

Univerzita Karlova
Přírodovědecká fakulta

Studijní program: Biologie
Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Michal Struška

Rekonstrukce vlivu mletí obilí na svalovou aktivitu horní končetiny

Reconstruction of the influence of grinding technology on upper limb muscle activity

Diplomová práce

Školitel: doc. Mgr. Vladimír Sládek, Ph.D.

Praha, 2018

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, 30. 4. 2018

Michal Struška

Poděkování:

Děkuji doc. Mgr. Vladimíru Sládkovi, Ph.D. za vedení diplomové práce. Děkuji probandkám za účast v experimentu a členům Laboratoře antropologie kostní tkáně a Katedry antropologie a genetiky člověka za pomoc s přípravou diplomové práce. Děkuji rodičům a bratrovi za podporu v průběhu studia.

Abstrakt:

Proměny asymetrie robustnosti pažní kosti v průběhu holocénu byly interpretovány na základě analýzy aktivity svalů horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku. Cílem diplomové práce bylo ověřit, zda je možné zkoumat svalovou aktivitu horní končetiny při mletí na zrnotěrci a rotačním mlýnku pomocí svalu *musculus deltoideus (pars clavicularis)*, svalu *musculus infraspinatus*, svalu *musculus pectoralis major* a svalu *musculus triceps brachii (caput longum)*. Pomocí povrchové elektromyografie jsme analyzovali aktivitu většího souboru svalů dominantní horní končetiny zahrnujícího sval *musculus biceps brachii*, sval *musculus pectoralis major*, sval *musculus infraspinatus*, sval *musculus deltoideus (pars clavicularis)*, sval *musculus deltoideus (pars acromialis)*, sval *musculus deltoideus (pars spinalis)*, sval *musculus triceps brachii (caput laterale)* a sval *musculus triceps brachii (caput longum)* při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku u 25 probandek. V souladu s naším předpokladem byl *musculus biceps brachii* nejméně aktivním svalem při mletí na zrnotěrci a rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček, proto je možné sval *musculus biceps brachii* z analýzy srovnávající svalovou aktivitu horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku vynechat. Části svalu *musculus deltoideus (pars clavicularis, pars acromialis a pars spinalis)* byly aktivnější při mletí na rotačním mlýnku než na zrnotěrci, proto je možné ze souboru svalů pro srovnání svalové aktivity horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku vynechat část *pars acromialis a pars spinalis* svalu *musculus deltoideus*. Sval *musculus triceps brachii (caput laterale)* měl při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček vyšší aktivitu než při maximální volní izometrické kontrakci, což by mohlo znamenat, že aktivitu svalu *m. triceps brachii (caput laterale)* při mletí na rotačním mlýnku nelze odhadnout pomocí normalizace k nejvyšší volní izometrické kontrakci. Hlava *caput longum* svalu *musculus triceps brachii* by proto mohla být vhodnější pro odhad aktivity svalu *musculus triceps brachii*. Naše výsledky podporují výběr svalu *musculus infraspinatus*, svalu *musculus pectoralis major*, svalu *musculus deltoideus (pars clavicularis)* a svalu *musculus triceps brachii (caput longum)* pro analýzu svalové aktivity horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku.

Klíčová slova: svalová aktivita, mletí obilí, horní končetina, interindividuální variabilita, elektromyografie, zrnotěrka, rotační mlýnek

Abstract:

Interpretation of changes of humeral asymmetry during the Holocene period was based on the analysis of upper limb muscle activity during cereal grinding using the saddle quern and rotary quern. The aim of the diploma thesis was to test if the dominant upper limb muscle activity during cereal grinding using the saddle quern and rotary quern might be estimated by measuring the activity of *musculus deltoideus (pars clavicularis)*, *musculus infraspinatus*, *musculus pectoralis major* and *musculus triceps brachii (caput longum)*. Using surface electromyography, we have analyzed activity of *musculus biceps brachii*, *musculus deltoideus (pars clavicularis)*, *musculus deltoideus (pars acromialis)*, *musculus deltoideus (pars spinalis)*, *musculus pectoralis major*, *musculus infraspinatus*, *musculus triceps brachii (caput laterale)* and *musculus triceps brachii (caput longum)* during cereal grinding using the saddle quern and rotary quern in 25 subjects. Consistent with our prediction, *musculus biceps brachii* was the least active muscle during saddle quern grinding and clockwise rotary grinding, therefore it is possible to exclude *musculus biceps brachii* from the sample of analyzed muscles. *Pars clavicularis*, *pars acromialis* and *pars spinalis* of *musculus deltoideus* were more active during rotary quern grinding than saddle quern grinding; it is therefore possible to exclude *pars acromialis* and *pars spinalis* of *musculus deltoideus* from the muscle sample for comparison of upper limb muscle activity during cereal grinding using the saddle quern and rotary quern. The activity of *musculus triceps brachii (caput laterale)* during clockwise rotary grinding was greater than its activity during maximum voluntary isometric contraction, which could mean that the activity of *musculus triceps brachii (caput laterale)* during rotary grinding cannot be estimated using normalization to maximum isometric voluntary contraction. Therefore, *caput longum* of *musculus triceps brachii* could be better for estimation of activity of *musculus triceps brachii*. Our results supported the selection of *musculus infraspinatus*, *musculus pectoralis major*, *musculus deltoideus (pars clavicularis)* and *musculus triceps brachii (caput longum)* for analysis of upper limb muscle activity during cereal grinding using the saddle quern and rotary quern.

Key words: muscle activity, cereal grinding, upper limb, interindividual variability, electromyography, saddle quern, rotary quern

Obsah

1	Úvod.....	1
1.1	Mletí: archeologie a etnografie.....	1
1.2	Mletí: kosterní znaky.....	6
1.3	Mletí: svalová aktivita.....	8
1.3.1	Elektromyografie.....	8
1.3.2	Variabilita svalové aktivity.....	10
2	Cíle práce.....	15
3	Materiál a metody.....	16
3.1	Soubor.....	16
3.2	Příprava měření.....	16
3.3	Měřené svaly.....	17
3.4	Maximální volní izometrická kontrakce.....	18
3.5	Použitá mlecí zařízení.....	20
3.6	Protokol o mletí.....	21
3.7	Zpracování elektromyografického signálu.....	22
3.8	Analýza dat.....	23
3.9	Chyba měření.....	25
3.10	Statistické zpracování.....	26
4	Výsledky.....	26
4.1	Svalová aktivita při mletí na znotěrce.....	26
4.2	Svalová aktivita při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček.....	27
4.3	Svalová aktivita při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček.....	29
4.4	Interindividuální variabilita svalové aktivity.....	30
5	Diskuze.....	31
5.1	Odhad celkové svalové aktivity horní končetiny.....	31
5.2	Srovnání aktivity čtyř svalů se studií Sládek et al. (2016a).....	31
5.3	Aktivita osmi svalů horní končetiny.....	32
5.4	Limity práce.....	35
6	Závěr.....	36
7	Bibliografie.....	38
8	Přílohy.....	44
8.1	Tabulky.....	44
8.2	Grafy.....	51
8.3	Obrázky.....	62

1 Úvod

Archeologické nálezy svědčí o tom, že mletí potravin pomocí ručních mlecích nástrojů existovalo již ve středním svrchním paleolitu, přibližně před 30 000 lety (Revedin et al., 2010; Mariotti Lippi et al., 2015). Od svého vzniku byly ruční mlecí nástroje používány v různých oblastech světa (Searcy, 2006; Hamon, 2008; Liu et al., 2010; Hamon and Le Gall, 2013). Přestože byly ruční mlecí nástroje později v některých oblastech nahrazeny mlecími nástroji poháněnými vodou, větrem a recentně také benzínem nebo elektřinou (David, 1998; Parton, 2011), používání manuálních nástrojů k mletí obilí pokračuje v některých populacích až dodnes (Hamon and Le Gall, 2013; Alonso et al., 2014).

Mletí potravy ovlivňuje člověka především z hlediska časové a energetické investice. Namletí rostlinné stravy zvyšuje nutriční zisk z mletého produktu (Payler et al., 1975; Stahl, 1989; Wright, 1994). Na druhou stranu, ruční mletí potravy vyžaduje svalovou aktivitu horní končetiny (Sládek et al., 2016a) a pravděpodobně i jiných částí těla a lze proto předpokládat, že při mletí potravy dochází k výdeji energie. Mletí potravy na ručních mlecích nástrojích je navíc aktivitou, která vyžaduje každodenní časovou investici v řádu hodin (Searcy, 2006; Hamon and Le Gall, 2013; Sládek et al., 2016a). Jak časový vklad, tak vklad svalové aktivity se pravděpodobně měnily v čase v závislosti na změnách používaných mlecích nástrojů (Sládek et al., 2016a; Mildwaters and Clarkson, 2018). Mletí obilí a jeho proměny v čase tak ovlivňují vztah mezi náklady vloženými do přípravy potravy a ziskem, který z namletí potravy plyne (Stahl, 1989; Wright, 1994). Kvůli tomu byl pro člověka důležitý nejen vznik, ale i vývoj a změny ručních mlecích nástrojů.

Mletí potravy a jiných materiálů bylo předmětem řady experimentálních archeologických výzkumů. Část výzkumů byla zaměřena na porovnávání efektivity jednotlivých mlecích nástrojů (Holodňák, 2001; Sládek et al., 2016a; Mildwaters and Clarkson, 2018) a na vliv mletí různých materiálů na opotřebení mlecích nástrojů (Dubreuil, 2004; Hamon, 2008). Studie autorů Sládek et al. (2016a) byla zaměřená na rekonstrukci vlivu asymetrie aktivity svalů horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku na asymetrii robustnosti pažní kosti v průběhu holocénu (Sládek et al., 2016b).

1.1 Mletí: archeologie a etnografie

Mlecí nástroje je možné rozdělit na nerotační a rotační (Curwen, 1937). Mletí na nerotačních mlecích nástrojích probíhá pomocí reciprokých nebo nepravidelných pohybů

(Curwen, 1937). Rotační mletí probíhá pomocí rotačního pohybu. Nerotační mlecí nástroje můžeme rozdělit na hmoždíře, zrnotěrky (Curwen, 1937) a mlýnky řeckého typu, které jsou přechodem od nerotačních k rotačním mlecím nástrojům (Holodňák, 2001; Beranová and Kubačák, 2010). V této studii se budeme blíže zabývat pouze dvěma typy, zrnotěrkou a rotačním mlýnkem, protože tyto mlecí zařízení pravděpodobně způsobily změny manipulativního chování v holocénu (Sládek et al., 2016a; b).

Zrnotěrky existovaly již v paleolitu, ale vyšší frekvence jejich výskytu a vyšší frekvence výskytu mlecích nástrojů v nalezištích Levanty obecně přichází až na konci paleolitu a začátkem neolitu (Wright, 1994). Zrnotěrka se skládá ze dvou kamenných částí (obrázek 1). Větší kámen, který při mletí zůstává nehybný na podkladu, se nazývá drtidlo (Danielisová et al., 2011). Menší kámen, kterým je při mletí pohybováno, se nazývá drtič (Danielisová et al., 2011).

Rotační mlýnky vznikly a rozšířily se po Evropě pravděpodobně v 6. století př. n. l. (Wefers, 2011). Rotační mlýnek se skládá ze dvou kamenných částí a několika dalších součástí (obrázek 2). Obě kamenné části mají diskovitý tvar (Wefers, 2011). Horní kámen rotačního mlýnku, kterým je při mletí otáčeno se nazývá běhoun (Waldhauser, 1981; Danielisová et al., 2011). Dolní kámen rotačního mlýnku, který zůstává při mletí nehybný, se nazývá ležák (Danielisová et al., 2011). Střed běhounu je provrtaný a v otvoru se nachází osa, kolem které se běhoun otáčí (Wefers, 2011). Osu s běhounem spojuje tzv. papřice (Beranová and Kubačák, 2010). V horní ploše běhounu je násypka, do které se sype obilí nebo jiný mletý materiál. Obilí sypané do násypky propadá kolem osy mezi běhoun a ležák. Mlecí plocha běhounu je konkávní (Wefers, 2011). Mlecí plocha ležáku je konvexní (Wefers, 2011). Ve střední části mlýnku je mezi běhounem a ležákem mezera, mlecí kameny se stýkají pouze na okrajích mlecích ploch, kde je mletý materiál drcen (Wefers, 2011). Rotační mlýnek se otáčí kolem osy vyrobené ze dřeva, nebo železa (Parton, 2011). Rotační mlýnky mohou mít horizontálně nebo vertikálně směřující držadlo (Curwen, 1937; Holodňák, 2001; Parton, 2011).

Pro rekonstrukci svalové aktivity při mletí obilí je důležité zvolit, jaký rostlinný nebo jiný materiál je pro rekonstrukci použit. Druh mletého materiálu má vliv na časovou náročnost mletí (Mildwaters and Clarkson, 2018) a mohl by mít vliv na motoriku mletí. Ruční mlecí nástroje jsou nebo byly používány k mletí různých anorganických, rostlinných, ale i živočišných materiálů a tkání (David, 1998; Dubreuil, 2004; Hamon, 2008). Mlecí nástroje

byly používány k drcení pigmentů (Pedersen et al., 2016) nebo opracování kostí (David, 1998). Dubreuil (2004) ukázala, že krom mletí rostlinné stravy byly nerotační mlecí nástroje na blízkém východě používány ke zpracování kůže a drcení minerálů. Hamon (2008) zjistil na základě analýzy mlecích povrchů, že některé mlecí nástroje byly používány ke zpracování živočišných tkání. Z rostlinných druhů je na nerotačních mlecích nástrojích mleta například kukuřice (*Zea mays*; Searcy, 2006; Hamon and Le Gall, 2013), proso (*Panicum pennisetum*), čirok (*sorghum*; Hamon and Le Gall, 2013), oves (*Avena sp.*; Mariotti Lippi et al., 2015) nebo žaludy (*Quercus sp.*; Liu et al., 2010). Rotační mlýnky jsou používány k mletí bobu obecného (*Vicia faba*; Parton, 2011) nebo pšenice (*Triticum aestivum*, *Triticum durum*; Alonso et al. 2014). Mlecí nástroje byly používány k mletí semen i podzemních zásobních orgánů rostlin (Pedersen et al., 2016).

Pohlaví jedince, který mlecí nástroj používá, by mohlo ovlivnit efektivitu mletí a možná i svalovou aktivita při mletí obilí. Na základě analýzy etnografických pozorování souborů z celého světa lze předpokládat, že do aktivit spojených s mletím obilí a zpracováním potravy obecně se pravděpodobně ve větší míře zapojovaly ženy (Murdock and Provost, 1973). Muži se naopak častěji zapojovali do lovu (Murdock and Provost, 1973). V etnografických studiích jsou jako jedinci používající mlecí nástroje zmiňovány převážně ženy (David, 1998; Searcy, 2006; Hamon and Le Gall, 2013; Alonso et al., 2014), i když na základě rozměrů některých mlecích nástrojů není vyloučeno, že se do mletí mohli zapojit i muži (David, 1998). Častější výskyt kosterních znaků spojovaných s mletím obilí také odpovídá vyššímu zapojení žen do mletí obilí (Eshed et al., 2004; Sadvari et al., 2015; Sládek et al., 2016b; Macintosh et al., 2017).

Věk, od kterého jedinci mleli obilí na ručních mlecích nástrojích, by mohl ovlivnit funkční adaptace zatěžovaných kostí (Bass et al., 2002; Ruff et al., 2006). Podle etnografických studií můžou být do mletí dívky zapojeny určitou měrou už před pubertou (Hamon and Le Gall, 2013). Hamon a Le Gall (2013) zmiňují postupný proces, kterým se dívky ve vesnicích v Mali postupně zapojují do zpracování potravy už od 6 nebo 7 let. Dívky se nejdříve zapojují do drcení koření na hmoždíři a o 1–2 roky později se účastní mletí prosa na zrnotěrce (Hamon and Le Gall, 2013). Před pubertou dochází k výraznější periostální apozici kosti než v pubertě nebo u dospělých jedinců (Bass et al., 2002; Ruff et al., 2006). Zapojení dívek do mletí obilí před pubertou tak podporuje vztah mezi mletím obilí a

kosterními změnami. Věk a zkušenosti jedince s mletím by mohly ovlivnit časovou náročnost a efektivitu mletí (Hamon and Le Gall, 2013).

Pozici jedince při mletí na zrnotěrci nebo rotačním mlýnku je možné odvozovat z dobových uměleckých zobrazení (Samuel, 2010), z etnografických pozorování (Hamon and Le Gall, 2013) a z kosterních znaků (Ubelaker, 1979; Molleson, 1989; Sadvari et al., 2015). Samuel (2010) na základě dobových uměleckých ztvárnění vyvodil pro mletí na zrnotěrci v Egyptě jako možnou polohu vkleče i vestoje. Hamon a Le Gall (2013) ve své etnografické studii pozorovali mletí na zrnotěrci vkleče. Na základě kosterních změn na nártních kostech a distálních částech stehenních kostí v některých minulých zemědělských populacích se dá rovněž předpokládat pozice vkleče (Ubelaker, 1979; Molleson, 1989; Sadvari et al., 2015). Pozice, ve které byl mlecí nástroj nalezen, může také napovídat o způsobu jeho použití, kolektiv autorů Sadvari et al. (2015) na základě nálezové situace zrnotěrek v oblasti Çatalhöyük předpokládá, že mletí probíhalo v pozici vkleče. Rotační mlýnky se v etnografických záznamech vyskytují jak na zemi (Alonso et al., 2014), tak na podstavcích (Parton, 2011), což napovídá tomu, že jedinec při jejich používání může stát, klečet nebo sedět (Alonso et al., 2014).

Zda je do mletí na zrnotěrci nebo rotačním mlýnku zapojena jedna, nebo obě horní končetiny bylo předmětem diskuze ve studii Sládek et al. (2016a). U zrnotěrky se v literatuře objevuje jednoruční i obouruční způsob použití (Hamon and Le Gall, 2013; Sadvari et al., 2015). Etnografické záznamy (Searcy, 2006; Hamon and Le Gall, 2013) uvádějí obouruční způsob použití. Na druhou stranu, Adams (1999) zmiňuje jednoruční způsob mletí cirkulárními pohyby drtiče, který by měl souviset s plochým nebo konkávním tvarem drtidla. To znamená, že způsob použití je závislý na tvaru mlecího nástroje. Cirkulárnímu pohybu na zrnotěrci odpovídá také vyšší míra osteoartritidy zápěstí u žen oproti mužům, kterou pozoroval kolektiv autorů Sadvari et al. (2015) u neolitického souboru z oblasti Çatalhöyük. U rotačního mlýnku je zmínka o způsobu použití v literatuře méně než u zrnotěrky. Alonso et al. (2014) pozorovali jednoruční způsob používání rotačního mlýnku, kdy jedna horní končetina sloužila k otáčení běhounu a druhou rukou bylo do otvoru v běhounu průběžně dosypáváno mleté zrní.

Doklady o časové náročnosti mletí rostlinné stravy vycházejí ze dvou typů pozorování. Prvním jsou etnografická pozorování dnešních populací, které používají mlecí nástroje (Searcy, 2006; Hamon and Le Gall, 2013). Druhým zdrojem jsou experimentální pozorování

mletí na rekonstruovaných ručních mlecích nástrojích (Sládek et al., 2016a; Mildwaters and Clarkson, 2018).

Searcy (2006) odhadoval čas strávený mletím kukuřičných semen pro produkci takového množství kukuřičných placek, které by uspokojilo potřeby pěti lidí na jeden den. Analýza některých předchozích etnografických studií a vlastní etnografické pozorování autora (Searcy, 2006) ukázaly, že čas strávený mletím na zrnotěrci by se měl pohybovat mezi 270 a 300 minutami denně. Hamon and Le Gall (2013) popisují mletí na zrnotěrci v 10–15 minut dlouhých sekvencích, kterých je pro potřeby jedné desetičlenné rodiny nezbytné vykonat nejméně deset. Tento popis odpovídá, pokud vezmeme jako délku jedné sekvence mletí 12,5 minut, celkovému času nejméně 126 minut denně.

Odhady časové náročnosti mletí obilí na základě experimentálních rekonstrukcí existují jak pro mletí na zrnotěrci, tak na rotačním mlýnku. Sládek et al. (2016a) odhadli čas potřebný pro namletí jednoho kilogramu pšenice dvouzrnky na zrnotěrci na 86 minut. Samuel (2010) došel na základě experimentálního mletí pšenice na zrnotěrci k odhadu, který by odpovídal 75 minutám mletí pro produkci kilogramu mouky. Mildwaters a Clarkson (2018) odhadli čas potřebný pro namletí kilogramu mouky na zrnotěrci v průměru přes různá mletá semena na 84 až 306 minut pro zrnotěrky různých velikostí a stupňů opotřebení. Namletí kilogramu pšenice na rotačním mlýnku by mělo, podle odhadu ze studie autorů Sládek et al. (2016a), trvat přibližně 20 minut.

Odlisné odhady časového náročnosti mletí v různých studiích jsou pravděpodobně způsobeny faktory, které se týkají jak mlecího nástroje, tak jedince, který mlecí nástroj používá (Searcy, 2006; Hamon and Le Gall, 2013). Searcy (2006) mezi vlastnosti zrnotěrky, které mohou ovlivňovat mletí kukuřičných semen, řadí typ spodního kamene (tzv. drtidla) a materiál, z něhož je drtidlo vyrobeno. Mildwaters a Clarkson (2018) ověřovali vliv velikosti drtidla a opotřebení drtidla na efektivitu mletí pšenice na zrnotěrci a zjistili, že zrnotěrky s většími drtidly byly efektivnější než zrnotěrky s menšími drtidly. Čas potřebný k namletí kilogramu stejného produktu byl průměrně 108 minut na velkých zrnotěrkách a 246 minut na malých zrnotěrkách (Mildwaters and Clarkson, 2018). Mildwaters a Clarkson (2018) se dále snažili zjistit, zda existuje rozdíl efektivit mezi rotačním a reciprokým způsobem mletí na zrnotěrci. Autoři ukázali, že existuje rozdíl v efektivitě, ale jejich experimentální design neumožňoval tuto možnost ověřit s dostatečnou mírou jistoty. Dalším faktorem ovlivňujícím efektivitu mletí na zrnotěrci je typ mletého materiálu. Mildwaters a Clarkson (2018)

porovnávali efektivitu mletí semen tří druhů, *Panicum maximum*, *Panicum miliaceum* a *Sorghum bicolor*, pomocí zrnotěrky. Autoři ukázali, že se efektivita mletí liší v závislosti na tom, zda jsou mletá semena suchá nebo mokrá (Mildwaters and Clarkson, 2018).

1.2 Mletí: kosterní znaky

Na základě časové náročnosti lze očekávat, že mletí obilí je jednou z aktivit, která může způsobovat funkční adaptace kostí (Sládek et al., 2016a; b; Macintosh et al., 2017). Vznik a proměny mlecích technologií v minulých populacích člověka je tak možné sledovat pomocí nálezů mlecích nástrojů (Wright, 1991) nebo pomocí znaků na kostrách tehdejších jedinců (Molleson, 1989; Sládek et al., 2016a).

Kosterní znaky vznikají jako funkční adaptace kosti na fyzickou námahu (Ruff et al., 2006; Ruff, 2018). Tyto adaptace se mohou projevit změnou biomechanických parametrů příčného průřezu kostí (Haapasalo et al., 2000; Ruff et al., 2006; Carlson and Judex, 2007). Kosterní znaky, které indikují mletí obilí, se mohou nacházet na dolní i horní končetině

Ubelaker (1979) spojuje alterace na kloubních ploškách metatarsů nohy a kloubních ploškách proximálních článků prvního prstu nohy s mletím kukuřice na zrnotěrce. Zmíněné kosterní změny na nohách by mohly být odpovědí na opakovanou dorsální flexi prstů nohou, ke které mohlo docházet během pozice vkleče při mletí na zrnotěrce (Ubelaker, 1979). Tyto znaky byly nalezeny v populacích oblasti Abu Hureyra (Sýrie; Molleson, 1989) a oblasti Ayalan (Ekvádor; Ubelaker, 1979). Další částí dolní končetiny, která by mohla souviset s mletím obilí, jsou kondyly stehenní kosti, na nichž by se dlouhotrvající pozici vkleče mohly vytvářet plošky (Ubelaker, 1979). Ubelaker (1979) pozoroval společný výskyt znaků na metatarsech nebo člancích prstu a změn na stehenní kosti, kdy 79 % jedinců s kosterními změnami na metatarsech mělo zároveň kosterní změny na stehenní kosti. Sadvari et al. (2015) zjistili u žen z oblasti Çatalhöyük vyšší frekvenci výskytu osteoartritidy v kyčelním kloubu než u mužů. Osteoartritida v kyčelním kloubu by mohla vznikat namáháním kloubu při mletí vkleče na zrnotěrce (Sadvari et al., 2015).

Molleson (1989) uvádí, jako další možné kosterní změny související s mletím na zrnotěrce, výraznější úpon svalu *m. biceps brachii* na útvaru *tuberositas radii* a úpon svalu *m. deltoideus* na útvaru *tuberositas deltoidea*. Tyto znaky se obvykle objevovaly v populaci oblasti Abu Hureyra a podle Molleson (1989) by mohly souviset s pohybem horní končetiny a trupu během mletí obilí na zrnotěrce. U neolitických populací jižní Levanty došlo oproti

předchozím populacím natúfienu ke snížení robustnosti a bilaterální asymetrie robustnosti úponu svalu *m. deltoideus* (Eshed et al., 2004). Tato změna by mohla souviset s relativně bilaterálně symetričtější zátěží pažních kostí při používání zrnotěrky oproti hmoždíři používanému v natúfienu (Eshed et al., 2004). Molleson (1989) jako další možné znaky související s mletím obilí uvádí výskyt opotřebených zubů u nejmladších jedinců v populaci oblasti Abu Hureyra a degenerativní změny obratlů kaudální části páteře.

Nízká asymetrie svalové aktivity při mletí na zrnotěrce vysvětluje pokles asymetrie síly pažní kosti mezi mezolitem a neolitem (Sládek et al., 2016b), kdy se zvyšovala závislost lidí na pěstovaných potravinách. Vysoká stranová asymetrie aktivity svalů horní končetiny při mletí na rotačním mlýnku vysvětluje zvýšení asymetrie síly pažní kosti v době železné (Sládek et al., 2016b), kdy se v Evropě rozšířily rotační mlýnky (Wefers, 2011).

Kolektiv autorů Sadvari et al. (2015) hledal rozdíly kosterních znaků mezi pozůstatky mužů a žen z oblasti Çatalhöyük. Autoři zjistili, že ramenní kloub, loketní kloub a klouby ruky mají vyšší frekvenci výskytu osteoartritidy na pravé než na levé straně těla u mužů i u žen. U mužské části populace tomuto trendu odpovídal i výskyt osteoartritidy u zápěstního kloubu (Sadvari et al., 2015). Naopak ženy měly vyšší frekvenci osteoartritidy zápěstí u levé horní končetiny než u pravé (Sadvari et al., 2015). U mužů by příčinou konzistentního trendu bilaterální asymetrie osteoartritidy mohl být způsob lovu házením, zatímco u žen by mohl být trend narušen střídáním obouručního a jednoručního mletí obilí na zrnotěrkách.

Mletí obilí je jednou z aktivit, které by mohly souviset se změnou manipulativního chování na přelomu pleistocénu a holocénu (Sládek et al., 2016b). V období konce paleolitu a začátku mezolitu došlo u jedinců mužského pohlaví ke snížení asymetrie robustnosti pažní kosti. U mužů byl pravděpodobnou příčinou změny robustnosti nový způsob lovu pomocí lukostřelby (Sládek et al., 2016b). U žen došlo ke snížení asymetrie robustnosti pažní kosti až na přelomu mezolitu a neolitu a pravděpodobnou příčinou bylo mletí obilí pomocí zrnotěrky (Sládek et al., 2016a; b). Vznik a rozšíření nového mlecího nástroje, rotačního mlýnku, v době železné byl pravděpodobně příčinou dalších změn manipulativního chování. Tyto změny jsou reflektované ve zvýšené bilaterální asymetrii pažních kostí žen z doby železné (Sládek et al., 2016a; b).

1.3 Mletí: svalová aktivita

Funkční adaptace kostry horní končetiny spojené s mletím vznikají jako následek síly, kterou působí kontrakce svalů horní končetiny. Experimentální rekonstrukce aktivit minulých populací umožňují odhad asymetrie (Shaw et al., 2012; Sládek et al., 2016a), velikosti a směru (Schmitt et al., 2003) svalové zátěže působící při habituální aktivitě na kostru horní končetiny. Experimentální rekonstrukce aktivity minulých populací tak může pomoci nalézt příčinu vzniku funkčních adaptací na kostře (Ruff, 2018). Experimentální studie v antropologii zabývající se pohybem horní končetiny se častěji soustředí na jiné habituální aktivity vykonávané minulými populacemi, například na výrobu a používání kamenných nástrojů (Marzke et al., 1998; Rein et al., 2013) a na způsob lovu (Schmitt et al., 2003; Shaw et al., 2012; Roach and Richmond, 2015).

Aktivita svalů horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci byla charakterizována především vysokou aktivitou svalu *m. triceps brachii* (Sládek et al., 2016a). Další čtyři svaly zodpovědné za pohyb v ramenním kloubu byly relativně neaktivní (Sládek et al., 2016a). Svalová zátěž při mletí na zrnotěrci tak byla soustředěna pravděpodobně hlavně v oblasti loketního kloubu (Sládek et al., 2016a). Aktivita svalů *m. deltoideus (p. clavicularis)*, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major*, *m. triceps brachii* nebyla při mletí na zrnotěrci rozdílná mezi pravou a levou horní končetinou. Aktivita stejných svalů horní končetiny při mletí na rotačním mlýnku byla naopak u většiny svalů signifikantně bilaterálně asymetrická (Sládek et al., 2016a). Svalová aktivita horní končetiny byla při mletí na rotačním mlýnku rovnoměrněji rozložena mezi sval *m. deltoideus (p. clavicularis)*, sval *m. infraspinatus*, sval *m. pectoralis major* a hlavu *c. longum* svalu *m. triceps brachii* (Sládek et al., 2016a). Aktivita svalů horní končetiny při mletí na rotačním mlýnku tak ukazuje spíše na rovnoměrné rozložení zátěže mezi svaly horní končetiny a zároveň na rovnoměrnější zátěž loketního a ramenního kloubu (Sládek et al., 2016a). Mletí na rotačním mlýnku a na zrnotěrci se liší i v celkové svalové zátěži horní končetiny vyjádřené jako součet aktivity jednotlivých svalů horní končetiny. Rotační mlýnek vyžaduje větší množství svalové aktivity horní končetiny na sekundu mletí než zrnotěrka (Sládek et al., 2016a). Naopak pro namletí určitého množství pšenice vyžaduje mletí na zrnotěrci větší svalovou aktivitu než mletí na rotačním mlýnku (Sládek et al., 2016a).

1.3.1 Elektromyografie

Odhad svalové aktivity pomocí elektromyografie může být ovlivněn jednak zvolenou metodou a jednak faktory spojenými s variabilitou pohybu. Elektromyografický (EMG) signál

je záznamem akčního potenciálu, který probíhá po membráně svalových vláken (Konrad, 2006) a působí kontrakci svalu. Funkční jednotkou svalu je motorická jednotka složená z motoneuronu a svalových buněk, které jsou daným motoneuronem inervovány (Basmajian and De Luca, 1979). Elektromyografický signál vzniká jako superpozice akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek (Konrad, 2006). Elektromyografický signál je závislý na počtu aktivovaných motorických jednotek a na frekvenci impulzů motoneuronů motorických jednotek (Konrad, 2006).

Nervové impulzy jdoucí do svalu, jejichž vlastnosti popisuje EMG signál, jsou sice příčinou kontrakce svalu, ale nejsou jediným faktorem ovlivňujícím výslednou kontrakci svalu. Další faktory, které ovlivňují kontrakci svalu, můžeme rozdělit na vnější a vnitřní (De Luca, 1997).

Jako vnější jsou označovány faktory související s metodou elektromyografického měření. Jedná se o velikost a tvar detekčních ploch, kdy se v závislosti na těchto parametrech mění velikost objemu snímané části svalu (De Luca, 1997). Nerovnoměrnost aktivace motorických jednotek uvnitř svalu může způsobit různou změřenou aktivitu svalu v závislosti na počtu snímaných motorických jednotek (Staudenmann et al., 2009). Dalším vnějším faktorem souvisejícím s typem senzorů je vzdálenost mezi snímacími plochami elektrod, která ovlivňuje amplitudu snímaného signálu (De Luca, 1997; Malek et al., 2006). Měřenou svalovou aktivitu může ovlivnit poloha senzoru ve vztahu k nervosvalové ploténce motorické jednotky a ve vztahu ke šlaše svalu (De Luca, 1997; Mesin et al., 2009). Orientace senzorů vůči vláknům snímaného svalu má rovněž vliv na amplitudu signálu (De Luca, 1997; Staudenmann et al., 2006). Špatné umístění EMG senzorů může způsobit rušení EMG signálu z měřeného svalu signálem z vedlejších svalů, tzv. *crossstalk* (De Luca, 1997). Chybám souvisejícím s umístěním senzorů by mělo být možné předejít dodržováním doporučení o standardním umístění senzorů (Hermens et al., 2000).

Jako vnitřní jsou označovány faktory spojené s charakteristikami svalu (De Luca, 1997). Mezi vnitřní faktory ovlivňující svalovou aktivitu patří počet aktivních motorických jednotek, poměr různých typů vláken v měřeném svalu (Henning and Lomo, 1985; De Luca, 1997), průměr svalových vláken, poloha aktivní motorické jednotky ve vztahu k senzoru a množství tkáně mezi snímacími plochami senzoru a aktivní motorickou jednotkou (De Luca, 1997; Konrad, 2006).

U dynamických kontrakcí je vztah mezi aktivitou svalu měřenou pomocí elektromyografu a silou kontrakce svalu komplikován především měnící se délkou svalového vlákna a rychlostí kontrakce (De Luca, 1997). Kvantitativní odvození síly kontrakce z aktivity svalu během dynamické kontrakce není bez kontroly vlivu délky svalových vláken a rychlosti kontrakce možný (De Luca, 1997).

1.3.2 Variabilita svalové aktivity

Odlišnosti aktivace svalů můžeme najít jednak při vzájemně odlišných pohybových úkonech a jednak při stejných pohybových úkonech mezi jedinci. Variabilita mezi pohybovými úkony umožňuje charakterizovat různé pohybové úkony vzájemně odlišnými kombinacemi aktivních svalů. Tato variabilita nám následně umožňuje sledovat biomechanické rozdíly při rekonstrukcích chování minulých populací. Toho využili autoři například při hledání příčiny pravostranné asymetrie pažních kostí neandrtálců (Shaw et al., 2012) nebo při hledání příčin měnící se bilaterální asymetrie pažní kosti v průběhu holocénu (Sládek et al., 2016a). Variabilita svalové aktivity při provedení stejného pohybového úkonu naopak komplikuje charakterizaci daného pohybu pomocí aktivity omezeného počtu svalu.

Variabilitu svalové aktivity při provedení stejného pohybového úkonu lze dále rozdělit na intraindividuální a interindividuální variabilitu. Intraindividuální variabilita popisuje variabilitu svalové aktivity v rámci jednoho jedince při opakování pohybu. Interindividuální variabilita popisuje variabilitu svalové aktivity mezi jedinci. Intraindividuální a interindividuální variabilita aktivity svalů pravděpodobně souvisí s konceptem svalové redundance (*muscle redundancy*; Hug et al., 2008; Madeleine et al., 2008).

Koncept svalové redundance vychází z existence velkého množství svalů shromážděných kolem jednoho kloubu, pomocí nichž jsou jedinci schopni vykonat stejný pohyb více různými způsoby (Prilutsky and Zatsiorsky, 2002). Množství způsobů, pomocí kterých lze provést pohyb umožňuje jedinci adaptovat se na změny podmínek pohybu (Winter, 1984). Ze svalové redundance vyplývá otázka, zda jsou všechny svaly pro určité silové působení stejně důležité a pokud se v tomto ohledu liší, tak které svaly jsou pro dané silové působení nezbytné (Kutch and Valero-Cuevas, 2011). Svalová redundance by mohla skrze zvýšenou intraindividuální variabilitu aktivity svalů snižovat riziko svalové únavy nebo zranění (Madeleine et al., 2008; Tomiak et al., 2015).

Vyšší míra variability svalové aktivity než je míra variability působené síly (Hug et al., 2008) může být způsobena svalovými synergii. Synergie je definována jako společná aktivace skupiny svalů, která je v čase neměnná (d'Avella and Bizzi, 2005). Kolektiv autorů Hug et al. (2010) zkoumal aktivitu svalů dolní končetiny při šlapání na kole. Autoři zjistili, že mezi jedinci existuje variabilita ve svalové aktivitě. Autoři však zároveň zjistili, že aktivita deseti svalů dolní končetiny se dá popsat použitím tří svalových synergií, které vysvětlí v průměru mezi 89,9 a 96,6 % variability aktivity svalů. K podobnému výsledku došel i kolektiv autorů Ivanenko et al. (2004), když zjistil, že 95 % variability aktivity svalů dolní končetiny při chůzi lze vysvětlit pomocí pěti společných svalových vzorců. Svalové synergie by tak mohly sloužit ke zjednodušení koordinace pohybových úkonů a k vyřešení problému velkého počtu stupňů volnosti (Ting, 2004).

Interindividuální variabilita svalové aktivity se může projevit u různých pohybů (Arsenault et al., 1986; Winter and Yack, 1987; Fjellman-Wiklund et al., 2004; Hug et al., 2008, 2010; De Marchis et al., 2013; Martens et al., 2016). Winter a Yack (1987) pozorovali při chůzi zdravých jedinců interindividuální variabilitu, která se při vyjádření pomocí koeficientu variability (% CV) pohybovala pro některé svaly až kolem 60 %. Aktivita svalů dolní končetiny má při chůzi současně nízkou intraindividuální a vysokou interindividuální variabilitu, což by mohlo ukazovat na stálý motorický program jedince, který se ale mezi jedinci liší (Arsenault et al., 1986). Vysoká interindividuální variabilita svalové aktivity je pozorovaná i u pohybů horní končetiny, např. plavání (Martens et al., 2016) nebo hry na hudební nástroje (Fjellman-Wiklund et al., 2004).

Jednou z příčin interindividuální variability v provedení pohybu může být trénink (Häkkinen and Komi, 1983; Higbie et al., 1996), kdy jedinci, kteří pravidelně vykonávají daný pohyb, mají odlišný vzorec svalové aktivity od nováčků. Variabilita zkušeností s pohybem však není jediným faktorem, který interindividuální variabilitu determinuje, protože i ve studiích s homogenními soubory je pozorována vysoká interindividuální variabilita (Hug et al., 2008). Vysoká interindividuální variabilita byla například při šlapání na kole pozorována v souboru zkušených profesionálů (Hug et al., 2008) i v souboru nezkušených nováčků (De Marchis et al., 2013).

Velikost variability svalové aktivity při pohybu je závislá na způsobu normalizace EMG signálu. Normalizace EMG signálu je adjustace hodnot EMG na určitou standardní hodnotu. Normalizace EMG signálu umožňuje porovnávání hodnot signálu napříč svaly a

napříč jedinci (Konrad, 2006). Normalizace pomocí průměrné nebo maximální svalové aktivity zjištěné při pohybu odstraňuje část interindividuální variability způsobenou rozdíly ve velikosti aktivace svalu a ponechává pouze část variability spojenou s tvarem křivky svalové aktivity (Guidetti et al., 1996; Burden et al., 2003; Konrad, 2006). Při normalizaci k nejvyšší hodnotě zjištěné při izometrických kontrakcích (MVIC) zůstává variabilita spojená s velikostí aktivity zachovaná (Burden et al., 2003). Vliv typu normalizace na interindividuální variabilitu můžeme pozorovat ve studii kolektivu autorů Burden et al. (2003). Při normalizaci cyklů chůze pomocí MVIC našli Burden et al. (2003) interindividuální variabilitu aktivity svalů dolní končetiny vyjádřenou pomocí poměru rozptylů (*variance ratio*; VR; Hershler and Milner, 1978) mezi 0,56 a 0,67. Při normalizaci stejných cyklů chůze pomocí průměrné hodnoty cyklu byla hodnota VR v rozmezí 0,27–0,44 a při normalizaci pomocí nejvyšší hodnoty cyklu došli autoři k hodnotám VR v rozmezí 0,28–0,49 (Burden et al., 2003).

Různé svaly vykazují při určitém pohybu různou míru variability svalové aktivity mezi jedinci (Arsenault et al., 1986). Průměrná hodnota svalové aktivity napříč jedinci u svalů s nižší interindividuální variabilitou aktivity při zkoumaném pohybu by mohl zastupovat aktivitu svalu u všech subjektů, zatímco průměrný průběh aktivity variabilnějších svalů by mohl zakrýt důležité rozdíly mezi jedinci (Arsenault et al., 1986). To znamená, že kromě velikosti amplitudy aktivity bychom při výběru skupiny svalů, pomocí kterých popíšeme pohyb, měli věnovat pozornost i velikosti interindividuální variability svalů (Marzke et al., 1998). Hug et al. (2010) zjistil u skupiny jedinců při šlapání na kole různou interindividuální variabilitu pro analyzované svaly dolní končetiny, mezi nimiž se hodnoty VR pohybovaly mezi 0,05 a 0,315 (Hug et al., 2010). Rouffet a Hautier (2008) zjistil při šlapání na kole hodnoty VR v rozmezí 0,59–1,09. Když uvážíme, že obě studie (Rouffet and Hautier, 2008; Hug et al., 2010) zkoumali stejný pohyb, je nápadná nízká interindividuální variabilita ve studii kolektivu Hug et al. (2010) oproti studii autorů Rouffet and Hautier (2008). Tento rozdíl je pravděpodobně způsoben tím, že autoři v prvně jmenované studii normalizovali amplitudu EMG k nejvyšší hodnotě zjištěné při všech cyklech šlapání na kole, zatímco autoři druhé jmenované studie normalizovali amplitudu k hodnotám získaným při MVIC. Autoři ve studii zaměřené na variabilitu aktivity svalů horní končetiny a trupu při plavání (Martens et al., 2016) zjistili hodnoty VR pro různé svaly mezi 0,53 a 0,87. Burden et al. (2003) u jedinců při chůzi našli interindividuální variabilitu aktivity svalů dolní končetiny pohybující se mezi 0,56 a 0,67.

Různá míra interindividuální variability u různých svalů by mohla souviset se stavbou svalů, která by mohla dále souviset s funkcí svalu v pohybu. Autoři van Ingen Schenau et al. (1992), na základě teoretických modelů a měření svalové aktivity spolu s působenou silou při šlapání na kole, navrhovali odlišnou roli jednokloubových a dvoukloubových svalů. Jednokloubové a dvoukloubové svaly by se měly různými funkcemi podílet na vzniku výsledného pohybu ruky nebo nohy (van Ingen Schenau et al., 1992). Jednokloubové svaly v tomto modelu zodpovídají za produkci síly, kterou končetina působí na vnější prostředí (van Ingen Schenau et al., 1992). Naopak dvoukloubové svaly by měly být zodpovědné za přenos a usměrňování síly, kterou produkují jednokloubové svaly (van Ingen Schenau et al., 1992). K rozdílu funkce jednokloubových a dvoukloubových svalů došel také odlišný kolektiv autorů ve studii zaměřené na svaly horní končetiny (van Bolhuis et al., 1998). Autoři zjistili rozdílné řízení svalové aktivity u jednokloubových a dvoukloubových svalů horní končetiny (van Bolhuis et al., 1998).

Rozdíl ve funkci svalů by mohl být příčinou různě velké interindividuální variability jednokloubových a dvoukloubových svalů při šlapání na kole (Hug et al., 2008, 2010; De Marchis et al., 2013) nebo při chůzi (Winter and Yack, 1987). Vyšší variabilita aktivity dvoukloubových svalů oproti svalům jednokloubovým byla, co se týče šlapání na kole, zjištěna jak u zkušených profesionálních cyklistů (Hug et al., 2008, 2010), tak u nezkušených dobrovolníků (De Marchis et al., 2013). Přenos a usměrňování síly mezi segmenty končetiny by mohly umožňovat vyšší stupeň variability aktivity u dvoukloubových svalů než je stupeň variability u jednokloubových svalů zodpovídajících za produkci síly (van Ingen Schenau et al., 1992; Hug et al., 2008). Martens et al. (2016) podobným způsobem vysvětlovali rozdílnou vyšší variabilitu aktivity u svalu *m. rectus abdominis* než u svalu *m. deltoideus* při plavání, i když v tomto případě autoři nediskutovali stavbu svalu. Výraznější interindividuální variabilitu svalu *m. rectus abdominis* vysvětlovali autoři tím, že *m. rectus abdominis* je při plavání pravděpodobně stabilizátorem, zatímco *m. deltoideus* se podílí na tvorbě pohybu (Martens et al., 2016). Vztah jednokloubové a dvoukloubové stavby svalu a variability svalové aktivity by se v případě našeho výběru svalů horní končetiny mohl projevit u svalu *m. biceps brachii* a u laterální hlavy svalu *m. triceps brachii*. Rozdílná interindividuální variabilita mezi svaly by mohla mít za následek, že aktivitu méně variabilních svalů je možné odhadnout na základě méně početných souborů, zatímco aktivita variabilnějších svalů bude malým vzorkem zkreslena. Svaly s nižší interindividuální variabilitou mají navíc podobnější aktivitu mezi jedinci než svaly s vyšší interindividuální variabilitou. Spolu s průměrným

stupněm aktivace svalu by tak interindividuální variabilita aktivity svalu mohla být další důležitou vlastností, kterou sledujeme u svalů, pomocí jejichž aktivity chceme odvodit funkční adaptace kosti.

Význam rozdílné interindividuální variability svalové aktivity u různých svalů byl nastíněn ve studii zabývající se výrobou olduvajských kamenných nástrojů (Marzke et al., 1998). Marzke et al. (1998) hledali znaky na kostře ruky, které by mohly souviset s výrobou olduvajských kamenných nástrojů. Autoři vybírali svaly důležité pro výrobu olduvajských nástrojů podle míry aktivity svalu a podle interindividuální variability aktivace svalu. Na základě svalů, které vybrali jako důležité pro výrobu olduvajských nástrojů se potom snažili odvodit kosterní znaky, které mohly vzniknout jako adaptace na vyrábění kamenných nástrojů (Marzke et al., 1998).

Existuje tedy vysoká interindividuální variabilita v aktivaci jednotlivých svalů a ve vzorcích zapojení svalů. Tato variabilita ale nemusí způsobovat stejně vysokou variabilitu v provedení pohybu. Hug et al. (2008) ukázali, že se při šlapání na kole objevuje vyšší interindividuální variabilita v aktivaci svalů než v silách, kterými je působeno na pedály. Podobný jev očekáváme u mletí obilí, především na rotačním mlýnku, kde stavba mlýnku omezuje pohyb horní končetiny, podobně jako je při šlapání na kole omezen pohyb dolní končetiny (Hug et al., 2008).

Čtyři svaly horní končetiny, u kterých byla svalová aktivita při ručním mletí pšenice měřena (*p. clavicularis* svalu *m. deltoideus*, *m. pectoralis major*, *m. infraspinatus*, *c. longum* svalu *m. triceps brachii*) byly vybrány z většího vzorku osmi svalů, který kromě zmíněných svalů obsahoval ještě části *p. acromialis* a *p. spinalis* svalu *m. deltoideus*, sval *m. biceps brachii* a hlavu *c. laterale* svalu *m. triceps brachii* (Sládek et al., 2016a). Čtyři analyzované svaly byly vybrány na základě analýzy svalové aktivity osmi svalů při mletí obilí u dvou probandek (Sládek et al., 2016a). Studie svalové aktivity při cyklických pohybech ovšem ukazují poměrně vysokou interindividuální variabilitu v zapojení svalů dolní končetiny (Arsenault et al., 1986; Hug et al., 2008) a horní končetiny (De Marchis et al., 2013; Martens et al., 2016). Naším cílem proto bude zjistit, jestli aktivita osmi svalů horní končetiny u širšího souboru jedinců odpovídá předpokladům, které vycházejí z analýzy dvou probandek v přípravné části studie autorů Sládek et al. (2016a).

2 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo porovnat aktivitu svalů horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku. Práci navazujeme na studii autorů Sládek et al. (2016a), ve které se autoři zabývali bilaterální asymetrií aktivity svalu *m. deltoideus (p. clavicularis)*, svalu *m. pectoralis major*, svalu *m. infraspinatus*, svalu *m. triceps brachii (c. longum)* při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku.

Sládek et al. (2016a) vybrali zkoumané svaly z větší skupiny osmi svalů na základě analýzy svalové aktivity při mletí obilí u dvou probandek. Malá velikost souboru by však díky interindividuální variabilitě svalové aktivity mohla zkreslit význam jednotlivých svalů pro mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku.

Cílem diplomové práce je ověřit, zda je možné zkoumat svalovou aktivitu dominantní horní končetiny při mletí na zrnotěrci a rotačním mlýnku pomocí svalu *musculus infraspinatus*, svalu *musculus pectoralis major*, svalu *musculus deltoideus (pars clavicularis)* a svalu *musculus triceps brachii (caput longum)*, což ověříme analýzou aktivity většího souboru svalů horní končetiny obsahujícího sval *m. biceps brachii*, sval *m. pectoralis major*, sval *m. infraspinatus*, sval *m. deltoideus (p. clavicularis)*, sval *m. deltoideus (p. acromialis)*, sval *m. deltoideus (p. spinalis)*, sval *m. triceps brachii (c. laterale)* a sval *m. triceps brachii (c. longum)*. Předpokládáme, že aktivita svalu *m. deltoideus (p. clavicularis)*, svalu *m. infraspinatus*, svalu *m. pectoralis major* a svalu *m. triceps brachii (c. longum)* v této studii se nebude signifikantně lišit od hodnot stejných svalů v předchozí studii svalové aktivity při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku (Sládek et al., 2016a). Jelikož byla v preliminární části studie autorů Sládek et al. (2016a) pozorována nízká aktivita svalu *m. biceps brachii* při mletí na zrnotěrci a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček, předpokládáme, že sval *m. biceps brachii* bude při mletí na zrnotěrci a na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček nejméně aktivním svalem. Jelikož byla v literatuře (Winter and Yack, 1987; Hug et al., 2008, 2010; De Marchis et al., 2013) pozorována vyšší interindividuální variabilita aktivity u dvoukloubových než u jednokloubových svalů, předpokládáme vysokou interindividuální variabilitu u dvoukloubového svalu *m. biceps brachii*. Jelikož byla v preliminární části studie autorů Sládek et al. (2016a) pozorována vyšší aktivita všech částí deltového svalu při mletí na rotačním mlýnku než na zrnotěrci, předpokládáme, že aktivita klavikulární, akromiální a spinální části deltového svalu bude vyšší při mletí na rotačním mlýnku než na zrnotěrci. Předpokládáme, že aktivita laterální hlavy svalu *m. triceps brachii*

se nebude při žádném způsobu mletí lišit od aktivity dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*, jelikož podobnost průběhu aktivity těchto svalů byla pozorována v preliminární části studie autorů Sládek et al. (2016a).

3 Materiál a metody

3.1 Soubor

Soubor byl tvořen 25 probandkami. Průměrný věk probandek byl $24,12 \pm 2,8$ let. Průměrná hmotnost byla $60,6 \pm 9,2$ kg a průměrná výška $166,3 \pm 4,1$ cm. Výzkumu se účastnily pouze pravoruké probandky, u nichž jsme dominanci horní končetiny odhadnuli pomocí dotazníku odvozeného ze studie Oldfielda (1971). Probandky neměly v době měření žádné muskuloskeletální zranění horní končetiny. Všechny probandky podepsaly informovaný souhlas, jehož znění bylo schváleno etickou komisí Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy.

3.2 Příprava měření

Pro měření svalové aktivity jsme použili metodu povrchové elektromyografie. Elektromyografický signál jsme snímali pomocí osmi bezdrátových EMG senzorů (Trigno Standard Sensor, Delsys, Natick, MA, USA). Rozměry snímacích ploch senzorů byly 5×1 mm a vzdálenost mezi elektrodami byla 20 mm. Elektrody byly vyrobeny ze stříbra. Data jsme sbírali pomocí elektromyografu Trigno Lab (Delsys, Natick, MA, USA) za použití programového vybavení EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Senzory snímaly signál s frekvencí 1926 Hz. Signál byl filtrován filtrem typu *Butterworth high-pass* se spodní hraniční frekvencí 20 ± 5 Hz a s horní hraniční frekvencí 450 ± 50 Hz.

Probandky podstoupily měření ve vlastním oblečení se svrchní částí oděvu bez rukávů, což byla podmínka umožňující nalepení EMG senzorů na horní končetinu a část trupu. Při lepení senzorů jsme dodržovali doporučení SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of muscles*; Hermens et al., 2000) pro místo nalepení a orientaci senzorů. V případě svalu *m. pectoralis major* jsme pro umístění senzorů zvolili postup použitý ve studii autorů Ebben et al. (2000) a v případě svalu *m. infraspinatus* jsme umísťovali senzory podle popisu ve studii kolektivu autorů Morris et al. (1998). Místo nalepení jsme očistili a lehce abradovali pomocí kosmetického tampónu s izopropanolem (Konrad, 2006). EMG senzory jsme následně přilepili na povrch kůže nad zkoumané svaly pomocí oboustranné lepicí pásky

(*Trigno Sensor Adhesive, Delsys Inc.*). Sensory jsme poté ještě přelepili náplastí bez polštářku pro zajištění nepřetržitého kontaktu s kůží.

3.3 Měřené svaly

Svalovou aktivitu jsme měřili u osmi svalů pravé horní končetiny (obrázek 3). Z těchto osmi svalů pět přechází pouze ramenní kloub a jsou to tedy jednokloubové svaly: *m. deltoideus (p. clavicularis)*, *m. deltoideus (p. acromialis)*, *m. deltoideus (p. spinalis)*, *m. infraspinatus* a *m. pectoralis major* (van der Helm, 1994; Osu et al., 2002). Dva z osmi analyzovaných svalů jsou tzv. dvoukloubové svaly (van Bolhuis et al., 1998; Čihák, 2001) a přechází jak ramenní, tak loketní kloub: *m. biceps brachii* a *c. longum* svalu *m. triceps brachii*. *Caput laterale* svalu *m. triceps brachii* přechází pouze loketní kloub a je proto jednokloubovým svalem (van Bolhuis et al., 1998; Čihák, 2001).

Musculus biceps brachii jsme vybrali jako hlavní sval působící při flexi v loketním kloubu a při supinaci předloktí a pomocným svalem při ventrální flexi ramenního kloubu a při abdukci ramenního kloubu (Čihák, 2001). Senzor pro sval *m. biceps brachii* jsme umísťovali na přímce spojující akromion a útvar *fossa cubitalis* ve vzdálenosti třetiny délky této přímky od útvaru *fossa cubitalis*.

U svalu *m. deltoideus* jsme rozlišovali tři části: *pars clavicularis*, *pars acromialis* a *pars spinalis*. *Musculus deltoideus (pars clavicularis)* jsme vybrali jako hlavní sval účastnící se ventrální flexe ramenního kloubu a pomocný sval při abdukci a vnitřní rotaci ramenního kloubu (Čihák, 2001). Senzor pro sval *m. deltoideus (p. clavicularis)* jsme umísťovali na paži ve vzdálenosti přibližně šířky prstu distálně a anteriorně od akromionu. *Musculus deltoideus (pars acromialis)* jsme vybrali, protože je to hlavní sval účastnící se abdukce ramenního kloubu (Čihák, 2001). Senzor pro sval *m. deltoideus (p. acromialis)* jsme umísťovali na paži na přímce mezi akromionem a laterálním epikondylem pažní kosti v poloze odpovídající nejmohutnější části svalu. *Musculus deltoideus (pars spinalis)* jsme vybrali, protože je hlavním svalem při dorsální flexi (extenzi) ramenního kloubu a pomocným svalem při abdukci a vnější rotaci ramenního kloubu (Čihák, 2001). Senzor pro sval *m. deltoideus (p. spinalis)* jsme umísťovali na zadní část paže, přibližně dvě šířky prstu za útvar *angulus acromialis*.

Musculus infraspinatus jsme vybrali, protože je hlavním svalem při vnější rotaci ramenního kloubu a pomocným svalem při abdukci ramenního kloubu (Čihák, 2001). Senzor

pro sval *m. infraspinatus* jsme umísťovali na lopatku, přibližně 2,5 cm pod středem délky útvaru *spina scapulae*.

Musculus pectoralis major jsme vybrali jako hlavní sval působící při addukci ramenního kloubu a pomocný sval při vnitřní rotaci, abdukci, a při ventrální i dorsální flexi ramenního kloubu (Čihák, 2001). Senzor pro sval *m. pectoralis major* jsme umísťovali na horizontálu spojující velký hrbolek kosti pažní a tělo hrudní kosti ve vzdálenosti třetiny délky spojnice od těla hrudní kosti.

U svalu *m. triceps brachii* jsme rozlišovali laterální hlavu (*caput laterale*) a dlouhou hlavu (*caput longum*). *Musculus triceps brachii (c. laterale)* jsme vybrali jako hlavní sval při extenzi loketního kloubu (Čihák, 2001). Senzor pro laterální hlavu svalu *m. triceps brachii* jsme umísťovali dvě šířky prstu laterálně od bodu v polovině délky přímky spojující zadní hranu akromionu lopatky s okovcem kosti loketní. *Musculus triceps brachii (c. longum)* jsme vybrali, protože se jedná o hlavní sval při extenzi loketního kloubu a pomocný sval při dorsální flexi ramenního kloubu (Čihák, 2001). Sensory pro dlouhou hlavu svalu *m. triceps brachii* jsme umísťovali dvě šířky prstu mediálně od bodu v polovině délky přímky spojující zadní hranu akromionu lopatky s okovcem kosti loketní.

3.4 Maximální volní izometrická kontrakce

Za referenční hodnotu svalové aktivity byla zvolena aktivita při maximální volní izometrické kontrakci (*maximum voluntary isometric contraction*, MVIC). Kromě normalizace pomocí MVIC existují další metody, pomocí nichž lze získat referenční hodnotu pro svalovou aktivitu. Je možné použít například metody normalizace pomocí maximální nebo průměrné hodnoty aktivity naměřené při analyzovaném pohybu (Konrad, 2006; Burden, 2010; Halaki and Ginn, 2012). Tyto metody však neumožňují porovnání stupně aktivace mezi svaly ani mezi jedinci, protože obě postavy na stejnou úroveň křivky svalové aktivity s různě vysokými hodnotami, a proto jsou vhodné pouze při srovnávání tvaru křivky svalové aktivity (Konrad, 2006). Další možnou metodou je normalizace k hodnotě aktivity získané během submaximální svalové kontrakce (Burden, 2010). Normalizace pomocí maximálních hodnot má oproti submaximálním testům (např. 70 % MVIC) výhodu v nastavení opory, proti které jedinec působí silou, kdy se může jednat o nehybný předmět, jehož nastavení se nemusí měnit v závislosti na síle subjektu.

Referenční MVIC hodnoty jsme získávali pomocí tzv. svalových (MVIC) testů. Při svalových testech probandky působily maximální volní izometrickou kontrakcí proti nehybné opoře, která zabraňovala pohybu horní končetiny ve směru působené síly. Probandky vykonávaly svalové testy před mletím obilí. Probandky provedly celkem osm různých svalových testů. Každý test probandky opakovaly třikrát a jedno opakování kontrakce trvalo tři až pět sekund. Mezi každým opakováním jsme ponechali přestávku o délce minimálně 30 sekund. Všechny kontrakce ve svalových testech vykonávaly probandky zároveň pomocí obou horních končetin, aby došlo k rovnoměrnému rozložení působení svalů trupu (Konrad, 2006). Probandky dostávaly během provádění svalového testu vizuální zpětnou vazbu ve formě zobrazení svalové aktivity na monitoru počítače. Vizuální zpětnou vazbu jsme dávali při výkonu všech cviků, kromě cviku pro sval *m. pectoralis major*, kdy to nebylo možné kvůli nastavení experimentu. Účastnice jsme verbálně povzbuzovali. Verbální a vizuální zpětná vazba zvyšuje dosaženou sílu kontrakce (McNair et al., 1996) a aktivitu svalu (Peacock et al., 1981).

Poloha při MVIC cviku pro sval *m. biceps brachii* byla vsedě na židli. Loketní kloub byl v poloze 90° flexe. Předloktí bylo v neutrální poloze, dlaně byly zařaty v pěst a probandky vykonávaly flexi lokte (Konrad, 2006) proti desce stolu. Stabilní opora se nacházela na zápěstí probandky.

Výchozí poloha pro MVIC svalu *m. deltoideus (p. clavicularis)* byla vsedě na židli. Ramenní kloub byl v poloze 90° flexe, loketní kloub byl v poloze extenze 180° a předloktí bylo v neutrální poloze. Probandky vykonávaly flexi ramenního kloubu. Nehybná opora byla umístěna na distální konec paže (Chopp et al., 2010).

Výchozí poloha pro MVIC svalu *m. deltoideus (p. acromialis)* byla vsedě na židli. Ramenní kloub byl v poloze 90° abdukce. Loketní kloub byl v poloze extenze 180° a dlaně směřovaly dolů. Probandky vykonávaly abdukci ramenního kloubu. Nehybná opora byla umístěna na distální konec paže (Konrad, 2006).

Svalový test pro sval *m. deltoideus (p. spinalis)* jsme vybírali z celkem pěti různých cviků. Po porovnání svalové aktivity v těchto pěti cvicích jsme vybrali dva cviky, při kterých byly probandky schopné vyvinout nejvyšší svalovou aktivitu. Prvním z vybraných cviků byla extenze ramenního kloubu (Kronberg et al., 1990). Výchozí pozice pro cvik extenze ramenního kloubu byla vsedě, paže byla v pozici extenze ramenního kloubu v úhlu 30–40°,

probandky se snažily o extenzi ramenního kloubu. Stabilní opora se nacházela na distálním konci paže. Druhým cvikem pro spinální část svalu *m. deltoideus* byla abdukce a extenze ramenního kloubu (Kendall and Kendall, 2005). Výchozí pozice při cviku abdukce a extenze ramenního kloubu byla vsedě, ramenní kloub byl v úhlu abdukce přibližně 70° a v úhlu horizontální flexe přibližně 0°. Loketní kloub byl v úhlu flexe přibližně 90°. Probandky vykonávaly současnou abdukci a extenzi ramenního kloubu. Stabilní opora se nacházela na distálním konci paže (Kendall and Kendall, 2005).

Výchozí poloha pro MVIC test svalu *m. infraspinatus* byla vsedě. Paže byly v poloze svisle podél těla, loket byl v úhlu 90° flexe, předloktí bylo v neutrální orientaci. Probandky se snažily o vnější rotaci pažní kosti (Konrad, 2006). Stabilní opora se nacházela na distálním konci předloktí probandky.

Výchozí poloha pro MVIC test svalu *m. pectoralis major* byla vestoje. Ramenní kloub byl v úhlu flexe 90°, lokty byly v úhlu flexe 120°. Dlaně byly orientovány mediálně a probandky se snažily o horizontální addukci v ramenním kloubu (Fischer et al., 2011). Nehybná opora se nacházela na dlaních.

Výchozí poloha pro MVIC test laterální a dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* byla vsedě. Paže byly ve svislé poloze a loket se nacházel v úhlu flexe 90°. Předloktí bylo v neutrální orientaci a ruce byly zaťaté v pěst. Probandky se snažily o extenzi lokte (Konrad, 2006). Nehybná opora se nacházela na zápěstí.

3.5 Použitá mlecí zařízení

Experimentální mletí obilí probíhalo na zrnotěrce (obrázek 1) a rotačním mlýnku (obrázek 2). Zrnotěrka byla zapůjčena z neolitické sbírky Regionálního muzea v Kolíně a rotační mlýnek je replika vycházející z Laténského typu rotačního mlýnku popsaného ve studii Waldhauser, (1981) (Sládek et al., 2016a). Popis zrnotěrky použité při experimentu byl uveden ve studii autorů Sládek et al. (2016a). Maximální délka drtidla zrnotěrky byla 45 cm. V nejvyšší části bylo drtidlo 7,5 cm vysoké a v nejnižší části bylo drtidlo vysoké 4,5 cm. Maximální šířka drtidla byla 26 cm a minimální šířka drtidla činila 24 cm. Mlecí plocha drtidla byla přibližně 1050 cm². Nejdelší rozměr drtiče byl 10,5 cm, výška drtiče byla 4,8 cm v nejvyšším místě a 3,5 cm v nejnižším místě. Maximální šířka drtiče byla 5 cm. Mlecí plocha drtiče byla přibližně 50 cm².

Popis rotačního mlýnku použitého při experimentu byl uveden ve studii autorů Sládek et al. (2016a): Běhoun rotačního mlýnku měl průměr horního povrchu 29 cm a průměr dolního povrchu 35 cm. Výška běhounu byla 21,5 cm. Mlecí plocha běhounu byla přibližně 1100 cm². Průměr horního povrchu ležáku byl 35,5 cm a průměr dolního povrchu ležáku byl 34 cm. Výška ležáku byla 11 cm. Mlecí plocha ležáku byla přibližně 1120 cm².

3.6 Protokol o mletí

Mletým materiálem byla pšenice dvouzrnka (*Triticum turgidum ssp. diccicum*), která byla použita při experimentálním mletí ve studii (Sládek et al., 2016a) a která byla pěstována už od neolitu (Feldman and Kislev, 2007). Probandky byly při mletí na obou mlecích nástrojích v poloze vkleče. Na zrnotěrce probandky mlely reciprokým pohybem rukou. Reciproký pohyb při mletí na zrnotěrce, kterou jsme použili k experimentu, byl odvozen ve studii autorů Sládek et al. (2016a) na základě porovnání povrchového opotřebení námi používané zrnotěrky s opotřebením zrnotěrek, na kterých se mlelo krouživým a reciprokým pohybem (Adams, 1999). Na rotačním mlýnku probandky mlely rotačním pohybem po směru hodinových ručiček a proti směru hodinových ručiček. Probandky na zrnotěrce mlely obouručně, to znamená, že drtič uváděly do pohybu pomocí obou horních končetin současně. Běhoun rotačního mlýnku uváděly probandky do pohybu pouze pravou horní končetinou. Jeden cyklus u rotačního mlýnku byl definován jako jedno otočení horní části mlýnku o 360°, zatímco u zrnotěrky byl jeden cyklus pohyb drtičem tam a zpět ve směru podélné osy drtidla. Tempo mletí bylo 175 úderů za minutu pro zrnotěrku a 85 úderů za minutu pro rotační mlýnek. Jeden cyklus byl při všech mlecích pohybech dokončen na dva údery metronomu. Dodržení rytmu jsme ověřili vypočtením celkového průměru délky cyklu pro všechny tři způsoby mletí. Délku cyklu jsme zprůměrovali pro danou probandku z délek cyklů, které jsme u dané probandky analyzovali. Tyto průměrné délky jsme zprůměrovali napříč probandkami. Kdyby délka námi naměřených cyklů dokonale odpovídala tempu metronomu, byla by při mletí na zrnotěrce 0,686 s a při mletí na rotačním mlýnku oběma směry 1,412 s. Průměrná délka cyklu byla v našem experimentu při mletí na zrnotěrce $0,683 \pm 0,051$ s, při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček $1,453 \pm 0,103$ s a při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček $1,402 \pm 0,058$ s.

Před záznamem svalové aktivity jsme probandkám popsali a předvedli způsob použití obou mlecích zařízení. Probandky si před měřením svalové aktivity vyzkoušely práci na zrnotěrce a na rotačním mlýnku ve směru a proti směru hodinových ručiček. Když byly

probandky schopné použití mlecího zařízení v požadovaném rytmu, přistoupili jsme ke sběru dat. Svalová aktivita byla zaznamenávána při opakováních kratších než 40 s.

3.7 Zpracování elektromyografického signálu

První část analýzy EMG signálu probíhala v programu EMG Analysis, který je součástí EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Pomocí funkce Remove Mean, která je součástí EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA), byl hrubý EMG signál posunut tak, aby byl jeho průměr roven nule. Hrubý EMG signál je bifázický, což znamená, že jeho hodnoty nabývají kladných i záporných hodnot. Pro převedení záporných hodnot na kladné a pro vyhlazení průběhu svalové aktivity jsme proto použili funkci Root Mean Square (RMS), která je součástí EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Pro funkci RMS jsme nastavili délku pohyblivého výběru na 0,125 s a překryv pohyblivého výběru na 0,0625 s. Výsledkem použití funkce RMS je vyhlazený průběh svalové aktivity, který se nazývá lineární obálka (Konrad, 2006).

Z jednoho opakování mletí jsme na základě kvality záznamu aktivity všech osmi svalů vybrali úsek o minimální délce tří po sobě jdoucích cyklů. Vybraný úsek neobsahoval první ani poslední zaznamenaný cyklus opakování mletí. Konec jednoho a začátek následujícího cyklu byl definován pro mletí na rotačním mlýnku pomocí začátku aktivity klavikulární části svalu *m. deltoideus* a pro mletí na zrnotěrci pomocí začátku aktivity dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*.

Aktivitu svalu při daném pohybu jsme odhadovali pomocí průměrné křivky (profilu) nejméně tří po sobě jdoucích cyklů. Tento průměrný profil byl vytvořen pomocí funkce Cyclical Analysis, která je součástí EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Funkce Cyclical Analysis nejdříve přepočítala počet bodů na horizontální ose všech analyzovaných cyklů na počet bodů u nejdelšího cyklu a ve všech bodech následně spočítala průměr mezi křivkami cyklů (*intraindividual ensemble average*; Burden, 2008). Funkce Cyclical Analysis následně převedla hodnoty na horizontální ose průměrného cyklu na procenta cyklu (Burden, 2008). Jelikož se počet hodnot na horizontální ose průměrných profilů lišil mezi jedinci, sjednotili jsme počet bodů na horizontální ose průměrného profilu na 1000 pomocí funkce Resample, která je součástí EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA).

Pro znázornění průběhu svalové aktivity průměrovaného napříč probandkami jsme použili tzv. křivku *interindividual ensemble average* (Konrad, 2006; Burden, 2008). Jednotlivé hodnoty křivky *interindividual ensemble average* jsou vypočteny jako průměry hodnot křivky *intraindividual ensemble average* v daném bodě cyklu napříč jedinci (\bar{X}_i ; Arsenault et al., 1986):

$$\bar{X}_i = \frac{\sum_{j=1}^n X_{ij}}{n} \quad (1),$$

kde n je počet jedinců v souboru a X_{ij} je hodnota amplitudy j -tého jedince v i -tém bodě cyklu. Tento vzorec byl aplikován na všech $i = 1000$ bodů cyklu. Variabilitu okolo průměru v jednotlivých bodech cyklu jsme vyjádřili pomocí směrodatné odchylky (SD; Arsenault et al., 1986):

$$SD_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_i)^2}{(n-1)}} \quad (2),$$

kde n je počet jedinců v souboru, X_{ij} je hodnota amplitudy j -tého jedince v i -tém bodě cyklu a \bar{X}_i je průměr hodnot amplitudy napříč jedinci v i -tém bodě cyklu. Tento vzorec byl aplikován na všech $i = 1000$ bodů cyklu. Hodnoty \bar{X}_i a SD_i jsme počítali v programu Excel Microsoft Office 365 ProPlus (Microsoft Corporation, 2016).

3.8 Analýza dat

Následující analýza až do úrovně pravděpodobnostních statistických testů probíhala v programu Excel Microsoft Office 365 ProPlus (Microsoft Corporation, 2016). Hodnoty průměrné křivky jsme převedli na procenta MVIC pomocí vydělení každé funkční hodnoty nejvyšší RMS hodnotou naměřenou při svalových testech. Průměrnou křivku pro určitý sval určitého jedince jsme kvantifikovali proměnné nejvyšší hodnota EMG (maxEMG; % MVIC) a pomocí proměnné integrál EMG (iEMG; % MVIC \times s \times s⁻¹). Proměnná maxEMG je maximální hodnotou křivky *intraindividual ensemble average* svalové aktivity a popisuje nejvyšší úroveň aktivace svalu. Proměnná iEMG je integrálem křivky *intraindividual ensemble average* svalové aktivity, který je adjustován na délku cyklu, a popisuje tedy průměrné množství svalové aktivity za sekundu mletí (Konrad, 2006; Sládek et al., 2016a). Integrál křivky byl vypočten pomocí obdélníkové metody:

$$iEMG = \sum_{i=1}^k (X_{i+1} - X_i) \times \left(\frac{Y_i + Y_{i+1}}{2} \right) \quad (3),$$

kde k je počet bodů na horizontální ose, X_i je i -tá hodnota na horizontální ose (% cyklu) a Y_i je hodnota na svislé ose odpovídající X_i (% MVIC).

Vliv funkce přepočtu bodů na horizontální ose na 1000 na hodnoty proměnné maxEMG a iEMG jsme ověřili pomocí *mean percentage average difference* (MAD%; Sládek et al., 2010):

$$MAD\% = \frac{\sum_{j=1}^n \frac{|X_j^{(R)} - X_j|}{X_j}}{n} \times 100 \quad (4),$$

kde n je počet jedinců v souboru, X_j je hodnota parametru (maxEMG, iEMG) j -tého jedince vycházející z analýzy bez sjednocení počtu hodnot a $X_j^{(R)}$ je hodnota parametru X j -tého jedince vycházející z analýzy s použitím přepočtu hodnot. Výsledky MAD% jsou uvedeny v tabulce 1. Jelikož hodnoty MAD% u byly nízké (nepřesahovali 1,5 %) a jelikož byla metoda časové normalizace na 1000 bodů v cyklu použita ve studii Sládek et al. (2016a), rozhodli jsme se pro analýzu použít hodnoty časově normalizované na 1000 bodů v cyklu.

Pro odhad interindividuální variability množství svalové aktivity jsme použili směrodatnou odchylku proměnných maxEMG a iEMG. Pro odhad interindividuální variability průběhu křivky svalové aktivity jsme použili proměnnou poměr rozptylů (*Variance ratio*; VR; Hershler and Milner, 1978; Burden, 2008):

$$VR = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_i)^2 / k \times (n - 1)}{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X})^2 / (k \times n - 1)} \quad (5),$$

kde X_{ij} je hodnota průměrné křivky j -tého jedince v i -tém intervalu cyklu, k je počet intervalů, do nichž byl průměrný cyklus rozdělen, n je počet jedinců a \bar{X}_i je průměr hodnot \bar{X}_i přes i bodů cyklu. Pokud je interindividuální variabilita svalové aktivity nízká, hodnota poměru rozptylu se blíží nule (Hershler and Milner, 1978). Pokud je interindividuální variabilita vysoká, hodnota poměru rozptylu se blíží jedné (Hershler and Milner, 1978). VR je doporučenou mírou variability pro srovnávání aktivity mezi různými svaly (Burden, 2008), protože je málo závislá na způsobu vyhlazení křivky a na počtu cyklů, ze kterých jsou vypočteny hodnoty křivky *intraindividual ensemble average* (Gabel and Brand, 1994). Míry variability hodnot iEMG (např. směrodatná odchylka nebo koeficient rozptylu) na rozdíl od poměru rozptylů nedokážou odhalit variabilitu ve tvaru křivky (Hershler and Milner, 1978).

3.9 Chyba měření

Spolehlivost měření jsme zkoumali pomocí opakovaného měření svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku po směru a proti směru hodinových ručiček. Pro sval *m. biceps brachii*, sval *m. deltoideus (p. clavicularis)*, sval *m. deltoideus (p. acromialis)*, sval *m. infraspinatus*, sval *m. pectoralis major*, sval *m. triceps brachii (c. laterale)* a sval *m. triceps brachii (c. longum)* byla chyba měření odhadována u deseti dobrovolnic. Pro sval *m. deltoideus (p. spinalis)* byla chyba měření odhadnuta pouze u osmi dobrovolnic z důvodu poruchy senzoru. Velikost chyby měření jsme kvantifikovali pomocí proměnné *test-retest variability* (TRV; Wochatz et al., 2017):

$$TRV_{mj} = \left(\frac{iEMG_{mj}(M1) - iEMG_{mj}(M2)}{\frac{iEMG_{mj}(M1) + iEMG_{mj}(M2)}{2}} \right) \times 100 \quad (6),$$

kde $iEMG_{mj}$ je hodnota proměnné iEMG j -té probandky pro sval m , M1 značí první měření a M2 druhé měření. Z hodnot TRV všech jedinců jsme vypočetli průměrné hodnoty pro každý sval napříč jedinci (\overline{TRV}_m):

$$\overline{TRV}_m = \frac{\sum_{j=1}^n TRV_{mj}}{n} \quad (7),$$

kde n je počet jedinců. Z hodnot \overline{TRV}_m jsme následně zprůměrovali napříč probandkami, a vypočetli tak celkový průměr *test-retest variability* ($\overline{\overline{TRV}}$), který jsme použili pro srovnání dvou typů normalizace. Typy normalizace se lišily způsobem, kterým jsme vybírali MVIC hodnotu. První způsob normalizace (MAX) používal jako MVIC hodnotu celkově nejvyšší hodnotu ze tří opakování daného svalového testu. Druhý způsob normalizace (AVE) používal jako MVIC hodnotu průměr tří nejvyšších hodnot ze tří opakování svalového testu. Chybu měření jsme počítali zvláště pro měření svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku po směru (po) a proti směru hodinových ručiček (proti).

Výsledky testu chyby měření jsou uvedeny v tabulce 2. Hodnota $\overline{\overline{TRV}}$ byla při použití způsobu normalizace AVE rovna 21,8 % při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček a 22,1 % při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček. Při použití způsobu normalizace MAX byla hodnota $\overline{\overline{TRV}}$ při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček 24,1 % a při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček 23,2 %. Spolehlivost opakovaného měření tedy byla vyšší při použití způsobu normalizace AVE. Pro vyhodnocení výsledků jsme se však rozhodli použít metodu MAX, kvůli

doporučení této metody v literatuře (Konrad, 2006) a kvůli jejímu použití ve studii autorů Sládek et al. (2016a), se kterou jsme naše výsledky srovnávali.

3.10 Statistické zpracování

Statistické zpracování bylo provedeno v programu Statistica (ver. 12, StatSoft, Inc., 1984–2013). Pro srovnání hodnot maxEMG a iEMG mezi osmi svaly a mezi typy mletí byla použita analýza rozptylu (ANOVA) s opakovanými měřeními, kdy faktory s opakovaným měřením v rámci probandky byly svaly (*m. biceps brachii*, *p. clavicularis* deltového svalu, *p. acromialis* deltového svalu, *p. spinalis* deltového svalu, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major*, *c. laterale svalu m. triceps brachii*, *c. longum svalu m. triceps brachii*) a způsoby mletí (zrnotěrka, mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček, mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček). Pro srovnání hodnot maxEMG a iEMG mezi svaly, mezi typy mletí a mezi studii jsme použili test ANOVA se smíšenými efekty (Field, 2009). Faktory s opakovaným měřením v rámci probandky byly svaly (*p. clavicularis* deltového svalu, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major*, *c. longum svalu m. triceps brachii*) a způsoby mletí (zrnotěrka, mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček, mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček) a faktor bez opakovaného měření v rámci probandky byla studie (tato studie, Sládek et al. 2016a). Pro párová srovnání jednotlivých kombinací sval – pohyb jsme použili Bonferroniho post hoc test. Za hranici statistické signifikance byla zvolena hladina $\alpha = 0,05$.

4 Výsledky

4.1 Svalová aktivita při mletí na zrnotěrce

Hodnoty maxEMG svalové aktivity při mletí na zrnotěrce jsou uvedeny v tabulce 3 a znázorněny v grafu 1. Průběh aktivity jednotlivých svalů v cyklu mletí obilí na zrnotěrce je znázorněn pomocí křivek *interindividual ensemble average* v grafu 2. Průměrné hodnoty maxEMG se pro všechny svaly při mletí na zrnotěrce pohybovaly mezi 7,5 a 47,6 % MVIC, kdy nejnižší hodnoty maxEMG měl v průměru sval *m. biceps brachii* a průměrně nejvyšší hodnoty maxEMG měla laterální hlava svalu *m. triceps brachii*. Druhým nejaktivnějším svalem při mletí na zrnotěrce byl sval *m. triceps brachii (c. longum)*, který měl průměrnou hodnotu maxEMG 46,2 % MVIC. Hodnoty maxEMG svalu *m. biceps brachii*, klavikulární, akromiální a spinální části deltového svalu, svalu *m. infraspinatus* a svalu *m. pectoralis major* se pohybovaly mezi 7,5 a 21,0 % MVIC a vzájemně se signifikantně nelišily. Hodnoty maxEMG obou hlav svalu *m. triceps brachii* byly signifikantně vyšší než hodnoty maxEMG

svalu *m. biceps brachii*, klavikulární, akromiální a spinální části deltového svalu, svalu *m. infraspinatus* a svalu *m. pectoralis major*. Hodnoty maxEMG laterální a dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* se od sebe navzájem signifikantně nelišily. Nejvyšší průměrnou hodnotu maxEMG z částí svalu *m. deltoideus* měla spinální část, jejíž průměrná hodnota maxEMG byla 18,7 % MVIC. Průměrná hodnota maxEMG klavikulární části byla 14,0 % MVIC a průměrná hodnota maxEMG akromiální části svalu *m. deltoideus* byla 8,7 % MVIC. V maximálních hodnotách svalové aktivity při mletí na zrnotěrci jsme nenašli mezi jednotlivými částmi svalu *m. deltoideus* signifikantní rozdíly.

Hodnoty iEMG svalové aktivity při mletí na zrnotěrci jsou uvedeny v tabulce 3 a znázorněny v grafu 3. Průměrné hodnoty iEMG všech analyzovaných svalů se pohybovaly mezi 5,0 a 32,8 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Nejnižší aktivitu na sekundu měl při mletí na zrnotěrci sval *m. biceps brachii*, u něž byla průměrná hodnota iEMG 5,0 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Nejvyšší hodnoty iEMG jsme zjistili u laterální hlavy svalu *m. triceps brachii*, kde byla průměrná hodnota iEMG 32,8 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Průměrná hodnota iEMG dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* byla 29,8 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Obě hlavy svalu *m. triceps brachii* měly signifikantně vyšší průměrné hodnoty iEMG než ostatní analyzované svaly horní končetiny. Naopak mezi průměrnými hodnotami iEMG hlav *c. laterale* a *c. longum* svalu *m. triceps brachii* jsme nenašli signifikantní rozdíl. Hodnoty iEMG se u svalu *m. biceps brachii*, u klavikulární, akromiální a spinální části deltového svalu, u svalu *m. infraspinatus* a u svalu *m. pectoralis major* pohybovaly mezi 5,0 a 13,1 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Z částí svalu *m. deltoideus* byla při mletí na zrnotěrci neaktivnější spinální část, u níž byla průměrná hodnota iEMG 10,7 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Průměrná hodnota iEMG klavikulární části svalu *m. deltoideus* byla 7,3 % MVIC $\times s \times s^{-1}$ a průměrná hodnota iEMG akromiální části svalu *m. deltoideus* byla 5,3 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Mezi jednotlivými částmi svalu *m. deltoideus* jsme nenašli signifikantní rozdíly.

4.2 Svalová aktivita při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček

Hodnoty maxEMG svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček jsou uvedeny v tabulce 3 a znázorněny v grafu 1. Průběh aktivity jednotlivých svalů v cyklu mletí obilí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček je znázorněn pomocí křivek *interindividual ensemble average* v grafu 4. Průměry hodnot maxEMG při rotačním mletí po směru hodinových ručiček se pohybovaly mezi 29,9 a 142,0 % MVIC, kdy nejméně aktivním svalem byl *m. biceps brachii* a neaktivnějším

svalem byl *m. triceps brachii (c. laterale)*. Hodnoty maxEMG svalu *m. biceps brachii* byly signifikantně nižší než hodnoty maxEMG všech ostatních analyzovaných svalů, které se pohybovaly mezi 66,1 a 142,0 % MVIC. Hodnoty maxEMG laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* byly signifikantně vyšší než hodnoty maxEMG ostatních svalů. Průměrná hodnota maxEMG dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* byla 82,2 % MVIC a byla signifikantně nižší než hodnota maxEMG laterální hlavy svalu *m. triceps brachii*. Krom laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* dosahovala hodnot vyšších než 100 % MVIC také spinální část svalu *m. deltoideus*, u které byl průměr nejvyšších hodnot v cyklu napříč jedinci 117,1 % MVIC. Průměrná hodnota maxEMG klavikulární části svalu *m. deltoideus* byla 66,1 % MVIC a průměrná hodnota maxEMG akromiální části svalu *m. deltoideus* byla 77,6 % MVIC. Hodnoty maxEMG byly signifikantně vyšší u spinální části deltového svalu než u klavikulární a akromiální části deltového svalu. Mezi hodnotami maxEMG akromiální a klavikulární části deltového svalu jsme nenašli signifikantní rozdíl. Hodnoty maxEMG všech analyzovaných svalů horní končetiny byly při mletí obilí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček signifikantně vyšší než při mletí obilí na zrnotěrce.

Hodnoty iEMG svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček jsou uvedeny v tabulce 3 a znázorněny v grafu 3. Průměrné hodnoty iEMG se pro analyzované svaly pohybovaly mezi 15,8 a 66,1 % MVIC $\times s \times s^{-1}$, kdy nejméně aktivním svalem byl *m. biceps brachii* a neaktivnějším svalem byl *m. triceps brachii (c. laterale)*. *Musculus biceps brachii* měl signifikantně nižší hodnoty iEMG než všechny ostatní analyzované svaly. Průměrná hodnota iEMG dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* byla 41,0 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Laterální hlava svalu *m. triceps brachii* měla při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček signifikantně vyšší hodnoty iEMG než dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii*. Průměrná hodnota iEMG klavikulární části deltového svalu byla 24,0 % MVIC $\times s \times s^{-1}$ a průměrná hodnota iEMG akromiální části deltového svalu byla 29,5 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Z částí svalu *m. deltoideus* měla nejvyšší hodnoty iEMG spinální část deltového svalu, u níž byl průměr hodnot iEMG 44,9 % MVIC $\times s \times s^{-1}$. Hodnoty iEMG spinální části deltového svalu byly signifikantně vyšší než hodnoty iEMG klavikulární a akromiální části deltového svalu. Mezi klavikulární a akromiální částí deltového svalu jsme nenašli signifikantní rozdíl. Hodnoty iEMG všech analyzovaných svalů horní končetiny byly při mletí obilí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček signifikantně vyšší než při mletí obilí na zrnotěrce.

4.3 Svalová aktivita při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček

Hodnoty maxEMG svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček jsou uvedeny v tabulce 3 a znázorněny v grafu 1. Průběh aktivity jednotlivých svalů v cyklu mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček je znázorněn pomocí křivek *interindividual ensemble average* v grafu 5. Celkově se průměrné hodnoty maxEMG svalů při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček pohybovaly mezi 40,3 a 100,3 % MVIC. Nejnížší hodnotu maxEMG jsme zjistili u dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* a nejvyšší hodnotu maxEMG jsme naměřili u svalu *m. pectoralis major*. Pro sval *m. biceps brachii* jsme v souboru zjistili průměrnou hodnotu maxEMG 58,1 % MVIC. Laterální hlava svalu *m. triceps brachii* dosahovala průměrných hodnot maxEMG 80,7 % MVIC a dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii* měla průměrnou hodnotu iEMG 40,3 % MVIC. Rozdíl mezi laterální a dlouhou hlavou svalu *m. triceps brachii* byl signifikantní. Průměrná hodnota maxEMG pro akromiální část deltového svalu byla 54,1 % MVIC a průměr hodnot maxEMG spinální části deltového svalu byl 84,7 % MVIC. Z částí deltového svalu měla průměrně nejvyšší hodnoty maxEMG klavikulární část deltového svalu, jejíž průměr hodnot maxEMG byl 94,6 % MVIC. Klavikulární část svalu *m. deltoideus* měla signifikantně vyšší hodnoty maxEMG než akromiální část deltového svalu. Mezi klavikulární a spinální částí deltového svalu jsme nenašli signifikantní rozdíl. Hodnoty maxEMG všech analyzovaných svalů horní končetiny, kromě dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*, byly při mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček vyšší než při mletí na zrnotěrci. Pro dlouhou hlavu svalu *m. triceps brachii* se hodnoty maxEMG při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček signifikantně nelišily od hodnot maxEMG při mletí na zrnotěrci.

Hodnoty iEMG svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček jsou uvedeny v tabulce 3 a znázorněny v grafu 3. Hodnoty iEMG svalů se při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček pohybovaly mezi 20,9 a 41,1 % MVIC $\times s \times s^{-1}$, kdy v průměru nejnížší hodnoty iEMG měla dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii* a v průměru nejvyšší hodnoty iEMG měla laterální hlava svalu *m. triceps brachii*. Hodnoty iEMG laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* byly signifikantně vyšší než hodnoty iEMG dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*. Průměrná hodnota iEMG akromiální části svalu *m. deltoideus* byla 22,5 % MVIC $\times s \times s^{-1}$, průměrná hodnota iEMG spinální části deltového svalu byla 24,7 % MVIC $\times s \times s^{-1}$ a průměrná hodnota iEMG

klavikulární části deltového svalu byla $40,6 \% \text{ MVIC} \times \text{s} \times \text{s}^{-1}$. Hodnoty iEMG klavikulární části deltového svalu byla signifikantně vyšší než hodnoty iEMG akromiální a spinální části deltového svalu. Mezi hodnotami iEMG spinální části deltového svalu a akromiální části deltového svalu jsme nenašli signifikantní rozdíl. Hodnoty iEMG všech analyzovaných svalů horní končetiny, kromě dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*, byly při mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček signifikantně vyšší než při mletí obilí na zrnotěrci. Pro dlouhou hlavu svalu *m. triceps brachii* byly hodnoty iEMG při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček signifikantně nižší než hodnoty iEMG při mletí na zrnotěrci.

4.4 Interindividuální variabilita svalové aktivity

Hodnoty VR, které vyjadřují interindividuální variabilitu svalové aktivity, jsou uvedeny v tabulce 4 a znázorněny v grafu 6. *Musculus biceps brachii* měl při mletí na zrnotěrci hodnotu VR 1,02 a spolu se svalem *m. pectoralis major* měl při mletí na zrnotěrci nejvyšší míru interindividuální variability aktivity ze všech analyzovaných svalů. Při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček měl sval *m. biceps brachii* hodnotu VR 0,94 a měl nejvyšší interindividuální variabilitu aktivity ze všech analyzovaných svalů. Při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček měl sval *m. biceps brachii* hodnotu VR 0,95 a měl druhou nejvyšší interindividuální variabilitu aktivity z analyzovaných svalů.

Při mletí na zrnotěrci měla z částí deltového svalu nejnížší míru interindividuální variability spinální část deltového svalu, jejíž hodnota VR byla 0,84. Hodnota VR klavikulární části deltového svalu byla 0,85 a hodnota VR akromiální části deltového svalu byla 1,01. Při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček měla nejnížší míru interindividuální variability akromiální část deltového svalu, jejíž hodnota VR byla 0,36. Spinální část deltového svalu měla hodnotu VR 0,38. Nejvyšší interindividuální variabilitu svalové aktivity z částí deltového svalu při mletí po směru hodinových ručiček měla klavikulární část deltového svalu, jejíž hodnota VR byla 0,53. Při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček byla hodnota VR klavikulární části deltového svalu 0,48. Klavikulární část deltového svalu měla při mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček mezi jedinci nejméně variabilní průběh svalové aktivity ze všech analyzovaných svalů. Při mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček byla hodnota VR pro akromiální část deltového svalu 0,83. Spinální část deltového svalu měla během mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček hodnotu VR 0,59. Míra

interindividuální variability svalové aktivity částí deltového svalu se tedy lišila v závislosti na vykonávaném způsobu mletí.

Při mletí na zrnověčce byla hodnota VR dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* 0,84. Hodnota VR laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* byla při mletí na zrnověčce 1,01. Míra interindividuální variability aktivity laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* tak byla při mletí na zrnověčce vyšší než míra interindividuální variability dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*. Při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček byla míra interindividuální variability aktivity obou hlav svalu *m. triceps brachii* výrazně nižší než ve dvou zbývajících způsobech mletí. Hodnota VR laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* byla při mletí obilí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček 0,51 a hodnota VR dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* byla při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček 0,62. Hodnota VR laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček byla 0,90. Hodnota VR pro dlouhou hlavu svalu *m. triceps brachii* při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček byla 0,97. Laterální hlava tak byla mezi jedinci méně variabilní částí svalu *m. triceps brachii* při obou způsobech mletí na rotačním mlýnku. Naopak při mletí na zrnověčce měla laterální hlava svalu *m. triceps brachii* vyšší míru interindividuální variability než dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii*.

5 Diskuze

5.1 Odhad celkové svalové aktivity horní končetiny

Mletí na rotačním mlýnku vyžadovalo celkově vyšší svalovou aktivitu horní končetiny na sekundu mletí, odhadnutou jako součet průměrných hodnot iEMG jednotlivých svalů, než mletí na zrnověčce (tabulka 5). Stejný závěr vyplývá i z dat ze studie autorů Sládek et al. (2016a). Rozdíl mezi odhadem celkové svalové aktivity horní končetiny pomocí aktivity osmi svalů horní končetiny (tato studie) a odhadem pomocí čtyř svalů horní končetiny (Sládek et al., 2016a) je pouze v poměru mezi aktivitou vynaloženou na sekundu mletí na zrnověčce a rotačním mlýnku.

5.2 Srovnání aktivity čtyř svalů se studií Sládek et al. (2016a)

Aktivitu svalů *m. deltoideus (p. clavicularis)*, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major* a *m. triceps brachii (c. longum)* jsme porovnávali mezi naší studií a daty nasbíranými v rámci studie autorů Sládek et al. (2016a). Pro svaly *m. pectoralis major* a *m. triceps brachii (c. longum)* jsme nenašli signifikantní rozdíl hodnot maxEMG a iEMG mezi daty z naší studie

a daty nasbíranými v rámci studie autorů Sládek et al. (2016a) při žádném způsobu mletí (tabulka 6 a 7, graf 7–11). Hodnoty maxEMG a iEMG pro klavikulární části deltového svalu a svalu *m. infraspinatus* v našem souboru se signifikantně nelišily od dat nabíraných v rámci předchozí studie (Sládek et al., 2016a) při mletí na zrnotěrci a rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček. Signifikantně vyšší hodnoty maxEMG a iEMG svalů *m. deltoideus* (*p. clavicularis*), *m. infraspinatus* v naší studii oproti datovému souboru, který byl shromážděn v rámci studie autorů Sládek et al. (2016a), jsme zjistili pouze při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček. Rozdíl v zapojení klavikulární části deltového svalu a svalu *m. infraspinatus* při mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček byl pozorovatelný i při srovnání profilů svalové aktivity mezi studii (graf 11). U profilů aktivity klavikulární části deltového svalu a svalu *m. infraspinatus* docházelo k nejvýraznějším odchýlkám průměrných křivek svalové aktivity z předchozí studie (Sládek et al., 2016a) mimo rozmezí tvořené směrodatnou odchýlkou profilů svalové aktivity z naší studie (graf 9–11). Signifikantně rozdílné hodnoty maxEMG a iEMG pro klavikulární část deltového svalu a sval *m. infraspinatus* při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a) by se daly vysvětlit na základě vysoké interindividuální variability svalové aktivity. Hodnoty VR (tabulka 4) a směrodatná odchýlka hodnoty iEMG (tabulka 3) ovšem ukazují, že klavikulární část deltového svalu nebo sval *m. infraspinatus* neměla při mletí obilí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček vyšší interindividuální variabilitu aktivity než ostatní analyzované svaly. Pouze směrodatná odchýlka hodnot maxEMG (tabulka 3) ukazuje na vysokou variabilitu zapojení svalu *m. deltoideus* a především *m. pectoralis major*. Vysvětlením rozdílu svalové aktivity klavikulární části svalu *m. deltoideus* a svalu *m. infraspinatus* mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a) by mohlo být nastavení experimentu. Rozdíl odhadů aktivity klavikulární části deltového svalu a svalu *m. infraspinatus* však neměl vliv na porovnání mletí na zrnotěrci a na rotačním mlýnku, kdy v naší studii i ve studii autorů Sládek et al. (2016a) byla klavikulární část deltového svalu i sval *m. infraspinatus* aktivnější při mletí obilí na rotačním mlýnku než na zrnotěrci.

5.3 Aktivita osmi svalů horní končetiny

Musculus biceps brachii byl svalem s nejnižším množstvím aktivity na sekundu mletí (iEMG) i s nejnižším maximálním stupněm aktivace (maxEMG) při mletí na zrnotěrci i při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček. Při mletí na rotačním mlýnku proti

směru hodinových ručiček vykonával sval *m. biceps brachii* větší množství svalové aktivity na sekundu cyklu a nebyl nejméně aktivním svalem. Vysoká interindividuální variabilita průběhu křivky svalové aktivity svalu *m. biceps brachii* při všech druzích mletí vypovídá o náhodnosti jeho aktivace v průběhu cyklu. Vysoká interindividuální variabilita aktivity dvoukloubového svalu *m. biceps brachii* je rovněž v souladu s poznatky o vyšší interindividuální variabilitě dvoukloubových svalů oproti svalům jednokloubovým (Hug et al., 2008). Vyšší variabilita aktivity svalu *m. biceps brachii* by mohla souviset s jeho funkcí přenašeče energie mezi tělesnými segmenty a usměřovače působené síly při mletí (van Ingen Schenau et al., 1992; Hug et al., 2008).

Všechny tři části deltového svalu byly aktivnější při mletí na rotačním mlýnku než na zrnotěrci (graf 1 a 3). To znamená, že z hlediska porovnání aktivity svalů horní končetiny při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku můžeme vybrat jakoukoliv část deltového svalu a dospějeme ke stejnému výsledku. Tento výsledek je v souladu s předpokladem studie autorů Sládek et al. (2016) o tom, že se budou klavikulární a akromiální části deltového svalu více aktivovat pouze při mletí na rotačním mlýnku.

Relativně nízká interindividuální variabilita všech částí deltového svalu vyjádřená nízkými hodnotami VR vypovídá o jejich univerzální aktivaci při mletí na rotačním mlýnku napříč souborem probandek. Jejich nízká interindividuální variabilita zároveň pravděpodobně souvisí se stavbou a funkcí deltového svalu. *Musculus deltoideus* je jednokloubovým svalem a měl by tedy být tvůrcem síly v daném pohybu (van Ingen Schenau et al., 1992). Podle studie Hug et al. (2008) by pak aktivita jednokloubových svalů měla být mezi jedinci méně variabilní, což se v případě deltového svalu v našich datech projevuje při porovnání jeho interindividuální variability s dvoukloubovým svalem *m. biceps brachii* nebo s dvoukloubovým svalem *m. triceps brachii (c. longum)* (tabulka 4 a graf 6).

Mezi aktivitou laterální a dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* při mletí na zrnotěrci jsme nenašli signifikantní rozdíl, což je výsledek odpovídající předpokladu o podobnosti jejich aktivace zmíněný ve studii autorů Sládek et al. (2016a). Naopak při mletí na rotačním mlýnku byla aktivita laterální hlavy signifikantně vyšší než aktivita dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii*. Naše výsledky ukazují, že laterální hlava svalu *m. triceps brachii* je signifikantně aktivnější při mletí na rotačním mlýnku než na zrnotěrci, nezávisle na tom, jestli mletí probíhá po směru hodinových ručiček nebo proti směru hodinových ručiček. Dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii* vyžadovala vyšší množství aktivity při mletí na rotačním

mlýnku po směru hodinových ručiček než na zrnově. Při mletí na zrnově sval *m. triceps brachii* (*c. longum*) vykazoval vyšší stupeň maximální aktivace (maxEMG) než při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček. Sval *m. triceps brachii* (*c. longum*) tak byl jediným z osmi měřených svalů horní končetiny, který nebyl signifikantně aktivnější při obou směrech mletí na rotačním mlýnku než na zrnově. Rozdíly aktivity hlavy *c. longum* a hlavy *c. laterale* svalu *m. triceps brachii* by mohly souviset s rozdílnou stavbou těchto svalů (van Ingen Schenau et al., 1992; van Bolhuis et al., 1998). *Musculus triceps brachii* (*c. longum*) je dvoukloubovým svalem, zatímco sval *m. triceps brachii* (*c. laterale*) je jednokloubovým svalem (Čihák, 2001). Vyšší interindividuální variabilita svalové aktivity dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* než laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* při mletí na rotačním mlýnku odpovídá vyšší interindividuální variabilitě svalové aktivity dvoukloubových svalů oproti interindividuální variabilitě aktivity jednokloubových svalů (Hug et al., 2008).

Při mletí na zrnově vykonávala laterální hlava svalu *m. triceps brachii* největší množství aktivity na sekundu (iEMG) a dosahovala nejvyšší maximální aktivity (maxEMG) z osmi analyzovaných svalů. Dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii* byla aktivována na podobné úrovni jako laterální hlava svalu *m. triceps brachii* a obě analyzované části svalu *m. triceps brachii* byly signifikantně aktivnější než všechny zbývající svaly. Zdá se proto, že mletí na zrnově bylo vykonáváno převážně pomocí svalu *m. triceps brachii*, což odpovídá výsledkům ze studie Sládek et al. (2016), kde byl *m. triceps brachii* zastoupen pouze dlouhou hlavou svalu.

Laterální hlava svalu *m. triceps brachii* byla podle našich výsledků neaktivnějším svalem také při mletí na rotačním mlýnku, kde ale svými nejvyššími hodnotami přesahuje 100 % MVIC. Aktivita vyšší než 100 % MVIC se vyskytuje při některých dynamických svalových kontrakcích, např. při házení (Jobe et al., 1984) a při plavání (Lewillie, 1973). Hodnoty svalové aktivity vyšší než 100 % MVIC ukazují, že jedinci při svalovém testu nejsou schopni vyvinout absolutně nejvyšší hodnotu aktivity svalu, což následně může ovlivnit informace o intenzitě svalové aktivity při zkoumané aktivitě (Halaki and Ginn, 2012). Dalším svalem, který při mletí na rotačním mlýnku dosahoval aktivity vyšší než 100 % MVIC byl *m. deltoideus* (*p. spinalis*) při mletí po směru hodinových ručiček a *m. pectoralis major* při mletí proti směru hodinových ručiček (graf 1). Nejnížší hodnota aktivity spinální části svalu *m. deltoideus* v cyklu mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček byla v průměru $3,3 \pm 2,2$ % MVIC a nejnížší hodnota svalu *m. pectoralis major* v cyklu mletí na rotačním

mlýnku proti směru hodinových ručiček byla v průměru $4,9 \pm 4,2$ % MVIC. Oproti tomu, hodnoty aktivity laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček klesly nejvíce v průměru na $16,4 \pm 9,7$ % MVIC. Vysoká nejnižší hodnota aktivity svalu *m. triceps brachii (c. laterale)* v cyklu mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček napovídá systematickému navýšení všech hodnot v tomto cyklu.

5.4 Limity práce

Vlivy působící na měření svalové aktivity komplikují jednak odvozování síly kontrakce svalu z hodnot aktivity a jednak odhadování samotné svalové aktivity. Kvůli faktorům jako je měnící se délka svalového vlákna, různá rychlost kontrakce nebo heterogenita množství motorických jednotek v různých částech svalu není možné odvozovat sílu dynamické kontrakce svalu pouze ze záznamu svalové aktivity (De Luca, 1997; Staudenmann et al., 2010). Jelikož v této studii zmíněné vlivy nezohledňujeme, zjištěná svalová aktivita nemůže sloužit pro odhad síly kontrakce svalu (De Luca, 1997), ale pouze pro odhad neurální aktivace svalu.

Odhad míry aktivity svalu může ovlivnit metoda normalizace. Vhodnost normalizace EMG hodnot pomocí hodnot získaných při izometrické kontrakci je diskutována (Burden, 2010; Halaki and Ginn, 2012). Jelikož pro každý sval neexistuje jedna pozice svalového testu, u kterého by se vědělo, že jsou při ní jedinci schopní vyvinout nejvyšší hodnotu aktivity daného svalu, jsou používány rozdílné testové polohy (Halaki and Ginn, 2012). Pomocí některých z těchto testů je možné získat pouze hodnoty aktivity nižší než je maximální kapacita svalu, jejichž použití následně vede k normalizované hodnotě aktivity vyšší než 100 % MVIC (Halaki and Ginn, 2012). Kromě maximální volní izometrické kontrakce byla jako referenční hodnota navrhována například hodnota EMG při maximální volní izokinetické kontrakci (Burden, 2010; Halaki and Ginn, 2012). Autoři ve studii zabývající se aktivitou svalů dolní končetiny při chůzi (Burden et al., 2003) však zjistili, že vyšší opakovatelnosti dosahuje svalová aktivita při normalizaci pomocí izometrické maximální volní kontrakce než při dynamické maximální volní kontrakci. Další možností normalizace EMG dat je normalizace k hodnotám aktivity získaným při nižší než maximální kontrakci. Halaki and Ginn (2012) uvádějí jako příklad submaximální kontrakce držení samotné končetiny nebo končetiny se závažím proti působení gravitace. Takto popsaná metoda submaximálních hodnot ovšem neumožňuje srovnání jednotlivých svalů a jedinců navzájem, protože se svaly a jedinci navzájem liší silovou kapacitou (Halaki and Ginn, 2012).

Průměrná spolehlivost opakovaného měření iEMG hodnot aktivity svalů se při testu chyby měření pomocí TRV v naší studii pohybovala v rozmezí 15,3 a 35,3 % (tabulka 1). Průměr přes všechny svaly a v obou prováděných pohybech (mletí na rotačním mlýnku po a proti směru hodinových ručiček) byl 23,7 %. Wochatz et al. (2017) zkoumali spolehlivost EMG u svalů horní končetiny při izokinetických pohybech horní končetiny. Wochatz et al. (2017) zjišťovali TRV u průměrné hodnoty amplitudy EMG křivky v celém průběhu pohybu. Průměrně se hodnoty TRV pohybovaly mezi 8 a 35 % pro jednotlivé svaly. Průměr přes všechny svaly byl 21 %. Porovnání hodnot maxEMG a iEMG pro sval *m. deltoideus (p. clavicularis)*, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major* a *m. triceps brachii (c. longum)* ukazují dobrou spolehlivost průměru napříč jedinci.

6 Závěr

Předpokládali jsme, že aktivita svalu *m. deltoideus (p. clavicularis)*, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major* a *m. triceps brachii (c. longum)* se nebude signifikantně lišit mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a). Pro sval *m. pectoralis major* a pro sval *m. triceps brachii (c. longum)* se podařilo hypotézu potvrdit pro všechny způsoby mletí. Aktivita svalu *m. deltoideus (p. clavicularis)* a svalu *m. infraspinatus* při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček se lišila mezi naší studií a studií autorů Sládek et al. (2016a). V naší studii i ve studii autorů Sládek et al. (2016a) je však aktivita svalu *m. deltoideus (p. clavicularis)* a svalu *m. infraspinatus* vyšší při obou způsobech mletí na rotačním mlýnku než při mletí na zrnotěrci. Rozdíl v aktivitě mezi naší studií a studií autorů Sládek et al. (2016a) tak nemá vliv na porovnání svalové aktivity horní končetiny při mletí na zrnotěrci a rotačním mlýnku.

Předpokládali jsme vyšší aktivitu svalu *m. biceps brachii* při mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček než při mletí na zrnotěrci nebo rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček. Naše výsledky tento předpoklad podpořily a ukázaly, že *m. biceps brachii* byl při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček a při mletí na zrnotěrci nejméně aktivním svalem ze skupiny námi analyzovaných svalů. Interindividuální variabilita svalu *m. biceps brachii* byla jednou z nejvyšších při všech mlecích pohybech. Vysoká interindividuální variabilita aktivity svalu *m. biceps brachii* při všech způsobech mletí ukazuje na proměnlivost profilu aktivity tohoto svalu mezi probandkami, tedy na jeho nevhodnost pro analýzu funkce svalů při mletí obilí na zrnotěrci a rotačním mlýnku.

Předpokládali jsme, že klavikulární, akromiální a spinální část svalu *m. deltoideus* budou při obou způsobech mletí na rotačním mlýnku aktivnější než při mletí na zrnově. Tuto hypotézu se nám podařilo podpořit výsledky, které ukázaly, že klavikulární, akromiální a spinální část deltového svalu byla více aktivována při mletí na rotačním mlýnku po směru i proti směru hodinových ručiček než při mletí na zrnově.

Předpokládali jsme, že laterální hlava svalu *m. triceps brachii* bude mít při všech analyzovaných typech mletí stejnou aktivitu jako dlouhá hlava svalu *m. triceps brachii*. Naše výsledky tuto hypotézu nepodpořily. Aktivita laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* se lišila od aktivity dlouhé hlavy svalu *m. triceps brachii* při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček i proti směru hodinových ručiček. Rozdíl zapojení dlouhé a laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* by mohl vyplývat z jejich různé funkce v pohybu. Problémy s odhadem aktivity laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* spojené s metodou normalizace hovoří proti použití laterální hlavy svalu *m. triceps brachii* při analýze svalové aktivity horní končetiny při mletí na zrnově a rotačním mlýnku.

Cílem diplomové práce bylo ověřit, jestli je možné pro srovnávání svalové aktivity horní končetiny při mletí obilí na zrnově a rotačním mlýnku použít sval *m. deltoideus* (*p. clavicularis*), sval *m. infraspinatus*, sval *m. pectoralis major* a sval *m. triceps brachii* (*c. longum*), které byly analyzovány ve studii autorů Sládek et al. (2016a). Pro ověření jsme použili větší vzorek svalů horní končetiny, který obsahoval sval *m. biceps brachii*, sval *m. deltoideus* (*p. clavicularis*), sval *m. deltoideus* (*p. acromialis*), sval *m. deltoideus* (*p. spinalis*), sval *m. infraspinatus*, sval *m. pectoralis major*, sval *m. triceps brachii* (*c. laterale*) a sval *m. triceps brachii* (*c. longum*). Z nízké aktivity svalu *m. biceps brachii*, vzájemné podobnosti aktivace částí deltového svalu a nevhodnosti svalu *m. triceps brachii* (*c. laterale*) pro námi zvolenou metodu normalizace vyplývá, že pro srovnání svalové aktivity horní končetiny při mletí obilí na zrnově a rotačním mlýnku je možné použít sval *m. deltoideus* (*p. clavicularis*), sval *m. infraspinatus*, sval *m. pectoralis major* a sval *m. triceps brachii* (*c. longum*).

7 Bibliografie

- Adams JL. 1999. Refocusing the role of food-grinding tools as correlates for subsistence strategies in the U.S. southwest. *Am Antiq* 64:475–498.
- Alonso N, Cantero FJ, Jornet R, López D, Montes EVA, Prats G, Valenzuela S. 2014. Milling wheat and barley with rotary querns: the Ouarten women (Dahmani, Kef, Tunisia). *AmS-Skrifter* 24:11–30.
- Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG. 1986. Is there a “normal” profile of EMG activity in gait? *Med Biol Eng Comput* 24:337–343.
- Basmajian J, De Luca C. 1979. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bass S, Saxon L, Daly R, Turner C, Robling A, Seeman E, Stuckey S. 2002. The effect of mechanical loading on the size and shape of bone in pre-, peri-, and postpubertal girls: a study in tennis players. *J bone Miner Res* 17:2274–2280.
- Beranová M, Kubačák A. 2010. *Dějiny zemědělství v Čechách a na Moravě*. Praha: Libri.
- van Bolhuis BM, Gielen CCAM, van Ingen Schenau GJ. 1998. Activation patterns of mono- and bi-articular arm muscles as a function of force and movement direction of the wrist in humans. *J Physiol* 508:313–324.
- Burden A. 2008. Surface electromyography. In: Payton CJ, Bartlett RM, editors. *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise sciences*. Abingdon: Routledge. p 77–102.
- Burden A. 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 20:1023–1035.
- Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V. 2003. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *J Electromyogr Kinesiol* 13:519–532.
- Carlson KJ, Judex S. 2007. Increased non-linear locomotion alters diaphyseal bone shape. *J Exp Biol* 210:3117–3125.
- Curwen EC. 1937. Querns. *Antiquity* 11:133–151.
- Čihák R. 2001. *Anatomie 1: druhé, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- d’Avella A, Bizzi E. 2005. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proc Natl Acad Sci* 102:3076–3081.
- Danielisová A, Mangel T, Drnovský V. 2011. Kamenné rotační mlýny a jejich význam v době laténské. *Živá Archeol* 12:67–71.
- David N. 1998. The ethnoarchaeology and field archaeology of grinding at Sukur, Adamawa State, Nigeria. *African Archaeol Rev* 15:13–63.
- Dubreuil L. 2004. Long-term trends in Natufian subsistence: a use-wear analysis of ground stone tools. *J Archaeol Sci* 31:1613–1629.
- Ebben WP, Jensen RL, Blackard DO. 2000. Electromyographic and kinetic analysis of complex training variables. *J Strength Cond Res* 14:451–456.

- Eshed V, Gopher A, Galili E, Hershkovitz I. 2004. Musculoskeletal stress markers in natufian hunter-gatherers and neolithic farmers in the Levant: the upper limb. *Am J Phys Anthropol* 123:303–315.
- Feldman M, Kislev ME. 2007. Domestication of emmer wheat and evolution of free-threshing tetraploid wheat. *Isr J Plant Sci* 55:207–221.
- Field A. 2009. *Discovering statistics using SPSS*. London: Sage.
- Fischer SL, Grewal TJ, Wells R, Dickerson CR. 2011. Effect of bilateral versus unilateral exertion tests on maximum voluntary activity and within-participant reproducibility in the shoulder. *J Electromyogr Kinesiol* 21:311–317.
- Fjellman-Wiklund A, Grip H, Karlsson JS, Sundelin G. 2004. EMG trapezius muscle activity pattern in string players: part I – Is there variability in the playing technique? *Int J Ind Ergon* 33:347–356.
- Gabel RH, Brand RA. 1994. The effects of signal conditioning on the statistical analyses of gait EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Evoked Potentials* 93:188–201.
- Guidetti L, Rivellini G, Figura F. 1996. EMG patterns during running: intra- and inter-individual variability. *J Electromyogr Kinesiol* 6:37–48.
- Haapasalo H, Kontulainen S, Sievänen H, Kannus P, Järvinen M, Vuori I. 2000. Exercise-induced bone gain is due to enlargement in bone size without a change in volumetric bone density: a peripheral quantitative computed tomography study of the upper arms of male tennis players. *Bone* 27:351–357.
- Häkkinen K, Komi P V. 1983. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Med Sci Sports Exerc* 15:455–60.
- Halaki M, Ginn K a. 2012. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to? In: Naik GR, editor. *Computational intelligence in electromyography analysis: a perspective on current applications and future challenges*. Rijeka: InTech. p 175–194.
- Hamon C. 2008. Functional analysis of stone grinding and polishing tools from the earliest Neolithic of north-western Europe. *J Archaeol Sci* 35:1502–1520.
- Hamon C, Le Gall V. 2013. Millet and sauce: the uses and functions of querns among the Minyanka (Mali). *J Anthropol Archaeol* 32:109–121.
- van der Helm FCT. 1994. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J Biomech* 27:527–550.
- Henning R, Lømo T. 1985. Firing patterns of motor units in normal rats. *Nature* 314:164–166.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10:361–374.
- Hershler C, Milner M. 1978. An optimality criterion for processing EMG signals relating to gait. *IEEE Trans Biomed Eng* 25:413–420.

- Higbie EJ, Cureton KJ, Iii GLW, Prior BM, Warren III GL. 1996. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol* 81:2173–2181.
- Holodňák P. 2001. Experiment s mletím obilnin na žernovech tzv. řeckého typu. *Archeol Rozhl* 53:31–44.
- Hug F, Drouet JM, Champoux Y, Couturier A, Dorel S. 2008. Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol* 104:667–678.
- Hug F, Turpin N a, Guével A, Dorel S. 2010. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *J Appl Physiol* 108:1727–1736.
- Chopp JN, Fischer SL, Dickerson CR. 2010. On the feasibility of obtaining multiple muscular maximal voluntary excitation levels from test exertions: a shoulder example. *J Electromyogr Kinesiol* 20:896–902.
- van Ingen Schenau GJ, Boots PJM, de Groot G, Snackers RJ, van Woensel WWLM. 1992. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience* 46:197–207.
- Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol* 556:267–282.
- Jobe FW, Moynes DR, Tibone JE, Perry J. 1984. An EMG analysis of the shoulder in pitching: a second report. *Am J Sports Med* 12:218–220.
- Kendall FP, Kendall EC. 2005. *Muscle: testing and function with posture and pain*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Konrad P. 2006. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale: Noraxon.
- Kronberg M, Németh G, Broström L-A. 1990. Muscle activity and coordination in the normal shoulder: an electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res* 257:76–85.
- Kutch JJ, Valero-Cuevas FJ. 2011. Muscle redundancy does not imply robustness to muscle dysfunction. *J Biomech* 44:1264–1270.
- Lewillie L. 1973. Muscular activity in swimming. *8:440–445*.
- Liu L, Field J, Fullagar R, Zhao C, Chen X, Yu J. 2010. A functional analysis of grinding stones from an early holocene site at Donghulin, North China. *J Archaeol Sci* 37:2630–2639.
- De Luca CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13:135–163.
- Macintosh AA, Pinhasi R, Stock JT. 2017. Prehistoric women’s manual labor exceeded that of athletes through the first 5500 years of farming in Central Europe. *Sci Adv* 3:1–12.
- Madeleine P, Voigt M, Mathiassen SE. 2008. The size of cycle-to-cycle variability in biomechanical exposure among butchers performing a standardised cutting task. *Ergonomics* 51:1078–1095.

- Malek MH, Housh TJ, Coburn JW, Weir JP, Schmidt RJ, Beck TW. 2006. The effects of accelerometer placement on mechanomyographic amplitude and mean power frequency during cycle ergometry. *J Electromyogr Kinesiol* 151:139–147.
- De Marchis C, Schmid M, Bibbo D, Bernabucci I, Conforto S. 2013. Inter-individual variability of forces and modular muscle coordination in cycling: a study on untrained subjects. *Hum Mov Sci* 32:1480–1494.
- Mariotti Lippi M, Foggi B, Aranguren B, Ronchitelli A, Revedin A. 2015. Multistep food plant processing at Grotta Paglicci (Southern Italy) around 32,600 cal B.P. *Proc Natl Acad Sci* 112:12075–12080.
- Martens J, Daly D, Deschamps K, Staes F, Fernandes RJ. 2016. Inter-individual variability and pattern recognition of surface electromyography in front crawl swimming. *J Electromyogr Kinesiol* 31:14–21.
- Marzke MW, Toth N, Schick K, Reece S, Steinberg B, Hunt K, Linscheid RL, An KN. 1998. EMG study of hand muscle recruitment during hard hammer percussion manufacture of Oldowan tools. *Am J Phys Anthropol* 105:315–332.
- McNair PJ, Depledge J, Brett Kelly M, Stanley SN. 1996. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *Br J Sports Med* 30:243–5.
- Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. 2009. Surface EMG: the issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesiol* 19:719–726.
- Mildwaters J, Clarkson C. 2018. The efficiency of Australian grindstones for processing seed: a quantitative experiment using reproduction implements and controlling for morphometric variation and grinding techniques. *J Archaeol Sci Reports* 17:7–18.
- Molleson T. 1989. Seed preparation in the Mesolithic: the osteological evidence. *Antiquity* 63:356–362.
- Morris AD, Kemp GJ, Lees A, Frostick SP. 1998. A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *J Electromyogr Kinesiol* 8:317–322.
- Murdock GP, Provost C. 1973. Factors in the labor division by sex: a cross-cultural analysis. *Ethnology* 12:203–225.
- Oldfield RC. 1971. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 9:97–113.
- Osu R, Franklin DW, Kato H, Gomi H, Domen K, Yoshioka T, Kawato M, Domen K, Yoshioka T, Kawato M. 2002. Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *J Neurophysiol* 88:991–1004.
- Parton H. 2011. The hand-mills of Olymbos: an ethnographical study of their form, function and role in a Greek village. In: Williams D, Peacock D, editors. *Bread for the people: the archaeology of mills and milling*. Oxford: Archeopress. p 29–42.
- Payler D, Pomare E, Heaton K. 1975. The effect of wheat bran on intestinal transit. *Gut* 16:209–213.

- Peacock B, Westers T, Walsh S, Nicholson K. 1981. Feedback and maximum voluntary contraction. *Ergonomics* 24:223–228.
- Pedersen PN, Richter T, Arranz-Otaegui A. 2016. Preliminary analysis of the Late Natufian ground stone from Shubayqa 1, Jordan. *J Lithic Stud* 3:379–402.
- Prilutsky BI, Zatsiorsky VM. 2002. Optimization-based models of muscle coordination. *Exerc Sport Sci Rev* 30:32–38.
- Rein R, Bril B, Nonaka T. 2013. Coordination strategies used in stone knapping. *Am J Phys Anthropol* 150:539–550.
- Revedin A, Aranguren B, Becattini R, Longo L, Marconi E, Lippi MM, Skakun N, Sinitsyn A, Spiridonova E, Svoboda J. 2010. Thirty thousand-year-old evidence of plant food processing. *Proc Natl Acad Sci* 107:18815–18819.
- Roach NT, Richmond BG. 2015. Clavicle length, throwing performance and the reconstruction of the *Homo erectus* shoulder. *J Hum Evol* 80:107–113.
- Rouffet DM, Hautier CA. 2008. EMG normalization to study muscle activation in cycling. *J Electromyogr Kinesiol* 18:866–878.
- Ruff CB. 2018. Functional morphology in the pages of the AJPA. *Am J Phys Anthropol* 165:688–704.
- Ruff CB, Holt B, Trinkaus E. 2006. Who’s afraid of the big bad Wolff?: “Wolff’s law” and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129:484–498.
- Sadvari JW, Tsoraki C, Dogiama L, Knüsel CJ. 2015. Reading the bones, reading the stones: an integrated approach to reconstructing activity patterns at neolithic Çatalhöyük. In: Hodder I, Marciniak A, editors. *Assembling Çatalhöyük*. Leeds: European Association of Archaeologists and Maney Publishing. p 59–74.
- Samuel D. 2010. Experimental grinding and ancient Egyptian flour production. In: Ikram S, Dodson A, editors. *Beyond the horizon: studies in Egyptian art, archaeology and history in honour of Barry J. Kemp*. Cairo: University in Cairo Press. p 456–477.
- Searcy M. 2006. The daily grind: an analysis of maize-grinding times in Mesoamerica. *J Inq Student Cross-cultural F Res* 1:73–82.
- Shaw CN, Hofmann CL, Petraglia MD, Stock JT, Gottschall JS. 2012. Neandertal humeri may reflect adaptation to scraping tasks, but not spear thrusting. *PLoS One* 7:1–8.
- Schmitt D, Churchill SE, Hylander WL. 2003. Experimental evidence concerning spear use in Neandertals and early modern humans. *J Archaeol Sci* 30:103–114.
- Sládek V, Berner M, Galeta P, Friedl L, Kudrnová Š. 2010. Technical note: the effect of midshaft location on the error ranges of femoral and tibial cross-sectional parameters. *Am J Phys Anthropol* 141:325–332.
- Sládek V, Hora M, Farkašová K, Rocek TR. 2016a. Impact of grinding technology on bilateral asymmetry in muscle activity of the upper limb. *J Archaeol Sci* 72:142–156.
- Sládek V, Ruff CB, Berner M, Holt B, Niskanen M, Schuplerová E, Hora M. 2016b. The impact of subsistence changes on humeral bilateral asymmetry in Terminal Pleistocene and Holocene Europe. *J Hum Evol* 92:37–49.

- Stahl AB. 1989. Plant-food processing: implications for dietary quality. In: Harris DR, Hillman GC, editors. *Foraging and farming: the evolution of plant exploitation*. Abingdon: Routledge. p 171–194.
- Staudenmann D, Kingma I, Daffertshofer A, Stegeman DF, van Dieën JH. 2009. Heterogeneity of muscle activation in relation to force direction: a multi-channel surface electromyography study on the triceps surae muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 19:882–895.
- Staudenmann D, Kingma I, Daffertshofer A, Stegeman DF, Van Dieën JH. 2006. Improving EMG-based muscle force estimation by using a high-density EMG grid and principal component analysis. *IEEE Trans Biomed Eng* 53:712–719.
- Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, van Dieën JH. 2010. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation: a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol* 20:375–387.
- Ting LH. 2004. A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *J Neurophysiol* 93:609–613.
- Tomiak T, Gorkovenko A V., Tal'nov AN, Abramovych TI, Mishchenko VS, Vereshchaka I V., Kostyukov AI. 2015. The averaged EMGs recorded from the arm muscles during bimanual “rowing” movements. *Front Physiol* 6:1–12.
- Ubelaker DH. 1979. Skeletal evidence for kneeling in prehistoric Ecuador. *Am J Phys Anthropol* 51:679–685.
- Waldhauser. 1981. Keltské rotační mlýny v Čechách. *Památky Archeol* 72:153–221.
- Wefers S. 2011. Still using your saddle quern? A compilation of the oldest known rotary querns in western Europe. In: Williams D, Peacock D, editors. *Bread for the people: the archaeology of mills and milling*. Oxford: Archeopress. p 67–76.
- Winter DA. 1984. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci* 3:51–76.
- Winter DA, Yack HJ. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 67:402–411.
- Wochatz M, Rabe S, Wolter M, Engel T, Mueller S, Mayer F. 2017. Reproducibility of scapular muscle activity in isokinetic shoulder flexion and extension. *J Electromyogr Kinesiol* 34:86–92.
- Wright K. 1991. The origins and development of ground stone assemblages in Late Pleistocene southwest Asia. *Paléorient* 17:19–45.
- Wright KI. 1994. Ground-stone tools and hunter-gatherer subsistence in southwest Asia: implications for the transition to farming. *Am Antiq* 59:238–263.

8 Přílohy

8.1 Tabulky

Tabulka 1: *Mean percentage average difference* (MAD%) proměnných maxEMG a iEMG mezi hodnotami s použitím funkce přepočtu délky cyklu na 1000 bodů a iEMG a maxEMG hodnotami bez použití přepočtu délky cyklu při mletí na zrnotěrci a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti). Hodnoty MAD% jsou uvedeny jako průměr (směrodatná odchylka).

	MAD% (maxEMG)			MAD% (iEMG)		
	zrnotěrka	rotační: po	rotační: proti	zrnotěrka	rotační: po	rotační: proti
<i>biceps</i>	0,24 (0,78)	0,42 (1,70)	0,54 (1,13)	0,20 (0,05)	0,15 (0,11)	0,23 (0,13)
<i>deltoideus (clav.)</i>	0,25 (0,78)	0,32 (0,80)	0,41 (1,07)	0,19 (0,06)	0,30 (0,16)	0,26 (0,12)
<i>deltoideus (acrom.)</i>	0,09 (0,22)	0,07 (0,08)	0,60 (1,64)	0,22 (0,09)	0,05 (0,02)	0,21 (0,11)
<i>deltoideus (spin.)</i>	0,07 (0,23)	0,05 (0,07)	0,59 (1,57)	0,20 (0,08)	0,03 (0,02)	0,15 (0,18)
<i>infraspinatus</i>	0,10 (0,31)	0,05 (0,07)	1,22 (2,36)	0,17 (0,05)	0,08 (0,06)	0,32 (0,08)
<i>pectoralis major</i>	0,21 (0,41)	0,68 (1,36)	0,07 (0,08)	0,20 (0,05)	0,41 (0,17)	0,12 (0,08)
<i>triceps (lat.)</i>	0,23 (0,46)	0,07 (0,10)	0,73 (1,99)	0,22 (0,05)	0,08 (0,04)	0,22 (0,07)
<i>triceps (long.)</i>	0,14 (0,32)	0,07 (0,07)	0,42 (1,31)	0,22 (0,05)	0,06 (0,04)	0,18 (0,08)
průměr	0,2	0,2	0,6	0,2	0,1	0,2

Tabulka 2: *Test-retest variability* ($\overline{TRV_m}$; %) hodnot iEMG při normalizaci hodnot svalové aktivity při mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti) pomocí absolutně nejvyšší hodnoty ze tří opakování svalového cviku (MAX) a pomocí průměru nejvyšších hodnot ze tří opakování svalového cviku (AVE).

	rotační: po		rotační: proti	
	MAX	AVE	MAX	AVE
<i>biceps</i>	35,3	35,3	30,8	28,8
<i>deltoideus (clav.)</i>	29,3	28,3	23,9	21,9
<i>deltoideus (acrom.)</i>	15,2	12,2	25,7	26,9
<i>deltoideus (spin.)</i>	17,9	18,5	15,3	19,3
<i>infraspinatus</i>	24,3	20,3	20,9	19,7
<i>pectoralis major</i>	24,1	18,8	28,2	24,9
<i>triceps (lat.)</i>	23,4	19,9	21,9	18,5
<i>triceps (long.)</i>	23,2	20,8	18,6	16,9
průměr	24,1	21,8	23,2	22,1

Tabulka 3: Hodnoty parametru maxEMG (% MVIC) a iEMG (% MVIC \times s \times s⁻¹) při mletí na zrnотěrce a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti). Hodnoty maxEMG a iEMG jsou uvedeny jako průměr (směrodatná odchylka).

	maxEMG			iEMG		
	zrnотěrka	rotační: po	rotační: proti	zrnотěrka	rotační: po	rotační: proti
<i>biceps</i>	7,5 (3,74)	29,9 (12,61)	58,1 (19,75)	5,0 (2,22)	15,8 (6,10)	29,0 (10,23)
<i>deltoideus (clav.)</i>	14,0 (10,17)	66,1 (28,57)	94,6 (36,31)	7,3 (4,88)	24,0 (9,90)	40,6 (13,02)
<i>deltoideus (acrom.)</i>	8,7 (4,38)	77,6 (18,76)	54,1 (22,39)	5,3 (2,87)	29,5 (7,88)	22,5 (8,56)
<i>deltoideus (spin.)</i>	18,7 (11,14)	117,1 (33,96)	84,7 (30,65)	10,7 (6,04)	44,9 (13,83)	24,7 (8,89)
<i>infraspinatus</i>	21,0 (11,10)	91,0 (28,25)	82,4 (27,38)	13,1 (6,75)	47,2 (15,29)	36,7 (13,17)
<i>pectoralis major</i>	18,8 (10,64)	70,5 (33,37)	100,3 (48,76)	12,8 (6,53)	22,5 (11,70)	39,6 (16,60)
<i>triceps (lat.)</i>	47,6 (27,22)	142,0 (41,48)	80,7 (37,78)	32,8 (18,47)	66,1 (22,68)	41,1 (18,72)
<i>triceps (long.)</i>	46,2 (23,24)	82,2 (25,90)	40,3 (18,09)	29,8 (14,84)	41,0 (14,99)	20,9 (9,77)

Tabulka 4: Poměr rozptylů (*variance ratio*; VR) aktivity svalů při mletí na zrnotěrce, na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti).

	VR		
	zrnotěrka	rotační: po	rotační: proti
<i>biceps</i>	1,02	0,94	0,95
<i>deltoideus (clav.)</i>	0,85	0,53	0,48
<i>deltoideus (acrom.)</i>	1,01	0,36	0,83
<i>deltoideus (spin.)</i>	0,84	0,38	0,59
<i>infraspinatus</i>	0,99	0,64	0,62
<i>pectoralis major</i>	1,02	0,64	0,64
<i>triceps (lat.)</i>	1,01	0,51	0,90
<i>triceps (long.)</i>	0,84	0,62	0,97

Tabulka 5: Srovnání celkové svalové aktivity horní končetiny na sekundu mletí obilí na zrnotěrci, rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti) mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a).

	$\sum \text{iEMG} / \sum \text{iEMG (zrn)}^a$			
	n	zrnotěrka	rotační: po	rotační: proti
tato studie	25	1	2,49	2,18
Sládek et al. (2016a)	20	1	2,03	1,62

^a $\sum \text{iEMG} / \sum \text{iEMG (zrn)}$: Součet průměrných hodnot iEMG osmi svalů horní končetiny při daném pohybu adjustovaný na součet průměrných hodnot iEMG osmi svalů při mletí na zrnotěrci.

Tabulka 6: Srovnání hodnot maxEMG (% MVIC) svalů při mletí na zrnotěrce a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti) mezi naší studií a daty naměřenými v rámci studie Sládek et al. (2016a). Hodnoty maxEMG jsou uvedeny jako průměr (směrodatná odchylka).

	zrnotěrka		rotační: po		rotační: proti	
	tato studie	Sládek et al. (2016a)	tato studie	Sládek et al. (2016a)	tato studie	Sládek et al. (2016a)
	25	26	25	25	25	24
<i>n</i>						
<i>deltoideus (clav.)</i>	14,0 (10,17)	9,7 (5,02)	66,1 (28,57)	49,5 (18,81)	94,6 (36,31) *	57,5 (23,90) *
<i>infraspinatus</i>	21,0 (11,10)	17,3 (19,02)	91,0 (28,25)	96,0 (42,14)	82,4 (27,38) *	48,7 (28,57) *
<i>pectoralis major</i>	18,8 (10,64)	14,8 (8,87)	70,5 (33,37)	58,5 (29,37)	100,3 (48,76)	73,1 (35,66)
<i>triceps (long.)</i>	46,2 (23,24)	50,2 (26,38)	82,2 (25,90)	82,1 (33,69)	40,3 (18,09)	47,0 (28,08)

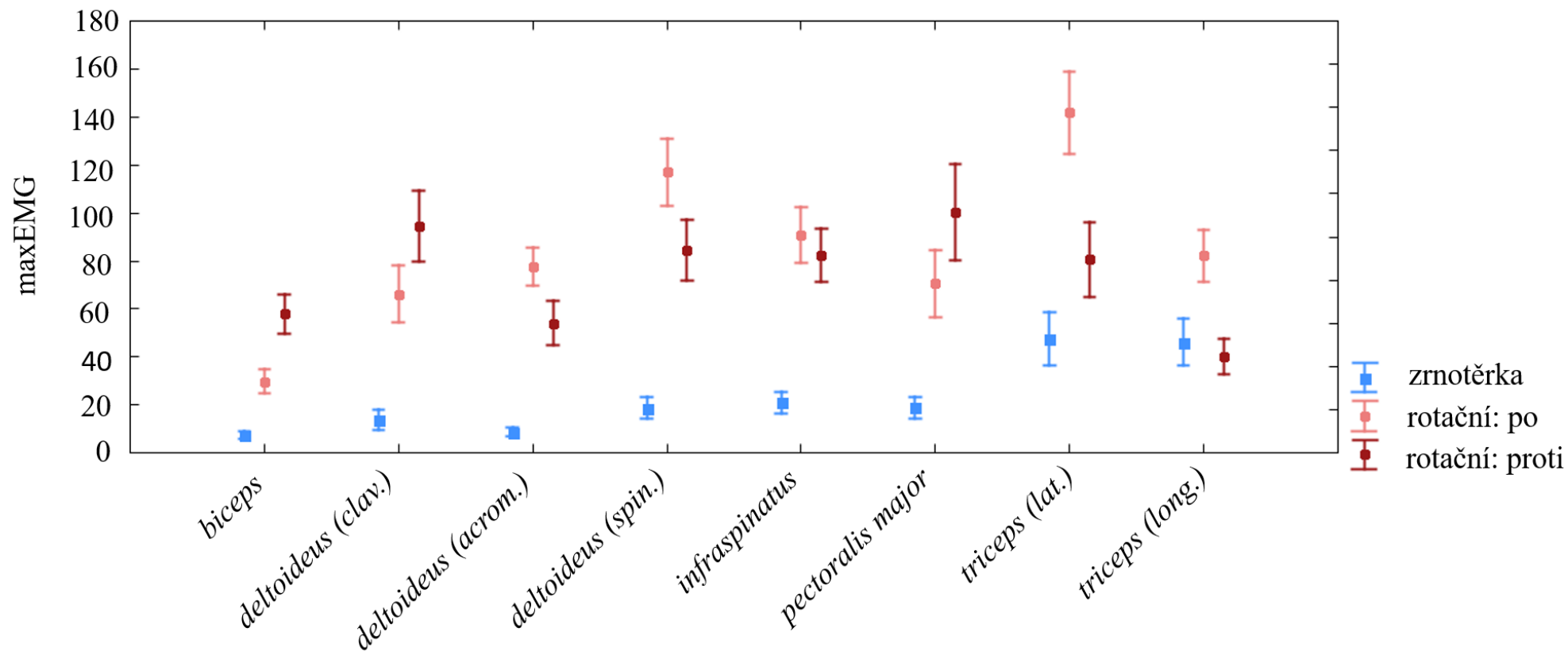
* Rozdíl mezi studiemi signifikantní na hladině $\alpha = 0,05$.

Tabulka 7: Srovnání hodnot iEMG (% MVIC \times s \times s⁻¹) svalů při mletí na zrnotěrce a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti) mezi naší studií a daty naměřenými v rámci studie Sládek et al. (2016a). Hodnoty maxEMG jsou uvedeny jako průměr (směrodatná odchylka).

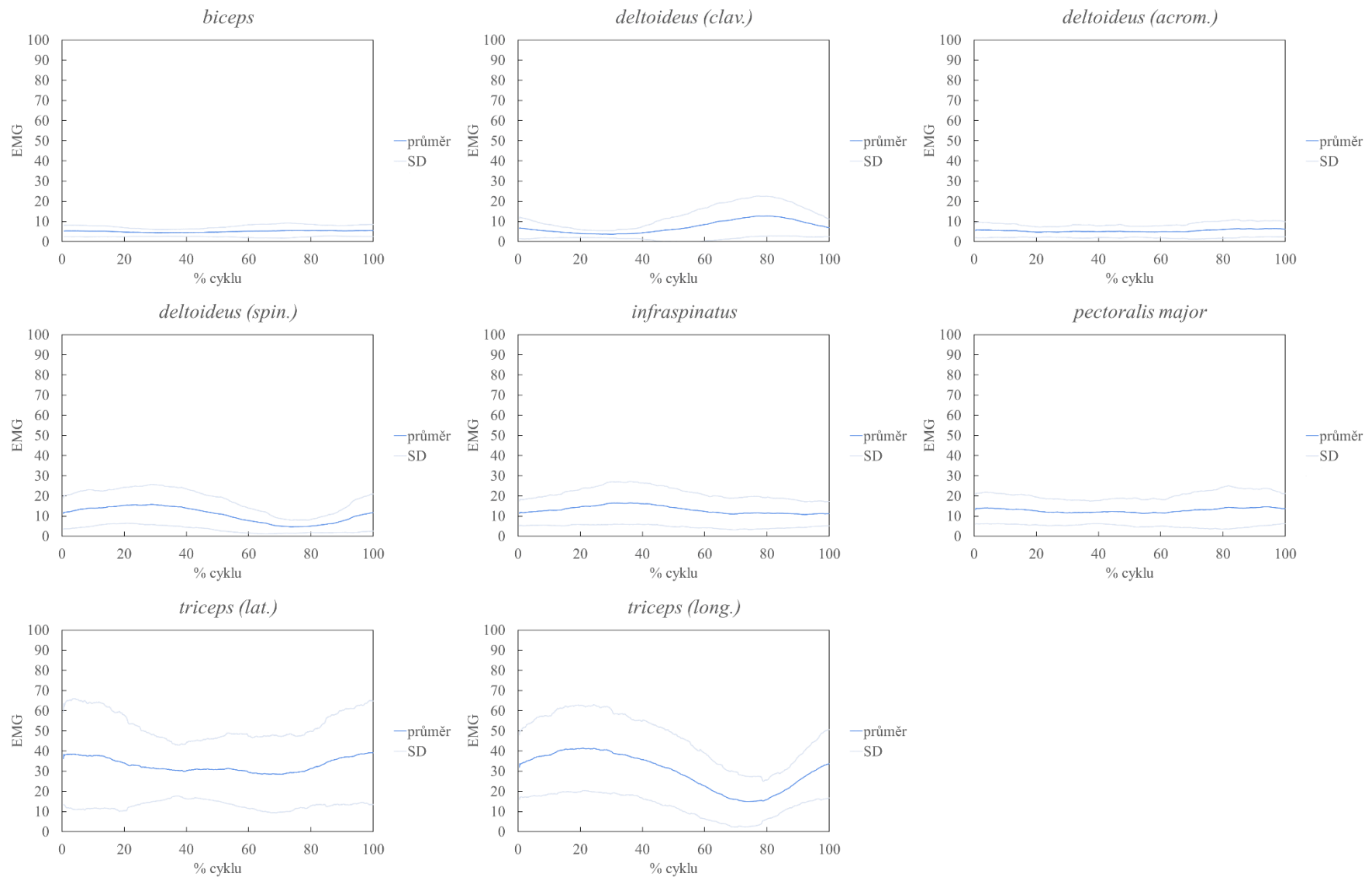
	zrnotěrka		rotační: po		rotační: proti	
	tato studie	Sládek et al. (2016a)	tato studie	Sládek et al. (2016a)	tato studie	Sládek et al. (2016a)
	25	26	25	25	25	24
n						
<i>deltoideus (clav.)</i>	7,3 (4,88)	4,8 (2,60)	24,0 (9,90)	21,0 (7,21)	40,6 (13,02) *	23,3 (8,33) *
<i>infraspinatus</i>	13,1 (6,75)	10,7 (9,32)	47,2 (15,29)	44,4 (17,56)	36,7 (13,17) *	23,0 (16,25) *
<i>pectoralis major</i>	12,8 (6,53)	10,4 (6,95)	22,5 (11,70)	16,6 (7,76)	39,6 (16,60)	32,7 (13,67)
<i>triceps (long.)</i>	29,8 (14,84)	35,5 (17,85)	41,0 (14,99)	44,0 (15,05)	20,9 (9,77)	25,3 (12,59)

* Rozdíl mezi studiiemi signifikantní na hladině $\alpha = 0,05$.

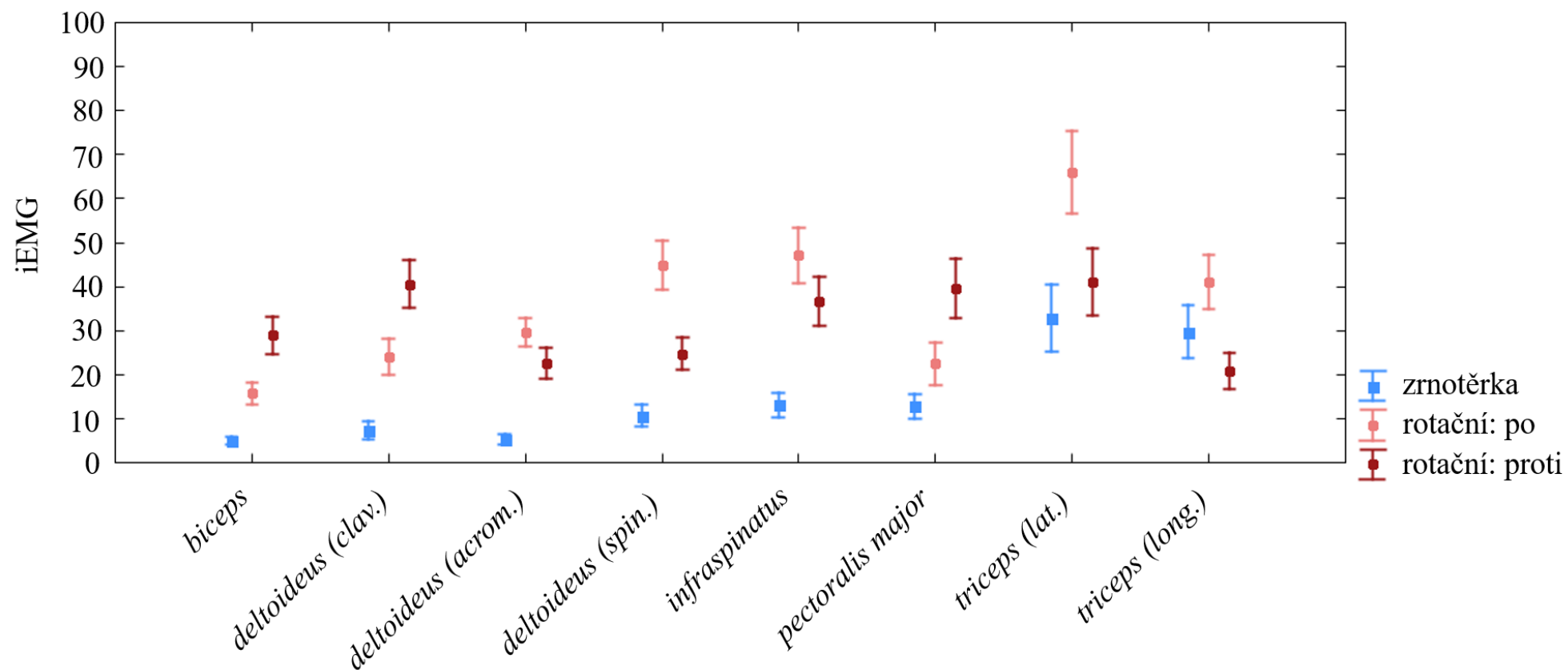
8.2 Grafy



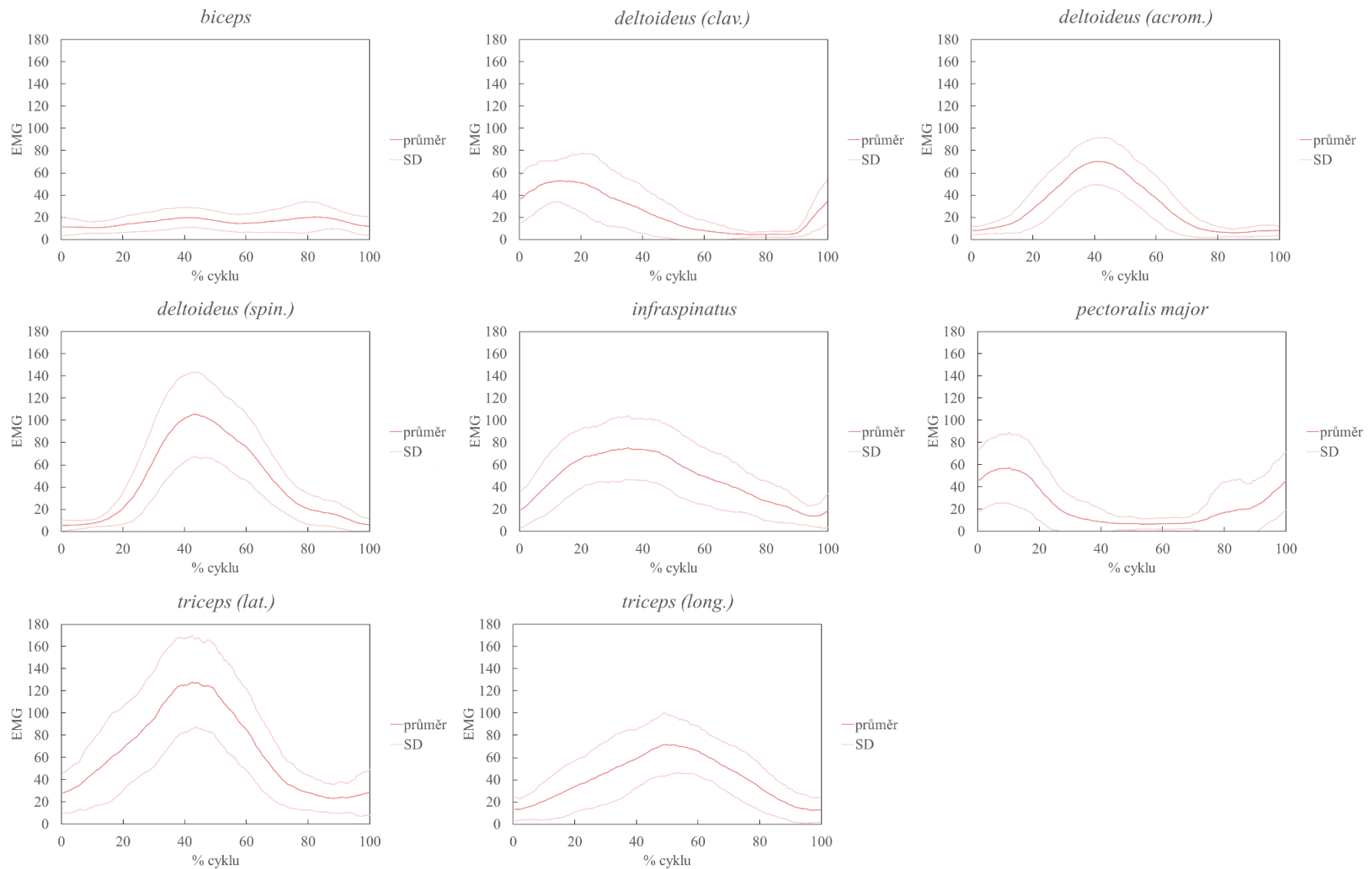
Graf 1: Hodnoty maxEMG (% MVIC) osmi svalů horní končetiny při mletí na zrotěrce a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti). Zobrazeny jsou průměrné hodnoty a 95 % konfidenční intervaly.



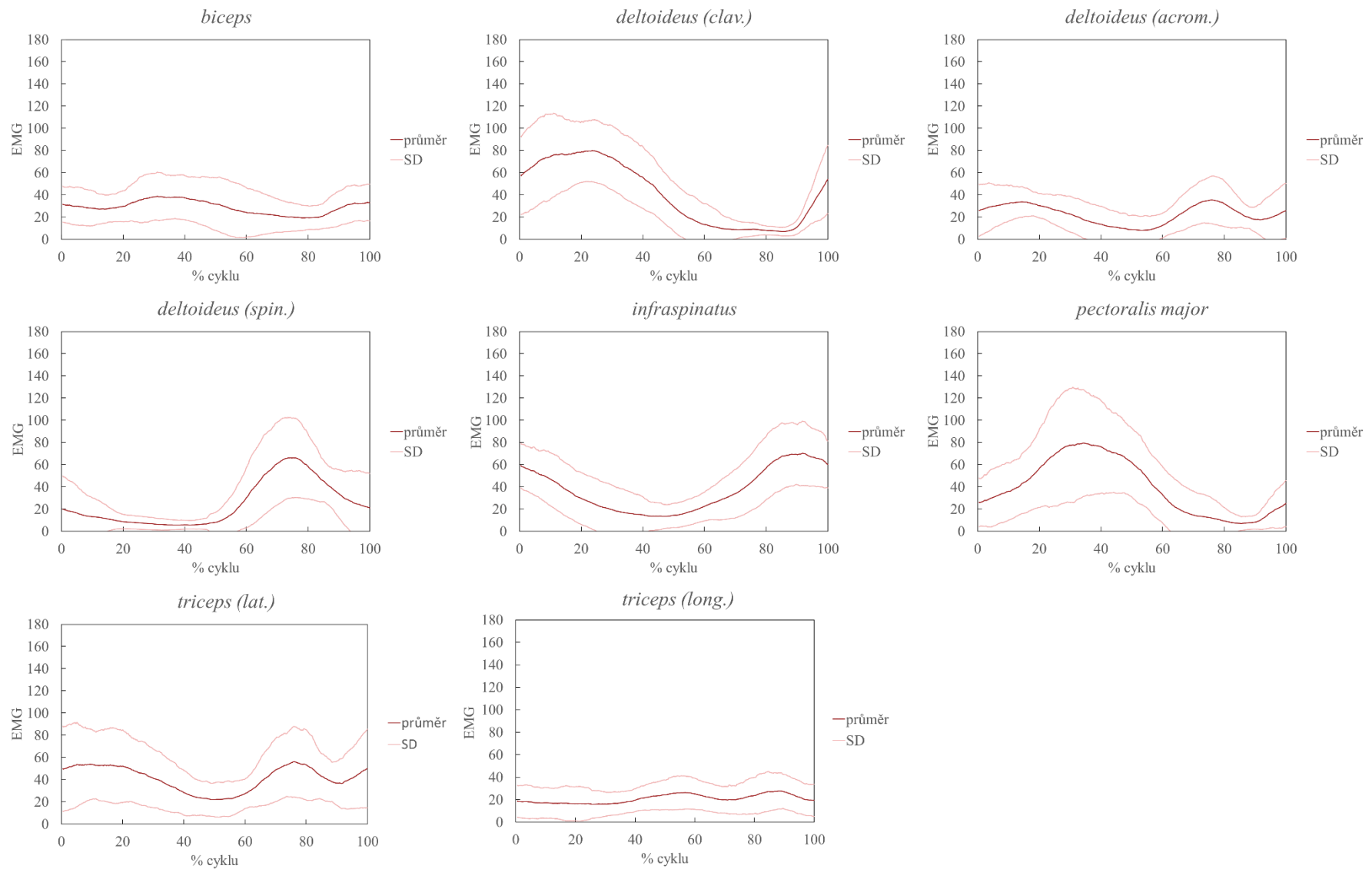
Graf 2: Křivky *interindividual ensemble average* svalové aktivity při jednom cyklu mletí na zrnotěrci. Hodnoty na svislé ose jsou v jednotkách % MVIC.



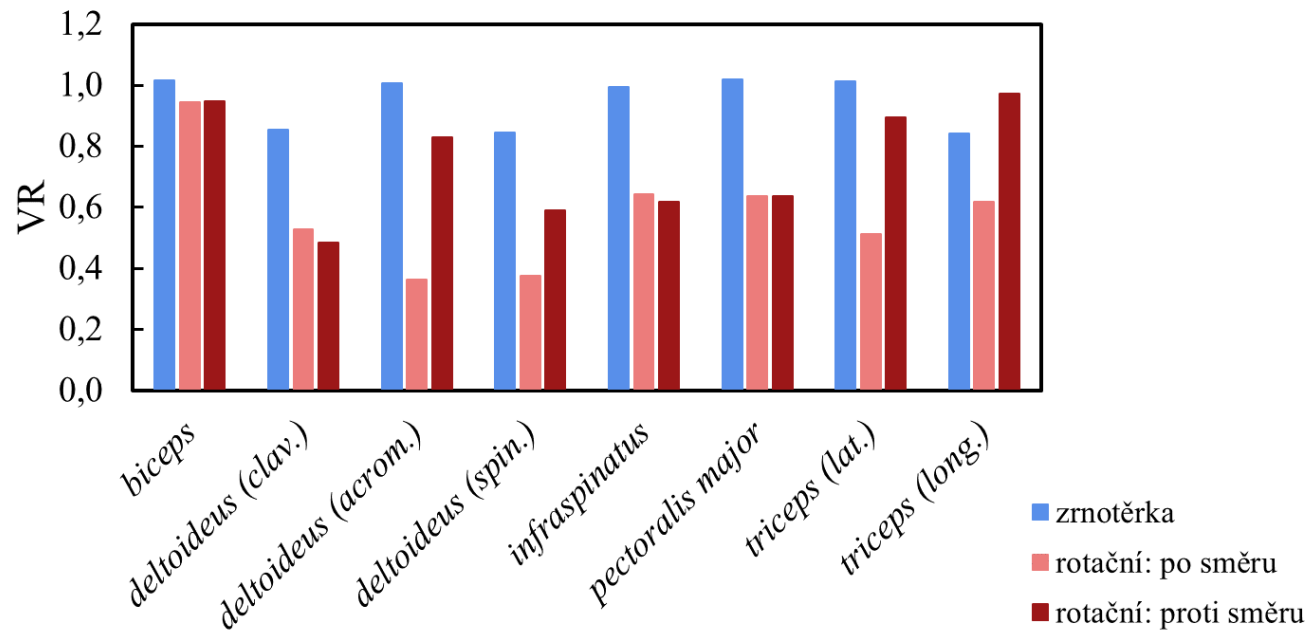
Graf 3: Hodnoty iEMG ($\% \text{MVIC} \times \text{s} \times \text{s}^{-1}$) při mletí na zrnětce a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti). Zobrazeny jsou průměrné hodnoty a 95 % konfidenční intervaly.



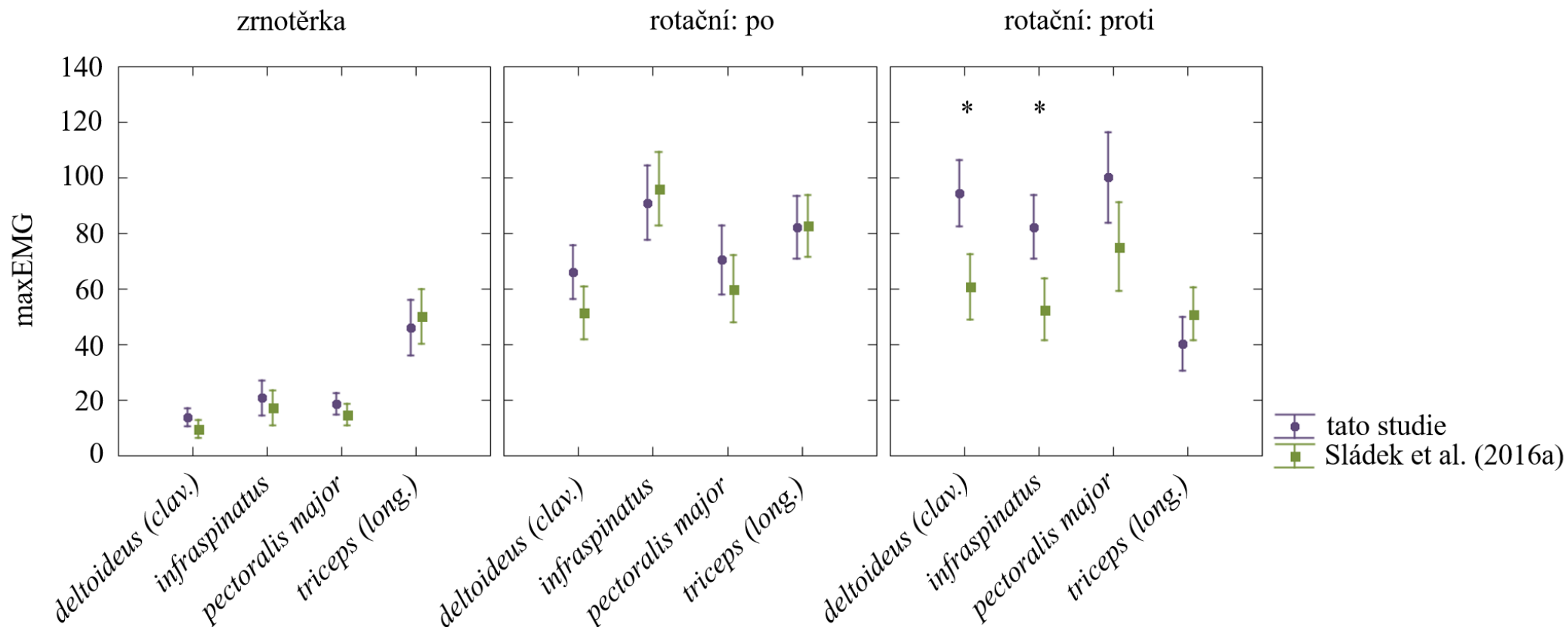
Graf 4: Křivky *interindividual ensemble average* svalové aktivity při jednom cyklu mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček. Hodnoty na svislé ose jsou v jednotkách % MVIC.



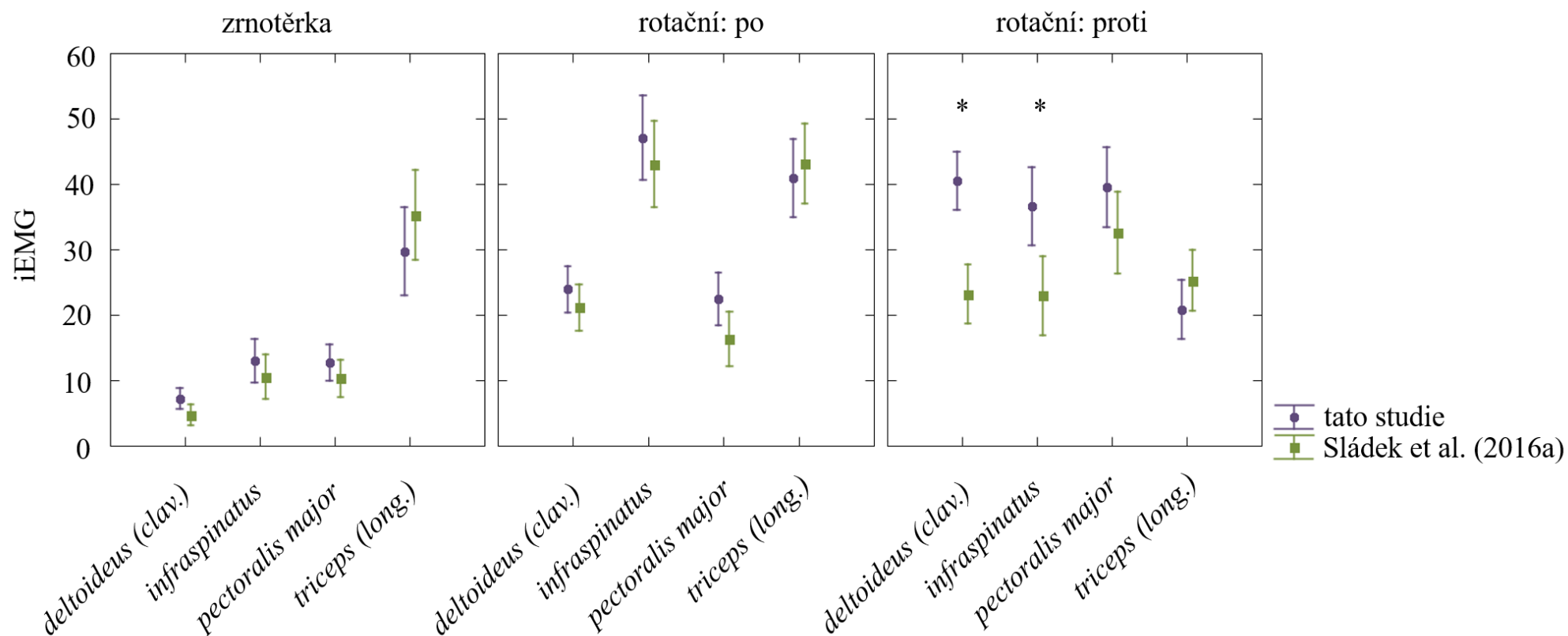
Graf 5: Křivky *interindividual ensemble average* svalové aktivity při jednom cyklu mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček. Hodnoty na svislé ose jsou v jednotkách % MVIC.



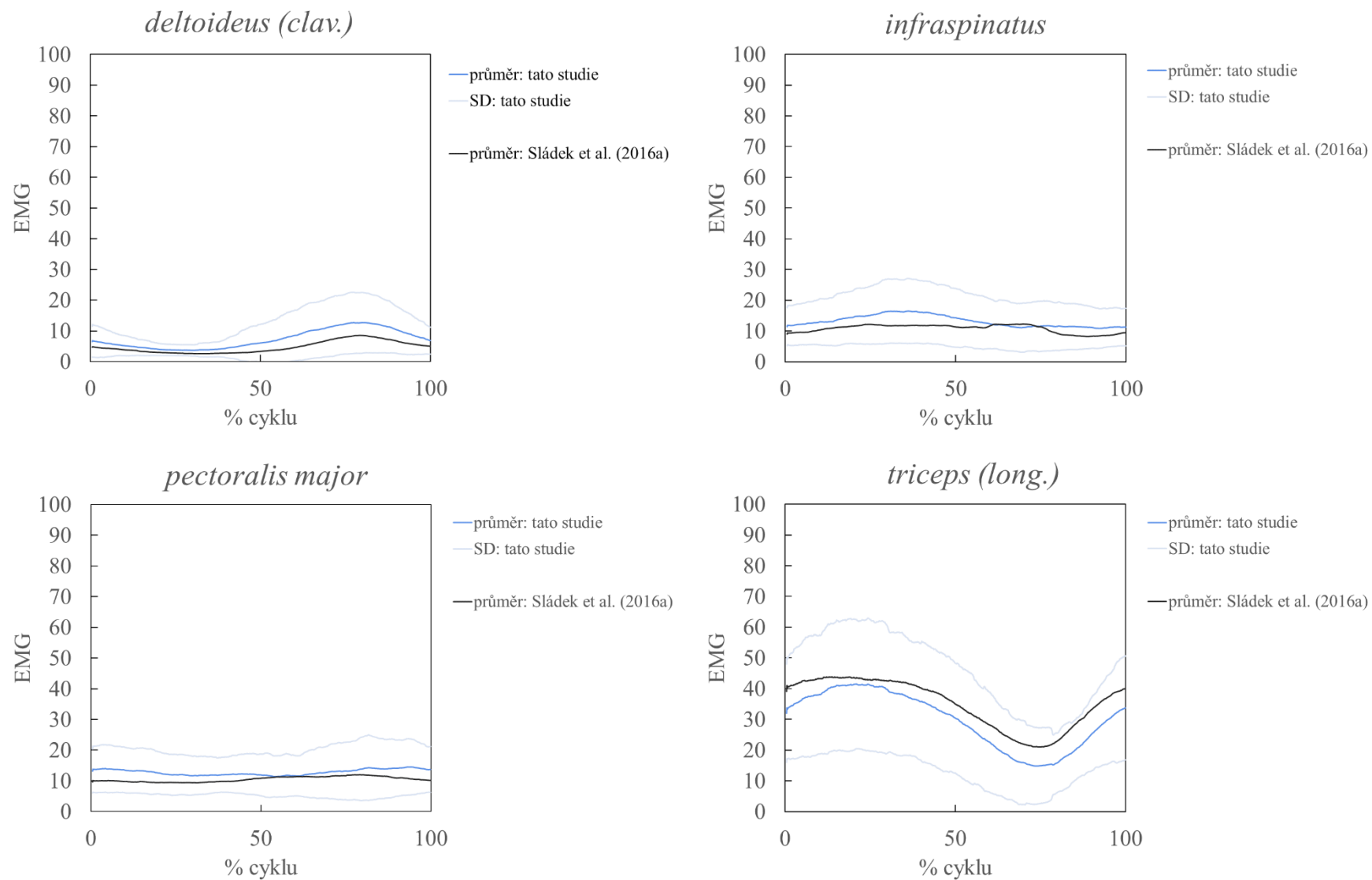
Graf 6: Poměr rozptylů (*variance ratio*; VR) pro aktivitu osmi svalů horní končetiny při mletí na zrnотěrce a na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po směru) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti směru).



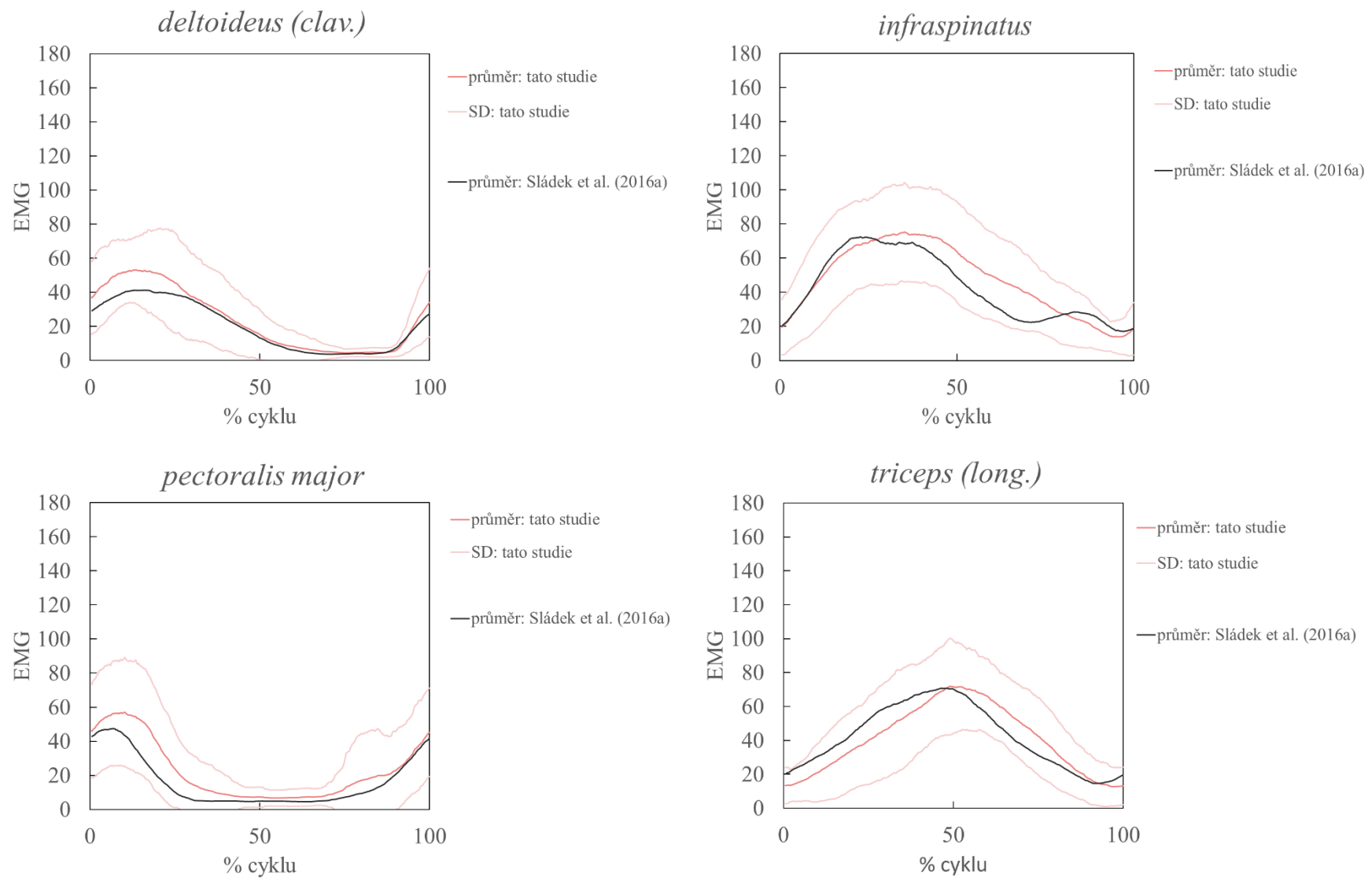
Graf 7: Srovnání hodnot maxEMG (% MVIC) při mletí na zrnотěrce, rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti) mezi daty z této studie a daty naměřenými v rámci studie autorů Sládek et al. (2016a). Hvězdička značí rozdíl mezi výzkumy, který je signifikantní na hladině $\alpha = 0,05$.



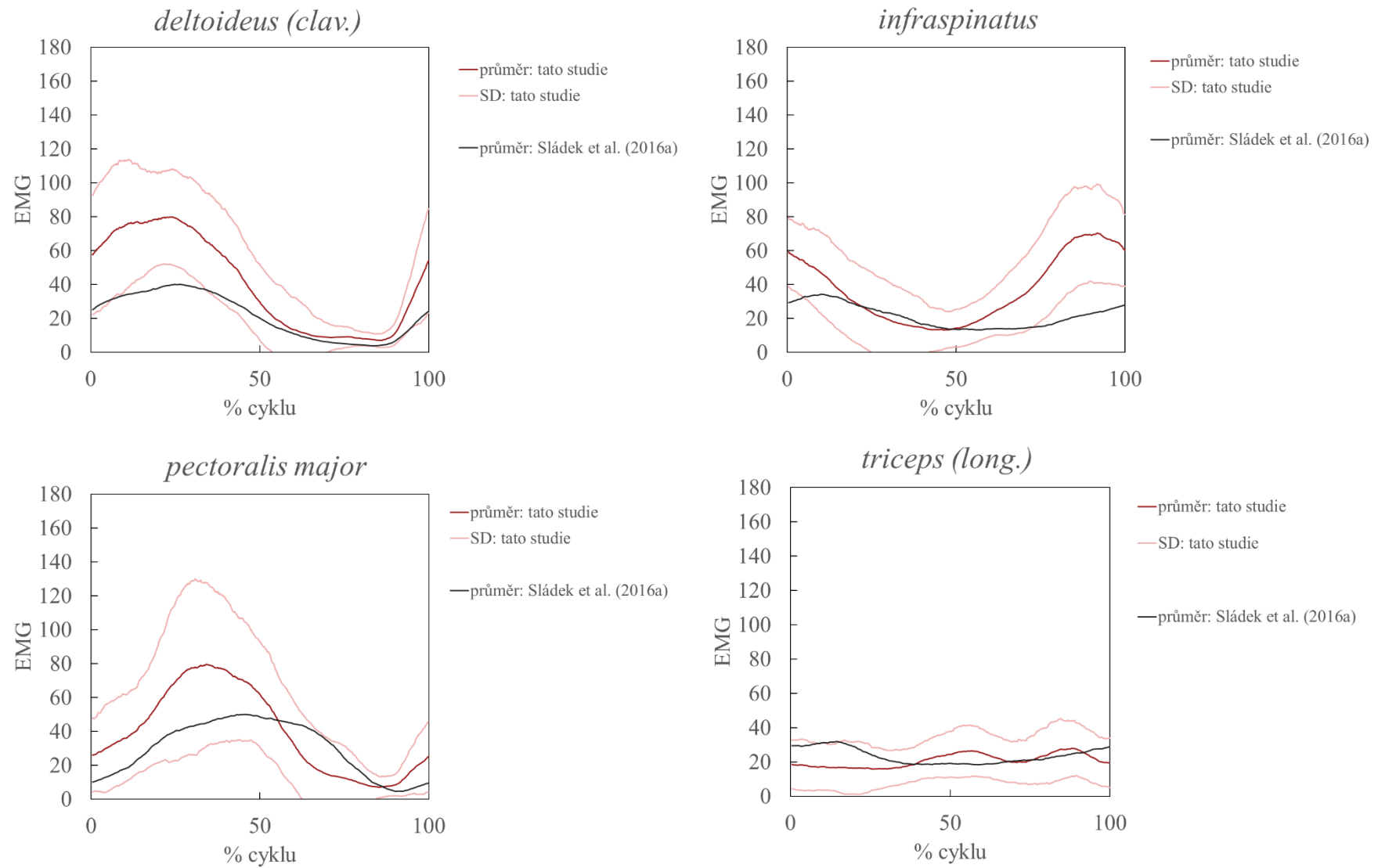
Graf 8: Srovnání hodnot iEMG ($\% \text{MVIC} \times \text{s} \times \text{s}^{-1}$) při mletí na zrnотěrce a rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček (rotační: po) a proti směru hodinových ručiček (rotační: proti) mezi daty z této studie a daty naměřenými v rámci studie autorů Sládek et al. (2016a). Hvězdička značí rozdíl mezi výzkumy, který je signifikantní na hladině $\alpha = 0,05$.



Graf 9: Porovnání křivek *interindividual ensemble average* svalové aktivity mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a) při cyklu mletí na zrnotěrci. Hodnoty na svislé ose jsou v jednotkách % MVIC.



Graf 10: Porovnání křivek *interindividual ensemble average* svalové aktivity mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a) při cyklu mletí na rotačním mlýnku po směru hodinových ručiček. Hodnoty na svislé ose jsou v jednotkách % MVIC.

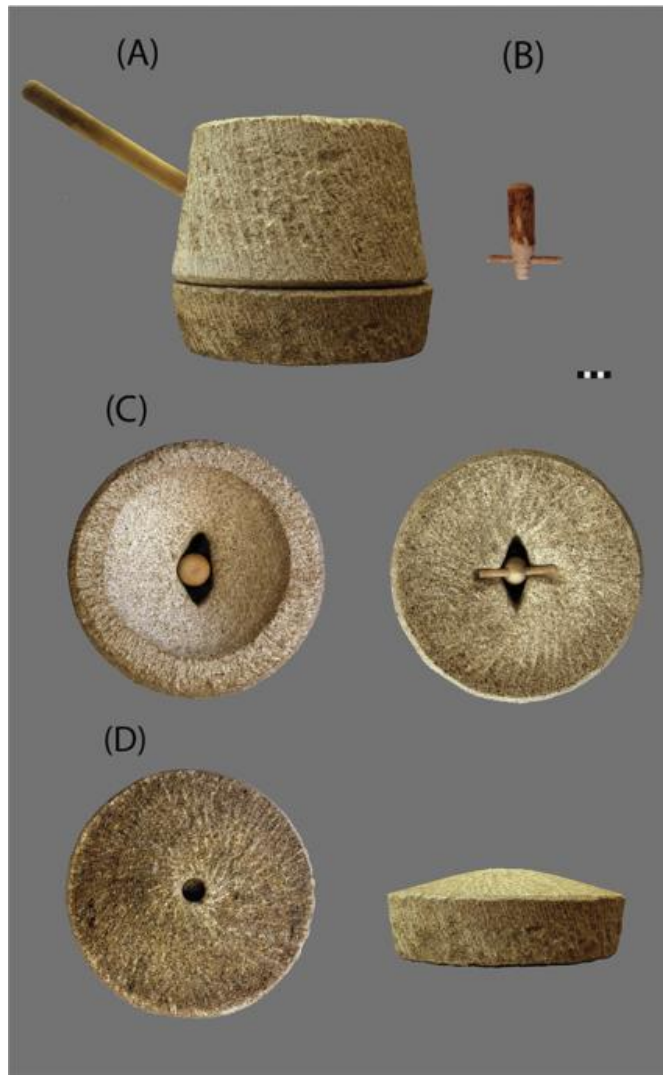


Graf 11: Křivky *interindividual ensemble average* svalové aktivity mezi touto studií a studií autorů Sládek et al. (2016a) při cyklu mletí na rotačním mlýnku proti směru hodinových ručiček. Hodnoty na svislé ose jsou v jednotkách % MVIC.

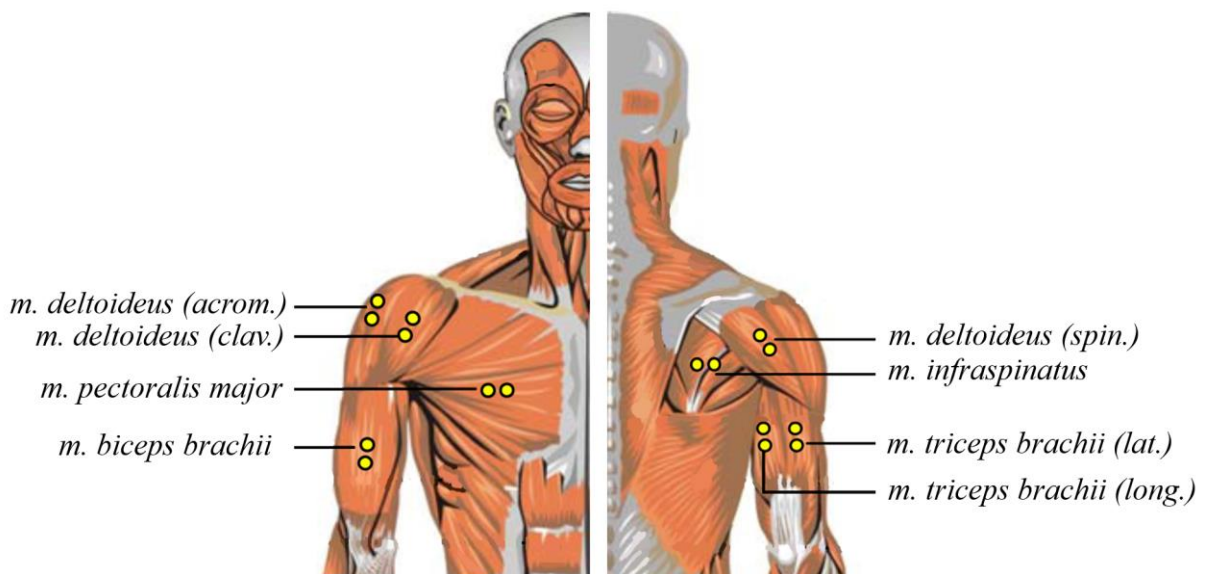
8.3 Obrázky



Obrázek 1: Zrnotěrka použitá v našem experimentu. (Obr. 1A: Pohled na zrnotěrku shora a z boku; Obr. 2B: drtič při pohledu shora a při pohledu z boku). Obrázek byl převzat ze studie autorů Sládek et al. (2016a).



Obrázek 2: Rotační mlýnek použitý v našem experimentu. (Obr. 2A: složený rotační mlýnek; Obr. 2B: osa rotačního mlýnku s papřicí; Obr. 2C: běhoun při pohledu shora a zespodu; Obr. 2D: ležák při pohledu shora a z boku). Obrázek byl převzat ze studie autorů Sládek et al. (2016a).



Obrázek 3: Pozice EMG senzorů na horní končetině a trupu. Senzor se skládá ze dvou elektrod, které jsou na obrázku znázorněny žlutě (Konrad, 2006; upraveno).