

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
STROJNÍ**



**TEZE  
DISERTAČNÍ  
PRÁCE**



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

TEZE DISERTAČNÍ PRÁCE

Biomechanika ramenního kloubu

Ing. Jan Votava

Doktorský studijní program: Strojní inženýrství

Studijní obor: Biomechanika

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

Teze disertace k získání akademického titulu "doktor", ve zkratce "Ph.D."

## Název anglicky: Biomechanics of the shoulder joint

Disertační práce byla vypracována v prezenční a poté kombinované formě doktorského studia na Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechatroniky Fakulty strojní ČVUT v Praze.

Disertant: Ing. Jan Votava

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní  
ČVUT v Praze  
Technická 4  
160 00 Praha 6

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

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní  
ČVUT v Praze  
Technická 4  
160 00 Praha 6

Oponenti:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc.

Teze byly rozeslány dne: .....

Obhajoba disertace se koná dne ..... v ..... hod.

v zasedací místnosti č. 17 (v přízemí) Fakulty strojní ČVUT v Praze,  
Technická 4, Praha 6

před komisí pro obhajobu disertační práce ve studijním oboru Biomechanika.

S disertací je možno se seznámit na oddělení vědy a výzkumu Fakulty strojní  
ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6.

prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.

předseda oborové rady oboru Biomechanika  
Fakulta strojní ČVUT v Praze

## 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 transverzální 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.

## ANOTATION

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.

# 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 dislokováným diartrodialním kloubem (Gray a Carter 1918; Dempster 1965; Caillier 2004).

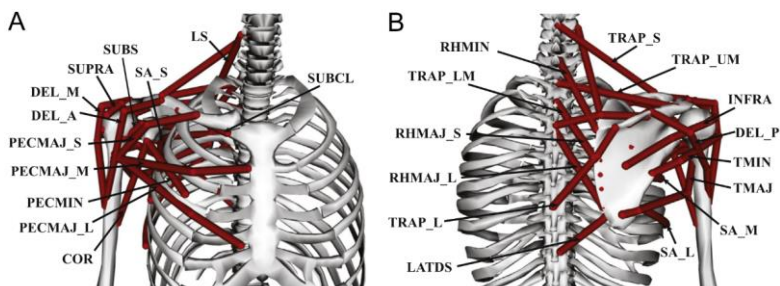
## BIOMECHANIKA SVALOVĚ-KOSTERNÍHO SYSTÉMU

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). Souhrnně lze říci, že modely pohybového aparátu jsou výkonnými nástroji pro studium funkce pohybového systému a zkoumání základních mechanismů lidského pohybu.

## SVALOVĚ-KOSTERNÍ MODEL Y RAMENNÍHO KLOUBU

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 byl dále rozvíjen v dalších studiích. Modely dynamiky kloubu již uvažují jednotlivé svaly. Příkladem může být model Delftské skupiny (van der Helm 1994), který obsahuje 31 ramenních a loketních svalů rozdělených do 139 svalových elementů. V naší práci jsme využili model podle Wu a kol. (2016) (Obr. 1). Model je ovládán 26 jednotkami svalů a šlach Hillova typu.



Obr. 1: Anteriorní (A) a posteriorní (B) pohled na model (Wu et al. 2016)

## URČENÍ ZATÍŽENÍ RAMENNÍHO KLOUBU

Zatížení ramenního kloubu je možné odhadnout na základě matematických modelů, nebo určit pomocí experimentálního měření. Experimentální měření je možné provádět in vivo pomocí implantované instrumentované náhrady (Bergmann et al. 2011; 2007) nebo in vitro na kadaverozních vzorcích (Ackland et al. 2011).

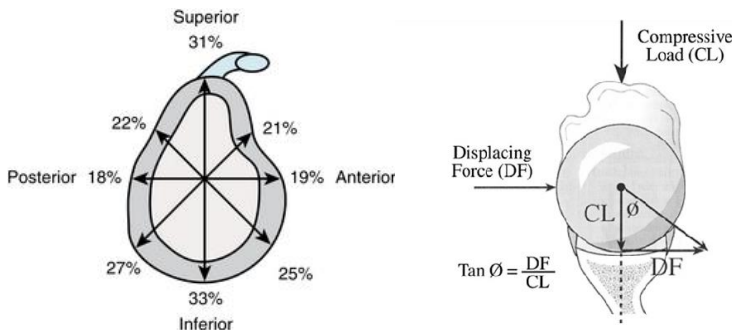
Přímé měření svalových a kloubních sil je technicky komplikované a omezené většinou na malý okruh pacientů. Proto se v biomechanice pro hodnocení zatížení jednotlivých anatomických struktur využívá matematické modelování. Muskuloskeletální modely jsou počítačové modely, které reprezentují anatomickou 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).

## 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 (Obr. 2) 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 (Di Giacomo et al. 2018; Bigliani et al. 1996).



Obr. 2: Úhel stability představuje maximální úhel, který síla na humerální hlavici může vytvořit s glenoidní osou před dislokací (Matsen et al. 2004)

## CÍLE 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:

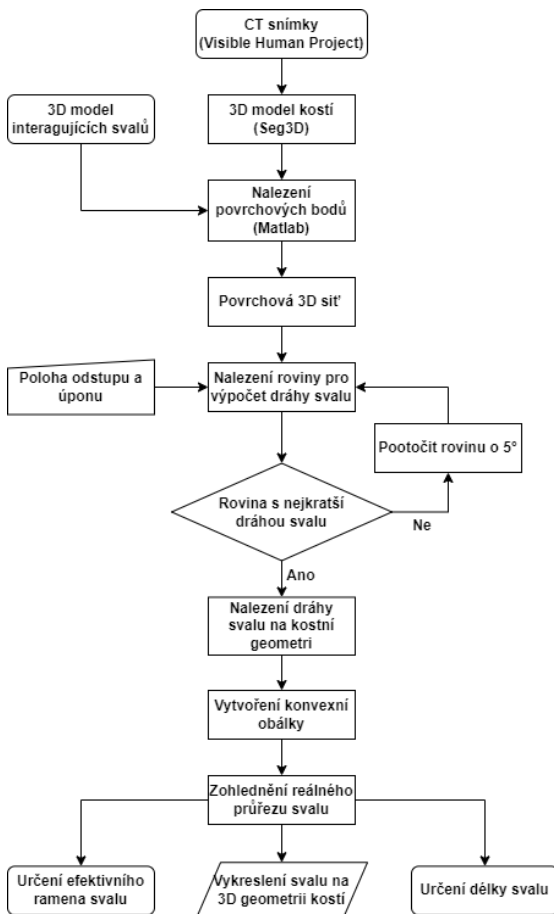
1. Skapulohumerální rytmus zvyšuje stabilitu ramenního kloubu.
2. Medializace centra rotace sníží stabilitu kloubu.
3. Nerovnováha v rozložení sil a aktivaci svalů obklopujících ramenní kloub může vést k přetížení kloubu a vzniku instability.

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

Zdrojem dat byly snímky získané z projektu Human Visible Project (Ackerman 1999; 2016). Následně jsme vytvořili 3D model jednotlivých kostí a definovali algoritmus pro určení dráhy svalů. Principem algoritmu je, že sval probíhá dráhou s minimální délkou v rovině procházející odstupem a úponem svalu (Obr. 3).



Obr. 3: Algoritmus určení dráhy svalu na 3D kostní geometrii (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.

Pro výpočet svalových sil používáme následující vztah, kde  $F_i$  je velikost síly svalu,  $m_i$  je moment jednotkové síly svalu,  $\vec{t}_i$  jsou působišťe jednotlivých sil a  $\vec{P}_i$  jsou vektory vnějších sil:

$$\sum F_i \vec{m}_i = - \sum \vec{t}_i \times \vec{P}_i$$

Pro nalezení jedinečného řešení musíme přidat optimalizační kritérium (Crowinshield a Brand 1981):

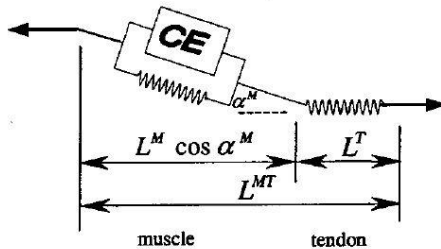
$$\min \sum \left( \frac{F_i}{F_{iso_i}} \right)^3$$

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

$$0 \leq F_i \leq F_{max}$$

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: kontraktilního prvku (CE), paralelního prvku (PE) a sériového prvku (SE) (Obr. 4).

Generovaná svalová síla je funkcí tří faktorů: aktivační hodnoty, normalizované délky svalové jednotky a normalizované rychlosti svalové jednotky.



Obr. 4: Znárodnění Hillova modelu (Thelen 2003).

Pro simulaci složitějších pohybů jsme využili softwarový nástroj OpenSim. Obecný pětisegmentový muskuloskeletální model horní končetiny s 10 stupni volnosti a pohyby byl převzat z měření podle Wu a kol. (2016).

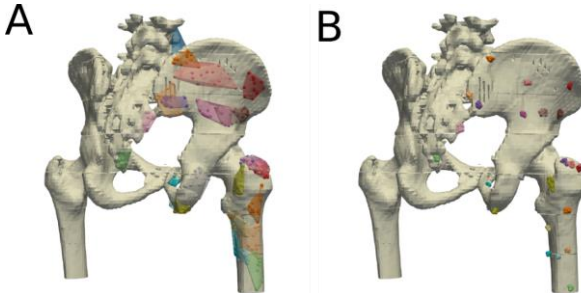
#### METODA URČENÍ STABILITY RAMENNÍHO KLOUBU

Standardním způsobem určení stability ramenního kloubu je určení tzv. úhlu stability glenoidu, dále glenoidální úhel. Úhel stability rovnováhy je maximální úhel, který může reakční síla humerálního kloubu vytvořit s glenoidní osou předtím, než dojde ke glenohumerální dislokaci. 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. 2).

## VÝSLEDKY

### VLIV KONSTRUKCE SVALOVĚ-KOSTERNÍHO MODELU NA ODHAD ZATÍŽENÍ KLOUBU

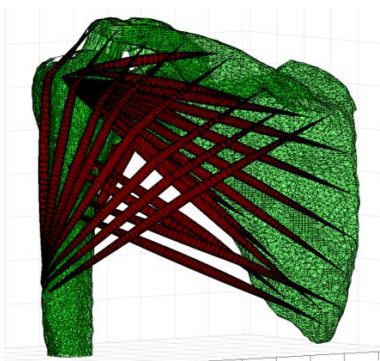
Když daný svalový model vytváří jeden hodnotitel (Obr. 5 – B), je rozptyl hodnot určených bodů odstupů a úponů mnohem menší, než když je stejný model vytvářen několika nezávislými hodnotiteli (Obr. 5 – A).



Obr. 5: Hodnoty odstupů a úponů určené nezávislými hodnotiteli (A) a určené jedním hodnotitelem (B). Plochy označují rozptyl jednotlivých hodnot mezi hodnotiteli (Votava et al. 2023).

### URČENÍ DRÁHY SVALŮ

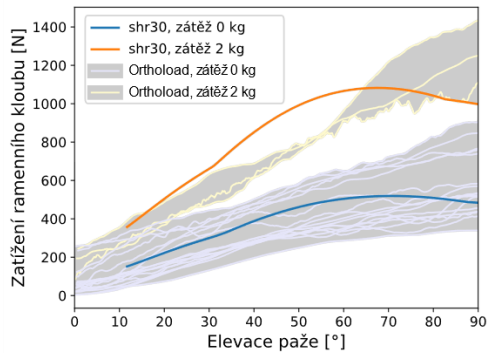
Zohlednění vlastního objemu svalových vláken je znázorněno na obr. 6. Hlavní výhodou nové metody je možnost přímého modelování interakce různých svalových vrstev.



Obr. 6: Kosterně-svalový model se vzájemnou interakcí mezi vlákny svalů (Votava et al. 2017b).

## SROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ MODELU S EXPERIMENTÁLNÍM MĚŘENÍM

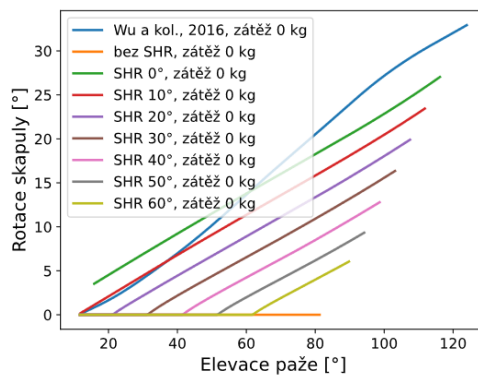
Na obr. 7 je zobrazeno srovnání hodnot vypočtených s experimentálně stanovenými daty. Je patrné, že námi využitý matematický model vykazuje dobrou shodu s experimentem bez přidaného zatížení.



Obr. 7: Zatížení glenohumerálního kloubu určené pomocí matematického modelu a měření s využitím instrumentované endoprotézy (Votava et al. 2019c).

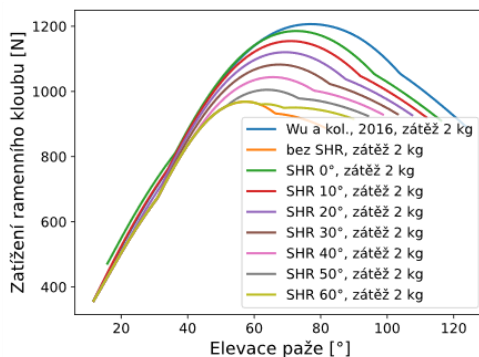
## KINEMATIKA SKAPULOHUMERÁLNÍHO SPOJENÍ

Na obr. 8 je znázorněno propojení kinematiky elevace ramene a rotace lopatky. Jako referenční křivka slouží kinematika skapulohumerálního spojení určená experimentálně (Wu et al. 2016).



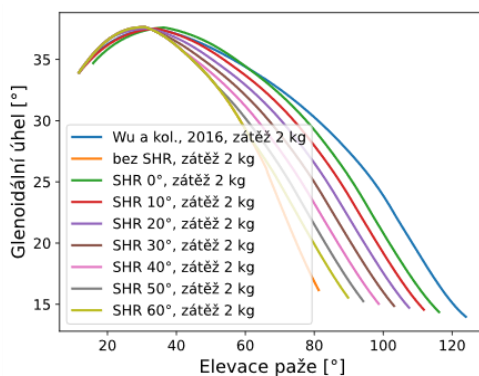
Obr. 8: Počátek rotace lopatky v závislosti na elevaci paže pro různé modely (Votava et al. 2019a).

Abdukce paže výrazně zvýší zatížení ramenního kloubu (Obr. 9). Paradoxně zapojení skapulohumerálního rytmu vede ke zvýšení zatížení ramenního kloubu.



Obr. 9: Zatížení ramenního kloubu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely s držením břemene (Votava et al. 2019c).

Z hlediska stability kloubů je důležitější směr síly vůči kloubní jamce než absolutní hodnota zatížení. Obr. 10 znázorňuje průběh glenoidálního úhlu při zvedání paže. Při studovaném pohybu je glenoidální úhel nejmenší při dosažení amplitudy pohybu. Znamená to, že při zvětšování úhlu elevace ramene dochází ke stabilizaci glenohumerálního kloubu.

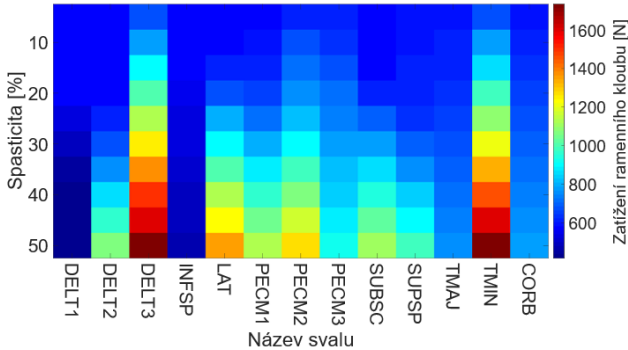


Obr. 10: Velikost glenoidálního úhlu v závislosti na elevaci (abdukci) paže pro různé modely s držením břemene (Votava et al. 2019c).



## VLIV PŘEDPĚTÍ A OCHABNUTÍ SVALŮ RAMENE

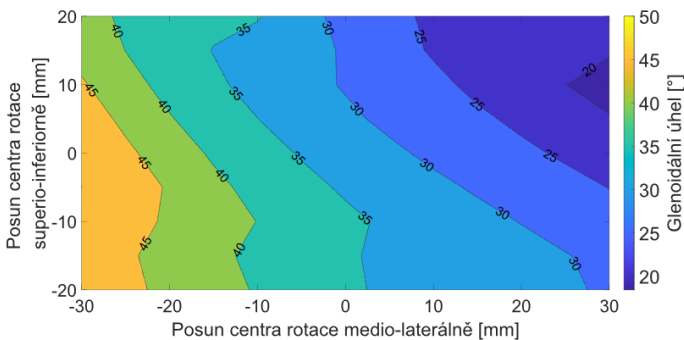
Obr. 11 ukazuje zatížení ramenního kloubu pro různé stupně svalové spasticity. Spasticita byla modelována jako procento maximální izometrické síly. Největší vliv na zatížení ramenního kloubu má spasticita v posteriorním segmentu deltového svalu a v musculus teres minor.



Obr. 11: Zatížení ramenního kloubu pro různé stupně svalové spasticity při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

## VLIV POSUNUTÍ CENTRA ROTACE

Stabilitu ramenního kloubu jsme stanovili prostřednictvím glenoidálního úhlu kloubu. Na obr. 12 vidíme, že maximální stability při úhlu abdukce 70° nedosáhneme při dosažení extrému posunu, nýbrž při nižších hodnotách, jak medio-laterálně tak supero-inferiorně.



Obr. 12: Velikost glenoidálního úhlu pro různá centra rotace humeru při elevaci paže 70° (Votava et al. 2019b).

## 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.

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).

## 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].

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].

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].

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].

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].

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].

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].

CROWNINSHIELD, Roy D. a Richard A. BRAND, 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* [online].

DEMPSTER, W. T., 1965. MECHANISMS OF SHOULDER MOVEMENT. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.

DI GIACOMO, Giovanni, Luigi PISCITELLI a Mattia PUGLIESE, 2018. The role of bone in glenohumeral stability. *EFORT Open Reviews* [online].

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.

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].

LINAKER, CH a K WALKER-BONE, 2015. SHOULDER DISORDERS AND OCCUPATION. *Best practice & research. Clinical rheumatology* [online]. **29**(3), 405–423. ISSN 1521-6942.

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.

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].

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].

THELEN, Darryl G., 2003. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering* [online].

VAN DER HELM, F.C.T., 1994. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* [online].

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].

## VLASTNÍ PUBLIKACE AUTORA

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.

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, ČVUT v Praze, 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: ČVUT v Praze, 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. 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.

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 v Praze, 2017