen 1994) může naše analýza vysvětlit proč u pacientů se spastickou deformitou ramene dochází k subluxaci ramene. Bylo zjištěno, že u hemiparetických pacientů po mrtvici dochází k dislokaci ramene až v 80 % případů (Arya et al. 2018). Numerická simulace rozložení svalových sil ukazuje, že při spasticitě jednoho svalu dochází k přetížení také okolních svalů (Obr. 72 a Obr. 73). Tento jev můžeme vysvětlit s uvážením neutralizačních funkcí svalu (Whiting 2019). Přetížený sval způsobuje rotaci ve více než jedné anatomické

rovině. Aktivace dalších svalů je nutná pro kompenzaci nežádoucích složek momentů síly. Proto klinické studie nikdy nemluví o zvýšení tonu jednoho svalu, ale o změně svalové koaktivace funkčních skupin (Seruya a Johnson 2016). Z pohledu rehabilitace a terapie by tak bylo vhodné identifikovat primární sval způsobující spasticitu a cíleným zásahem, např. injekcí botulotoxinu (Hou et al. 2015), způsobit jeho relaxaci. Biomechanická analýza v kombinaci s funkčním vyšetřením ramene tak může přímo zacílit terapii na vybraný sval a tím zvýšit účinnost terapeutického zásahu.

Atrofie jednoho svalu zásadně neovlivňuje zatížení ramenního kloubu ani jeho stabilitu, protože rotátorová manžeta je z pohledu mechaniky staticky přeuročitou soustavou a výpadek jednoho svalu mohou efektivně nahradit další svaly. Naše zjištění podporuje klinicky ověřený fakt, že implantace totální náhrady ramenního kloubu, při které dochází k omezené resekci vybraných svalů nemusí vést k zásadnímu omezení funkčnosti glenoidálního kloubu (Sager et al. 2017). Při omezení funkčnosti více svalů tyto závěry již platit nemusí, protože není možno předpokládat, že řízení svalově-kosterního systému se bude chovat lineárně. Proto je platnost našich závěrů omezená na lokalizované poškození jednoho svalu a není možné ji extrapolovat pro poškození celé funkční skupiny.

Ramenní kloub je z morfologického hlediska poměrně variabilní (Dey et al. 2018). Můžeme pozorovat rozdíly ve velikosti hlavice humeru a tvaru a velikosti glenoidální jamky (Bokor et al. 1999). Tyto rozdíly ovlivňují centrum rotace glenoidálního kloubu. Ke změně centra rotace dochází cíleně při implantaci reverzní náhrady ramenního kloubu (Saltzman et al. 2010). Posunutím centra rotace mediálně se zvýší rameno deltového svalu a tímlepší jeho účinek v abdukci v porovnání s nativní geometrií ramenního kloubu (Roche 2022). Tyto základní předpoklady byly potvrzeny také v našem modelu (Obr. 76 – Obr. 78 a Obr. 88 – Obr. 90). Dosavadní literatura se věnuje především MKP analýzám náhrady kloubu, případně řeší medio-laterální posuv (Kontaxis a Johnson 2009). Ukázali jsme, že kromě posuvu mediálně je nutno zohlednit také superiorní posuv centra rotace, zejména při větších úhlech elevace ramene (Obr. 78). Přínosem naší práce je komplexní posouzení vlivu změny centra rotace na stabilitu kloubu. Medializace centra rotace principiálně neumožní zabezpečení stabilního kloubu ve všech stupních rotace (Obr. 82 – Obr. 84). S přihlédnutím na hodnoty zatížení kloubu (Obr. 57), kde k většímu zatížení dochází při velkém úhlu abdukce paže, predikujeme nejvyšší stabilitu pro medio-superiorní pozici centra rotace.

Vyšší stability by bylo možné docílit použitím hlubší jamky, která by ale vedla ke snížení rozsahu pohybu ramenního kloubu (Harman et al. 2005).

V naší práci jsme se zabývali modelováním mechaniky glenohumerálního kloubu. Závěry našich studií jsou limitovány přijatými předpoklady a dostupností experimentálních a klinických dat. Pohyb pletence ramenního kloubu jsme převzali z dostupných zdrojů (Wu et al. 2016). Předpokládali jsme, že provázání pohybů v glenohumerálním, akromioklavikulárním a sternoklavikulárním kloubu je funkcí elevace glenohumerálního kloubu. Tyto pohyby mohou být změněny při změně pohybu lopatky, nebo při nerovnoměrné aktivaci jednotlivých svalů. Předpokládáme, že uvedené změny výrazně neovlivní predikované zatížení a stabilitu glenohumerálního kloubu, protože k primárnímu pohybu v abdukci dochází především v glenohumerálním kloubu, který modelujeme exaktně. Pro simulace jsme využili polohu a funkční charakteristiky svalových aktuátorů určených pro jednoho pacienta. Podobně byly určeny body obtáčení jednotlivých svalů. Protože svalově-kosterní geometrie se výrazně liší mezi pacienty, můžeme předpokládat, že se bude lišit také míra aktivace svalových skupin a zatížení kloubu. To je možné pozorovat také na obr. 57 v rozptylu experimentálních hodnot zatížení měřených pomocí instrumentované endoprotézy. Z daného důvodu výrazně nekomentujeme absolutní velikost síly v kloubu, nebo absolutní velikosti zatížení jednotlivých svalů a při interpretaci výsledků jsme se zaměřili na kvalitativní posouzení. Matematické modelování na daném svalově-kosterním modelu tak může pomoci k pochopení principů funkce ramene, např. vysvětlení role scapulo-humerálního rytmu v antero-posteriorní stabilizaci ramenního kloubu (Obr. 65). Pro naši analýzu jsme si vybrali pohybu upažení, jako reprezentativního pohybu ramene. K výběru daného pohybu nás vedla také dostupnost experimentálních dat zatížení a tím možnost verifikace našeho modelu. Při každodenní aktivitě jsou pohyby v ramenním kloubu více variabilní. Do budoucna by bylo vhodné posoudit zatížení a stabilitu také pro další pohyby. Změnu schopnosti svalů generovat sílu jsme modelovali určením horní a dolní hranice svalové síly v optimalizačním problému, přičemž v tomto rozsahu sval pracoval jako fyziologický aktuátor. Můžeme předpokládat, že při poruše inervace svalu (při spastické kontrakci) sval nebude vykonávat svou běžnou funkci v plném rozsahu. Protože pro popis změněné silové charakteristiky svalu nám chybí experimentální data, vycházeli jsme z původních Hillových experimentů (Hill 1950) a námi uvažovaná

spasticita je zvýšením zatížení v sériovém elastickém elementu. Pro lepší simulaci spasticity svalu by bylo vhodné posoudit také změnu v kontraktilním elementu. Matematické modelování nám umožnilo simulovat změnu centra rotace, ke které běžně dochází při implantaci anatomické a reverzní náhrady ramenního kloubu (Kontaxis a Johnson 2009). součástí implantace náhrady je také resekce proximální části pažní kosti. Implantací náhrady není vždy dosaženo stejné pozice resekované části vůči centru rotace v porovnání s nativním kloubem. Změnou polohy odstupů a úponů dojde ke změně vektorů svalových sil a tím také ke změně jejich efektivních ramen. Změnu geometrie svalově-kosterního systému pažní kosti spojenou se změnou rotace jsme v naší studii zanedbali, z důvodu nedostatečných klinických dat. Tímto problémem by bylo vhodné se zabývat v budoucnu.

Naše práce poukázala na důležitost posouzení stability ramene nejen ve frontální, ale také v transversální rovině. Naše výsledky mohou vést k optimalizaci konstrukce náhrady ramenního kloubu nebo ke zlepšení chirurgického postupu a následné rehabilitace. Pro správnou činnost ramene jako celku nestačí jenom obnovení hybnosti v glenohumerálním kloubu, ale je nutno se zabývat funkcí lopatky. Jenom správné propojení pohybů vede k dostatečnému rozsahu pohybů bez přetěžování ramenního kloubu. V budoucnu by bylo vhodné, kdyby se svalové modely pro daného pacienta nekonstruovali škálováním dosavadních modelů, ale tvořili přímo z CT nebo MR dat. Automatizovaná tvorba svalových modelů vyžaduje extenzivní zahrnutí metod zpracování obrazu a počítačové grafiky do biomechanického modelování.

## Závěr

Cílem práce bylo pomocí matematického modelu určit stabilitu (Votava et al. 2019b) a zatížení glenohumerálního kloubu (Votava et al. 2019a; 2019c). Model byl verifikován srovnáním výsledků z experimentálních měření, které ukázali dobrou shodu (Votava et al. 2019c). Na základě analýzy volby svalového modelu jsme prokázali, že pro statickou inverzní úlohu pomalého pohybu postačuje modelování svalu jako ideálního generátoru síly (Votava et al. 2017a). Vytvořili jsme původní algoritmus obtáčení svalů s využitím přímé geometrie kostí. Prokázali jsme, že dosavadní modely podhodnocují efektivní ramena momentů sil povrchových svalů rotátorové manžety (Votava et al. 2017a; 2017b). Ukázali jsme, že ramena momentů sil jsou ovlivněna také subjektivním přístupem hodnotitele při definici kvantitativní geometrie jednotlivých svalů (Votava et al. 2023). Nicméně tato variabilita signifikantně neovlivní výslednou sílu zatížení kloubu.

Podstatným přínosem práce je komplexní posouzení vlivu kinematiky, geometrie kloubu a rozložení svalových sil na stabilitu glenohumerálního spojení (Votava et al. 2019b). Vzájemné provázání rotace lopatky a elevace ramene (scapulo-humerální rytmus) významně zvětšuje rozsah pohybu (Votava et al. 2019c). Na rozdíl od informací uvedených v literatuře jsme ukázali, že scapulo-humerální rytmus zásadně nezlepšuje stabilitu kloubu ve frontální rovině. Zapojení lopatky ale zlepšuje stabilitu v transverzální rovině, ve které je kloub přirozeně nestabilní. Pro stabilitu ramenního kloubu je klíčové zapojení svalů rotátorové manžety. Prokázali jsme, že spasticita některých svalů zásadním způsobem kompromituje stabilitu kloubu a vede také k výraznému zvýšení zátěže glenoidu. Na druhé straně atrofie jednoho svalu je efektivně kompenzována bez narušení stability nebo zvýšení zátěže. Identifikovali jsme oblast možného pohybu centra rotace, při které nedochází k narušení stability. Z naší analýzy plyne, že neexistuje pozice centra rotace, která by zachovala stabilitu ve frontální a transverzální rovině a zároveň nezvýšila zatížení kloubu (Votava et al. 2019b).

Modely a algoritmy navržené v práci je možné využít pro vývoj dalších svalově-kosterních modelů. Analýza ramenního kloubu poskytla závěry přímo použitelné v klinické praxi při plánování chirurgických zákroků nebo fyzioterapii kloubu. Např. analýza centra rotace je přímo využitelná pro optimalizaci reverzní náhrady ramenního kloubu

a identifikace kritických spastických svalů může vést k návrhu vhodných léčebných metod zaměřených na dané svaly.



## Seznam publikací

ACKERMAN, M. J., 1999. The Visible Human Project: a resource for education. *Academic Medicine: Journal of the Association of American Medical Colleges* [online]. **74**(6), 667–670. ISSN 1040-2446. Dostupné z: doi:10.1097/00001888-199906000-00012

ACKERMAN, Michael J., 2016. The visible human project®: From body to bits. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference* [online]. **2016**, 3338–3341. ISSN 2694-0604. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2016.7591442

ACKLAND, David C., Yi-Chung LIN a Marcus G. PANDY, 2012. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle–tendon properties: A Monte-Carlo analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. **45**(8), 1463–1471. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.023

ACKLAND, David C., Ponnaren PAK, Martin RICHARDSON a Marcus G. PANDY, 2008. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of Anatomy* [online]. **213**(4), 383–390. ISSN 1469-7580. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x

ACKLAND, David C., Sasha ROSHAN-ZAMIR, Martin RICHARDSON a Marcus G. PANDY, 2011. Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. **29**(12), 1850–1858. ISSN 1554-527X. Dostupné z: doi:10.1002/jor.21437

ADAMEC, Jiri, Karel JELEN, Petr KUBOVY, Frantisek LOPOT a Erich SCHULLER, 2010. Forensic Biomechanical Analysis of Falls from Height Using Numerical Human Body Models\*. *Journal of Forensic Sciences*. **55**(6), 1615. ISSN 0022-1198.

ALLEN, Steven C., Russell S. VANDERWILDE a Peter A. HUIJBREGTS, 2011. Glenohumeral instability. In: *Neck and Arm Pain Syndromes* [online]. B.m.: Elsevier, s. 234–248 [vid. 2023-04-14]. ISBN 978-0-7020-3528-9. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-7020-3528-9.00017-0

ANDERSON, F. C. a M. G. PANDY, 2001. Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. **123**(5), 381–390. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.1392310

ANDERSON, Frank C. a Marcus G. PANDY, 1999. A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **2**(3), 201–231. ISSN 1476-8259. Dostupné z: doi:10.1080/10255849908907988

ANGLIN, C, U P WYSS a D R PICHORA, 2000. Glenohumeral contact forces. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. **214**(6), 637–644. ISSN 0954-4119, 2041-3033. Dostupné z: doi:10.1243/0954411001535660

ARYA, Kamal Narayan, Shanta PANDIAN a Vinod PURI, 2018. Rehabilitation methods for reducing shoulder subluxation in post-stroke hemiparesis: a systematic review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. **25**(1), 68–81. ISSN 1945-5119. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2017.1383712

ASADI NIKOOYAN, A., H. E. J. VEEGER, E. K. J. CHADWICK, M. PRAAGMAN a F. C. T. VAN DER HELM, 2011. Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow.

*Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. **49**(12), 1425–1435. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-011-0839-7

AUDENAERT, A. a E. AUDENAERT, 2008. Global optimization method for combined spherical–cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. **92**(1), 8–19. ISSN 0169-2607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2008.05.005

AUDENAERT, E. A., V. KHANDUJA, C. BAUWENS, T. VAN HOOF, C. PATTYN a G. STEENACKERS, 2019. A discrete element model to predict anatomy of the psoas muscle and path of the tendon: Design implications for total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* [online]. **70**, 186–191. ISSN 1879-1271. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.09.004

AURBACH, M., J. ŠPIČKA, F. SÜSS, J. VYCHYTIL, L. HAVELKOVÁ, T. RYBA a S. DENDORFER, 2020. Torus obstacle method as a wrapping approach of the deltoid muscle group for humeral abduction in musculoskeletal simulation. *Journal of Biomechanics* [online]. **109**, 109864. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109864

BAMMAN, M M, B R NEWCOMER, D E LARSON-MEYER, R L WEINSIER a G R HUNTER, 2000. Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. *Medicine and science in sports and exercise* [online]. **32**(7), 1307–1313. ISSN 1530-0315. Dostupné z: doi:10.1097/00005768-200007000-00019

BEN KIBLER, W., 1998. The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **26**(2), 325–337. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/03635465980260022801

BERGMANN, G., F. GRAICHEN, A. BENDER, M. KÄÄB, A. ROHLMANN a P. WESTERHOFF, 2007. In vivo glenohumeral contact forces—Measurements in the first patient 7 months postoperatively. *Journal of Biomechanics* [online]. **40**(10), 2139–2149. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.037

BERGMANN, G., F. GRAICHEN, A. BENDER, A. ROHLMANN, A. HALDER, A. BEIER a P. WESTERHOFF, 2011. In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *Journal of Biomechanics* [online]. **44**(8), 1543–1552. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2011.02.142

BIGLIANI, Louis U., Rajeev KELKAR, Evan L. FLATOW, Roger G. POLLOCK a Van C. MOW, 1996. Glenohumeral Stability: Biomechanical Properties of Passive and Active Stabilizers. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. **330**, 13. ISSN 0009-921X.

BLEMKER, Silvia S., Deanna S. ASAKAWA, Garry E. GOLD a Scott L. DELP, 2007. Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **25**(2), 441–451. ISSN 1522-2586. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.20805

BLEMKER, Silvia S. a Scott L. DELP, 2005. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. **33**(5), 661–673. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-005-1433-7

BLÜMEL, Marcus, Scott L. HOOPER, Christoph GUSCHLBAUER, William E. WHITE a Ansgar BÜSCHGES, 2012. Determining all parameters necessary to build Hill-type muscle models from

experiments on single muscles. *Biological cybernetics* [online]. **106**(10), 543–558. ISSN 0340-1200. Dostupné z: doi:10.1007/s00422-012-0531-5

BOKOR, D. J., M. D. O'SULLIVAN a G. J. HAZAN, 1999. Variability of measurement of glenoid version on computed tomography scan. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **8**(6), 595–598. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/s1058-2746(99)90096-4

BORGA, Magnus, Janne WEST, Jimmy D. BELL, Nicholas C. HARVEY, Thobias ROMU, Steven B. HEYMSFIELD a Olof DAHLQVIST LEINHARD, 2018. Advanced body composition assessment: from body mass index to body composition profiling. *Journal of Investigative Medicine: The Official Publication of the American Federation for Clinical Research* [online]. **66**(5), 1–9. ISSN 1708-8267. Dostupné z: doi:10.1136/jim-2018-000722

BROCHARD, Sylvain, Mathieu LEMPEREUR a Olivier RÉMY-NÉRIS, 2011. Double calibration: An accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. **44**(4), 751–754. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.11.017

BUECHEL, Frederick F., Michael J. PAPPAS a Anthony F. DEPALMA, 1978. "Floating-socket" total shoulder replacement: Anatomical, biomechanical, and surgical rationale. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. **12**(1), 89–114. ISSN 1097-4636. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820120109

BUCHANAN, Thomas S., David G. LLOYD, Kurt MANAL a Thor F. BESIER, 2004. Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command. *Journal of applied biomechanics*. **20**(4), 367–395. ISSN 1065-8483.

BÜCHLER, P., N. A. RAMANIRAKA, L. R. RAKOTOMANANA, J. P. IANNOTTI a A. FARRON, 2002. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics* [online]. **17**(9), 630–639. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(02)00106-7

CAILLIER, R, 2004. *The Illustrated Guide to Functional Anatomy of the Musculoskeletal System: 9781579474089: Medicine & Health Science Books @ Amazon.com* [online]. B.m.: American Medical Association [vid. 2023-04-01]. Dostupné z: <https://www.amazon.com/illustrated-Functional-Anatomy-Musculoskeletal-System/dp/157947408X>

CLAUSER, C. E., J. T. MC CONVILLE a J. W. YOUNG, 1969. *Weight, volume, and center of mass of segments of the human body* [online]. AMRL-TR-69-70. [vid. 2023-04-14]. Dostupné z: <https://ntrs.nasa.gov/citations/19700027497>

CODMAN, Ernest Amory, 1934. *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa*. Boston, Massachusetts: T. Todd Company, printers.

CROSBIE, Jack, Sharon L. KILBREATH a Elizabeth DYLKE, 2010. The kinematics of the scapulae and spine during a lifting task. *Journal of Biomechanics* [online]. **43**(7), 1302–1309. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.024

CROWNINSHIELD, Roy D. a Richard A. BRAND, 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* [online]. **14**(11), 793–801. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(81)90035-X

- CUTTS, Steven, Mark PREMPEH a Steven DREW, 2009. Anterior Shoulder Dislocation. *Annals of The Royal College of Surgeons of England* [online]. **91**(1), 2–7. ISSN 0035-8843. Dostupné z: doi:10.1308/003588409X359123
- DANIEL, Matej, 2011. Role of optimization criterion in static asymmetric analysis of lumbar spine load. *Wiener Medizinische Wochenschrift (1946)* [online]. **161**(19–20), 477–485. ISSN 1563-258X. Dostupné z: doi:10.1007/s10354-011-0904-8
- DANIEL, Matej, Ales IGLIC, Veronika KRALJ-IGLIC a Svatava KONVICKOVÁ, 2005. Computer system for definition of the quantitative geometry of musculature from CT images. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **8**(1), 25–29. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255840512331388083
- D'AVELLA, Andrea, Laure FERNANDEZ, Alessandro PORTONE a Francesco LACQUANITI, 2008. Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed. *Journal of Neurophysiology* [online]. **100**(3), 1433–1454. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.01377.2007
- DE WILDE, L, E AUDENAERT, E BARBAIX, A AUDENAERT a K SOUDAN, 2002. Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: a computerised study. *Clinical Biomechanics* [online]. **17**(7), 499–505. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(02)00065-7
- DELP, Scott L., Frank C. ANDERSON, Allison S. ARNOLD, Peter LOAN, Ayman HABIB, Chand T. JOHN, Eran GUENDELMAN a Darryl G. THELEN, 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering* [online]. **54**(11), 1940–1950. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2007.901024
- DELP, S.L., J.P. LOAN, M.G. HOY, F.E. ZAJAC, E.L. TOPP a J.M. ROSEN, 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **37**(8), 757–767. ISSN 1558-2531. Dostupné z: doi:10.1109/10.102791
- DEMPSTER, W. T., 1965. MECHANISMS OF SHOULDER MOVEMENT. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. **46**, 49–70. ISSN 0003-9993.
- DESAILLY, Eric, Philippe SARDAIN, Nejib KHOURI, Daniel YEPREMIAN a Patrick LACOUTURE, 2010. The convex wrapping algorithm: A method for identifying muscle paths using the underlying bone mesh. *Journal of Biomechanics* [online]. **43**(13), 2601–2607. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.05.005
- DEY, Roopam, Steven ROCHE, Theo ROSCH, Tinashe MUTSVANGWA, Johan CHARILAOU a Sudesh SIVARASU, 2018. Anatomic variations in glenohumeral joint: an interpopulation study. *JSES Open Access* [online]. **2**(1), 1–7. ISSN 2468-6026. Dostupné z: doi:10.1016/j.jses.2017.11.007
- DI GIACOMO, Giovanni, Luigi PISCITELLI a Mattia PUGLIESE, 2018. The role of bone in glenohumeral stability. *EFORT Open Reviews* [online]. **3**(12), 632–640. ISSN 2058-5241. Dostupné z: doi:10.1302/2058-5241.3.180028
- DICKERSON, Clark R., Don B. CHAFFIN a Richard E. HUGHES, 2007. A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **10**(6), 389–400. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255840701592727

DOUGHERTY, Edward R., 1992. *An Introduction to Morphological Image Processing*. Bellingham, Wash., USA: SPIE Optical Engineering Press. Tutorial texts in optical engineering. ISBN 978-0-8194-0845-7.

DUL, J., 1988. A biomechanical model to quantify shoulder load at the work place. *Clinical Biomechanics* [online]. **3**(3), 124–128. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/0268-0033(88)90057-5

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Funkční anatomie* [online] [vid. 2023-04-01]. Dostupné z: [https://www.gradac.cz/funkcni-anatomie-6064/?gclid=CjwKCAjwrJ-hBhB7EiwAuyBVXV29HHMdV45SCPTwLD2GMnYcJ40fT60ePmTdiTBfmh-cJONaTrXpLxoCsocQAvD\\_BwE](https://www.gradac.cz/funkcni-anatomie-6064/?gclid=CjwKCAjwrJ-hBhB7EiwAuyBVXV29HHMdV45SCPTwLD2GMnYcJ40fT60ePmTdiTBfmh-cJONaTrXpLxoCsocQAvD_BwE)

EDELSBRUNNER, H., D. KIRKPATRICK a R. SEIDEL, 1983. On the shape of a set of points in the plane. *IEEE Transactions on Information Theory* [online]. **29**(4), 551–559. ISSN 1557-9654. Dostupné z: doi:10.1109/TIT.1983.1056714

EDELSBRUNNER, Herbert a Ernst P. MÜCKE, 1994. Three-dimensional alpha shapes. *ACM Transactions on Graphics* [online]. **13**(1), 43–72. ISSN 0730-0301. Dostupné z: doi:10.1145/174462.156635

ELLENBECKER, Todd, Scott DICKENSON, Susan MERRIMAN, Ted SUEYOUSHI, Tad PIECZYNSKI a David BAILIE, 2020. PERCEIVED SELF-REPORT OF EFFORT DURING ROTATOR CUFF & SCAPULAR REHABILITATIVE EXERCISE IN PATIENTS AFTER SHOULDER SURGERY. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **15**, 703–711. Dostupné z: doi:10.26603/ijsp20200703

ELWELL, Josie A., George S. ATHWAL a Ryan WILLING, 2018. Development and Validation of a Muscle Wrapping Model Applied to Intact and Reverse Total Shoulder Arthroplasty Shoulders. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* [online]. **36**(12), 3308. Dostupné z: doi:10.1002/jor.24131

ENGIN, A. E. a S.-M. CHEN, 1986. Statistical Data Base for the Biomechanical Properties of the Human Shoulder Complex—I: Kinematics of the Shoulder Complex. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. **108**(3), 215–221. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.3138605

ENGIN, A. E. a S. T. TÜMER, 1989. Three-dimensional kinematic modelling of the human shoulder complex--Part I: Physical model and determination of joint sinus cones. *Journal of Biomechanical Engineering*. **111**(2), 107–112. ISSN 0148-0731.

ENGÍN, AléErkan, 1980. On the biomechanics of the shoulder complex. *Journal of Biomechanics* [online]. **13**(7), 575–590. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(80)90058-5

ESCAMILLA, Rafael F., Kyle YAMASHIRO, Lonnie PAULOS a James R. ANDREWS, 2009. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* [online]. **39**(8), 663–685. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200939080-00004

FAHRENKOPF, Matthew P. a Peter C. RHEE, 2022. Surgical Management of Spastic Shoulder Deformities in Adult Patients. *The Journal of Hand Surgery* [online]. **47**(9), 906.e1-906.e9. ISSN 0363-5023. Dostupné z: doi:10.1016/j.jhsa.2022.03.023

- FARKAS, Leslie G., 1996. Accuracy of Anthropometric Measurements: Past, Present, and Future. *The Cleft Palate Craniofacial Journal* [online]. **33**(1), 10–22. ISSN 1055-6656. Dostupné z: doi:10.1597/1545-1569\_1996\_033\_0010\_aoampp\_2.3.co\_2
- FARMER, Kevin W., Masaru HIGA, Scott A. BANKS, Chih-Chiang CHANG, Aimee M. STRUK a Thomas W. WRIGHT, 2020. Intraoperative measurements of reverse total shoulder arthroplasty contact forces. *Journal of Experimental Orthopaedics* [online]. **7**(1), 98. ISSN 2197-1153. Dostupné z: doi:10.1186/s40634-020-00311-0
- FILIPPESCHI, Alessandro, Norbert SCHMITZ, Markus MIEZAL, Gabriele BLESER, Emanuele RUFFALDI a Didier STRICKER, 2017. Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion. *Sensors* [online]. **17**(6), 1257. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s17061257
- FLORES-HERNANDEZ, Cesar, Ilan ESKINAZI, Heinz R. HOENECKE a Darryl D. D'LIMA, 2019. Scapulothoracic rhythm affects glenohumeral joint force. *JSES Open Access* [online]. **3**(2), 77–82. ISSN 24686026. Dostupné z: doi:10.1016/j.jses.2019.03.004
- FRANKLE, Mark, Scott MARBERRY a Derek PUPELLO, ed., 2016. *Reverse Shoulder Arthroplasty: Biomechanics, Clinical Techniques, and Current Technologies* [online]. Cham: Springer International Publishing [vid. 2023-03-26]. ISBN 978-3-319-20839-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-20840-4
- FREEDMAN, Leonard a Robert R. MUNRO, 1966. Abduction of the Arm in the Scapular Plane: Scapular and Glenohumeral Movements: A ROENTGENOGRAPHIC STUDY. *JBJS*. **48**(8), 1503. ISSN 0021-9355.
- FUKUNAGA, T., M. MIYATANI, M. TACHI, M. KOUZAKI, Y. KAWAKAMI a H. KANEHISA, 2001. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. **172**(4), 249–255. ISSN 1365-201X. Dostupné z: doi:10.1046/j.1365-201x.2001.00867.x
- FULÍN, Petr, Martin KYSILKO, David POKORNÝ, Radek PADR, Nikola KASPŘÍKOVÁ, Ivan LANDOR a Antonin SOSNA, 2017. Study of the variability of scapular inclination and the glenoid version - Considerations for preoperative planning: Clinical-radiological study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **18**. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-016-1381-4
- FUSS, Franz Konstantin, 2013. Instrumentation of Sports Equipment. In: *Routledge Handbook of Sports Technology and Engineering*. B.m.: Routledge. ISBN 978-0-203-85103-6.
- GALBUSERA, Fabio, Andrea CINA, Matteo PANICO, Domenico ALBANO a Carmelo MESSINA, 2020. Image-based biomechanical models of the musculoskeletal system. *European Radiology Experimental* [online]. **4**, 49. ISSN 2509-9280. Dostupné z: doi:10.1186/s41747-020-00172-3
- GARNER, B. A. a M. G. PANDY, 2001. Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **4**(2), 93–126. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255840008908000
- GARNER, BRIAN A. a MARCUS G. PANDY, 2000. The Obstacle-Set Method for Representing Muscle Paths in Musculoskeletal Models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **3**(1), 1–30. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255840008915251

- GARNER, Brian A. a Marcus G. PANDY, 2003. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. **31**(2), 207–220. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1114/1.1540105
- GERMANETTI, Filippo, Dario FIUMARELLA, Giovanni BELINGARDI a Alessandro SCATTINA, 2022. Injury Criteria for Vehicle Safety Assessment: A Review with a Focus Using Human Body Models. *Vehicles* [online]. **4**(4), 1080–1095. ISSN 2624-8921. Dostupné z: doi:10.3390/vehicles4040057
- GHAFURIAN, Soheil, Balazs GALDI, Sevag BASTIAN, Virak TAN a Kang LI, 2016. Computerized 3D morphological analysis of glenoid orientation. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. **34**(4), 692–698. ISSN 1554-527X. Dostupné z: doi:10.1002/jor.23053
- GONJO, Tomohiro a David SIMS, 2021. Body segment parameters for rigid body modelling in biomechanical analyses. In: . s. Chapter 11. ISBN 978-1-5361-9532-3.
- GRAY, Henry a Henry Vandyke CARTER, 1918. *Anatomy of the human body*. 20th ed. / thoroughly rev. and re-edited by Warren H. Lewis. Philadelphia: Lea & Febiger.
- GUSCHLBAUER, Christoph, Hans SCHARSTEIN a Ansgar BÜSCHGES, 2007. The extensor tibiae muscle of the stick insect: biomechanical properties of an insect walking leg muscle. *Journal of Experimental Biology* [online]. **210**(6), 1092–1108. ISSN 0022-0949. Dostupné z: doi:10.1242/jeb.02729
- HALL, John E. a Michael E. HALL, 2021. *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. 14th edition. Philadelphia, PA: Elsevier. ISBN 978-0-323-59712-8.
- HAMMER, M., M. GÜNTHER, D. F. B. HAEUFLE a S. SCHMITT, 2019. Tailoring anatomical muscle paths: a sheath-like solution for muscle routing in musculoskeletal computer models. *Mathematical Biosciences* [online]. **311**, 68–81. ISSN 0025-5564. Dostupné z: doi:10.1016/j.mbs.2019.02.004
- HAMNER, Samuel R., Ajay SETH a Scott L. DELP, 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics* [online]. **43**(14), 2709–2716. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- HARMAN, Melinda, Mark FRANKLE, Matt VASEY a Scott BANKS, 2005. Initial glenoid component fixation in “reverse” total shoulder arthroplasty: A biomechanical evaluation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **14**(1, Supplement), S162–S167. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2004.09.030
- HILL, A. V., 1950. The development of the active state of muscle during the latent period. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* [online]. **137**(888), 320–329. ISSN 0950-1193. Dostupné z: doi:10.1098/rspb.1950.0043
- HILL, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* [online]. **126**(843), 136–195. ISSN 2053-9193. Dostupné z: doi:10.1098/rspb.1938.0050
- HIRASHIMA, Masaya a Tomomichi OYA, 2016. How does the brain solve muscle redundancy? Filling the gap between optimization and muscle synergy hypotheses. *Neuroscience Research* [online]. **104**, 80–87. ISSN 1872-8111. Dostupné z: doi:10.1016/j.neures.2015.12.008

- HÖGFORS, C., B. PETERSON, G. SIGHOLM a P. HERBERTS, 1991. Biomechanical model of the human shoulder joint--II. The shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics* [online]. **24**(8), 699–709. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(91)90334-j
- HÖGFORS, C., G. SIGHOLM a P. HERBERTS, 1987. Biomechanical model of the human shoulder--I. Elements. *Journal of Biomechanics* [online]. **20**(2), 157–166. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(87)90307-1
- HÖGFORS, Christian, Dan KARLSSON a Bo PETERSON, 1995. Structure and internal consistency of a shoulder model. *Journal of Biomechanics* [online]. **28**(7), 767–777. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(94)00134-P
- HOLLINGER, Avrum a Marcelo WANDERLEY, 2011. Evaluation of Commercial Force-Sensing Resistors.
- HOU, Saiyun, Cindy IVANHOE a Sheng LI, 2015. Botulinum Toxin Injection for Spastic Scapular Dyskinesia After Stroke. *Medicine* [online]. **94**(32), e1300. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.0000000000001300
- HRAIECH, Najah, Christelle BOICHON, Michel ROCHETTE, Thierry MARCHAL a Marc HORNER, 2010. Statistical Shape Modeling of Femurs Using Morphing and Principal Component Analysis. *Journal of Medical Devices-transactions of The Asme* [online]. **4**. Dostupné z: doi:10.1115/1.3443744
- CHANG, Lou-Ren, Prashanth ANAND a Matthew VARACALLO, 2021. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Glenohumeral Joint. In: *StatPearls* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing [vid. 2023-04-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537018/>
- CHARLTON, I W, 2003. *A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint*. B.m. PhD Thesis. University of Newcastle upon Tyne.
- CHARLTON, I. W. a G. R. JOHNSON, 2006. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* [online]. **220**(8), 801–812. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM147
- CHOWDHURY, Suman Kanti, 2016. Evaluation of Concavity Compression Mechanism as a Possible Predictor of Shoulder Muscle Fatigue. In: [online]. [vid. 2023-04-14]. Dostupné z: doi:10.33915/etd.5364
- INGRAM, David, 2015. *Musculoskeletal Model of the Human Shoulder for Joint Force Estimation* [online]. Lausanne. PhD Thesis. EPFL. Dostupné z: doi:10.5075/epfl-thesis-6497
- INMAN, Verne T., J. B. DEC. M. SAUNDERS a LeRoy C. ABBOTT, 1944. OBSERVATIONS ON THE FUNCTION OF THE SHOULDER JOINT. *JBSJ*. **26**(1), 1. ISSN 0021-9355.
- ITOI, Eiji, Neil E. MOTZKIN, Anthony O. BROWNE, Pierre HOFFMEYER, Bernard F. MORREY a Kai-Nan AN, 1993. Intraarticular pressure of the shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. **9**(4), 406–413. ISSN 0749-8063. Dostupné z: doi:10.1016/S0749-8063(05)80314-7
- JENSEN, Todd R., Robert G. RADWIN a John G. WEBSTER, 1991. A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. *Journal of Biomechanics* [online]. **24**(9), 851–858. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(91)90310-J



- JOBE, Christopher M., 1996. Superior Glenoid Impingement: Current Concepts. *Clinical Orthopaedics and Related Research*<sup>®</sup>. **330**, 98. ISSN 0009-921X.
- KARLSSON, Dan a Bo PETERSON, 1992. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of Biomechanics* [online]. **25**(2), 189–199. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(92)90275-6
- KESSEL, Lipmann a Ian BAYLEY, 1986. *Clinical Disorders of the Shoulder*. B.m.: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-03431-2.
- KIBLER, W. Ben, 2006. Scapular Dysfunction. *International Journal of Athletic Therapy and Training* [online]. **11**(5), 6–9. ISSN 1078-7895, 1933-2068. Dostupné z: doi:10.1123/att.11.5.6
- KIM, Myung-Sun, Keun-Young LIM, Dong-Hyun LEE, David KOVACEVIC a Nam-Young CHO, 2012. How does scapula motion change after reverse total shoulder arthroplasty? A preliminary report. *BMC musculoskeletal disorders* [online]. **13**, 210. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-13-210
- KLEIN BRETELER, Mary D., Cornelis W. SPOOR a Frans C. T. VAN DER HELM, 1999. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *Journal of Biomechanics* [online]. **32**(11), 1191–1197. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(99)00122-0
- KOK, Manon, Jeroen D. HOL a Thomas B. SCHÖN, 2014. An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors. *IFAC Proceedings Volumes* [online]. **47**(3), 19th IFAC World Congress, 79–85. ISSN 1474-6670. Dostupné z: doi:10.3182/20140824-6-ZA-1003.02252
- KONTAXIS, A. a G. R. JOHNSON, 2009. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement – A modelling study. *Clinical Biomechanics* [online]. **24**(3), 254–260. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.12.004
- KUECHLE, David K., Stephen R. NEWMAN, Eiji ITOI, Bernard F. MORREY a Kai-Nan AN, 1997. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **6**(5), 429–439. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/S1058-2746(97)70049-1
- KVĚTOŇ, Martin, 2018. *Geometrické charakteristiky svalů horní končetiny*. B.m. ČVUT v Praze.
- LEE, Bonggun, Doosup KIM, Younghwan JANG a Hanbin JIN, 2020. Three-dimensional in vivo scapular kinematics and scapulohumeral rhythm: a comparison between active and passive motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **29**(1), 185–194. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2019.05.036
- LEWIS, Gregory S. a April D. ARMSTRONG, 2011. Glenoid spherical orientation and version. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **20**(1), 3–11. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2010.05.012
- LI, Junyan, Marco A. MARRA, Nico VERDONSCHOT a Yongtao LU, 2021. A three-dimensional finite-element model of gluteus medius muscle incorporating inverse-dynamics-based optimization for simulation of non-uniform muscle contraction. *Medical Engineering & Physics* [online]. **87**, 38–44. ISSN 1873-4030. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2020.11.009

LINAKEK, CH a K WALKER-BONE, 2015. SHOULDER DISORDERS AND OCCUPATION. *Best practice & research. Clinical rheumatology* [online]. **29**(3), 405–423. ISSN 1521-6942. Dostupné z: doi:10.1016/j.berh.2015.04.001

LINDSAY, Natalie, 2001. *Modelling of the Shoulder Mechanism: A Report Describing the Development of a Three-dimensional Biomechanical Model of the Human Shoulder Complex*. Denmark: Institute of Mechanical Engineering, Aalborg University. Report : Institute of Mechanical Engineering. ISBN 0905-4219.

LO GIUDICE, Antonino, Vincenzo RONSIVALLE, Giorgio GASTALDI a Rosalia LEONARDI, 2022. Assessment of the accuracy of imaging software for 3D rendering of the upper airway, usable in orthodontic and craniofacial clinical settings. *Progress in Orthodontics* [online]. **23**(1), 22. ISSN 2196-1042. Dostupné z: doi:10.1186/s40510-022-00413-8

LOVERING, Richard M. a David W. RUSS, 2008. Fiber Type Composition of Cadaveric Human Rotator Cuff Muscles. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* [online]. **38**(11), 674–680. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2008.2878

MALUS, Jan, Jiri SKYPALA, Julia Freedman SILVERNAIL, Jaroslav UCHYTIL, Joseph HAMILL, Tomas BAROT a Daniel JANDACKA, 2021. Marker Placement Reliability and Objectivity for Biomechanical Cohort Study: Healthy Aging in Industrial Environment (HAIE—Program 4). *Sensors* [online]. **21**(5), 1830. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21051830

MARSDEN, S P a D C SWAILES, 2008. A novel approach to the prediction of musculotendon paths. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. **222**(1), 51–61. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM297

MARSDEN, S. P., D. C. SWAILES a G. R. JOHNSON, 2008. Algorithms for exact multi-object muscle wrapping and application to the deltoid muscle wrapping around the humerus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* [online]. **222**(7), 1081–1095. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM378

MASJEDI, Milad a Garth R. JOHNSON, 2010. Glenohumeral contact forces in reversed anatomy shoulder replacement. *Journal of Biomechanics* [online]. **43**(13), 2493–2500. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.05.024

MATSEN, Frederick A., 1994. *Practical evaluation and management of the shoulder*. Philadelphia: Saunders. ISBN 978-0-7216-4819-4.

MATSEN, Frederick A., Steven B. LIPPITT a Susan E. DEBARTOLO, 2004. *Shoulder surgery: principles and procedures*. Philadelphia, Pa.: Saunders. ISBN 978-0-7216-9598-3.

MATSUMURA, Noboru, Satoshi OKI, Taku SUZUKI, Takuji IWAMOTO, Kazuki SATO, Masaya NAKAMURA, Morio MATSUMOTO a Takeo NAGURA, 2018. A computed tomography analysis of three-dimensional glenoid orientation modified by glenoid torsion. *JSES Open Access* [online]. **2**. Dostupné z: doi:10.1016/j.jses.2018.07.002

MCMAHON, Thomas A., 1984. *Muscles, Reflexes, and Locomotion* [online]. B.m.: Princeton University Press [vid. 2023-04-09]. ISBN 978-0-691-08322-3. Dostupné z: doi:10.2307/j.ctv173f1sp

MICHIELS, I a J GREVENSTEIN, 1995. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane: On the influence of abduction velocity and external load. *Clinical Biomechanics* [online]. **10**(3), 137–143. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/0268-0033(95)93703-V

MILLER, Ross H., 2018. Hill-Based Muscle Modeling. In: Bertram MÜLLER, Sebastian I. WOLF, Gert-Peter BRUEGGEMANN, Zhigang DENG, Andrew MCINTOSH, Freeman MILLER a William Scott SELBIE, ed. *Handbook of Human Motion* [online]. Cham: Springer International Publishing, s. 1–22 [vid. 2023-04-06]. ISBN 978-3-319-30808-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-30808-1\_203-2

MÜNDERMANN, Lars, Stefano CORAZZA a Thomas P. ANDRIACCHI, 2006. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **3**(1), 6. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-3-6

MURGIA, Alessio, Peter KYBERD a Tom BARNHILL, 2010. The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and compensation in the upper extremities during activities of daily living. *Gait & Posture* [online]. **31**(3), 300–306. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.11.007

NUCLEUS MEDICAL MEDIA INC., 2012. Medical Animations, Medical Illustrations. *Nucleus Medical Media Inc.* [online] [vid. 2023-04-01]. Dostupné z: <https://catalog.nucleusmedicalmedia.com/?l=2>

PAI, Dinesh, 2010. Muscle mass in musculoskeletal models. *Journal of biomechanics* [online]. **43**, 2093–8. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.004

POPPEN, N. K. a P. S. WALKER, 1978. Forces at the Glenohumeral Joint in Abduction: *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. **NA**(135), 165–170. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-197809000-00035

POST, Melvin, Michael JABLON, Herbert MILLER a Manmohan SINGH, 1979. Constrained Total Shoulder Joint Replacement: A Critical Review. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. **144**, 135.

RAIKOVA, Rositsa T. a Boris I. PRILUTSKY, 2001. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *Journal of Biomechanics* [online]. **34**(10), 1243–1255. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(01)00097-5

REIDER, Bruce, Michael A. TERRY a Matthew T. PROVENCHER, 2010. *Operative Techniques: Sports Medicine Surgery*. B.m.: Saunders/Elsevier. ISBN 978-1-4160-3277-9.

ROCHE, Christopher P., 2022. Reverse Shoulder Arthroplasty Biomechanics. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* [online]. **7**(1), 13. ISSN 2411-5142. Dostupné z: doi:10.3390/jfmk7010013

RUNCIMAN, R. John, 1993. *Biomechanical model of the shoulder joint*. Glasgow. PhD Thesis. University of Strathclyde.

RUNDQUIST, Peter J., Donald D. ANDERSON, Carlos A. GUANCHE a Paula M. LUDEWIG, 2003. Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder. No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **84**(10), 1473–1479. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(03)00359-9

- SAGER, Brian W., Michael KHAZZAM, Brian W. SAGER a Michael KHAZZAM, 2017. *Surgical Approaches in Shoulder Arthroplasty* [online]. B.m.: IntechOpen [vid. 2023-04-06]. ISBN 978-1-78923-017-8. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.70363
- SALTZMAN, Matthew D., Deana M. MERCER, Winston J. WARME, Alexander L. BERTELSEN a Frederick A. MATSEN, 2010. A method for documenting the change in center of rotation with reverse total shoulder arthroplasty and its application to a consecutive series of 68 shoulders having reconstruction with one of two different reverse prostheses. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **19**(7), 1028–1033. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2010.01.021
- SANGWAN, Sangeeta, Rodney A. GREEN a Nicholas F. TAYLOR, 2015. Stabilizing characteristics of rotator cuff muscles: a systematic review. *Disability and Rehabilitation* [online]. **37**(12), 1033–1043. ISSN 1464-5165. Dostupné z: doi:10.3109/09638288.2014.949357
- SCIBEK, Jason S, 2012. Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World Journal of Orthopedics* [online]. **3**(6), 87. ISSN 2218-5836. Dostupné z: doi:10.5312/wjo.v3.i6.87
- SEMENTILLE, Antonio Carlos, Luís Escaramuzi LOURENÇO, José Remo Ferreira BREGA a Ildeberto RODELLO, 2004. A motion capture system using passive markers. In: *Proceedings of the 2004 ACM SIGGRAPH international conference on Virtual Reality continuum and its applications in industry* [online]. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, s. 440–447 [vid. 2023-04-14]. VRCAI '04. ISBN 978-1-58113-884-9. Dostupné z: doi:10.1145/1044588.1044684
- SERUYA, Mitchel a Joshua D. JOHNSON, 2016. Surgical Treatment of Pediatric Upper Limb Spasticity: The Shoulder. *Seminars in Plastic Surgery* [online]. **30**(1), 45–50. ISSN 1535-2188. Dostupné z: doi:10.1055/s-0035-1571253
- SCHOLZ, Andreas, Michael SHERMAN, Ian STAVNESS, Scott DELP a Andrés KECSKEMÉTHY, 2015. A fast multi-obstacle muscle wrapping method using natural geodesic variations. *Multibody System Dynamics* [online]. **36**(2), 195–219. ISSN 1384-5640, 1573-272X. Dostupné z: doi:10.1007/s11044-015-9451-1
- SCHWERIN, Chuck, 2015. 3 Lessons Sonostics Learned from Inbound Marketing4 Not Found. *Sonostics-HeartPartner* [online] [vid. 2023-04-01]. Dostupné z: <http://www.sonostics.com/4543-lessons-sonostics-learned-from-inbound-marketing-2>
- SILVA, Miguel a Jorge AMBRÓSIO, 2003. Solution of Redundant Muscle Forces in Human Locomotion with Multibody Dynamics and Optimization Tools. *Mechanics Based Design of Structures and Machines* [online]. **31**, 381–411. Dostupné z: doi:10.1081/SME-120022856
- SIMPSON, Cole S., M. Hongchul SOHN, Jessica L. ALLEN a Lena H. TING, 2015. Feasible muscle activation ranges based on inverse dynamics analyses of human walking. *Journal of Biomechanics* [online]. **48**(12), 2990–2997. ISSN 1873-2380. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2015.07.037
- SMITH, Samuel H. L., Russell J. COPPACK, Antonie J. VAN DEN BOGERT, Alexander N. BENNETT a Anthony M. J. BULL, 2021. Review of musculoskeletal modelling in a clinical setting: Current use in rehabilitation design, surgical decision making and healthcare interventions. *Clinical Biomechanics* [online]. **83**, 105292. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105292
- SUGAMOTO, Kazuomi, Taku HARADA, Akitoshi MACHIDA, Hiroaki INUI, Takashi MIYAMOTO, Eiji TAKEUCHI, Hideki YOSHIKAWA a Takahiro OCHI, 2002. Scapulohumeral Rhythm: Relationship

Between Motion Velocity and Rhythm: *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. **401**, 119–124. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-200208000-00014

SYLVESTER, Adam D., Steven G. LAUTZENHEISER a Patricia Ann KRAMER, 2021. A review of musculoskeletal modelling of human locomotion. *Interface Focus* [online]. **11**(5), 20200060. ISSN 2042-8898. Dostupné z: doi:10.1098/rsfs.2020.0060

TERRIER, Alexandre, Adrian REIST, Arne VOGEL a Alain FARRON, 2007. Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clinical Biomechanics* [online]. **22**(6), 645–651. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.01.015

TERRY, Glenn C. a Thomas M. CHOPP, 2000. Functional Anatomy of the Shoulder. *J Athl Train.* **35**(3), 248–255. ISSN 1062-6050.

THELEN, Darryl G., 2003. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. **125**(1), 70–77. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.1531112

TSIARAS, Alexander, 1997. *Body Voyage A Three-Dimensional Tour of a Real Human Body by Tsiaras, Alexander: Very Good Hardcover (1997) First Edition.* | *Daedalus Books* [online] [vid. 2023-04-03]. ISBN 0-446-52009-8. Dostupné z: <https://www.abebooks.com/first-edition/Body-Voyage-Three-Dimensional-Tour-Real-Human/1363048585/bd>

TURKEL, S. J., M. W. PANIO, J. L. MARSHALL a F. G. GIRGIS, 1981. Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *JBSJ.* **63**(8), 1208. ISSN 0021-9355.

VAN DER HELM, F. C. T., H. E. J. VEEGER, G. M. PRONK, L. H. V. VAN DER WOUDE a R. H. ROZENDAL, 1992. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics* [online]. **25**(2), 129–144. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(92)90270-B

VAN DER HELM, F. C. T., 1994a. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* [online]. **27**(5), 551–569. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(94)90065-5

VAN DER HELM, F. C. T. a H. E. J. VEEGER, 1996. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* [online]. **29**(1), 39–52. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(95)00026-7

VAN DER HELM, F.C.T., 1994b. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* [online]. **27**(5), 527–550. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(94)90064-7

VAN DER KRUK, Eline a Marco M. REIJNE, 2018. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science* [online]. **18**(6), 806–819. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2018.1463397

VAN ANDEL, Carolien, Kim VAN HUTTEN, Marielle EVERSDIJK, DirkJan VEEGER a Jaap HARLAAR, 2009. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & Posture* [online]. **29**(1), 123–128. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2008.07.012

VAN DRONGELEN, S., L.H.V. VAN DER WOUDE, T.W.J. JANSSEN, E.L.D. ANGENOT, E.K.J. CHADWICK a H.E.J. VEEGER, 2006. Glenohumeral joint loading in tetraplegia during weight relief lifting: A simulation study. *Clinical Biomechanics* [online]. **21**(2), 128–137. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.003

VAN DRONGELEN, Stefan, Lucas H. VAN DER WOUDE, Thomas W. JANSSEN, Edmond L. ANGENOT, Edward K. CHADWICK a DirkJan H. VEEGER, 2005. Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **86**(7), 1434–1440. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2005.03.014

VEEGER, H. E. J., F. C. T. VAN DER HELM, L. H. V. VAN DER WOUDE, G. M. PRONK a R. H. ROZENDAL, 1991. Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* [online]. **24**(7), 615–629. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(91)90294-W

VEERKAMP, K., N. F. J. WATERVAL, T. GEIJTENBEEK, C. P. CARTY, D. G. LLOYD, J. HARLAAR a M. M. VAN DER KROGT, 2021. Evaluating cost function criteria in predicting healthy gait. *Journal of Biomechanics* [online]. **123**, 110530. ISSN 1873-2380. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110530

VOTAVA, J., DANIEL M. a D. POKORNÝ, 2015. Automated Algorithm of Muscle Wrapping Based on Geodesic Path. In: *Proceedings of the Congress of the European Society of Biomechanics* [online]. Marne-la-Vallee, FR: IFSTTAR. Dostupné z: <https://esbiomech.org/conference/index.php/congress/lyon2016/schedConf/presentations>

VOTAVA, J., DANIEL M. a M. TOMANOVÁ, 2017a. A Mathematical Model for the Determination of Biomechanics of the Text Neck. In: *22nd Workshop of Applied Mechanics - Book of Papers*. Praha, CZ: ČVUT FS, Ústav mechaniky, Odbor pružnosti a pevnosti.

VOTAVA, J., DANIEL M. a M. TOMANOVÁ, 2017b. Biomechanics of Text Neck. In: *Proceedings of the 23rd Congress of the European Society of Biomechanics*. Sevilla: ESCUELA TECNICA SUPERIOR DE INGENIERIA Universidad de Sevilla.

VOTAVA, J., DANIEL M. a M. TOMANOVÁ, 2019a. Biomechanical explanation of the scapulohumeral rhythm. In: *Proceedings of the 25th Congress of the European Society of Biomechanics*. Wien, AT: TU Wien.

VOTAVA, J., DANIEL M. a M. TOMANOVÁ, 2019b. Biomechanics of scapulohumeral rhythm and force in shoulder joint. In: *26th Workshop of Applied Mechanics*. Praha, CZ: ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky.

VOTAVA, J., DANIEL M. a M. TOMANOVÁ, 2019c. Influence of the scapulohumeral rhythm on the shoulder joint force. In: *Book of abstracts of the 4th International Conference on Movement Analysis*. Kladno, CZ: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.

VOTAVA, Jan, 2013. *Inter a intrapersonální variabilita při tvorbě kosterně-svalových modelů*. B.m. ČVUT v Praze.

VOTAVA, Jan, Adam KRATOCHVÍL a Matej DANIEL, 2023. Intra and inter-rater variability in the construction of patient-specific musculoskeletal model. *Gait & Posture* [online]. [vid. 2023-12-07]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2023.12.001

WANG, Jiang, Yi LV, Junchen WANG, Furong MA, Yali DU, Xin FAN, Menglin WANG a Jia KE, 2021. Fully automated segmentation in temporal bone CT with neural network: a preliminary assessment study. *BMC Medical Imaging* [online]. **21**(1), 166. ISSN 1471-2342. Dostupné z: doi:10.1186/s12880-021-00698-x

WARD, Samuel R., Carolyn M. ENG, Laura H. SMALLWOOD a Richard L. LIEBER, 2009. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. **467**(4), 1074–1082. ISSN 1528-1132. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-008-0594-8

WARDOYO, S., P. T. HUTAJULU a O. TOGIBASA, 2016. A Development of Force Plate for Biomechanics Analysis of Standing and Walking. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. **739**(1), 012118. ISSN 1742-6596. Dostupné z: doi:10.1088/1742-6596/739/1/012118

WEBB, Joshua D., Silvia S. BLEMKER a Scott L. DELP, 2014. 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **17**(8), 829–837. ISSN 1476-8259. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2012.719605

WESTERHOFF, P., F. GRAICHEN, A. BENDER, A. HALDER, A. BEIER, A. ROHLMANN a G. BERGMANN, 2009. In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics* [online]. **42**(12), 1840–1849. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.035

WHITING, William Charles, 2019. *Dynamic human anatomy*. Second edition. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-1-4925-4987-1.

WICKHAM, James, Tania PIZZARI, Katie STANSFELD, Amanda BURNSIDE a Lyn WATSON, 2010. Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **20**(2), 212–222. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2009.06.004

WINTER, David A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley. ISBN 978-0-470-39818-0.

WINTERS, Jack, 1990. Hill-Based Muscle Models: A Systems Engineering Perspective. In: [online]. s. 69–93. ISBN 978-1-4613-9032-9. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-4613-9030-5\_5

WU, Ge, Frans C. T. VAN DER HELM, H. E. J. (DIRKJAN) VEEGER, Mohsen MAKHSOUS, Peter VAN ROY, Carolyn ANGLIN, Jochem NAGELS, Andrew R. KARDUNA, Kevin MCQUADE, Xuguang WANG, Frederick W. WERNER a Bryan BUCHHOLZ, 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* [online]. **38**(5), 981–992. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042

WU, Wen, Peter V.S. LEE, Adam L. BRYANT, Mary GALEA a David C. ACKLAND, 2016. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics* [online]. **49**(15), 3626–3634. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2016.09.025

XU, Xu, Jia-hua LIN a Raymond W. MCGORRY, 2014. A regression-based 3-D shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics* [online]. **47**(5), 1206–1210. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.043

- YAMAGUCHI, Gary T. a Felix E. ZAJAC, 1989. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *Journal of Biomechanics* [online]. **22**(1), 1–10. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(89)90179-6
- YANAGAWA, Takashi, Cheryl J. GOODWIN, Kevin B. SHELBURNE, J. Erik GIPHART, Michael R. TORRY a Marcus G. PANDY, 2008. Contributions of the Individual Muscles of the Shoulder to Glenohumeral Joint Stability During Abduction. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. **130**(2) [vid. 2023-03-26]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.2903422
- YANG, Feng, Li DING, Chunxin YANG a Xiugan YUAN, 2005. An algorithm for simulating human arm movement considering the comfort level. *Simulation Modelling Practice and Theory* [online]. **13**(5), 437–449. ISSN 1569-190X. Dostupné z: doi:10.1016/j.simpat.2004.12.004
- YANG, Jingzhou, 2003. *Swept volumes: Theory and implementations - ProQuest* [online]. Iowa City, Iowa [vid. 2023-04-23]. PhD Thesis. The University of Iowa. Dostupné z: <https://www.proquest.com/openview/74e1d311b82453a3e6a5842b5fe2cbb7/1?pq-origsite=gscholar&cbl=18750&diss=y>
- YU, Jay, David C. ACKLAND a Marcus G. PANDY, 2011. Shoulder muscle function depends on elbow joint position: an illustration of dynamic coupling in the upper limb. *Journal of Biomechanics* [online]. **44**(10), 1859–1868. ISSN 1873-2380. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2011.04.017
- ZAJAC, F. E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. **17**(4), 359–411. ISSN 0278-940X.
- ZARGHAM, Azin, Maarten AFSCHRIFT, Joris DE SCHUTTER, Ilse JONKERS a Friedl DE GROOTE, 2019. Inverse dynamic estimates of muscle recruitment and joint contact forces are more realistic when minimizing muscle activity rather than metabolic energy or contact forces. *Gait & Posture* [online]. **74**, 223–230. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2019.08.019
- ZARIFI, Omar a Ian STAVNESS, 2017. Muscle wrapping on arbitrary meshes with the heat method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. **20**(2), 119–129. ISSN 1025-5842, 1476-8259. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2016.1205043



## Vlastní publikace autora

### Publikace citované v této práci

VOTAVA, J., A. KRATOCHVÍL a M. DANIEL. Intra and inter-rater variability in the construction of patientspecific musculoskeletal model. *Gait & Posture*. 2023, 108 195-198. ISSN 0966-6362. DOI 10.1016/j.gaitpost.2023.12.001

VOTAVA, J., M. DANIEL a M. TOMANOVÁ. Biomechanics of scapulohumeral rhythm and force in shoulder joint. In: PADOVEC, Z. a J. VONDROVÁ, eds. 26th Workshop of Applied Mechanics. Praha, 2019-06-21. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, 2019. ISBN 978-80-01-06604-1.

VOTAVA, J., M. DANIEL a M. TOMANOVÁ. Influence of the scapulohumeral rhythm on the shoulder joint force. In: Book of abstracts of the 4th International Conference on Movement Analysis. Kladno: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2019. ISBN 978-80-01-06587-7.

VOTAVA, J., M. DANIEL a M. TOMANOVÁ. Biomechanical explanation of the scapulohumeral rhythm. In: Proceedings of the 25th Congress of the European Society of Biomechanics. 25th Congress of the European Society of Biomechanics, Wien, 2019-07-07/2019-07-10. Wien: TU Wien, 2019. ISBN 978-3-903024-96-0.

VOTAVA, J., M. DANIEL a M. TOMANOVÁ. Biomechanics of Text Neck. In: Proceedings of the 23rd Congress of the European Society of Biomechanics. 23rd Congress of the European Society of Biomechanics, Sevilla, 2017-07-02/2017-07-05. ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA Universidad de Sevilla, 2017.

VOTAVA, J., M. DANIEL a M. TOMANOVÁ. A Mathematical Model for the Determination of Biomechanics of the Text Neck. In: PADOVEC, Z. a J. VONDROVÁ, eds. 22nd Workshop of Applied Mechanics - Book of Papers. 22nd Workshop of Applied Mechanics, ČVUT, FS, 2017-06-16. Praha: ČVUT FS, Ústav mechaniky, Odbor pružnosti a pevnosti, 2017. s. 60-62. ISBN 978-80-01-06170-1.

VOTAVA, J., M. DANIEL a D. POKORNÝ. Automated Algorithm of Muscle Wrapping Based on Geodesic Path. In: PELIKÁN, J., ed. 19th Workshop of Applied Mechanics. Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, 2015-12-18. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, 2015. s. 62-65. ISBN 978-80-01-05918-0.

### Další publikace

KRATOCHVÍL, A., M. DANIEL, J. VOTAVA, D. POKORNÝ a P. FULÍN. MECHANICS OF STABILIZATION IN REVERSE SHOULDER ARTHROPLASTY. In: 24th International Scientific Conference APPLIED MECHANICS 2023 BOOK OF ABSTRACTS. 24th INTERNATIONAL CONFERENCE APPLIED MECHANICS, Piešťany, 2023-04-19/2023-04-21. Bratislava: Strojnícka fakulta STU v Bratislave, 2023. ISBN 978-80-227-5294-7.

KRATOCHVÍL, A. a J. VOTAVA. Biomechanika (v) pohybu. [Nepublikovaná přednáška] 2019-10-31.

HORNÝ, L., R. SEDLÁČEK, J. VODIČKA, K. KUBÁŠOVÁ, H. HRDINOVÁ, Z. PETŘIVÝ, J. ŘÍHOVÁ, A. KRATOCHVÍL a J. VOTAVA. Výroční zpráva o výzkumných a vývojových činnostech konaných v rámci projektu Vývoj nové generace hřebů pro osteosyntézu dlouhých kostí dolní končetiny (FV30348). [Výzkumná zpráva] Praha: ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, 2018. Zpráva č. 12105/18/26.

VOTAVA, J., M. DANIEL, M. OTÁHAL a P. KUTÍLEK. Predictors of boulder climbing performance in youth boulder climbers. In: Proceedings of the 36th International Society of Biomechanics in Sport Conference. 36th International Society of Biomechanics in Sport Conference, Auckland, 2018-09-10/2018-09-14. Auckland University of Technology, 2018. Dostupné z: [https://sprinz.aut.ac.nz/\\_\\_data/assets/pdf\\_file/0006/202929/053\\_1595\\_Votava.pdf](https://sprinz.aut.ac.nz/__data/assets/pdf_file/0006/202929/053_1595_Votava.pdf)

VOTAVA, J. a M. DANIEL. Biomechanics of stress of the cervical spine due to use of smartphones. In: MORAVEC, J., ed. Studentská tvůrčí činnost 2017. Praha, 2017-04-20. Praha: ČVUT v Praze - Fakulta strojní, 2017. ISBN 978-80-01-06143-5. Dostupné z: [http://stc.fs.cvut.cz/pdf17/6606.pdf?\\_=1491808932](http://stc.fs.cvut.cz/pdf17/6606.pdf?_=1491808932)

VOTAVA, J., M. DANIEL a D. POKORNÝ. AUTOMATED ALGORITHM OF MUSCLE WRAPPING BASED ON GEODESIC PATH. In: EUROPEAN SOCIETY OF BIOMECHANICS, ESB, ed. Proceedings of the Congress of the European Society of Biomechanics. 22nd Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, 2016-07-02/2016-07-05. Marne-la-Vallée: IFSTTAR, 2016. Dostupné z: <https://esbiomech.org/conference/index.php/congress/lyon2016/schedConf/presentations>

VOTAVA, J., M. DANIEL a D. POKORNÝ. Automated algorithm of muscle wrapping based on geodesic path. In: OTÁHAL, M., J. MIKŠOVSKÝ a P. PÍSAŘÍK, eds. 16th Conference on Human Biomechanics 2016 – Conference proceedings. Human Biomechanics 2016, Kladno, 2016-11-07/2016-11-08. Kladno: Faculty of biomedical engineering, Department of Natural sciences, 2016. ISBN 9788001060391.