

**Univerzita Karlova
Přírodovědecká fakulta**

Studijní program: Biologie
Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Dominik Věle

Direkcionální asymetrie aktivity svalů horní končetiny a zad při nátahu luku;
implikace pro bioarcheologii

Directional asymmetry of upper limb and back muscle activity
during bow draw; implications for bioarcheology

Diplomová práce

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

Praha, 2020

Prohlášení:

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

V Praze,

Podpis.....

Dominik Věle

Poděkování:

Děkuji všem účastníkům experimentu za jejich čas a výborné diskuze. Dále děkuji doc. Mgr. Vladimíru Sládkovi, Ph.D. za školení v průběhu práce a za možnost vypracování tohoto projektu v Laboratoři antropologie kostní tkáně. Chci poděkovat všem členům laboratoře, kteří se podíleli na sběru dat. Jmenovitě chci poděkovat Mgr. Michalovi Struškovi a Viktorii Königové.

Abstrakt

Práce se zabývá svalovou aktivitou při nátahu luku. Cílem práce je zjistit, jestli direkcionální asymetrie svalové aktivity odpovídá nárůstu mechanické robusticity levé pažní kosti v mezolitu. Svalová aktivita je měřena pomocí povrchové elektromyografie na svalech horních končetin a zad. Měřenými svaly jsou: *m. deltoideus*, *m. infraspinatus*, *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. latissimus dorsi*. Soubor tvoří dvacet mužů lukostřelců. Je měřena svalová aktivita při nátahu luku u tří dřevěných luků odlišných sil. Luky použité v tomto experimentu mají mechanické vlastnosti podobné lukům používaným v mezolitické Evropě. Výsledky této práce dokládají, že změny asymetrie mechanické robusticity pažních kostí v mezolitu mohly být způsobeny čtenějším používáním luku v podmínkách post-glaciální Evropy.

Klíčová slova

asymetrie, elektromyografie, horní končetiny, luk, robusticita, svaly, pažní kost, záda

Abstract

This theses explores muscle activity during bow draw. The goal of his study is to evaluate whether muscle activity corresponds with increase in mechanical robusticity of the left humerus found in mezolithic osteological material. Muscle activity is measured by the means of surface electromyography. We measure activity of arm and back muscles. Activity was measured on *m. deltoideus*, *m. infraspinatus*, *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii* and *m. latissimus dorsi*. Muscle activity was measured on 20 male archers, during bow draw of three wooden long-bows. Results of this study support the idea that change in robusticity of the left humerus could be caused by frequent bow use in post-glacial Europe.

Key words

asymetry, back, bow, electromyography, humerus, muscle, robusticity, upper limb

Obsah

1. Úvod	1
2. Cíle práce	2
3. Robusticita, bilaterální asymetrie a lukostřelba	3
3.1. <i>Robusticita a asymetrie</i>	3
3.2. <i>Lukostřelba, mechanika a funkční adaptace kosti</i>	5
4. Luk a lov lukem	8
4.1. <i>Luk</i>	8
4.2. <i>Lov lukem</i>	10
5. Aplikace elektromyografie v biologické antropologii	13
6. Materiál	16
6.1. <i>Soubor</i>	16
6.2. <i>Použité luky</i>	16
7. Metody	17
7.1. <i>Měření aktivity svalů při nátahu luku</i>	17
8. Analýza dat	20
8.1. <i>Zpracování EMG záznamu</i>	20
8.2. <i>Výpočet direkcionální asymetrie</i>	21
8.3. <i>Přesnost měření</i>	22
8.3. <i>Výpočet inter-individuální variability EMG aktivity</i>	23
8.4. <i>Statistická analýza dat</i>	24
9. Výsledky	25
9.1. <i>Direkcionální asymetrie iEMG</i>	25
9.2. <i>Direkcionální asymetrie maxEMG</i>	26
10.3. <i>Průměrná direkcionální asymetrie svalů v průběhu nátahu luku</i>	27
10. Diskuze	29
10.1. <i>Asymetrie svalové aktivity a mechanická robusticita pažní kosti</i>	29
10.2. <i>Direkcionální asymetrie jednotlivých svalů během nátahu luku</i>	32
10.3. <i>Vliv síly luku na direkcionální asymetrii</i>	33
10.5. <i>Potencionální směr dalšího výzkumu a využití výsledků</i>	35
11. Závěr	37
12. Seznam literatury	38
13. Přílohy	50
13.1. <i>Tabulky</i>	50
13.2. <i>Grafy</i>	62
13.3. <i>Obrázky</i>	80

Seznam zkratek

BP	<i>before present</i> (před současností)
CSWBS	<i>Czech and Slovak War Bow Society</i>
CV	koeficient variability
DA	direkcionální asymetrie
DA_PCSA	direkcionální asymetrie adjustovaná transverzálním průřezem bříškem svalu.
EMG	elektromyografie
iEMG	integrál křivky svalové aktivity
J	polární moment plochy průřezu
lb	libra, měrná jednotka imperiálního systému (1 lb = 0,45 kg), standardně používaná pro vyjádření síly luku
maxEMG	maximální hodnota křivky svalové aktivity
MVIC	<i>maximal voluntary isometric contraction</i> (maximální dobrovolná izometrická kontrakce)
PCSA	<i>physiological cross-section area</i> (transverzální průřez bříškem svalu)
TRV	<i>test-retest variability</i>
v_x	variační koeficient
Z_p	polární průřezový modul

1. Úvod

V evoluci člověka docházelo ke změnám způsobu lovu i loveckých zbraní (Churchill & Rhodes, 2009). Změny loveckých metod a subsistence mohly být částečně podmíněny změnami environmentálních podmínek nebo přiblížením populace lovců-sběračů k maximální únosné kapacitě prostředí (Binford, 1968). Konec poslední doby ledové mohl být jednou z událostí vedoucích ke změnám ve způsobu lovu. Post-glaciální lovci-sběrači využívají širší potravní zdroje a na významu nabírá, dříve okrajový, lov s lukem (Bergman, 1993; Churchill, 1993).

Změna způsobu lovu a používané lovecké zbraně vede k odlišné fyzické zátěži lovce. Kostní tkáň se přizpůsobuje zátěži, která je spojena s fyzickou aktivitou (Skedros et al., 2007). Odlišná fyzická zátěž vede k odlišné funkční adaptaci kostní tkáně (Ruff et al., 2006). Kostní tkáň se bude přizpůsobovat síle tvořené svaly nebo externí síle působící na kost z vnějšího prostředí (Pearson & Lieberman, 2004). V současnosti je možné měřit svalovou aktivitu při rekonstrukci habituální aktivity minulých populací pomocí elektromyografie. Elektromyografie nám umožňuje testovat, jestli aktivita svalů při habituální aktivitě odpovídá osteologickým evidencím pro danou habituální aktivitu (Berthaume, 2014; Shaw et al., 2012; Sládek et al., 2016a).

Osteologickou evidencí používanou pro hodnocení změn fyzické aktivity může být direkcionální asymetrie mechanické robusticity. Direkcionální asymetrie mechanické robusticity kostí srovnává rozložení robusticity kosti mezi pravou a levou stranou u stejného jedince (Auerbach & Ruff, 2006). Proto lze očekávat, že direkcionální asymetrie bude dobře reflektovat habituální aktivitu (Ruff, 2019). Direkcionální asymetrie robusticity kostí postkranálního skeletu byla používána ke studiu subsistenčních a socioekonomických změn u minulých populací (Sládek et al., 2016b; Sládek et al., 2018).

V Evropě v mezolitu dochází ke snížení direkcionální asymetrie mechanické robusticity pažních kostí u mužů (Sládek et al., 2016b). Snížení direkcionální asymetrie mechanické robusticity je způsobeno zvýšením mechanické robusticity levé pažní kosti oproti paleolitu, zatímco robusticity pravé pažní kosti zůstává nezměněna. Za snížením asymetrie mechanické robusticity pažních kostí mohlo stát častější používání luku v mezolitické Evropě (Sládek et al., 2016b). Náš výzkum se zaměřuje na svalovou aktivitu svalů horních končetin a zad při nátahu luku. Symetrická aktivita svalů při nátahu luku by podpořila myšlenku, že snížení direkcionální asymetrie robusticity pažních kostí v mezolitu bylo způsobeno používáním luku.

2. Cíle práce

Cílem práce je určit direkcionální asymetrii osmi svalů horní končetiny a zad při nátahu luku. Informace o direkcionální asymetrii svalů použijeme pro interpretaci zvýšené symetrie robusticity pažních kostí v mezolitu zjištěné ve studii Sládek et al. (2016b). Předpokládáme, že:

1. Horní končetina držící tělo luku musí zamezovat pohybu těla luku stejnou silou, jakou působí horní končetina natahující tětivu. Pokud by tento předpoklad nebyl splněn, došlo by k pohybu celého luku a luk se plně nenatáhne (Obrázek 1).

2. Jednotlivé svaly na pravé a levé straně těla budou zapojeny během nátahu luku asymetricky, protože pravá a levá strana těla vykonávají odlišné pohybové úkony. Průměrná svalová aktivita bude podobná mezi pravou a levou stranou těla, přestože na pravé a levé straně budou svaly pracovat odlišně. Zároveň budou obě končetiny vzdorovat stejné síle akumulované v těle luku při dosažení plného nátahu, než dojde k uvolnění tětivy (Obrázek 2).

Z výše uvedených předpokladů o lukostřelbě byly vyvozeny následující hypotézy:

Hypotéza 1: Průměrná direkcionální asymetrie svalové aktivity bude blízko symetrie.

Hypotéza 2: Aktivita jednotlivých svalů bude vykazovat diskrétní pravostrannou nebo levostrannou direkcionální asymetrii.

Hypotéza 3: Síla luku nebude mít signifikantní vliv na direkcionální asymetrii svalové aktivity.

Východiskem první hypotézy je, že nehledě na výraznější aktivitu jednotlivých svalů na pravé nebo levé straně těla, tak svaly pravé i levé strany budou muset překonat podobný odpor při nátahu luku. Proto by i svalová aktivita při nátahu luku mohla být podobná. Limitem této myšlenky je, že nátah luku redukuje pouze na aktivitu svalů a nezohledňuje funkci pasivního pohybového systému, který může mít vliv na sílu, kterou svaly při nátahu luku budou muset překonat (tím pádem i na aktivitu svalů).

Východiskem druhé hypotézy je, že kvůli odlišným rolím horních končetin a zad při nátahu luku budou jednotlivé měřené svaly pracovat více na pravé nebo na levé straně těla. Pokud by se tato hypotéza potvrdila, tak by poskytla praktické informace pro výzkum entezopatií spojených s lukostřelbou.

Východiskem třetí hypotézy je, že u silnějších luků budou svaly vykazovat více aktivity, ale zvýšení aktivity svalů by mělo být proporční na levé i na pravé straně. Proto se relativní hodnota direkcionální asymetrie nebude signifikantně lišit. Limitem této myšlenky je, že luky, které nejsou pro lukostřelce dostatečně náročné, mohou být nataženy sub-optimální technikou, která může ovlivnit direkcionální asymetrii svalové aktivity.

3. Robusticita, bilaterální asymetrie a lukostřelba

3.1. Robusticita a asymetrie

Kostní tkáň se přestavuje takovým způsobem, aby lépe odolávala mechanickým požadavkům, které jsou na kost při pohybu kladeny (Ruff et al., 2006). Tělo dlouhé kosti nese informace o specifických podmínkách, kterým byl jedinec za života vystaven (Skedros et al., 2007). Podle rozložení kompaktní kostní tkáně v transversálním průřezu těla dlouhé kosti můžeme určit, na jaký mechanický stres se kost za života jedince přizpůsobovala (Ruff, 2019).

Odolnost kosti je vyjádřena mechanickou robusticitou kosti (Ruff et al., 1993). Mechanická robusticita kosti je elasticita a zároveň pevnost struktury kosti vztažená k biomechanicky relevantní velikosti např. hmotnosti těla nebo délce kosti (Ruff et al., 1993). Elasticita kosti v rámci robusticity je rigidita kosti, která říká, jak je kost odolná ohybu. Pevnost kosti znamená, jakou sílu potřebujeme ke zlomení kosti. Organismus upravuje rozložení kostní tkáně tak, aby nedošlo k překonání pevnosti kosti a nedošlo ke zlomení kosti (Pearson & Lieberman, 2004).

Existuje řada veličin popisujících mechanické vlastnosti kostní tkáně (Ruff, 2019). Polární moment plochy průřezu (J) a polární průřezový modul (Z_p) udávají informace o robusticitě kosti v ohybu a torzi. Polární moment plochy průřezu (J) kvantifikuje rigiditu kosti (v elastické fázi zatížení) a polární průřezový modul (Z_p) kvantifikuje okamžik zlomení kosti po překonání elastické fáze (Ruff, 2019).

Rozdíly v mechanické robusticitě jsou v současnosti používány pro rekonstrukci habituální aktivity minulých populací (Holt et al., 2018; Ruff et al., 2015; Sládek et al., 2018; Sládek et al., 2006). Stranové rozložení mechanické robusticity mezi kostmi končetin je důležitou součástí výzkumu habituální aktivity minulých populací (Ruff, 2019). Stranové rozložení vlastnosti organismu mezi pravou a levou stranou (například robustnější kost na pravé končetině než na levé končetině) udává asymetrie. Pomocí výpočtu můžeme získat procentuální direkcionální asymetrii, která vyjádří rozložení zkoumané hodnoty mezi stranami. Ve výsledku značí nula úplnou symetrii, kladné hodnoty pravostrannou asymetrii a záporné hodnoty levostrannou asymetrii (Auerbach & Ruff, 2006; Trinkaus et al., 1994).

Lidé mají dominantní pravou nebo levou horní končetinu, přičemž v lidské populaci převažuje neurofyziologická predispozice pravorukosti a procenta levorukosti jsou v evoluci frekvenčně stabilní (Raymond et al., 1996). Neurofyziologická predispozice pravorukosti

či levorukosti nemusí být reflektována v asymetrii robusticity kostí horních končetin. Robusticita se bude lišit od predispozice, pokud při habituální činnosti dochází k asymetrickému nebo symetrickému zatěžování pravé a levé strany (Sládek et al., 2018).

Habituální aktivita, která zatěžuje obě horní končetiny podobně může vést ke snížení asymetrie robusticity pažní kosti, jak tomu mohlo být v případě subsistenčních změn v neolitické Evropě (Sládek et al., 2016b). Direkcionální asymetrie mechanické robusticity pažních kostí žen (Z_p), se mění v neolitu (Sládek et al., 2016b). Robusticita se stává více symetrickou a symetrie se udržuje až do doby železné. Změny v symetrii robusticity pažních kostí u žen jsou asociovány s používáním zrnitěrky k mletí obilí a jsou podloženy výzkumem elektromyografického signálu svalů (Sládek et al., 2016a).

Trinkaus et al. (1994) zkoumal asymetrii robusticity pažních kostí u moderních lidí, tenistů a neandrtálců. Nejvýraznější direkcionální asymetrie robusticity (J) je nalézána u tenistů a neandrtálců. Tenisté vykazují v průměru přibližně 60 % pravostrannou asymetrii a někteří jedinci dosahují téměř 120 % pravostranné asymetrie. Je pravděpodobné, že asymetrické zatěžování horních končetin tenistů způsobilo výraznou pravostrannou asymetrii mechanické robusticity.

V mezolitu je pozorována změna direkcionální asymetrie mechanické robusticity (Z_p) pažních kostí mužů (Sládek et al., 2016b). V paleolitu byla pravá pažní kost více mechanicky robustní než levá. Robustnější pravá pažní kost by odpovídala asymetrické zátěži horních končetin. V mezolitu vykazuje levá pažní kost zvýšenou mechanickou robusticitu, oproti předchozím obdobím, zatímco pravá pažní kost zůstává stejně robustní jako v předchozích obdobích. Zvýšením mechanické robusticity levé pažní kosti v mezolitu dochází ke snížení direkcionální asymetrie mezi pažními kostmi na 10 % (Graf 1).

Zvýšená symetrie mechanické robusticity pažních kostí u mužů poukazuje na rovnoměrnější zatěžování obou končetin. V kontextu prehistorické Evropy může být zvýšení symetrie pažních kostí asociované se změnou stylu lovu a lukostřelbou (Sládek et al., 2016b). Luk z části nahradil dominantní oštěpy a vrhače oštěpů (atl-atl) (Bergman, 1993). Zatímco vrhače oštěpů budou zatěžovat horní končetiny výrazně asymetricky, u luku lze očekávat rovnoměrnější rozložení zátěže mezi horní končetiny.

3.2. Lukostřelba, mechanika a funkční adaptace kosti

Luk je zbraň, která funguje na principu skladování mechanické energie (Joseph & Stewart, 1996; Meyer, 2015). Luk se skládá z těla luku a tětivy. Standardní hodnota pro měření a udávání sil luku jsou libry (lb). 1 libra je přibližně 0,45 kg (4,41 N). Luky mohou dosahovat různých sil. Silou luku se rozumí potencionální kinetická energie, která je uskladněna v elastickém těle luku při nátahu luku. Předpokládáme, že aby došlo k nátahu luku, tak musí být tělo luku odtlačováno stejnou silou jako je natahována tětiva luku (Obrázek 1). Natažením luku se do těla luku uloží potenciální kinetická energie, která je při vypuštění tětivy přenesena tětivou do šípu a dojde k vystřelení šípu.

Současní sportovní lukostřelci se pokouší minimalizovat aktivitu svalů při nátahu luku. Menší náročnost nátahu luku vede k vyšší přesnosti střelby (Joseph & Stewart, 1996). Ideální technika pro moderní střelce je založena na extenzi loketního kloubu paže držící luk a abdukci paže, ještě před zahájením nátahu luku. Následně dochází k nátahu tětivy především pomocí svalů zad. Efektivního provedení této techniky je v praxi dosaženo jen zřídka (Joseph & Stewart, 1996).

Přesnost a efektivita nátahu luku pomocí moderní sportovní techniky je vykompenzovaná nízkou silou používaných luků pro sportovní lukostřelbu (Tabulka 1). Technika střelby z luku v historii i u subsistenčních populací se liší od standardní sportovní techniky střelby. Odlišnost nátahu luku je nejvýraznější především v postavení těla během střelby a větší síle luků používaných pro nespportovní aktivity. Přesto, odlišné metody nátahu luku mají styčné body, které by měly být univerzálně platné, především při dosažení plného nátahu (Obrázek 2).

Paže odtlačující luk (většinou levá) má loketní kloub v extenzi, a paže je v abdukci. Zároveň dochází k vnitřní rotaci pažní kosti a vnitřní rotaci předloktí zhruba na 45 stupňů (jinak by se při výstřelu lučištník udeřil tětivou do předloktí Obrázek 3). Svaly musí držet loketní kloub v extenzi a musí působit proti síle luku, která naopak bude v loketním kloubu vyvolávat flexi. Z důvodu vzdorování flexi lokte lze očekávat vysokou aktivitu *m. triceps brachii* na levé paži oproti pravé.

Ramenní kloub paže natahující tětivu (většinou pravá) se v průběhu pohybu dostává do extenze a abdukce, loketní kloub se dostává do flexe. Je pravděpodobné, že vyšší aktivitu na pravé straně budou mít svaly účastníci se flexe loketního kloubu *m. brachialis*, *m. coracobrachialis*, *m. biceps brachii* a extenze ramenního kloubu *m. latissimus dorsi*. Svaly

účastníci se abdukce v ramenním kloubu by měly pracovat poměrně symetricky, ačkoliv jednotlivé části *m. deltoideus* (hlavního hybatele) se budou lišit v aktivitě.

Svalová aktivita se může mezi jedinci lišit. Například když porovnáme držení těla sportovního lukostřelce a lovce z kmene Hadza (Obrázek 4), tak lze odvodit, že i svalová aktivita se bude lišit. Nicméně, oba muži používají pro nátaž luku obě horní končetiny. Lze tvrdit, že se během nátahu zapojí obě horní končetiny u obou střelců, nehledě na detailní rozdíly.

Evidence o změnách asymetrie robusticity pažní kosti na základě lukostřelby jsou pouze nepřímé. Z mechanické podstaty střelby z luku lze oprávněně uvažovat o zvyšování symetrie robusticity pažních kostí při střelbě s lukem. Evidence snižující se direkcionální asymetrie robusticity jako ze studie Sládek et al. (2016b) jsou známé i v novém světě. Změna symetrie mechanické robusticity pažních kostí u Mississippijských indiánů doprovází přechod od lovu s atl-atl (vrhačem oštěpů) k zemědělství a k lovu či boji s lukem (Bridges, 1989).

Bridgesová (1989) zkoumá asymetrii obvodů těl dlouhých kostí horních končetin. Muži ve zkoumané populaci vykazují zvýšenou symetrii robusticity pažních kostí. Autorka uvádí, že na horní končetiny působila více rovnoměrně rozložená zátěž než u předchozí populace, ale primárně v oblasti předloktí. Zvýšenou symetrii autorka považuje způsobenou používáním luku (Bridges, 1989). Pravá pažní kost dosahovala vyšších hodnot než levá pažní kost. Nicméně, interpretace výsledků je komplikována metodickým postupem vyhodnocování asymetrie. Porovnávané parametry mezi populacemi u Bridges (1989) nejsou mechanickou robusticitou podle definice z Ruff et al. (1993).

Habituální aktivita, včetně lukostřelby, se pravděpodobně odráží na mechanických vlastnostech kostí subsistenčních populací. Lukostřelba sloužila v minulosti i k boji mimo subsistenční kontext. V některých případech kladla lukostřelba extrémní nároky na tělo střelce. Anglie ve 13. a 15. století je známá svými lučištníky, kteří ovládali silné dlouhé luky (luky silou přesahující 100 lb = 45,4 kg). Bylo zákonem ustanoveno, že každý poddaný muž musel trénovat střelbu s tímto typem luku, protože zvládnout efektivní střelbu pro podmíčky středověké bitvy vyžadovalo praxi a trénink. První zákon tohoto typu byl zaveden už roku 1242 n. l. (Allen & Leeson, 2015).

Rhodes & Knüsel (2005) provedli biomechanickou analýzu kosterního materiálu z 15. století z bitvy u Towtonu. Analýza jedinců ze hřbitova potenciální vyšší vrstvy, kteří utrpěli zranění z boje, odhalila specifickou morfologickou adaptaci pravé pažní kosti. Adaptace u „vyšší vrstvy“ byly vyloženy jako adaptace na používání jednoručních zbraní. Oproti tomu muži ze hřbitova Towton (nižší vrstva) vykazují rozdíl v asymetrii robusticity (J)

oproti ostatním vzorkům. Autoři považují nálezy ze hřbitova Towton za válečníky z nižších socioekonomických sfér. Tito válečníci trénovali boj se zbraní více zatěžující levou pažní kost oproti pravé pažní kosti (Rhodes & Knüsel, 2005). Největší robusticita kosti (J) byla na levé pažní kosti pozorována v distální části. Zároveň u potencionálních lukostřelců vykazovala pravá pažní kost vyšší odolnost k ohybu v antero-posteriorní rovině a levá v medio-laterální rovině.

4. Luk a lov lukem

4.1. Luk

Etnologická data ukazují, že luky současných lovců jsou diverzifikované silou, tvarem a typem materiálu (Cattelain, 1997). Příkladem variability luků, jsou luky lovců Kua z Botswany (spadající do skupiny známé jako San či křováci) a luky Hadzů. Lovci Kua používají poměrně slabé luky (cca 20 lb = 9,1 kg) s otrávenými šípy (Bartram, 1997) a Hadzové používají silné dlouhé luky (až 122 lb = 55,3 kg) (Pontzer et al., 2017). Aspektem ovlivňujícím variabilitu luků je, mimo environmentálních podmínek (Cattelain, 1997), volba používaných hrotů šípů.

Odlíšné hroty šípů jsou používané pro různé typy kořisti (Greaves, 1997; Pontzer et al., 2017). Hroty šípů nemusí mít pouze odlišné morfologické vlastnosti, ale mohou nést i jed (Bartram, 1997). První nálezy možných hrotů šípů v Africe jsou datované na stáří přibližně 64 000 let (Lombard & Phillipson, 2010), první nepřímé důkazy o výskytu otrávených šípů jsou datované na stáří 44 000 let (D'Errico et al., 2012). Jedná se o podobné hroty šípů, jako používají současní lovci kmene San.

Luk nebyl součástí lovecké výbavy kontinuálně. V archeologickém záznamu z paleolitu v Evropě jsou četnější nálezy projektilových zbraní typu atl-atl a oštěpy. V Evropě nacházíme doklady o kamenných hrotech šípů a až na konci pozdního paleolitu (Bergman, 1993; Straus, 1995). Luk se sice nejprve objevuje v pozdním paleolitu, ale až po konci doby ledové nabírá na významu (Bergman 1993). První potencionální nálezy fragmentů luku a šípů pochází z Německa ze Stellmooru (Rust, 1943) datované přibližně na 11 000 let staří, fragmenty byly vyroben z borovicového dřeva (Cattelain, 1997). Nejstarší známá těla luku pochází z Dánska z Holmegaardu z doby před 8 000 lety, luk byl vyroben z jilmu (Cattelain, 1997).

Vznik luku v Evropě mohl být spojen s posledním glaciálním maximam. Se začátkem posledního glaciálního maxima opouštějí lidé území na severu Evropy a lovecko-sběračské skupiny se stahují do glaciálních refugií. V glaciálních refugiích dochází ke koncentrování populace a intenzifikaci loveckých strategií (Straus, 1995). Nové lovecké metody jsou ofenzivní adaptací na změněné podmínky glaciální Evropy (Straus, 2016). Právě v období posledního glaciálního maxima jsou v archeologickém záznamu nalézány kamenné hlavice šipek, které mohly být používány jako projektily pro atl-atl (vrhač oštěpů) a možná už i jako hroty šípů (McEwen et al., 1991; Straus, 1993).

V pozdním glaciálu ustupují ledovce a lidské skupiny expandují do dříve opuštěných území, ale nyní jsou již lovci vybaveni pravými projektilovými zbraněmi. Nastává období Bølling-Allerød, které je charakterizováno rychlým oteplením. Po oteplení následovalo postupné ochlazování až do období mladšího dryasu (Straus, 1995). Mladší dryas je charakteristický drastickým ochlazením a následným oteplením na jeho konci (Platt et al., 2017). S oteplením končí poslední glaciální perioda, mizí velká stádní zvířata a dochází k zalesňování Evropy.

Začátek lovu s lukem lze považovat za součást *broad spectrum revolution* v Evropě. Pro *broad spectrum revolution* je typická zvýšená diverzita využívaných potravních zdrojů (Binford, 1968; Flannery, 1969; Stiner, 2001). Demografický tlak způsobený nárůstem populace by vedl k hledání nových zdrojů potravy, dříve považovaných za sekundární. Častější používání luku v pozdně paleolitické a mezolitické Evropě, v období *broad spectrum revolution*, mohlo být podmíněno vyšší efektivitou luku v získávání dříve sekundárních zdrojů potravy (Churchill, 1993).

Používání luku k lovu neznamena vyřazení jiných zbraní z arzenálu lovců. V oblasti Skandinávie jsou evidence pro současné používání luku a atl-atlu na začátku Allerødské oscilace (Riede, 2009), po výbuchu sopky (12920 BP), mizí z archeologického záznamu mikrolitické hroty považované za hroty šípů a jsou nacházeny pouze hlavice šipek z atl-atlů. V mladším dryasu se opět v oblasti vyskytují potencionální hroty šípů (Riede, 2009). I současní lovci používají během lovu kombinaci různých zbraní. Například Churchill (1993) dokumentuje u dnešních lovců používání atl-atlu a luku současně. Je možné, že luky byly okrajově používány již dříve v pozdním paleolitu, ale až změna ekosystému po konci doby ledové zvýšila frekvenci používání luku a tím i četnost nálezů (Bergman, 1993).

Ke konci mezolitu a začátku neolitu je patrné, že luk neslouží pouze jako lovecká zbraň, ale je používán v konfliktech mezi lidmi. Mezilidský konflikt dokládá malba z jeskyně Morella la Vella, která zachycuje sedm postav s luky, jak po sobě navzájem střílí (Guilaine & Zammit, 2005). Z období mezolitu a neolitu jsou známé jeskynní malby ve Španělsku zobrazující rozsáhlé bitvy lučičníků, souboje a pravděpodobně i popravy. Podle kontextu maleb válečných scén se scénami z denního života se předpokládá, že se jednalo o konflikt mezi lovecko-sběračským skupinami (Nash, 2005). Při porovnání s dříve používanými projektilovými zbraněmi (atl-atl, oštěp, kopí) je zřejmé, že skupina používající luk k mezilidskému konfliktu by měla výhodu. Výhoda luku by tkvěla ve vyšší rychlosti projektilu, přesnosti, vyšší rychlosti střelby a větším množstvím munice.

Z ekologického hlediska je zajímavá myšlenka Marlowe (2005). Marlowe ve své práci navrhuje, že používání luku mohl být přelomový krok, který potencionálně vedl k efektivnějšímu lovu masa a nárůstu lidské populace. Nadměrný lov by vedl k poklesu populace lovených živočichů. Tlak snižujících se zdrojů na rostoucí populaci lidí mohl být jedním z faktorů, který přispěl dlouhodobě ke vzniku zemědělství na blízkém východě (Marlowe, 2005). Nicméně graduální vznik zemědělské subsistence je multifaktoriální událost a je velmi obtížné otestovat, do jaké míry mohl tento faktor hrát roli, pokud vůbec nějakou.

4.2. Lov lukem

Pro ilustraci lovu s lukem zde nejprve srovnáváme luk s atl-atl, který byl významnou loveckou zbraní v paleolitu před rozšířením luku. Výhodou luku oproti atl-atl je vyšší rychlost projektilu, rychlejší opakovaná střelba a snadnější manipulace ve stísněných prostorech (Churchill, 1993; Hughes, 1998). Výhodou atl-atl je větší energie dopadu projektilu. Šípky vrhané z atl-atl jsou těžší než šípy střílené z luků a ačkoliv šípky letí nižší rychlostí, tak dopadnou s větší silou (Hughes, 1998).

Atl-atl je kvůli vyšší průraznosti výhodnější používat pro lov větší zvěře a luk spíše na kořist menší a střední velikosti. Pomocí luku se dají ulovit i velké kusy kořisti, ale s menší jistotou úspěchu než s jinými loveckými zbraněmi (Churchill, 1993). U současných lovců jsou dokumentované úlovky lukem ve váhovém intervalu 23 kg až 230 kg (Churchill, 1993). Při srovnání lovu s lukem a lovu s atl-atl a kopím či oštěpem vychází luk jako nejvíce diverzifikovaná zbraň, protože lov s lukem lze nejnáze z různých zbraní přizpůsobit situaci a typu lovené kořisti (Churchill, 1993).

Reide (2009) diskutuje možnost souběžného používání luku a vrhače oštěpů v pozdním paleolitu ve Skandinávii, kdy atl-atl mohl být výhodnější pro lov Losa evropského (*Aices alces*) a Jelena obrovského (*Megaloceros giganteus*), luk byl poté výhodnější pro lov menší zvěře. Lov s lukem nemusel být vždy úspěšný, jak je dokumentováno v zooarcheologickém záznamu v Dánsku (Leduc, 2014; Noe-Nygaard, 1974). Divoká prasata, sobi a jeleni mají zhojená zranění asociovaná s nárazem šípu.

Významným zjištěním je, že zraněná zvířata byla zasažena projektilem a následně opět lovena. K ulovení zvířete došlo až po zhojení zranění z prvního pokusu o lov (Leduc, 2014; Noe-Nygaard, 1974). Opakovaná zranění ukazují na zdržování lidí i zvěře na stejném místě a ukazují na revírní typ lovu (Noe-Nygaard, 1974). Podle etnologických dat u Sámů je možné

s lukem lovit migrující soby (Ryd, 2013) a k lovu migrujících stád docházelo i v mezolitu ve Stellmooru (Bergman, 1993).

Uvažujme o následujícím zjednodušeném obraze lovu v Evropě: v paleolitu se lovci zaměřují především na migrující stáda velkých savců. Lovec s atl-atl nemusí mířit na zranitelná místa zvířete tak přesně, jako lovec s lukem a může útočit z větší dálky (Churchill, 1993). V mezolitu se zvěř nachází v zapojené krajině a mizí velké druhy typické pro glaciál. Může být výhodnější častěji používat luk. Zásah šípem nemusí zvíře (např. srnec, sob, kanec) spolehlivě usmrtit, ale naskytne se příležitost dalšího lovu. Mezolitický lovec může při neúspěšném lovu většího zvířete lovit kořist menší velikosti pro jejíž lov je luk více vhodný než atl-atl nebo oštěp.

Výše popsáný způsob lovu s lukem je v souladu s kompromisem mezi cenou kořisti a náročností získání kořisti. Je výhodné lovit velké zvíře a lov s průraznější zbraní (kopí, oštěp, atl-atl) zajistí jistější úspěch. V momentě, kdy se nejvýhodnější kořist (velké zvíře) nevyskytuje dostatečně hojně (čas strávený hledáním, lovem a zpracováním zvířete převáží výtěžek ze zvířete) je nutné se přeorientovat na lov kořist, která má menší výtěžek, ale vyskytuje se hojně. Kombinace luku a průraznější zbraně (atl-atl, kopí, oštěp) umožní lovcům lovit všechny typy zvěře (Churchill, 1993).

U současných Hadzů (lovci-sběrači z Tanzánie) je lov lukem hlavním způsobem lovu (Marlowe, 2010), ale i v současnosti se najdou subsistenční skupiny stále využívající atl-atl jako primární loveckou zbraň i po rozšíření luku. Tyto skupiny se vyskytují především v Novém světě, Papui Nové Guinei a Austrálii (Davidson, 1936; Stirling, 1960). Není možné říci, že luk a šíp je nezbytně lepší než jiné typy loveckých zbraní a loveckých strategií. Lovci loví lukem někdy volí odlišné strategie lovu.

Afričtí lovci Kua v horkém a suchém období používají pasti, ale také vytrvalostní lov a vykopávání malých zvířat z nor pomocí holí (Bartram, 1997). Ve vlhčím a studenějším období se lovci Kua přiblíží na 10 až 30 m ke zvířeti a střelí jej otráveným šípem. Pak zvíře záměrně nepronásledují a nechávají zasažené zvíře co nejvíce v klidu, aby k úmrtí došlo co nejbliže od místa zásahu (Bartram, 1997). Používání otrávených šípů umožňuje lov větší kořisti menší skupinou lovců, ale ne vždy je jed efektivní v usmrcení kořisti (Marlowe, 2005).

Lov lukem je dokumentovaný i u skupin Inuitů žijících subsistenčním způsobem života (Sonnenfeld 1960). Při lovu soba polárního (*Rangifer tarandus*), lovec s lukem dokázal soba zasáhnout až ze vzdálenosti přibližně 45 m do břicha nebo hrudníku a šíp buď zvířetem proletěl nebo zvíře imobilizoval. Zároveň bylo soba možné ulovit pomocí pastí nebo přírodních překážek a následně usmrtit nožem nebo kopím. Sob polární tvoří stáda. Osamocení lovec pomocí luku zabije pouze malou část stáda, což vedlo k hromadným lovům stád více lovci.

Tyto hromadné lovy byly prováděny lukem, což naznačuje účinnost luku i k lovu stád velkých zvířat, pokud se lovu účastní více jedinců (Sonnenfeld, 1960).

U současných lovců-sběračů hraje luk v lovu významnou roli, ale dochází i ke kombinování loveckých metod. Mezolitičtí lovci by pravděpodobně používali kombinaci zbraní a loveckých metod pro co nejefektivnější lov. Cattelain (1997) navrhuje jako jednu z hlavních výhod luku jeho vysokou přesnost. Zároveň upozorňuje na vysokou diverzitu luků a šípů a jejich používání ve světě.

Klíčovým problémem, který vyplývá z kapitoly 4. Luk a lov lukem, je, že v závislosti na podmínkách lze lukem ulovit téměř cokoli, to samé je platné i o atl-atl. Je pravděpodobné, že s atl-atl bude obtížnější ulovit menší zvíře v zapojené krajině a s lukem naopak bude náročnější ulovit větší zvíře v otevřené krajině, ale ani jedno tvrzení neplatí absolutně (Cattelain, 1997; Churchill, 1993; Churchill & Rhodes, 2009). Mimo praktičnost zbraně v určitých podmínkách bude adopce nové zbraně nebo zachování zbraně stávající ovlivněna i kulturními a sociálními aspekty (Allen & Leeson, 2015; Walde, 2013). Mimo sociální a kulturní aspekty přenosu musíme uvážit i technickou náročnost výroby luku efektivního pro lov (McEwen et al., 1991).

Interpretace osteologických evidencí habituální aktivity minulých populací je ztížena variabilitou lidského chování. Interpretace je ztížena v situaci, kdy změna konkrétní habituální aktivity není existenciálně nutná, jako tomu mohlo být v případě lukostřelby. Na druhou stranu, zvýšená frekvence lovu s lukem v mezolitu, oproti ostatním obdobím, by mohla vést ke zvýšení robusticity levé pažní kosti. Ke zvýšení robusticity levé pažní kosti by došlo i pokud by lovci stále využívali mimo luku i zbraně zatěžující především pravou pažní kost, u které zůstává robusticita nezměněna (Sládek et al., 2016b).

5. Aplikace elektromyografie v biologické antropologii

Povrchová elektromyografie je přístroj snímající aktivitu motorických jednotek v blízkosti nalepené elektrody (Burden, 2008). Díky snímání elektrické aktivity motorických jednotek je možné zkoumat svalovou aktivitu generovanou při pohybu. Elektromyografie má praktické využití v medicínském (Zwarts & Stegeman, 2003) a sportovním prostředí (Ertan, 2009). Elektromyografie nachází využití i v biologické antropologii. Svalová aktivita byla zkoumána z hlediska rekonstrukce habituálních aktivit minulých populací, například u mletí obilí (Sládek et al., 2016a), u bodání kopím a vydělávání kůží (Shaw et al., 2012). V současnosti je elektromyografie používána i pro výzkum životního stylu lovců-sběračů přímo v terénu (Raichlen et al., 2020).

Měřit elektrickou aktivitu svalu během pohybu je možné díky způsobu jakým je sval aktivován. Svalová vlákna jsou inervována motorickým neuronem a všechna vlákna inervována stejným neuronem tvoří jednu motorickou jednotku (McArdle et al., 2010a). K excitaci motorické jednotky dojde, když se nervový vzruch přenesse přes svalovou ploténku na svalové vlákno a dojde k depolarizaci membrány svalového vlákna. Síla, jakou sval produkuje se mění s množstvím aktivovaných motorických jednotek a frekvencí s jakou jsou motorické jednotky aktivovány. Při zvýšení produkce síly svalu se aktivuje vyšší množství motorických jednotek a následně jsou motorické jednotky aktivovány i s vyšší frekvencí (McArdle et al., 2010a).

Kombinovaná aktivita motorických jednotek (jejich množství a frekvence aktivace) tvoří výsledný EMG signál (Konrad, 2006). Proto při zapojení většího množství motorických jednotek svalu (tzn. více svalových vláken) i vyšší frekvenci aktivace motorických jednotek bude i EMG signál vyšší (Burden, 2008; Konrad, 2006). Maximální silová aktivita excituje velké množství motorických jednotek najednou. Sub-maximální aktivita rekrutuje množství motorických jednotek potřebné pro danou aktivitu, ale se zvyšující se únavou se bude postupně zvyšovat množství rekrutovaných motorických jednotek, aby byl sval schopen vykonat potřebný pohyb (McArdle et al., 2010a). S tréninkem se zvyšuje schopnost rekrutovat více motorických jednotek s vyšší frekvencí (Häkkinen et al., 1987). Bohužel, vztah produkované síly svalu s EMG aktivitou svalu není přímočarý a pouze ze záznamu EMG nemůžeme s jistotou určit sílu produkovanou svaem (Hof, 1984).

Signál z povrchové elektromyografie může být ovlivněn několika faktory v metodickém postupu. Při připevňování elektrod (Konrad, 2006), normalizací signálu (Burden, 2008) nebo velikostí a tvarem senzorů (De Luca, 1997). Mimo metodický postup může být signál ovlivněn i biologickými vlastnostmi měřeného jedince. Věk jedince (Granata et al., 2005),

poměr typů svalových vláken ve svalu a průměr svalových vláken (De Luca, 1997), rozdíly v anatomii svalu (více hlav svalu, odlišné úpony svalu) mohou výslednou analýzu také ovlivnit (Farina et al., 2002). Trénovanost jedince také může ovlivnit výsledky analýzy EMG (Jammes et al., 2001).

Povrch kůže je nutné před umístěním elektrody oholit a odmastit, aby nedošlo k ovlivnění signálu (Konrad, 2006). Při nesprávné volbě lokalizace elektrody (De Luca, 1997; Mogk & Keir, 2003) nebo nekvalitnímu přípravě kůže probanda či kvůli vyššímu obsahu tuku může docházet ve větší míře k interferenci signálu (*cross-talk*) mezi snímanými svaly (De Luca, 1997; Solomonow et al., 1994).

Při koncentrickém nebo excentrickém stahu svalu se posouvá svalové břicho a při nesprávném umístění elektrody může dojít k posunu elektrody mimo svalové břicho (Konrad, 2006). Na příjem elektrického signálu ze svalu má vliv i směr umístění elektrody. Směr umístění elektrody by měl probíhat ve směru svalových vláken od začátku svalu směrem k úponu svalu (SENIAM project: Hermens & Freriks, 2020).

Signál naměřený během testovaného pohybu je vhodné normalizovat. Normalizace EMG signálu je proces zpracování signálu, který umožňuje srovnávat svalovou aktivitu mezi jedinci a porovnávat mezi sebou i jednotlivé svaly (Burden, 2008; Konrad, 2006). Zvolený způsob normalizace může ovlivnit výsledky EMG měření (Bao et al., 1995). Základní metoda normalizace je vztažení aktivity svalu během pohybu k maximální hodnotě EMG signálu naměřeného během maximální dobrovolné izometrické kontrakce (MVIC) (Burden, 2008; Konrad, 2006). Díky MVIC normalizaci nezískáme pouze absolutní číselnou hodnotu vyjádřenou v mikrovoltech, ale i relativní hodnotu svalové aktivity v procentech maximální svalové aktivity.

Nevýhodou MVIC metody může být neschopnost probanda dosáhnout stejné MVIC mezi opakovanými měřeními, ale i MVIC metoda normalizace vykazuje poměrně vysokou přesnost (Rainoldi et al., 2001). Neschopnost dosáhnout stejné hodnoty může být problematické v terapeutickém kontextu, ale normalizace MVIC je použitelná metoda pro jednorázové měření (Burden, 2008). Důležitým faktorem ovlivňující MVIC normalizaci jsou i cviky sloužící k získání maximální dobrovolné izometrické kontrakce (Boettcher et al., 2008). Výzkumník by se měl snažit aplikovat cviky pro testování MVIC, které jsou používány již v jiných studiích, aby výsledky byly porovnatelné. Při měření dynamického pohybu se může stát, že naměřená hodnota v pohybu přesáhne maximální naměřenou hodnotu z izometrické kontrakce (Hof, 1984).

Výsledky analýzy EMG se mohou lišit mezi jedinci i u stejného jedince v rámci stejného typu pohybu. Intra-individuální variabilita prováděného pohybu je nižší než inter-individuální variabilita prováděného pohybu (Arsenault et al., 1986; Martens et al., 2015), některé svaly vykazují vyšší inter-individuální aktivitu než jiné svaly (Arsenault et al., 1986). Vyšší inter-individuální variabilita pohybu vede ke komplikaci při rekonstrukci habituální aktivity minulých populací.

Jeden pohyb může být proveden podobně efektivně za odlišného použití svalů. Naučená technika a zažitý motorický vzorec pohybu mohou vést k odlišné aktivaci svalů během přímočarého pohybu. Fenomén, kdy odlišná aktivace svalů vede k podobnému výsledku, byl pozorován na cyklistech. Naměřená EMG variabilita byla vyšší, než rozdíly v síle, kterou cyklisté působili do pedálů (Hug et al., 2008).

Bylo zjištěno, že je větší variabilita v EMG signálu chůze u dětí, než u dospělých (Granata et al., 2005), patrně kvůli nestálosti motorických vzorců u dětí. U lukostřelců jsou nalezeny rozdíly mezi profesionálními střelci z různých týmů a zároveň i rozdíly mezi začínajícími střelci a profesionály (Nishizono et al., 1987). Při sledování subsistenční změny (Sládek, et al., 2016a) nebo při zkoumání životního stylu lovců-sběračů (Raichlen et al., 2020) zkoumáme proces, který probíhá dlouhodobě na velkém množství jedinců. Takovýto dynamický proces bude vysoce variabilní.

Při aplikaci povrchové elektromyografie v antropologii je nutné zvážit výše uvedené informace. Současný trend „atletické paleobiologie“ (Longman et al., 2020), kdy jsou aplikovány metody dříve používané primárně pro zdravotní a sportovní účely na antropologické otázky povede k dalšímu rozvoji elektromyografie v antropologii. Klíčovým prvkem pro správné využití elektromyografie při řešení antropologických otázek je zohlednění vysoké inter-individuální variability svalové aktivity. Jednou z možných cest, jak kontrolovat vysokou inter-individuální variabilitu, je zjednodušování modelů a hledání obecně platných principů pro konkrétní zkoumanou otázku (např. Hug et al., 2010).

6. Materiál

6.1. Soubor

Soubor byl složen z 20 mužů. Průměrná váha: 89,4 kg (\pm 16 kg), průměrný věk: 31 let (\pm 7 let), průměrná výška: 176,6 cm (\pm 7 cm). Všichni probandi byli pravorucí. Žádný z probandů neměl vážné muskulo-skeletární zranění horních končetin. Každý účastník výzkumu podepsal informovaný souhlas. Praxe s lukostřelbou byla uznána za dostatečnou, pokud měl proband předchozí zkušenosti s lukostřelbou a dokázal luk natahovat opakovaně se stejnou technikou.

6.2. Použité luky

Luky použité v tomto experimentu jsou vyrobeny z jednoho kusu dřeva a tvarem těla odpovídají písmenu D (tzv. typ *long-bow*). Mechanickými vlastnostmi odpovídají lukům, které byly používány v mezolitu a neolitu v Evropě (Bergman, 1993; mechanika luků podrobně v Allely et al., 1992). Luky jsou vyhotoveny ve třech odlišných silách: 26 liber, 40 liber, 62 liber.

Síla luků je uváděna v librách (lb, 1 lb = 0,45 kg). Jednotky používané k vyjadřování vlastností luků jsou většinou stopy, libry a palce. Používáním jednotky libra pro udání síly luku chceme zachovat standardní terminologii. Luky použité v tomto experimentu jsou svou silou reprezentativními ukázkami lovecko-sběračských luků (Tabulka 1). Síly luků v této práci obsáhnou všechny části spektra (26 lb, 40 lb, 62 lb), kromě velmi silných luků (kolem 100 lb). Málo účastníků měření by bylo schopných efektivně používat 100 lb silné luky.

Délka luků je 170 cm. Délka prehistorických luků se v archeologickém záznamu pohybuje v rozsahu mezi 42 cm až 180 cm. Nejčastěji se délka luku pohybuje mezi 150 až 180 cm pro neolitické i mezolitické luky (McEwen et al., 1991; Piqué et al., 2015). Délka luku současných sportovních lukostřelců se pohybuje mezi 162,6 cm až 182,9 cm (Axford, 2015).

7. Metody

7.1. Měření aktivity svalů při nátahu luku

Cílem měření je zjistit direkcionální asymetrii aktivity osmi svalů horních končetin a zad při natažení luku. Elektrická aktivita svalu byla měřena pomocí povrchové elektromyografie (EMG). Použité EMG senzory (Trigno, Standard Sensors, Delsys, Natick, MA, USA) jsou bezdrátové a snímací elektrody jsou vyrobeny ze stříbra s rozestupy 20 mm mezi jednotlivými elektrodami. Rozměr snímací plochy je 5x1 mm.

Před umístěním elektrody jsme kůži oholili žiletkou, očistili a odmastili isopropyl alkoholem. Senzory byly na kůži přilepeny pomocí lepícího štítku (Trigno Sensor Adhesive, Delsys) a ještě přelepeny cívkovou textilní náplastí (Fixaplast, 2,5 cm) pro zajištění přilnavosti senzorů. Signál z EMG senzorů byl zachytáván elektromyografem Trigno Lab Wireless EMG System (Delsys, Natick, MA, USA).

Z důvodu dostupnosti osmi EMG senzorů bylo nutné rozdělit svaly do dvou skupin. Bylo možné nalepit čtyři senzory na pravou a čtyři senzory na levou stranu těla. První skupinou byly svaly: *m. deltoideus* a *m. infraspinatus*. Sval *m. deltoideus* byl rozdělen na tři části: *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*. Druhou skupinou byly svaly: *m. biceps brachii* a *m. triceps brachii*. Sval *m. triceps brachii* byl rozdělen na *m. triceps brachii caput longum*, *m. triceps brachii caput laterale*. Posledním svalem druhé skupiny byl *m. latissimus dorsi*.

Nejprve byly nalepeny senzory na *m. deltoideus*. Senzory jsme umístili na všechny tři části pravého a levého svalu. Následně byly umístěny senzory na pravý a levý *m. infraspinatus*. Dalším krokem bylo změření normalizační hodnoty pro výše uvedené svaly. Za normalizační hodnotu v našem výzkumu byla zvolena maximální dobrovolná izometrické kontrakce (MVIC *Maximum Voluntary Isometric Contraction*).

MVIC byla získána podle doporučení Konrada (2006), kdy probandi působili proti nehybné překážce s postupně narůstající silou až do maximální snahy. Maximální snaha byla držena po dobu 3 s, tento proces byl opakován 3x pro každý sval. Všechny MVIC cviky byly vykonávány současně na pravé i levé straně těla, aby nedošlo ke stáčení nebo odtlačování probanda. Ukázky a popis MVIC cviků je k nahlédnutí v příloze obrázků. Po měření MVIC následoval odpočinek a následně začalo samotné měření nátahu luku.

Každý proband natáhl 3 × luk o síle 26 lb, 3 × luk o síle 40 lb a 3 × luk o síle 62 lb. Po každém nátahu luku následoval odpočinek 60 sekund, který je dostatečný pro zotavení svalu (Parcell et al., 2002). Stejný postup byl zopakován pro svaly: *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii* a *m. latissimus dorsi*. EMG senzory byly lokalizovány a orientovány podle metodiky SENIAM (*Surface EMG for non-Invasive assesment of muscles* www.seniam.org SENIAM project: Hermens & Freriks, 2020), a to na svalech *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii caput longum*, *m. triceps brachii caput laterale*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*. Senzor pro *m. infraspinatus* byl umístěn podle Morris et al. (1998) a senzor pro *m. latissimus dorsi* byl umístěn podle studie Park & Yoo (2013).

V našem výzkumu hodnotíme náťahovou fázi střelby z luku. Při vypuštění šípu z luku dojde k otřesu luku a končetin, otřes zanechá chybu do snímaného EMG signálu. Měřený náťah luku začíná z klidové pozice. V klidové pozici jsou paže s lukem spuštěny podél těla a pohyb končí v maximálním nátahu, kdy je tětíva luku u tváře (Obrázek 5). V procesu měření elektrické aktivity svalu bylo nutné definovat začátek a konec měřeného úseku svalové aktivity. V našem výzkumu jsme zvolili metodu, kdy byl do EMG signálu záměrně vložen artefakt značící začátek nátahu.

Vložení artefaktu zajistilo, že jsme byli schopni určit začátek měřeného úseku svalové aktivity. Na zvukový povel „start“ začal proband natahovat luk. V ten samý okamžik, kdy bylo řečeno slovo „start“, bylo klepnuto do jednoho z EMG senzorů. Klepnutí do senzoru se zobrazí jako dobře rozpoznatelné zvlnění signálu v EMG záznamu. Díky lokalizaci artefaktu můžeme stanovit začátek měřeného úseku.

Střelec byl zároveň snímán z boku pomocí videokamery a v záběru kamery se nacházela také obrazovka počítače, na které byl zobrazen průběh EMG signálu svalové aktivity. Na záznamu z videa vidíme na obrazovce počítače moment v EMG záznamu, ve kterém bylo řečeno „start“. Z kamerového záznamu bylo ověřováno, že stanovení začátku svalové aktivity způsobené nátahem luku bylo správně určeno pomocí artefaktu. Samotný artefakt je z konečné analýzy signálu vystřižen.

Nátahy luku mezi probandy i opakované nátahy luku u jednoho probanda mohou být provedeny odlišnou rychlostí. Pro standardizaci tempa pohybu při měření pomocí EMG je používán metronom (Shaw et al., 2012; Sládek et al., 2016a). Probandi byli instruováni, aby luk natáhli do plného nátahu v tempu metronomu (60 úderů za minutu) na tři údery. Na třetí úder musela být tětíva zastavena u tváře v plném nátahu. Tempo 60 úderů za minutu bylo vybráno na základě testovacích měření, protože bylo zvládnutelné s luky o všech silách.

Splnění podmínky tří úderů a dosažení plného nátahu bylo ověřeno kamerovým záznamem z boku jedince. Pokud proband splnil podmínku tří úderů metronomu, pak byl od začátku pohybu analyzován úsek tři sekund, který obsahuje celou fázi nátahu luku.

8. Analýza dat

8.1. Zpracování EMG záznamu

Použité senzory obsahují zabudovaný *Butterworth high-pass* filtr. Spodní hranice filtru je 20 ± 5 Hz a horní hranice je 450 ± 50 Hz. Zabudovaný filtr automaticky odstraňuje šum v EMG signálu. Prvotní analýza EMG dat probíhala v programu *EMG Analysis* (EMGworks Software, Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA), kde byla vytvořena vyhlazená křivka průběhu svalové aktivity, nazývaná lineární obálka (Konrad, 2006). Vytvoření lineární obálky EMG signálu je proces, který může vést ke ztrátě informací, ale zároveň vyhlazení signálu a vytvoření křivky umožňuje přehledné zkoumání svalové aktivity (Burden, 2008).

Funkce *Remove Mean* byla použita k dalšímu odstranění šumu v EMG signálu. Signál EMG je kladný i záporný a pro vytvoření lineární obálky byly záporné hodnoty převedeny na kladné pomocí funkce *Root Mean Square*, u které byla nastavena délka pohyblivého výběru na 0,125 s a překryv na 0,0625 s. Toto nastavení vedlo k dostatečně detailnímu rozlišení průběhu EMG křivky (použito též v pracích Sládek et al., 2016a; Struška, 2018). Vyčištěná data byla normalizována pomocí MVIC pro daný sval v programu Excel (Microsoft Office 365 ProPlus, Microsoft Corporation, 2019). Následně byl v programu Excel vystřižen úsek křivky svalové aktivity o délce 3 sekund, který obsahoval celou náťahovou fázi (od artefaktu až do plného náťahu luku). Tento úsek byl dále zpracováván.

Pro jednotlivé probandy jsme získali tři natažení luku o síle 26 lb, tři natažení luku o síle 40 lb a tři natažení luku o síle 62 lb. Ze tří křivek svalové aktivity (jednotlivých náťahů) byla vytvořena průměrná křivka aktivity (průměrný náťah). Tento proces byl proveden pro jednotlivé svaly u všech luků na 20 jedincích. Výsledkem bylo 20 křivek průměrného náťahu každého svalu u každého luku.

Svalovou aktivitu svalu jsme kvantifikovali pomocí integrálu průměrné křivky aktivity svalu ($iEMG = \% MVIC s s^{-1}$). Integrál křivky svalové aktivity (Konrad, 2006) udává informaci o celkovém množství svalové aktivity v určitém pohybu, v této práci o svalové aktivitě během náťahu luku. Další kvantifikační veličina byla maximální hodnota průměrné křivky svalové aktivity ($maxEMG = \% MVIC$). MaxEMG udává hodnotu maximální aktivity svalu dosažené během pohybu. Hodnoty $iEMG$ a $maxEMG$ jsou v literatuře používané pro srovnání aktivity svalů pravé a levé strany těla (Shaw et al., 2012; Sládek et al., 2016a).

8.2. Výpočet direkciónální asymetrie

Direkciónální asymetrie popisuje stranové rozložení zkoumané hodnoty, v našem případě rozložení svalové aktivity. Aktivita svalu je reprezentovaná pomocí iEMG, maxEMG a normalizovanými křivkami EMG aktivity. Pro každého z dvaceti jedinců bylo získáno osm hodnot na pravé straně těla a osm hodnot na levé straně těla: iEMG, maxEMG a EMG křivek svalové aktivity. Následně byla pro každý sval spočítána direkciónální asymetrie, těchto hodnot, pomocí vzorce (Auerbach & Ruff, 2006):

$$\%DA = [(R - L)/((R + L)/2)] \times 100$$

Ve vzorci %DA značí direkciónální asymetrii. Kladná hodnota %DA znamená, že je vyšší hodnota na pravé straně. Záporná hodnota %DA znamená, že je vyšší hodnota na levé straně. P stojí za hodnotu pravé strany, L stojí za hodnotu levé strany. Důležitou poznámkou je fakt, že na základě funkce toho vzorce výsledek 100% direkciónální asymetrie neznamená, že na pravé straně je vše a na levé straně není nic. 100% direkciónální asymetrie znamená, že hodnota levé strany dosahuje 33,333% hodnoty pravé strany.

Direkciónální asymetrie byla v dílčích analýzách adjustována na plochu transverzálního průřezu svalu (*physiological cross-section area* PCSA). Protože svaly, které mají větší fyziologický příčný průřez mají potenciál produkce větší síly (McArdle et al., 2010b). Předpokládáme, že síla, kterou má sval potenciál vytvořit může mít vliv na mechanickou robusticitu kosti. Proto, při srovnání direkciónální asymetrie svalové aktivity mezi svaly je asymetrie adjustována na PCSA (DA_PCSA). Průměrná direkciónální asymetrie iEMG a maxEMG byla adjustována na plochu transverzálního průřezu svalů naměřenou na pitevním materiálu (Langenderfer et al., 2004). Při porovnávání direkciónální asymetrie stejného svalu u luku odlišné síly není nutné asymetrii adjustovat na PCSA.

Byla vytvořena i křivka průměrné direkciónální asymetrie svalu v průběhu pohybu nátahu luku. Direkciónální asymetrie byla vypočítána z hodnoty homologního bodu EMG křivky nátahu luku levého svalu a pravého svalu. Pro každý bod tvořící EMG záznam nátahu luku byla vypočítána průměrná direkciónální asymetrie ze všech jedinců. Průměrná direkciónální asymetrie jednotlivých bodů a konfidenční intervaly jednotlivých bodů byly vypočítány pomocí metody převzorkování *bootstrap*. Křivka průměrné direkciónální asymetrie aktivity svalu v průběhu nátahu luku byla vypočítána pro všechny svaly u všech luků.

8.3. Přesnost měření

Práce s průměrnou křivkou svalové aktivity při nátahu luku může být ovlivněna chybným provedením některého nátahu nebo chybnou úpravou signálu. Chybné provedení nátahu nebo úprava dat posléze může zkreslit průměrnou křivku. Abychom ověřili nakolik je průměrná křivka svalové aktivity vypovídající o jednom reálném nátahu, byl proveden výpočet chybového variačního koeficientu (Wochatz et al., 2017) pro iEMG a maxEMG. Výpočet byl proveden podle vzorce:

$$v_x = \frac{SD}{\bar{X}} \times 100$$

Ve vzorci je v_x výsledná hodnota variačního koeficientu, SD značí směrodatnou odchylku, \bar{X} je průměr porovnávaných hodnot. Porovnali jsme průměrné iEMG a maxEMG svalů u 40 lb luku s iEMG a maxEMG jednoho nátahu 40 lb luku. Porovnání bylo provedeno u všech jedinců.

Průměrný nátah se liší od jednoho konkrétního nátahu mezi 4,2 % až 8,6 % v iEMG. Průměrné maxEMG se liší od jednoho konkrétního nátahu mezi 7,5 % až 14,1 % (Tabulka 4). Odlišnost maxEMG je dána odlišnou výškou vrcholů u jednotlivých nátahů, které posléze tvoří průměrnou křivku. Díky odlišné velikosti vrcholů dochází při tvoření průměru k součtu a vydělení vrcholů. Zprůměrování hodnot způsobí, že se průměrná maxEMG může více lišit od maxEMG jednoho nátahu.

Chyba měření byla provedena na šesti jedincích. Procentuální odlišnost mezi prvním a druhým měřením byla vypočítána pomocí TRV (*test-retest variability* König et al., 2013). TRV bylo vypočítáno podle vzorce:

$$TRV = \frac{|x_i - y_i|}{\frac{1}{2}(x_i + y_i)} \times 100$$

Ve vzorci stojí x_i za hodnotu iEMG nebo maxEMG aktivity prvního měření a y_i za hodnotu iEMG nebo maxEMG aktivity druhého měření. Z TRV šesti jedinců bylo následně vypočítáno průměrné TRV pro iEMG a maxEMG.

Metoda měření svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie má obecně vysokou chybu měření i při jednoduchých pohybech (König et al., 2013; Wochatz et al., 2017). Čím více má měřený pohyb stupňů volnosti, tím spíše bude chyba měření větší. Hodnoty

průměrného TRV pro iEMG jsou uvedeny v Tabulka 2 a pro maxEMG v Tabulka 3. Hodnota průměrného TRV je vysoká. Nicméně, i přes vysokou hodnotu průměrného TRV, většinou nedochází mezi prvním a druhým měřením ke změně direkcionální asymetrie svalové aktivity z levostranné na pravostrannou.

Změna direkcionální asymetrie byla pozorována u maxEMG svalu *m. latissimus dorsi* (u 40 lb luku z -5 % na 37 %, u 62 lb luku z -21 % na 6 %), iEMG nevykazovalo změnu direkcionální asymetrie. Druhá změna direkcionální asymetrie byla pozorována u iEMG svalu *m. deltoideus p. acromialis* (u 26 lb luku z 22 % na -15%, u 40 lb luku z 31 % na -14 %, u 62 lb luku z 20 % na -15 %). U maxEMG *m. deltoideus p. acromialis* nevykazoval změnu direkcionální asymetrie.

8.3. Výpočet inter-individuální variability EMG aktivity

Inter-individuální variabilita pohybu je vysoká i u jednoduchých pohybů prováděných repetitivně každý den, například chůze (Arsenault et al., 1986). Na základě předchozích výzkumů svalové aktivity u lukostřelby (Ertan et al., 2003; Nishizono et al., 1987), lze předpokládat, že variabilita uvnitř naší skupiny lukostřelců bude vysoká. Variabilitu svalové aktivity je možné vypočítat pomocí koeficientu variability (Yang & Winter, 1984) nebo poměru variance (Hershler & Milner, 1978).

Koeficient variability lze využít pro porovnání aktivity svalu mezi jednotlivými opakováními, které tvoří průměrnou aktivitu (intra-individuální variabilita). I pro porovnání inter-individuální variability aktivity svalu mezi jedinci (odlišnost průměrné aktivity mezi jedinci). Nutný předpoklad pro použití koeficientu variability je stejné množství cyklů tvořící průměrnou křivku u jednotlivých probandů a stejný postup vyhlazení hrubého EMG signálu (Burden, 2008). Koeficient variability byl vypočítán pro jednotlivé svaly u všech luků jako:

$$CV_{iEMG;maxEMG} = \frac{SD_{iEMG;maxEMG}}{\bar{X}_{iEMG;maxEMG}} \times 100$$

CV je zkratka koeficientu variability, SD stojí pro směrodatnou odchylku iEMG nebo maxEMG našeho souboru dvaceti jedinců. \bar{X} je průměrná hodnota iEMG nebo maxEMG souboru.

Inter-individuální variabilita nátahu luku byla také modelována pomocí náhodného převzorkování našeho souboru. Byla spočítána průměrná direkcionální asymetrie iEMG

a maxEMG u všech dvaceti jedinců u jednotlivých luků. Následně bylo těchto 20 hodnot u každého luku náhodně převzorkováno 1000 ×. Náhodné převzorkování (s nahrazením) našeho souboru bylo provedeno pro přiblížení variability EMG aktivity na populační úrovni. Trend direkcionální asymetrie v modelované populaci byl přiblížen křivkou klouzavého průměru (perioda klouzavého průměru je 100 bodů).

8.4. Statistická analýza dat

Data byla statisticky analyzována v programu Statistica (ver. 12, StatSoft, Inc., 1984–2013). Statistická analýza dat byla provedena pomocí ANOVA opakované měření (*repeated measures analysis of variance*). ANOVA opakované měření porovnává průměry proměnných, získaných mezi několika opakovanými měřeními stejných jedinců.

ANOVA opakovaných měření byla provedena pro zjištění interakce síly luků s direkcionální asymetrií svalové aktivity. LSD post-hoc test byl aplikován pro zjištění signifikance rozdílů mezi jednotlivými úrovněmi ANOVA opakovaných měření. Direkcionální asymetrie maximální aktivity svalů (maxEMG) i integrálu průměrné křivky EMG (iEMG) byla statisticky zpracována obdobným způsobem.

Křivka průměrné direkcionální asymetrie svalu byla vytvořena převzorkovací metodou *bootstrap*. *Bootstrap* funguje na principu převzorkování s nahrazením (Manly, 2006). Převzorkování s nahrazením hodnot simuluje proces opakovaného vzorkování zdrojové populace a dovoluje následně stanovit jistější průměr a konfidenční intervaly, které jsou bližší průměru a konfidenčním intervalům reálné populace (Manly, 2006). Převzorkování bylo provedeno 1000 × v makru naprogramovaném ve VBA. *Bootstrap* byl použitý pro vytvoření průměrné křivky direkcionální asymetrie jednotlivých svalů a pro výpočet 95% konfidenčních intervalů těchto křivek.

9. Výsledky

9.1. Direkcionální asymetrie iEMG

Byl pozorován statisticky signifikantní vliv síly luku na direkcionální asymetrii svalové aktivity (Graf 2). LSD post-hoc analýza vlivu síly luku na direkcionální asymetrii jednotlivých svalů ukázala, že síla luku signifikantně ovlivňuje asymetrii svalů: *m. biceps brachii*, *m. latissimus dorsi*, *m. deltoideus p. clavicularis*, *m. deltoideus p. acromialis*. Svaly *m. triceps brachii c. laterale*, *m. triceps brachii c. longum*, *m. infraspinatus*, *m. deltoideus p. spinalis* se mezi sebou signifikantně neliší v direkcionální asymetrii při odlišných silách luků (hodnoty průměrné direkcionální asymetrie iEMG Tabulka 5, signifikance rozdílů Tabulka 6).

U svalu *m. biceps brachii* dochází k nárůstu pravostranné direkcionální asymetrie společně s rostoucí silou luku. Signifikantní rozdíl v nárůstu pravostranné direkcionální asymetrie byl pozorován pouze u luku 62 lb oproti luku 26 lb. Direkcionální asymetrie klesá s rostoucí silou luku u svalu *m. latissimus dorsi*. Nejslabší luk 26 lb se signifikantně liší od luků 40 lb a 62 lb vyšší pravostrannou asymetrií.

Sval *m. deltoideus p. clavicularis* vykazuje signifikantní rozdíly mezi všemi luky. S rostoucí silou luku klesá pravostranná asymetrie aktivity svalu. Sval *m. deltoideus p. acromialis* vykazuje signifikantní pokles levostranné asymetrie mezi lukem 26 lb a silnějšími luky (40 lb a 62 lb). Jednotlivé svaly vykazují diskrétní direkcionální asymetrii iEMG. Žádný sval nemění direkcionální asymetrii z pravostranné na levostrannou či naopak, při odlišné síle luku (Tabulka 5).

Sledovanou hodnotou byla i průměrná direkcionální asymetrie iEMG u jednotlivých luků. Průměrná direkcionální asymetrie byla vytvořena z hodnot direkcionální asymetrie svalů u jednotlivých luků. Průměrná direkcionální asymetrie u všech luků se drží v negativní části pole grafu, to znamená vyšší aktivitu svalů levé strany těla. Průměrná direkcionální asymetrie vytvořená z hodnot svalů adjustovaných plochou fyziologického průřezu svalu vykazuje výraznější levostrannou direkcionální asymetrii (Graf 3). Průměrná direkcionální asymetrie jednotlivých luků se signifikantně neliší. Signifikantní nejsou rozdíly ani u adjustované asymetrie (Tabulka 7).

Inter-individuální variabilita svalové aktivity dosahovala vysokých hodnot. Výsledky nasvědčují, že natahování luku je variabilní aktivita. Natažení luku má řadu stupňů volnosti provedení pohybu. Část svalů vykazuje variabilitu v iEMG vyšší než 50 %,

což ukazuje na vysokou různorodost způsobu natažení luku mezi jednotlivými probandy v našem souboru (Tabulka 8).

Inter-individuální variabilita průměrné direkciónální asymetrie (iEMG) ukazuje, že jedinci v našem souboru dosahují kladných i záporných hodnot průměrné direkciónální asymetrie. Nejvíce jedinců vykazuje levostrannou průměrnou direkciónální asymetrii. Klouzavý průměr direkciónální asymetrie iEMG se pohybuje kolem -10 % a -20 % (Graf 4).

9.2. Direkciónální asymetrie maxEMG

Byl pozorován statisticky signifikantní vliv síly luku na direkciónální asymetrii svalové aktivity maxEMG (Graf 5). Síla luku signifikantně ovlivňuje asymetrii svalů: *m. biceps brachii*, *m. latissimus dorsi*, *m. deltoideus p. clavicularis*, *m. deltoideus p. acromialis*. Svaly *m. triceps brachii c. laterale*, *m. triceps brachii c. longum*, *m. infraspinatus*, *m. deltoideus p. spinalis* se mezi sebou signifikantně neliší v direkciónální asymetrii při odlišných silách luků (hodnoty průměrné direkciónální asymetrie maxEMG Tabulka 9, signifikance rozdílů Tabulka 10).

U svalu *m. biceps brachii* dochází k nárůstu pravostranné direkciónální asymetrie společně s rostoucí silou luku. Signifikantní rozdíl v nárůstu pravostranné direkciónální asymetrie byl pozorován pouze u luku 62 lb oproti luku 26 lb. Obdobný výsledek byl pozorován i u iEMG. Direkciónální asymetrie klesá s rostoucí silou luku u svalů *m. latissimus dorsi*, kdy se nejslabší luk 26 lb signifikantně liší od luků 40 lb a 62 lb vyšší pravostrannou asymetrií.

Sval *m. deltoideus p. clavicularis* vykazuje signifikantní pokles pravostranné asymetrie mezi luky 26 lb a 62 lb. Sval *m. deltoideus p. acromialis* vykazuje signifikantní pokles levostranné asymetrie mezi lukem 26 lb a silnějšími luky (40 lb a 62 lb). Jednotlivé svaly vykazují diskrétní direkciónální asymetrii maxEMG. Žádný sval nemění direkciónální asymetrii z pravostranné na levostrannou či naopak, při odlišné síle luku (Tabulka 9).

Průměrná direkciónální asymetrie maxEMG jednotlivých luků je levostranná (průměrná asymetrie maxEMG všech svalů u daného luku). Oproti iEMG je průměrná direkciónální asymetrie maxEMG luků blíže nule. MaxEMG tedy vykazuje vyšší symetrii než iEMG. Asymetrie adjustovaná na plochu příčného průřezu svalem je posunuta níže v negativní části grafu a vykazuje výraznější levostrannou asymetrii (Graf 6). Průměrná direkciónální asymetrie mezi luky se signifikantně neliší. Signifikantní rozdíly nejsou ani u adjustované průměrné direkciónální asymetrie (Tabulka 11).

Inter-individuální variabilita svalové aktivity dosahovala vysokých hodnot i u maxEMG (Tabulka 12). Inter-individuální variabilita průměrné direkcionální asymetrie maxEMG jedinců vykazuje poměrně symetrické rozložení mezi pozitivní a negativní částí grafů. Klouzavý průměr direkcionální asymetrie maxEMG se pohybuje kolem 0 % (Graf 7).

10.3. Průměrná direkcionální asymetrie svalů v průběhu nátahu luku

Pro účel popsání průběhu křivky asymetrie během nátahu luku byl nátah luku rozdělen na tři třetiny (vizualizace jednotlivých třetin nátahu viz Obrázek 5). V první třetině nátahu luku začíná střelec přitahovat tětivu a zvedat luk do polohy střelby. Ve druhé třetině nátahu luku lukostřelec natahuje tětivu a zdvihá loket. Ve třetí třetině nátahu luku lukostřelec dokončí napnutí luku přitahováním tětivy a odtlačováním luku.

Sval *m. biceps brachii* vykazuje po celé trvání nátahu téměř 100% pravostrannou asymetrii u všech luků (Graf 8). Podle vzorce výpočtu direkcionální asymetrie lze odvodit, že levý *m. biceps brachii* vykazuje přibližně třetinovou aktivitu pravého *m. biceps brachii*. Direkcionální asymetrie se v průběhu nátahu luku nemění.

Sval *m. latissimus dorsi* vykazuje nárůst pravostranné asymetrie od začátku první třetiny pohybu. U luku 40 lb a 62 lb dosáhne pravostranná asymetrie maxima zhruba v polovině první třetiny pohybu, následně mírně poklesne a po zbytek nátahu luku se asymetrie udržuje neměnná. U luku 26 lb se mírně zvyšuje pravostranná asymetrie po celou dobu trvání nátahu luku (Graf 9).

Sval *m. triceps brachii c. laterale* vykazuje v první třetině nátahu nárůst levostranné asymetrie. Od konce první třetiny a začátku druhé třetiny nátahu se zvyšuje symetrie. Tato hodnota se následně nemění až do konce nátahu. Průběh křivky asymetrie je u všech luků obdobný (Graf 10). Sval *m. triceps brachii c. longum* vykazuje v první třetině nátahu nárůst levostranné asymetrie, u všech luků. Na konci první třetiny pohybu se nárůst zastavuje ve zbývající části nátahu se levostranná asymetrie drží kolem 100 %. Průběh křivky asymetrie je u všech luků obdobný (Graf 11).

Sval *m. infraspinatus* vykazuje po celou dobu levostrannou asymetrii. Levostranná asymetrie se po celou dobu nátahu téměř nemění. Průběh křivky asymetrie je u všech luků podobný, pouze u luku 62 lb je na začátku druhé třetiny nátahu luku patrné zvýšení symetrie. Zvýšení symetrie u luku 62 lb se udrží až do konce nátahu (Graf 12).

Sval *m. deltoideus p. clavicularis* vykazuje od začátku první třetiny nátahu luku nárůst pravostranné asymetrie. Na začátku druhé třetiny nátahu poklesne křivka pod hladinu symetrie a až do konce nátahu narůstá levostranná asymetrie. Průběh křivky je podobný u všech luků (Graf 13). Sval *m. deltoideus p. acromialis* vykazuje v první třetině nátahu luku nárůst levostranné asymetrie. Na začátku druhé třetiny nátahu dochází ke snížení levostranné asymetrie a aktivita svalu dosáhne symetrie. Pouze u luku 26 lb se udržuje levostranná asymetrie (Graf 14).

Sval *m. deltoideus p. spinalis* u všech luků vykazuje v první polovině první třetiny nátahu luku nárůst levostranné asymetrie. Od druhé poloviny první třetiny nátahu klesá asymetrie. Na začátku druhé třetiny dosáhne aktivita svalů symetrie. Symetrická aktivita je udržena až do konce nátahu luku (Graf 15).

Průměrná direkcionální asymetrie v průběhu nátahu luku je výhradně pravostranná u svalů *m. biceps brachii* a *m. latissimus dorsi*. Výhradně levostranná asymetrie je u svalů *m. infraspinatus*, *m. triceps brachii c. laterale* a *c. longum*. Všechny části *m. deltoideus* vykazují v průběhu nátahu luku změnu direkcionální asymetrie. V případě *m. deltoideus p. clavicularis* dochází ke změně asymetrie z pravostranné na levostrannou. Sval *m. deltoideus p. clavicularis* a *p. spinalis* vykazují levostrannou asymetrii s postupným poklesem k symetrii.

10. Diskuze

10.1. Asymetrie svalové aktivity a mechanická robusticita pažní kosti

Průměrná direkcionální asymetrie svalů iEMG i maxEMG je levostranná. Na základě průměrné direkcionální asymetrie svalové aktivity lze s větší jistotou předpokládat, že nárůst symetrie mechanické robusticity pozorovaný na osteologickém materiálu byl způsobený lukostřelbou. Vztah mezi direkcionální asymetrií svalové aktivity a mezi direkcionální asymetrií robusticity pažní kosti nemusí být přímočarý.

Svalová aktivita není jediný faktor působící na kost. Mechanická zátěž způsobená externí silou také hraje roli ve funkční adaptaci kosti (Pearson & Lieberman, 2004). Kost se přizpůsobuje samotnému zatížení (v našem případě působení síly nataženého luku) i aktivitě svalů (během nátahu luku). Například při působení pasivní zátěže na kost stehenní (*femur*) dochází k vytvoření kompresní síly v kosti a tenzní síly ve svalech (Lu et al., 1997).

Na základě fyzikálních pravidel o rozkládání sil se síla nataženého luku musí rozložit na dvě stejně velké síly působící v opačném směru. Hodnoty průměrné direkcionální asymetrie iEMG a maxEMG vykazují vyšší aktivitu svalů levé strany těla než pravé. Vyšší levostranná direkcionální asymetrie může být ovlivněna metodou povrchové elektromyografie. Povrchová elektromyografie nemůže měřit aktivitu svalů v hlubších vrstvách, které jsou také aktivní. Například *m. brachialis*, *m. coracobrachialis*, *m. triceps brachii c. mediale* a svaly rotátorové manžety (mimo *m. infraspinatus*) nebylo možné v našem modelu zahrnout.

Podobnou funkci jako *m. biceps brachii* má kombinace svalů *m. coracobrachialis* a *m. brachialis* (flexe loketního kloubu, flexe a addukce ramenního kloubu, pomocná supinace), oba tyto svaly jsou v kontaktu s pažní kostí a leží pod *m. biceps brachii* (Čihák, 2001). Lze usuzovat, že aktivita *m. biceps brachii* by mohla být přiblížením pro aktivitu svalů *m. coracobrachialis* a *m. brachialis*. Direkcionální asymetrie obou svalů by mohla být podobná direkcionální asymetrii *m. biceps brachii*.

Je pravděpodobné, že svaly *m. coracobrachialis* a *m. brachialis* by byly aktivnější na pravé straně. Sval *m. triceps brachii c. mediale* by pravděpodobně kopíroval asymetrii ostatních hlav *m. triceps brachii*. Sval *m. supraspinatus*, který se účastní abdukce paže by pravděpodobně vykazoval spíše pravostrannou asymetrii. Sval *m. teres minor*, jako zevní rotátor ramenního kloubu, by mohl vykazovat poměrně symetrickou aktivitu a *m. teres major*, který má podobné funkce jako *m. latissimus dorsi*, bude zřejmě vykazovat podobnou asymetrii

jako *m. latissimus dorsi*. Je možné, že pokud bychom zahrnuli do modelu i výše uvedené svaly, došlo by k posunutí průměrné direkcionální asymetrie iEMG blíže k hladině symetrie.

Direkcionální asymetrie mechanické robusticity nebude ovlivněna aktivitou jednotlivých svalů stejnou mírou. Silnější sval bude mít větší potenciál ovlivnit mechanické vlastnosti kosti než slabší sval. Průměrná direkcionální asymetrie iEMG a maxEMG byla adjustována na plochu transversálního průřezu svalů naměřenou na pitevním materiálu (Langenderfer et al., 2004). Adjustovaná průměrná direkcionální asymetrie zvýšila vliv svalů levé strany těla (Graf 3, Graf 6). Zvýšená levostranná asymetrie byla způsobena zejména velkou plochou průřezu svalem *m. triceps brachii c. laterale* a *c. longum*.

Plocha průřezu *m. triceps brachii c. laterale* a *c. longum* je větší než plocha průřezu obou hlav *m. biceps brachii*. Součet ploch průřezů všech tří hlav svalu *m. triceps brachii* je podobný ($10,94 \text{ cm}^3$) součtu ploch průřezů *m. biceps brachii*, *m. coracobrachialis* a *m. brachialis* ($12,7 \text{ cm}^3$) (Langenderfer et al., 2004). Je možné, že při zohlednění direkcionální asymetrie aktivity svalů hlubší vrstvy ventrálních svalů paže bude i adjustovaná průměrná direkcionální asymetrie (DA_PCSA) blíže hladiny symetrie.

Svaly *m. latissimus dorsi* a *m. infraspinatus* se upínají na proximální část pažní kosti. Je možné, že vliv na mechanickou robusticitu těla pažní kosti bude menší než u svalů, které přechází tělo pažní kosti. Sval *m. triceps brachii c. laterale* a *c. longum*, *m. biceps brachii* a *m. deltoideus* jsou v kontaktu s nebo přechází přes pažní kost. Direkcionální asymetrie aktivity těchto svalů, zejména výrazná aktivita levého *m. triceps brachii*, podporuje hypotézu o zvýšení mechanické robusticity těla levé pažní kosti u lukostřelců. Sval *m. triceps brachii* zároveň vykazuje i nejvyšší relativní aktivitu během nátahu luku (% MVIC).

V mezolitu se robusticita levé pažní kosti zvyšuje vzhledem k předchozím obdobím, zatímco robusticita pravé pažní kosti zůstává podobná (Sládek et al., 2016b). Vliv na tuto změnu mechanické robusticity mohou mít lovecké zbraně používané v Evropě před rozšířením luku (Sládek et al., 2016b). Po většinu paleolitu bylo hlavní loveckou zbraní kopí, v období svrchního paleolitu se objevu vrhač oštěpů (atl-atl) a na přelomu svrchního paleolitu a mezolitu se v Evropě rozšiřuje luk (Bergman, 1993).

Analýza EMG signálu ve studii Shaw et al. (2012) odhalila, že direkcionální asymetrie svalové aktivity je při bodnutí kopím levostranná (Shaw et al., 2012). V kosterním záznamu je pozorovaný opačný trend (Trinkaas et al., 1994), než který pozorujeme v EMG. Model ve studii Shaw et al. (2012) se skládal pouze ze tří svalů a zanedbával vliv jiných mechanických faktorů na remodelaci kostní tkáně. Data ze studie Shaw et al. (2012) jsou získána ze svalů *m. deltoideus* a *m. pectoralis major*. Při konfrontaci našich dat o lukostřelbě

s kosterními nálezy vyšla najevo nedostatečnost modelu Shaw et al. (2012). Z toho důvodu jsme naměřili aktivitu svalů *m. deltoideus*, *m. infraspinatus*, *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. latissimus dorsi* u tří jedinců při bodání improvizovaným kopím, abychom získali prvotní vhled do problematiky. Prvotní data odporují závěrům studie Shaw et al. (2012). Naše předběžná data bohužel nemohou být v této práci publikována.

Při rekonstrukci aktivity minulých populací pomocí elektromyografie je nutné brát v potaz i mechanické síly působící na kosti mimo přímou činnost svalů. Shaw et al. (2012) uznávají nedokonalosti modelu spojené právě s mechanickou námahou kosti, kterou nelze z EMG přímo zjistit. Při bodnutí kopím musí pravá horní končetina vzdorovat (držena na kopí většinou vzadu) přibližně $6,6 \times$ většímu mechanickému stresu (Schmitt & Hylander, 2003).

Používání vrhače oštěpů (atl-atl) je silně jednostranná aktivita, která zatěžuje dominantní končetinu používanou k odpálení zbraně. Mechanická zátěž způsobená používáním vrhače nebo při vrhání oštěpem bude výraznější na pravé horní končetině. Aktivita svalů, použitých pro odpálení zbraně, bude také výraznější na pravé horní končetině. Je pravděpodobné, že direkcionalní asymetrie mechanické robusticity bude pravostranná. Házení vede u dnešních atletů k podobné adaptaci kostí pravé horní končetiny, kterou lze očekávat od atl-atl (Shaw & Stock, 2009).

Je pravděpodobné, že lukostřelba nebyla jedinou prováděnou habituální aktivitou mužů v mezolitu. Současní Hadzové, lovci-sběrači, kteří k lovu využívají primárně luk, provádějí pravou rukou 78,3 % unimanuálních úkonů (Cavanagh et al., 2016), což povede k většímu zatěžování pravé horní končetiny během života. Při provádění bimanuální aktivity byla pravá ruka dominantní v 76,1 % případů (Cavanagh et al., 2016). Hadzové nejsou přímo srovnatelní s mezolitickými lovci post-glaciální Evropy, ale díky lovecko-sběračské subsistenci můžeme uvažovat alespoň o dílčích podobnostech.

V mezolitu dochází ke zvýšení symetrie mechanické robusticity, konkrétně k poklesu pravostranné direkcionalní asymetrie z 26 % na hodnotu 10 % pravostranné asymetrie (Sládek et al., 2016b). Z matematické funkce vzorečku výpočtu direkcionalní asymetrie lze odvodit, že v pozdním paleolitu dosahuje mechanická robusticita levé pažní kosti přibližně 77 % robusticity pravé pažní kosti. V mezolitu se tato hodnota změní a levá pažní kost dosahuje přibližně 90 % robusticity pravé pažní kosti. Bohužel nemůžeme přímo doložit, že lukostřelba vedla k tomuto zvýšení robusticity levé pažní kosti o 13 %. Přesto tomu naše výsledky nasvědčují.

Při zohlednění hranic našeho modelu vychází, že lukostřelba zatěžuje paže více symetricky než zbraně používané v paleolitu. Toto zjištění podporuje naši první hypotézu

o symetrické zátěži. Znalosti habituální aktivity a loveckých technik středního paleolitu až mezolitu (Bergman, 1993; Cattelain, 1997; Churchill & Rhodes, 2009; Straus, 1987, 1993), a naše zjištění o asymetrii svalové aktivity, podporují myšlenku ze studie Sládek et al. (2016b), že zvýšení symetrie mechanické robusticity pažních kostí mužů v mezolitu, je způsobeno lukostřelbou.

10.2. Direkcionální asymetrie jednotlivých svalů během nátahu luku

Většina svalů nezmění během nátahu luku pravostrannou asymetrii na levostrannou nebo naopak. Kontinuální výrazná pravostranná aktivita svalu *m. biceps brachii* je způsobena flexí loketního kloubu paže držící tětivu (křivka DA Graf 8, EMG aktivita Graf 16). Naproti tomu výrazná levostranná aktivita *m. triceps brachii* je způsobena snahou udržet extenzi loketního kloubu paže držící tělo luku. Síla natahovaného luku bude působit flexi loketního kloubu, které *m. triceps brachii* musí zabránit (křivka DA *c. laterale* Graf 10, *c. longum* Graf 11, EMG aktivita Graf 16).

Nejvýraznější změny v direkcionální asymetrii v průběhu nátahu luku nacházíme u svalu *m. deltoideus*. Sval *m. deltoideus p. clavicularis* změní asymetrii z pravostranné na levostrannou v momentě, kdy je levý ramenní kloub v abdukci a střelec odtlačuje tělo luku a přitahuje tětivu (třetí třetina). Změna v direkcionální asymetrii je podle záznamu EMG způsobena poklesem aktivity pravého svalu a nárůstem aktivity levého svalu (křivka DA Graf 13, EMG aktivita Graf 17). Nárůst aktivity levého *m. deltoideus p. clavicularis* může být způsoben změnou postavení levé pažní kosti při dotahování luku (viz Obrázek 3). Ve stejném okamžiku se snižuje i levostranná asymetrie *m. deltoideus p. acromialis* a *p. spinalis*. Snižování asymetrie je způsobeno nárůstem aktivity pravých svalů a stabilizováním aktivity levých svalů. Pouze u luku 26 lb vykazuje levý *m. deltoideus p. acromialis* stále vyšší aktivitu (křivka DA *p. acromialis* Graf 14, *p. spinalis* Graf 15, EMG aktivita Graf 17).

Direkcionální asymetrie jednotlivých svalů částečně podporuje naši druhou hypotézu o diskrétní direkcionální asymetrii jednotlivých svalů. Sval *m. deltoideus* se vymyká předpokladům hypotézy a vykazuje méně striktní stranové rozložení aktivity. V průběhu nátahu luku vykazuje sval nejprve asymetrickou aktivitu. Mezi druhou a třetí třetinou nátahu luku vykazuje sval symetrickou aktivitu. Téměř symetrická aktivita *m. deltoideus p. acromialis* a *p. spinalis* ve finální části nátahu luku může být způsobena rovnoměrným rozložením síly luku působící na oba ramenní klouby.

10.3. Vliv síly luku na direkcionální asymetrii

Síla luku měla signifikantní vliv na direkcionální asymetrii svalové aktivity. Nejčastěji se lišila direkcionální asymetrie svalů u nejslabšího luku (26 lb) oproti silnějším lukům. Výsledky nesouhlasí s předpokladem, že při zvyšující se síle luku se zvýší aktivita svalů, ale direkcionální asymetrie svalové aktivity se signifikantně nezmění. Podobný vliv síly luku na direkcionální asymetrii svalové aktivity byl zaznamenán pro iEMG i maxEMG. Signifikantní rozdíl mezi 40 lb a 62 lb lukem byl nalezen pouze u iEMG svalu *m. deltoideus p. clavicularis*.

Luk 26 lb je slabý luk, který by pro mezolitické lovce neměl uplatnění při lovu. Luk o této síle může být použit pouze k lovu se silným jedem (Bartram, 1997) nebo k tréninku lukostřelby u nedospělých jedinců. S lukem „trénují“ lovci již od dětství (Pandya, 2016). Zároveň období před maturací kosterní soustavy je nejcitlivějším obdobím pro vývoj mechanických parametrů kostní tkáně (Pearson & Lieberman, 2004). Je pravděpodobné, že direkcionální asymetrie mechanické robusticity pažních kostí se zakládá již před maturací kosterní soustavy a v průběhu života je prohlubována nebo udržována habituální aktivitou. Data o síle luku používaného nedospělým jedincem jsou k dohledání pouze v práci Pontzer et al. (2017), kdy patnáctiletý chlapec používal luk o síle 36 lb. První luk dostávají malý Hadzové ve 2 až 3 letech (Marlowe, 2010).

Svalová aktivita při nátahu 26 lb luku byla měřena u dospělých jedinců. Pro dospělé jedince je 26 lb luk snadné natáhnout a technické provedení nátahu může být laxní. Je pravděpodobné, že pro nedospělé jedince by náročnost nátahu luku byla srovnatelná s náročností nátahu silnějších luků u dospělých jedinců. Při zohlednění výše uvedených informací lze konstatovat, že luk 26 lb vykazoval levostrannou průměrnou direkcionální asymetrii, která by vedla k tvorbě mechanické robusticity na levé i pravé pažní kosti. Ke zvyšování symetrie mechanické robusticity pažních kostí mohlo docházet již u nedospělých jedinců.

Síla natahovaného luku může ovlivnit direkcionální asymetrii svalové aktivity nepřímo. Luky použité v této práci dosahovaly sil, které jsou efektivní pro lov, ale stále se jedná o poměrně slabé síly v porovnání se silami, které se mohou vyskytovat u lovců (Tabulka 1). Luky použité v této práci je možné natáhnout dnešní běžnou sportovní technikou. Lovci kmene Hadza používají i luky přesahující 100 % váhy střelce (Pontzer et al., 2017) a nebylo by možné dosáhnout plného nátahu moderní technikou.

Z pozorování techniky nátahu luku u Hadzů vychází několik odlišností mezi nátahem luku Hadzů a současných lukostřelců používajících sportovní techniku. Na první pohled je pozorovatelná odlišnost ve finálním postavení těla při plném napnutí luku (Obrázek 4). Za pozornost stojí především náklon těla dopředu, loket v rovině ve směru šípu a zdvihnuté pravé rameno. Prozkoumáním celé sekvence nátahu luku najdeme odlišnost především v přechodu levého loketního kloubu z flexe do extenze během nátahu luku (Obrázek 6).

V historii existuje podobnost nátahu luků Hadzů a válečných luků používaných ve středověkých bitvách Angličany. Měli jsme možnost spolupracovat se skupinou CSWBS (*Czech and Slovak War Bow Society*), která se zabývá rekonstrukcí lukostřelby s těmito luky. Technika střelby s anglickým válečným lukem vyžaduje, aby střelec aktivně odtlačoval tělo luku levou paží, zatímco pravá paže natahuje tětivu (ústní sdělení členů CSWBS).

Vyšší efektivita nátahu silnějších luků touto technikou je v naší práci nejlépe dokumentovaná na probandovi, který se účastnil testování chyby měření. Při prvním měření prováděl proband nátahy luku standardním sportovním způsobem a tuto techniku použil u luků všech sil. Při opakovaném měření natáhl první dva slabší luku standardně, ale poslední luk o síle 62 lb natáhl technikou, kterou lze nalézt u Hadzů a anglických lučištníků.

Proband jako vysvětlení změny uvedl, že začal v čase mezi jednotlivými měřeními střílet ze silnějších luků. Myšlenka vlivu odlišné techniky nátahu silných luků na směrovou asymetrii svalové aktivity, byla při tomto měření již známá. Proto bylo využito situace, kdy proband efektivně ovládal oba typy nátahu luku. Této situace jsme využili k získání dat o rozdílu mezi sportovní „běžnou technikou“ a „silnou technikou“ nátahu.

Nátahy „běžné techniky“ a „silné techniky“ byly provedeny v rámci jednoho měření, takže rozdíly nemohou být způsobeny chybou měření. Oba pohyby ovládal proband efektivně. Rozkreslení nátahu luku tohoto konkrétního probanda je v příloze (Obrázek 5 běžná technika, Obrázek 6 silná technika). Nejvýraznějším rozdílem je, že při „silném“ typu nátahu se zdvihnou paže a levý loket je ve flexi. Na začátku pohybu je proband lehce zakloněn a v průběhu nátahu dochází k extenzi levého loketního kloubu, společně s pohybem trupu dopředu. Pravá paže natahuje tětivu.

Analýza nátahu 62 lb luku stylem „silné techniky“ ukázala, že u většiny svalů nedošlo k výrazným změnám směrové asymetrie, kromě svalu *m. biceps brachii*. U svalu *m. biceps brachii* došlo k výraznému zvýšení symetrie. Průměrná směrová asymetrie iEMG klesla z 54,4 % u běžné techniky na 4,6 % u „silné techniky“. Průběh průměrné směrové asymetrie je u *m. biceps brachii* zcela odlišný (Graf 18). Změna směrové asymetrie je podle záznamu EMG dána v první třetině nátahu luku vysokou aktivitou pravého svalu.

Na konci první třetiny nátahu luku aktivita pravého svalu poklesne a naroste aktivita levého svalu. Po zbytek nátahu luku vykazuje vyšší aktivitu levý sval a aktivita obou svalů se drží na konstantní úrovni.

Pokud budeme brát *m. biceps brachii* jako přiblížení pro celou skupinu ventrálních svalů paže, tak nátah „silnější technikou“ povede k více levostranné průměrné svalové aktivitě při nátahu luku. Nátah luku u Hadzů nemusí být vždy striktně „silného“ typu. Průměrná síla luků Hadzů je 70 lb (maximum 111 lb, minimum 36 lb u patnáctiletého chlapce) (Pontzer et al., 2017). Luky Hadzů je možné natáhnout oběma způsoby, zároveň vždy není nutné natáhnout luk do plného nátahu, především k zastřelení menší kořisti.

Současný výskyt „silné techniky“ ve středověké Anglii a současné Tanzánii je silným argumentem pro univerzální používání této techniky nátahu u silných luků typu *long-bow* (dlouhý luk ve tvaru písmene „D“). Je pravděpodobné, že „silná technika“ byla v minulosti využívána společně s „běžnou technikou“ i v jiných případech. Významným argumentem pro předpoklad „silné techniky“ i u mezolitických lovců je práce Bergmana (1993), který na základě analýzy vlastností mezolitických luků odhaduje sílu luků kolem 70-90 lb.

10.5. Potencionální směr dalšího výzkumu a využití výsledků

Jedna z možných aplikací našeho výzkumu je při ověřování výsledků výzkumu entezopatií. Entezopatie jsou změny na úponech kosterního svalstva (Hawkey & Merbs, 1995). Entezopatie mohou být ukazatelem mechanické zátěže minulých populací. O přesnosti a spolehlivosti metody rekonstrukce fyzické aktivity z entezopatií jsou v odborné literatuře pochybnosti. Rozpory jsou o biologické podstatě entezopatií i o metodických přístupech jejich hodnocení (Henderson & Cardoso, 2013). Výsledky naší práce mohou pomoci s interpretací entezopatií způsobených lukostřelbou.

Asymetrie projevu entezopatií u potencionálních lukostřelců je známá ze studie Molnarové (2006), která hodnotí entezopatie u neolitické populace ostrova Gotland. Populace se pravděpodobně živila lovem a rybařením. Entezopatie pro *m. deltoideus* a *m. triceps brachii* vykazují u žen větší projev na pravé horní končetině, zatímco u mužů je větší projev entezopatií těchto svalů na levé straně. Entezopatie svalů rotátorové manžety a svalů účastnících se flexe kloubů horní končetiny mají průměrně větší projev na pravé horní končetině u žen i u mužů.

Studie Tihanyi et al. (2015) dokumentuje, že maďarští muži pohřbení s lukostřeleckou výbavou (10. století) vykazují oproti mužům bez lukostřelecké výbavy častěji entezopatie

na úponech svalů: *m. infraspinatus* (a dalších úponech svalů rotátorové manžety), *m. deltoideus*, *m. latissimus dorsi* a *m. triceps brachii*. Autoři studie zastávají názor, že lukostřelba zatěžovala horní končetiny poměrně symetricky, díky výskytu entezopatií na pravé i levé horní končetině, ale stupeň projevu entezopatií je údajně mírně asymetrický. Autoři bohužel nepodporují toto tvrzení žádnou empirickou evidencí a ani nekomentují, která strana je výraznější.

Dalším potenciálním směrem výzkumu by mohla být detailní analýza vlivu typu luku a techniky na direkcionalní asymetrii svalové aktivity. Mimo aspekty diskutované v předchozích podkapitolách, jsme v našem souboru pozorovali mírnou odlišnost v provedení nátahu. Především v postavení pravého lokte. Rozdíl mezi skupinami je viditelný v direkcionalní asymetrii *m. biceps brachii*. U první skupiny *m. biceps brachii* vykazuje průměrnou 95% pravostrannou direkcionalní asymetrii oproti druhé skupině, kde *m. biceps brachii* vykazuje průměrnou 135% pravostrannou direkcionalní asymetrii.

Je možné, že zvýšená aktivita pravého *m. biceps brachii* je způsobena pozicí lokte. Pokud je pravý loket v linii působící síly napnutého luku (Obrázek 2) je možné, že bude *m. biceps brachii* při nátahu aktivován méně, než když při nátahu loket nebude v tomto postavení (Larven et al., 2007). Bohužel pro hlubší prozkoumání této otázky nemáme dostatečné evidence. V průběhu studie jsme získali (nepublikované) podklady k prověření vlivu silných luků (100 lb +) na direkcionalní asymetrii svalové aktivity a vlivu luků s jinou mechanikou nátahu na direkcionalní asymetrii svalové aktivity.

Elektromyografický záznam svalové aktivity není příliš vypovídající o síle svalu (Hug et al., 2015; Roberts & Gabaldón, 2008). Dalším směrem výzkumu v oblasti lukostřelby a rekonstrukce habituální aktivity obecně by mohla být kvantifikace síly vyprodukované při dané aktivitě, v našem případě při lukostřelbě. Zároveň naše data ukazují vysokou variabilitu svalové aktivity při nátahu luku. Variabilita svalové aktivity bude částečně ovlivněna nepřesností měření. Další výzkum by mohl hlouběji prozkoumat variabilitu svalové aktivity při nátahu luku se zohledněním vysoké chyby měření u EMG.

11. Závěr

Častější používání luku v mezolitické Evropě mohlo stát za snížením asymetrie mechanické robusticity pažních kostí. Průměrná direkciónální asymetrie svalové aktivity iEMG je levostranná. Průměrná direkciónální asymetrie maxEMG je levostranná a téměř symetrická. Průměrná direkciónální asymetrie může být ovlivněna technickým nedostatkem metody měření, která nedovoluje měření aktivity hlubšího svalstva paže a některých svalů rotátorové manžety. To mohlo vést k nadhodnocení levostrannosti průměrné direkciónální asymetrie. Průměrná direkciónální asymetrie iEMG a maxEMG pouze částečně reflektuje předpokládané symetrické rozložení sil luku mezi horní končetiny. Přesto, na základě výsledků našeho modelu lze vyvodit, že lukostřelba mohla zvýšit robusticitu levé pažní kosti v mezolitu (pozorované ve studii Sládek et al., 2016b).

Aktivita jednotlivých svalů vykazuje diskrétní direkciónální asymetrii v iEMG a maxEMG. Zejména sval *m. triceps brachii* je výrazně aktivní na levé paži. Sval *m. triceps brachii* má vysoký potenciál produkce síly. Zároveň sval *m. triceps brachii* dosahuje vysoké hodnoty svalové aktivity (% maximální izometrické kontrakce svalu). Vysoký potenciál produkce síly a vysoká aktivita svalu *m. triceps brachii*, společně s výraznou levostrannou aktivitou svalu, se nabízí jako vysvětlení zvýšené mechanické robusticity levé pažní kosti pozorované v mezolitu.

Křivka průměrné direkciónální asymetrie v průběhu nátahu luku neudrží vždy diskrétní direkciónální asymetrii. V průběhu nátahu luku změnil *m. deltoideus p. clavicularis* direkciónální asymetrii svalové aktivity z pravostranné na levostrannou. Další části *m. deltoideus* (*p. acromialis* a *p. spinalis*) vykazují levostrannou direkciónální asymetrii, ale ke konci nátahu luku se aktivita pravého a levého svalu stává symetrickou (kromě *m. deltoideus p. acromialis* u luku 26 lb).

Síla luku má vliv na direkciónální asymetrii svalové aktivity. Vliv síly luku se projevil v direkciónální asymetrii svalové aktivity u slabého luku (26 lb) v porovnání se silnějšími luky (40 lb a 62 lb). Síla luku může ovlivnit střelcovu volbu techniky nátahu luku. Technika střelby má vliv na direkciónální asymetrii svalové aktivity. Specifická technika nátahu silných luků vede ke snížení pravostranné direkciónální asymetrie *m. biceps brachii*. Specifická technika nátahu silných luků by vedla k vyšší levostranné průměrné direkciónální asymetrii aktivity svalů. Silnější technika nátahu luku mohla být v minulosti v určitých situacích používána pro maximalizaci síly luku.

12. Seznam literatury

- Allely, S., Baker, T., Hamm, J., Comstock, P., & Gardner, S. (1992). *The Traditional Bowyer's Bible*. (J. Hamm, Ed.) (1st ed.). The Lyons Press.
- Allen, D. W., & Leeson, P. T. (2015). Institutionally constrained technology adoption: Resolving the longbow puzzle. *The Journal of Law and Economics*, 58(3), 683–715.
- Arsenault, A. B., Winter, D. A., & Marteniuk, R. G. (1986). Is there a “normal” profile of EMG activity in gait? *Medical & Biological Engineering & Computing*, 24(4), 337–343.
- Auerbach, B. M., & Ruff, C. B. (2006). Limb bone bilateral asymmetry: Variability and commonality among modern humans. *Journal of Human Evolution*, 50(2), 203–218.
- Axford, R. (2015). *Archery Anatomy: An introduction to techniques for improved performance*. Souvenir Press.
- Bao, S., Mathiassen, S. E., & Winkel, J. (1995). Normalizing upper trapezius EMG amplitude: Comparison of different procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4), 251–257.
- Barton, R. N. E., & Bergman, C. A. (1982). Hunters at Hengistbury: Some evidence from experimental archaeology. *World Archaeology*, 14(2), 237–248.
- Bartram, L. E. (1997). A comparison of Kua (Botswana) and Hadza (Tanzania) bow and arrow hunting. In H. Knecht (Ed.), *Projectile Technology* (pp. 321–343). Springer, Boston, MA.
- Bergman, C. A. (1993). The Development of the Bow in Western Europe: A Technological and Functional Perspective. *Archeological Papers of the American Anthropological Association*, 4(1), 95–105.
- Berthaume, M. A. (2014). *Were Neandertal humeri adapted for spear thrusting or throwing? A finite element study*. University of Massachusetts Amherst.
- Binford, L. R. (1968). Post-Pleistocene adaptations. In S. R. Binford (Ed.), *New perspectives in archaeology* (pp. 313–341). Chicago: Aldine Publishing Co.
- Boettcher, C. E., Ginn, K. A., & Cathers, I. (2008). Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(12), 1591–1597.
- Bridges, P. (1989). Changes in activities with the shift to agriculture in the southeastern United States. *Current Anthropology*, 30(3), 385–394.
- Burden, A. (2008). Surface electromyography. In C. J. Payton & R. M. Bartlett (Eds.), *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise* (pp. 77–103). Routledge.

- Cattelain, P. (1997). Hunting during the Upper Paleolithic: bow, spearthrower, or both? In H. Knecht (Ed.), *Projectile Technology* (pp. 213–240). Springer, Boston, MA.
- Cavanagh, T., Berbesque, J. C., Wood, B., & Marlowe, F. (2016). Hadza handedness: Lateralized behaviors in a contemporary hunter – gatherer population. *Evolution and Human Behavior*, 37(3), 202–209.
- Churchill, S. E. (1993). Weapon technology, prey size selection, and hunting methods in modern hunter-gatherers: implications for hunting in the Palaeolithic and Mesolithic. *Archaeological Papers of the American Anthropological Association*, 4(1), 11–24.
- Churchill, S. E., & Rhodes, J. A. (2009). The evolution of the human capacity for killing at a distance: the human fossil evidence for the evolution of projectile weaponry. In *The Evolution of Hominin Diets* (pp. 201–210). Springer, Dordrecht.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I* (3rd ed.). Praha: Grada Publishing.
- D’Errico, F., Backwell, L., Villa, P., Degano, I., Lucejko, J. J., Bamford, M. K., ... Beaumont, P. B. (2012). Early evidence of San material culture represented by organic artifacts from Border Cave, South Africa. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 109(33), 13214–13219.
- Davidson, D. S. (1936). The spearthrower in Australia. *Proceedings of the American Philosophical Society*, 76(4), 445–483.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.
- Ertan, H., Kentel, B., Tümer, S. T., & Korkusuz, F. (2003). Activation patterns in forearm muscles during archery shooting. *Human Movement Science*, 22(1), 37–45.
- Ertan, Hayri. (2009). Muscular activation patterns of the bow arm in recurve archery, 12(3), 357–360.
- Farina, D., Cescon, C., & Merletti, R. (2002). Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biological Cybernetics*, 86(June), 445–456.
- Flannery, K. V. (1969). Origins and ecological effects of early domestication in Iran and the Near East. In P. J. Ucko & G. W. Dimbleby (Eds.), *The Domestication and Exploitation of Plants and Animals* (pp. 73–100). Chicago: Aldine Publishing Co.
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Abel, M. F. (2005). Repeatability of surface EMG during gait in children Kevin. *Gait & Posture*, 22(4), 346–350.
- Greaves, R. D. (1997). Hunting and multifunctional use of bows and arrows. In H. Knecht (Ed.), *Projectile Technology* (pp. 287–320). Springer, Boston, MA.

- Guilaine, J., & Zammit, J. (2005). *The origins of war: violence in prehistory*. John Wiley & Sons.
- Häkkinen, K., Komi, P. V., Alén, M., & Kauhanen, H. (1987). EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(4), 419–427.
- Hawkey, D. E., & Merbs, C. F. (1995). Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *International Journal of Osteoarchaeology*, 5(4), 324–338.
- Henderson, C. Y., & Alves Cardoso, F. (2013). Special issue enthesal changes and occupation: technical and theoretical advances and their applications. *International Journal of Osteoarchaeology*, 23(2), 127–134.
- Hermens, H. J., & Freriks, B. (2020). Surface EMG for non-Invasive assesment of muscles. Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- Hershler, C., & Milner, M. (1978). An optimality criterion for processing electromyographic (EMG) signals relating to human locomotion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (5), 413–420.
- Hof, A. L. (1984). EMG and muscle force: An introduction. *Human Movement Science*, 3(1–2), 119–153.
- Holt, B., Whittey, E., Niskanen, M., Sládek, V., Berner, M., & Ruff, C. B. (2018). Temporal and geographic variation in robusticity: Upper paleolithic to the twentieth century. In C. B. Ruff (Ed.), *Skeletal Variation and Adaptation in Europeans* (pp. 91–132). New York: Wiley-Blackwell.
- Hug, F., Drouet, J. M., Champoux, Y., Couturier, A., & Dorel, S. (2008). Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists Franc. *European Journal of Applied Physiology*, 104(4), 667–678.
- Hug, F., Tucker, K., Gennisson, J. L., Tanter, M., & Nordez, A. (2015). Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 43(3), 125–133.
- Hug, F., Turpin, N. A., Guével, A., & Dorel, S. (2010). Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1727–1736.
- Hughes, S. S. (1998). Getting to the point: Evolutionary change in prehistoric weaponry. *Journal of Archaeological Method and Theory*, 5(4), 345–408.
- Jammes, Y., Arbogast, S., Faucher, M., Montmayeur, A., Tagliarini, F., & Robinet, C. (2001).

- Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. *Clinical Physiology*, 21(5), 556–560.
- Joseph, S. H., & Stewart, S. (1996). Mechanics of the modern target archery bow and arrow. In Haake (Ed.), *The engineering of sport* (pp. 205–210). Rotterdam: Balkema.
- König, N., Reschke, A., Wolter, M., Müller, S., Mayer, F., & Baur, H. (2013). Plantar pressure trigger for reliable nerve stimulus application during dynamic H-reflex measurements. *Gait and Posture*, 37(4), 637–639.
- Konrad, P. (2006). *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon U.S.A., Inc.
- Langenderfer, J., Jerabek, S. A., Thangamani, V. B., Kuhn, J. E., & Hughes, R. E. (2004). Musculoskeletal parameters of muscles crossing the shoulder and elbow and the effect of sarcomere length sample size on estimation of optimal muscle length. *Clinical Biomechanics*, 19(7), 664–670.
- Larven, J., Park, J., & Larven, J. (2007). Shooting techniques biomechanics. Archery Australia Inc.
- Leduc, C. (2014). New mesolithic hunting evidence from bone injuries at Danish Maglemosian sites: Lundby Mose and Mullerup (Sjælland). *International Journal of Osteoarchaeology*, 24(4), 476–491.
- Lombard, M., & Phillipson, L. (2010). Indications of bow and stone-tipped arrow use 64 000 years ago in KwaZulu-Natal, South Africa. *Antiquity*, 84(325), 635–648.
- Longman, D. P., Wells, J. C. K., & Stock, J. T. (2020). Human athletic paleobiology; using sport as a model to investigate human evolutionary adaptation. *American Journal of Physical Anthropology*, 171(S70), 42–59.
- Lu, T. W., Taylor, S. J. G., O'Connor, J. J., & Walker, P. S. (1997). Influence of muscle activity on the forces in the femur: An in vivo study. *Journal of Biomechanics*, 30(11–12), 1101–1106.
- Manly, B. F. J. (2006). The bootstrap. In B. F. J. Manly (Ed.), *Randomization, bootstrap and Monte Carlo methods in biology* (3rd ed., pp. 41–79). CRC press.
- Marlowe, F. W. (2005). Hunter-gatherers and human evolution. *Evolutionary Anthropology*, 14(2), 54–67.
- Marlowe, F. W. (2010). *The Hadza: hunter-gatherers of Tanzania*. (F. W. Marlowe, Ed.) (3rd ed.). University of California Press.
- Martens, J., Figueiredo, P., & Daly, D. (2015). Electromyography in the four competitive swimming strokes: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*,

25(2), 273–291.

- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. I. (2010a). Neural control of human movement. In *Exercise physiology: nutrition, energy and human performance* (7th ed., pp. 376–393). Lippincott Williams & Wilkins.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. I. (2010b). Skeletal muscle: Structure and function. In *Exercise physiology: nutrition, energy and human performance* (7th ed., pp. 353–374). Lippincott Williams & Wilkins.
- McEwen, E., Miller, R. L., & Bergman, C. A. (1991). Early bow design and construction. *Scientific American*, 264(6), 50–56.
- Meyer, H. O. (2015). Applications of Physics to Archery. *Popular Physics*.
- Mogk, J. P. M., & Keir, P. J. (2003). Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 63–71.
- Molnar, P. (2006). Tracing prehistoric activities: Musculoskeletal stress marker analysis of a stone-age population on the Island of Gotland in the Baltic Sea. *American Journal of Physical Anthropology*, 129(1), 12–23.
- Morris, A. D., Kemp, G. J., Lees, A., & Frostick, S. P. (1998). A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5), 317–322.
- Nash, G. (2005). Assessing rank and warfare-strategy in prehistoric hunter-gatherer society: a study of representational warrior figures in rock-art from the Spanish Levant, southeastern Spain. *Warfare, Violence and Slavery in Prehistory. BAR International Series 1374*, 75–86.
- Nishizono, H., Shibayama, H. I., Izuta, T., & Saito, K. (1987). Analysis of archery shooting techniques by means of electromyography. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, pp. 364–372).
- Noe-Nygaard, N. (1974). Mesolithic hunting in Denmark illustrated by bone injuries caused by human weapons. *Journal of Archaeological Science*, 1(3), 217–248.
- Pandya, V. (2016). When hunters gather but do not hunt, playing with the State in the forest: Jarawa children's changing world. In H. Terashima & B. S. Hewlett (Eds.), *Social Learning and Innovation in Contemporary Hunter-Gatherers* (pp. 187–199). Tokyo: Springer.
- Parcell, A. C., Sawyer, R. D., Tricoli, V. A., & Chinevere, T. D. (2002). Minimum rest period

- for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 1018–1022.
- Park, S. yeon, & Yoo, W. gyu. (2013). Comparison of exercises inducing maximum voluntary isometric contraction for the latissimus dorsi using surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5), 1106–1110.
- Pearson, O. M., & Lieberman, D. E. (2004). The aging of Wolff's "law": Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *American Journal of Physical Anthropology*, 125(S39), 63–99.
- Piqué, R., Palomo, A., Terradas, X., Tarrús, J., Buxó, R., Bosch, À., ... Saña, M. (2015). Characterizing prehistoric archery: Technical and functional analyses of the Neolithic bows from La Draga (NE Iberian Peninsula). *Journal of Archaeological Science*, 55(March), 166–173.
- Platt, D. E., Haber, M., Dagher-Kharrat, M. B., Douaihy, B., Khazen, G., Ashrafian Bonab, M., ... Zalloua, P. A. (2017). Mapping Post-Glacial expansions: The peopling of southwest Asia. *Scientific Reports*, 7(June), 1–10.
- Pontzer, H., Raichlen, D. A., Basdeo, T., Harris, J. A., Mabulla, A. Z. P., & Wood, B. M. (2017). Mechanics of archery among Hadza hunter-gatherers. *Journal of Archaeological Science: Reports*, 16, 57–64.
- Raichlen, D. A., Pontzer, H., Zderic, T. W., Harris, J. A., Mabulla, A. Z. P., Hamilton, M. T., & Wood, B. M. (2020). Sitting, squatting, and the evolutionary biology of human inactivity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 117(13), 7115–7121.
- Rainoldi, A., Bullock-Saxton, J. E., Cavarretta, F., & Hogan, N. (2001). Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(6), 425–438.
- Raymond, M., Pontier, D., Dufour, A., & Moller, P. A. (1996). Frequency-dependent maintenance of left handedness in humans. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 263(1377), 1627–1633.
- Rhodes, J. A., & Knüsel, C. J. (2005). Activity-related skeletal change in medieval humeri: Cross-sectional and architectural alterations. *American Journal of Physical Anthropology*, 128(3), 536–546.
- Riede, F. (2009). The loss and re-Introduction of bow and arrow technology: A case study from the northern European Late Paleolithic. *Lithic Technology*, 34(1), 27–45.

- Roberts, T. J., & Gabaldón, A. M. (2008). Interpreting muscle function from EMG: Lessons learned from direct measurements of muscle force. *Integrative and Comparative Biology*, 48(2), 312–320.
- Ruff, C. B. (2019). Biomechanical analyses of archaeological human skeletons. In M. A. Katzenberg & A. L. Grauer (Eds.), *Biological Anthropology of the Human Skeleton* (3rd ed., pp. 183–206).
- Ruff, C. B., Holt, B., Niskanen, M., Sládek, V., Berner, M., Garofalo, E., ... Whittey, E. (2015). Gradual decline in mobility with the adoption of food production in Europe. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 112(23), 7147–7152.
- Ruff, C. B., Trinkaus, E., Walker, A., & Larsen, C. S. (1993). Postcranial robusticity in Homo. I: Temporal trends and mechanical interpretation. *American Journal of Physical Anthropology*, 91(1), 21–53.
- *Rust, A. (1943). Die alt-und mittelsteinzeitlichen Funde von Stellmoor. *Deutsches Archäologisches Institut*. (*sekundární citace, citováno podle Cattelain, 1997)
- Ryd, Y. (2013). Wild reindeer and Saami hunting with bow and arrow. *Journal of Glacial Archaeology*, 1, 11–24.
- Schmitt, D., & Hylander, W. (2003). Experimental evidence concerning spear use in Neandertals and Early Modern Humans. *Journal of Archaeological Science*, 30(1), 103–114.
- Shaw, C. N., Hofmann, C. L., Petraglia, M. D., Stock, J. T., & Gottschall, J. S. (2012). Neandertal humeri may reflect adaptation to scraping tasks, but not spear thrusting. *PLoS ONE*, 7(7), 1–8.
- Shaw, C. N., & Stock, J. T. (2009). Habitual throwing and swimming correspond with upper limb diaphyseal strength and shape in modern human athletes. *American Journal of Physical Anthropology*, 140(1), 160–172.
- Skedros, J. G., Sorenson, S. M., Hunt, K. J., & Holyoak, J. D. (2007). Ontogenetic structural and material variations in ovine calcanei: A model for interpreting bone adaptation. *Anatomical Record*, 290(3), 284–300.
- Sládek, V., Berner, M., Holt, B., Niskanen, M., & Ruff, C. B. (2018). Past human manipulative behavior in the European Holocene as assessed through humeral asymmetry. In C. B. Ruff (Ed.), *Skeletal Variation and Adaptation in Europeans*. (pp. 163–208). New York: Wiley-Blackwell.
- Sládek, V., Berner, M., & Sailer, R. (2006). Mobility in Central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: tibial cross-sectional geometry. *Journal of Archaeological Science*,

- 33(4), 470–482.
- Sládek, V., Hora, M., Farkašová, K., & Rocek, T. R. (2016a). Impact of grinding technology on bilateral asymmetry in muscle activity of the upper limb. *Journal of Archaeological Science*, 72, 142–156.
- Sládek, V., Ruff, C. B., 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. *Journal of Human Evolution*, 92, 37–49.
- Solomonow, M., Baratta, R., Bernardi, M., Zhou, B., Lu, Y., Zhu, M., & Acierno, S. (1994). Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(3), 131–142.
- Sonnenfeld, J. (1960). Changes in an eskimo hunting technology, an introduction to implement geography. *Annals of the Association of American Geographers*, 50(2), 172–186.
- Stiner, M. C. (2001). Thirty years on the “Broad Spectrum Revolution” and paleolithic demography. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 98(13), 6993–6996.
- Stirling, W. M. (1960). The use of the Atlatl on lake Patzcuaro Michoacan. *SMITHSONIAN INSTITUTION Bureau of American Ethnology, Bulletin 1*(59).
- Straus, L. G. (1987). Hunting in Late Upper Paleolithic Western Europe. In M. H. Nitecki & D. V. Nitecki (Eds.), *The evolution of human hunting* (pp. 147–176). Springer, Boston, MA.
- Straus, L. G. (1993). Upper Paleolithic hunting tactics and weapons in Western Europe. *Archeological Papers of the American Anthropological Association*, 4(1), 83–93.
- Straus, L. G. (1995). The Upper Paleolithic of Europe: An overview. *Evolutionary Anthropology: Issues, News, and Reviews*, 4(1), 4–16.
- Straus, L. G. (2016). Humans confront the Last Glacial Maximum in Western Europe: Reflections on the Solutrean weaponry phenomenon in the broader contexts of technological change and cultural adaptation. *Quaternary International*, 425, 62–68.
- Struška, M. (2018). *Rekonstrukce vlivu mletí obilí na svalovou aktivitu horní končetiny*. Univerzita Karlova.
- Tihanyi, B., Bereczki, Z., Molnár, E., Berthon, W., Révész, L., Dutour, O., & Pálfi, G. (2015). Investigation of Hungarian Conquest Period (10th c. AD) archery on the basis of activity-induced stress markers on the skeleton - preliminary results. *Acta Biologica Szegediensis*, 59(1), 65–77.
- Trinkaus, E., Churchill, S. E., & Ruff, C. B. (1994). Postcranial robusticity in Homo. II:

- Humeral bilateral asymmetry and bone plasticity. *American Journal of Physical Anthropology*, 93(1), 1–34.
- Walde, D. (2013). The bow and cultural complexity of the Canadian Plains. *Evolutionary Anthropology*, 22(3), 139–144.
- Wochatz, M., Rabe, S., Wolter, M., Engel, T., Mueller, S., & Mayer, F. (2017). Reproducibility of scapular muscle activity in isokinetic shoulder flexion and extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 34(June), 86–92.
- Yang, J. F., & Winter, D. A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(9), 517–521.
- Zwarts, M. J., & Stegeman, D. F. (2003). Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility. *Muscle and Nerve*, 28(1), 1–17.

13. Přílohy

13.1. Tabulky

Tabulka 1. Síla luku u současných lovců-sběračů, v experimentálních studiích a u současných sportovních lukostřelců.

Studie	Cattelain (1997)	Barton et al. (1982)	Pontzer et al. (2017)	Axford (2015)	Bergman (1993)
Síla luku (lb)	30–50	40	32–122	40	70–90

Cattelain (1997) síla různých luků používaných u subsistenčních populací k lovu. Barton et al. (1982) používá 40 lb silný luk při experimentální archeologické studii. Pontzer et al. (2017) měří sílu luků Hadzů. Axford (2015) uvádí běžnou sílu současných sportovních luků. Bergman (1993) komentuje, že mezolitické luky byly podle archeologických nálezů silné kolem rozsahu 70-90 lb.

Tabulka 2. Hodnoty průměrné TRV iEMG (6 jedinců) jednotlivých svalů u luků použitých ve studii.

	TRV iEMG (%)		
	26 lb	40 lb	62 lb
<i>m. biceps brachii P</i>	16,8	17,9	20,5
<i>m. biceps brachii L</i>	25,3	22,9	25,1
<i>m. latissimus dorsi P</i>	48,1	38,9	23,4
<i>m. latissimus dorsi L</i>	46,6	39,0	33,2
<i>m. triceps brachii c. laterale P</i>	58,9	50,9	63,1
<i>m. triceps brachii c. laterale L</i>	46,6	36,8	33,3
<i>m. triceps brachii c. longum P</i>	24,3	28,6	30,0
<i>m. triceps brachii c. longum L</i>	18,5	29,6	20,3
<i>m. infraspinatus P</i>	36,8	57,5	40,9
<i>m. infraspinatus L</i>	38,2	29,1	27,5
<i>m. deltoideus p. clavicularis P</i>	29,3	36,2	50,1
<i>m. deltoideus p. clavicularis L</i>	51,8	48,1	42,7
<i>m. deltoideus p. acromialis P</i>	35,3	53,4	41,0
<i>m. deltoideus p. acromialis L</i>	15,9	25,1	41,0
<i>m. deltoideus p. spinalis P</i>	33,6	32,0	23,8
<i>m. deltoideus p. spinalis L</i>	28,8	21,8	23,7

Průměrné TRV iEMG (%) = průměrný procentuální rozdíl mezi prvním a druhým měřením.

Tabulka 3. Hodnoty průměrné TRV maxEMG (6 jedinců) jednotlivých svalů u luků použitých ve studii.

	TRV maxEMG (%)		
	26 lb	40 lb	62 lb
<i>m. biceps brachii P</i>	49,9	49,4	42,1
<i>m. biceps brachii L</i>	58,5	58,6	51,4
<i>m. latissimus dorsi P</i>	61,1	68,7	50,2
<i>m. latissimus dorsi L</i>	69,4	78,9	67,5
<i>m. triceps brachii c. laterale P</i>	68,1	49,8	67,4
<i>m. triceps brachii c. laterale L</i>	41,5	58,5	48,7
<i>m. triceps brachii c. longum P</i>	31,2	19,8	26,9
<i>m. triceps brachii c. longum L</i>	50,8	52,4	38,9
<i>m. infraspinatus P</i>	39,6	64,4	51,0
<i>m. infraspinatus L</i>	51,1	50,8	38,6
<i>m. deltoideus p. clavicularis P</i>	37,6	24,4	45,5
<i>m. deltoideus p. clavicularis L</i>	77,7	63,6	76,3
<i>m. deltoideus p. acromialis P</i>	51,8	65,7	60,2
<i>m. deltoideus p. acromialis L</i>	41,7	42,7	39,5
<i>m. deltoideus p. spinalis P</i>	58,5	49,2	41,7
<i>m. deltoideus p. spinalis L</i>	40,6	45,8	39,1

Průměrné TRV maxEMG (%) = průměrný procentuální rozdíl mezi prvním a druhým měřením.

Tabulka 4. Porovnání aktivity svalů u jednoho konkrétního nátahu luku s průměrnou svalovou aktivitou při nátahu luku.

	P iEMG (%)	L iEMG (%)	P maxEMG (%)	L maxEMG (%)
<i>m. biceps brachii</i>	5,1	6,7	13,4	13,3
<i>m. latissimus dorsi</i>	6,4	8,4	13,1	14,1
<i>m. triceps brachii c. laterale</i>	8,1	6,9	8,7	8,4
<i>m. triceps brachii c. longum</i>	8,6	6,7	10,0	7,5
<i>m. infraspinatus</i>	4,4	5,2	11,1	11,7
<i>m. deltoideus p. clavicularis</i>	5,4	5,0	12,1	11,1
<i>m. deltoideus p. acromialis</i>	4,8	4,5	7,8	8,1
<i>m. deltoideus p. spinalis</i>	5,5	4,2	8,6	8,2

P iEMG (%) = procentuální rozdíl naměření v iEMG u pravého svalu, L iEMG (%) = procentuální rozdíl naměření v iEMG u levého svalu,

P maxEMG (%) = procentuální rozdíl naměření v maxEMG u pravého svalu, L maxEMG (%) = procentuální rozdíl naměření v maxEMG u levého svalu.

Tabulka 5. Průměrná direkcionální asymetrie aktivity jednotlivých svalů (iEMG) u jednotlivých luků.

	Síla luku (lb)	% DA iEMG	Konfidenční interval (95%)	N
<i>m. biceps brachii</i>	26	107,1	81,1–133,2	20
	40	114,3	91,3–137,4	20
	62	123,2	101,7–144,6	20
<i>m. latissimus dorsi</i>	26	31,0	1,9–60,1	20
	40	17,3	-9,3–43,8	20
	62	14,6	-11,9–41,1	20
<i>m. triceps brachii c. laterale</i>	26	-73,2	-108,0–(-38,3)	20
	40	-69,0	-104,3–(-33,7)	20
	62	-70,4	-105,9–(-34,9)	20
<i>m. triceps brachii c. longum</i>	26	-111,0	-138,1–(-83,9)	20
	40	-115,3	-144,3–(-86,3)	20
	62	-110,6	-140,1–(-81,1)	20
<i>m. infraspinatus</i>	26	-33,2	-54,6–(-11,9)	20
	40	-33,9	-59,6–(-8,3)	20
	62	-39,2	-65,6–(-12,8)	20
<i>m. deltoideus p. clavicularis</i>	26	31,3	2,9–59,7	20
	40	17,6	-13,4–48,7	20
	62	5,4	-23,3–34,0	20
<i>m. deltoideus p. acromialis</i>	26	-40,5	-64,6–(-16,4)	20
	40	-17,7	-40,0–4,5	20
	62	-20,7	-42,2–0,9	20
<i>m. deltoideus p. spinalis</i>	26	-5,5	-18,5–7,5	20
	40	-1,8	-13,4–9,8	20
	62	-6,9	-19,1–5,2	20

% DA iEMG = průměrná procentuální direkcionální asymetrie iEMG jednotlivých svalů pro luk každé síly.

Tabulka 6. Signifikance rozdílů direkcionální asymetrie iEMG jednotlivých svalů mezi luky odlišných sil.

	p-hodnota 26 lb vs 40 lb	p-hodnota 26 lb vs 62 lb	p-hodnota 40 lb vs 62 lb
<i>m. biceps brachii</i>	0,17	0,00*	0,09
<i>m. latissimus dorsi</i>	0,01*	0,00*	0,61
<i>m. triceps brachii c. laterale</i>	0,43	0,59	0,79
<i>m. triceps brachii c. longum</i>	0,41	0,93	0,37
<i>m. infraspinatus</i>	0,89	0,26	0,32
<i>m. deltoideus p. clavicularis</i>	0,01*	0,00*	0,02*
<i>m. deltoideus p. acromialis</i>	0,00*	0,00*	0,58
<i>m. deltoideus p. spinalis</i>	0,48	0,78	0,33

* = $p > 0,05$

Tabulka 7. Odlišnost průměrné direkcionalní asymetrie iEMG mezi luky.

Luk	Průměr DA	Konfidenční interval (95 %)	Síla luku (lb)	DA	DA_PCSA
				p-hodnota	p-hodnota
26 lb	-11,7	-45,5 až 22,0	26 vs 40	0,99	0,92
40 lb	-11,1	-43,7 až 21,5	40 vs 62	0,97	0,87
62 lb	-13,1	-44,9 až 18,7	26 vs 62	0,98	0,80

* = $p > 0,05$, DA = průměrná direkcionalní asymetrie, DA_PCSA = průměrná direkcionalní asymetrie vypočítána z adjustované direkcionalní asymetrie svalů na plochy transverzálních průřezů. N = 20.

Tabulka 8. Inter-individuální aktivita nátahu luku v iEMG. Vyšší hodnota značí vyšší inter-individuální variabilitu aktivity svalu.

	iEMG 26 lb (%)	iEMG 40 lb (%)	iEMG 62 lb (%)
<i>m. biceps brachii P</i>	72,1	71,6	70,4
<i>m. biceps brachii L</i>	65,7	57,3	56,2
<i>m. latissimus dorsi P</i>	53,5	57,5	54,8
<i>m. latissimus dorsi L</i>	65,5	67,0	70,1
<i>m. triceps brachii c. laterale P</i>	77,4	67,3	69,4
<i>m. triceps brachii c. laterale L</i>	56,3	49,7	47,7
<i>m. triceps brachii c. longum P</i>	72,6	81,9	83,8
<i>m. triceps brachii c. longum L</i>	40,0	38,5	43,8
<i>m. infraspinatus P</i>	33,0	46,0	46,5
<i>m. infraspinatus L</i>	50,2	36,3	35,8
<i>m. deltoideus p. clavicularis P</i>	62,7	64,3	68,2
<i>m. deltoideus p. clavicularis L</i>	61,9	65,3	65,4
<i>m. deltoideus p. acromialis P</i>	61,6	63,8	66,1
<i>m. deltoideus p. acromialis L</i>	39,6	38,6	37,4
<i>m. deltoideus p. spinalis P</i>	39,7	31,3	31,5
<i>m. deltoideus p. spinalis L</i>	50,4	42,3	40,9

iEMG 26 lb (%) = procentuální rozdíl svalové aktivity (iEMG) daného svalu při nátahu luku 26 lb, iEMG 40 lb (%) = procentuální rozdíl svalové aktivity (iEMG) daného svalu při nátahu luku 40 lb, iEMG 62 lb (%) = procentuální rozdíl svalové aktivity (iEMG) daného svalu při nátahu luku 62 lb. N = 20.

Tabulka 9. Průměrná direkcionální asymetrie aktivity jednotlivých svalů (maxEMG) u jednotlivých luků.

	Síla luku (lb)	% DA maxEMG	Konfidenční interval (-95%)	N
<i>m. biceps brachii</i>	26	106,6	76,5–136,7	20
	40	114,8	83,7–146,0	20
	62	129,3	108,7–150,0	20
<i>m. latissimus dorsi</i>	26	34,5	4,2–64,9	20
	40	14,0	-13,4–41,4	20
	62	12,2	-16,0–40,5	20
<i>m. triceps brachii c. laterale</i>	26	-64,9	-102,0–(-27,9)	20
	40	-59,1	-97,1–(-21,0)	20
	62	-63,5	-101,8–(-25,3)	20
<i>m. triceps brachii c. longum</i>	26	-111,8	-140,8–(-82,8)	20
	40	-111,8	-140,7–(-83,0)	20
	62	-106,8	-136,8–(-76,8)	20
<i>m. infraspinatus</i>	26	-26,3	-52,6–0,0	20
	40	-28,3	-56,5–0,0	20
	62	-27,9	-57,4–1,7	20
<i>m. deltoideus p. clavicularis</i>	26	61,0	29,3–92,8	20
	40	47,3	15,1–79,6	20
	62	37,1	6,0–68,3	20
<i>m. deltoideus p. acromialis</i>	26	-23,4	-47,3–0,5	20
	40	-0,4	-23,8–23,0	20
	62	-3,1	-25,9–19,7	20
<i>m. deltoideus p. spinalis</i>	26	12,6	-4,7–29,9	20
	40	7,8	-6,2–21,8	20
	62	5,8	-8,5–20,1	20

% DA maxEMG = průměrná procentuální direkcionální asymetrie maxEMG jednotlivých svalů pro luk každé síly.

Tabulka 10. Signifikance rozdílů direkcionální asymetrie maxEMG jednotlivých svalů mezi luky odlišných sil.

	p-hodnota 26 lb vs 40 lb	p-hodnota 26 lb vs 62 lb	p-hodnota 40 lb vs 62 lb
<i>m. biceps brachii</i>	0,30	0,00*	0,07
<i>m. latissimus dorsi</i>	0,01*	0,00*	0,82
<i>m. triceps brachii c. laterale</i>	0,46	0,86	0,58
<i>m. triceps brachii c. longum</i>	0,99	0,53	0,53
<i>m. infraspinatus</i>	0,80	0,84	0,95
<i>m. deltoideus p. clavicularis</i>	0,08	0,00*	0,20
<i>m. deltoideus p. acromialis</i>	0,00*	0,01*	0,73
<i>m. deltoideus p. spinalis</i>	0,55	0,40	0,80

* = $p > 0,05$

Tabulka 11. Odlišnost průměrné direkciónální asymetrie svalové aktivity (maxEMG) mezi luky.

Luk	Průměr DA	Konfidenční interval (95 %)	Síla luku (lb)	DA p-hodnota	DA_PC p-hodnota
26 lb	-1,5	-38,4 až 35,5	26 vs 40	0,99	0,87
40 lb	-2,0	-35,8 až 31,9	40 vs 62	0,99	0,99
62 lb	-2,1	-36,6 až 32,4	26 vs 62	0,99	0,86

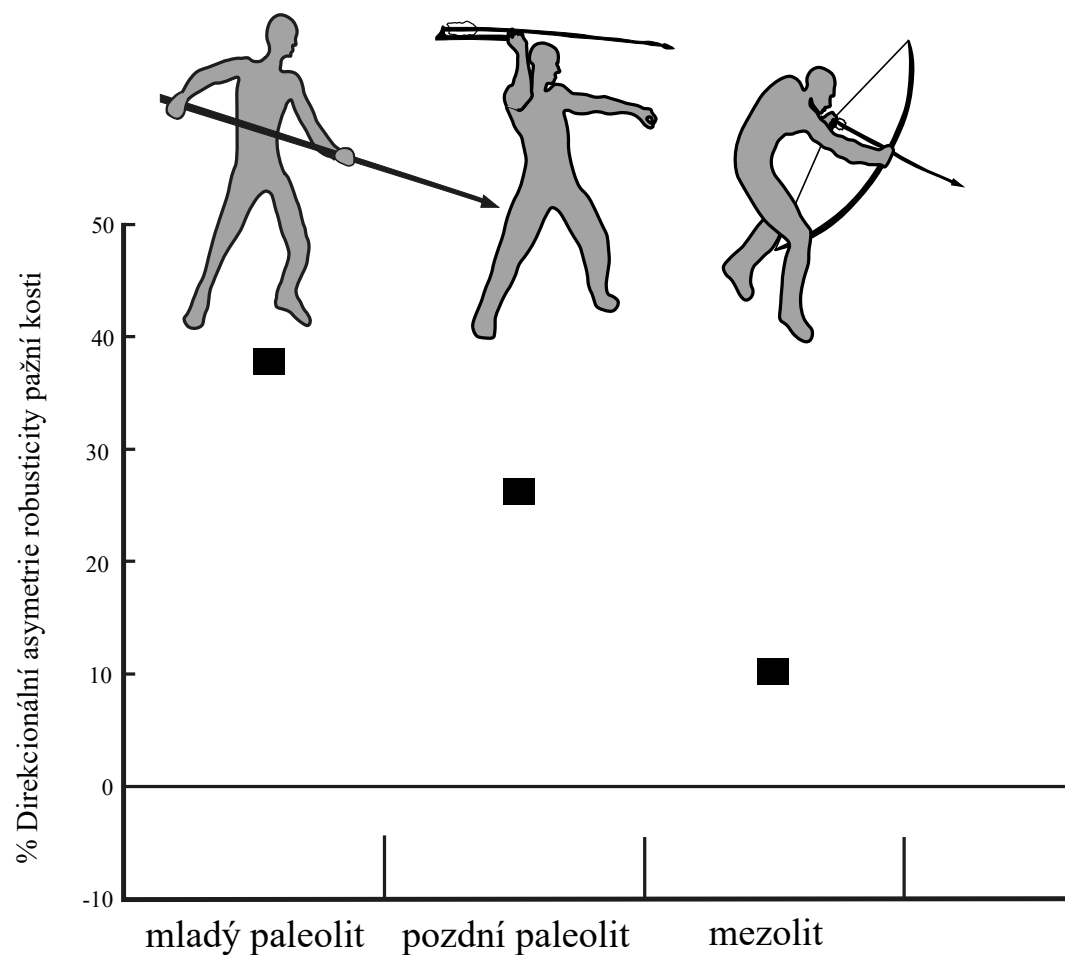
* = $p > 0,05$, DA = průměrná direkciónální asymetrie, DA_PC = průměrná direkciónální asymetrie vypočítána z adjustované direkciónální asymetrie svalů na plochy transverzálních průřezů. N = 20.

Tabulka 12. Inter-individuální aktivita nátahu luku v maxEMG. Vyšší hodnota značí vyšší inter-individuální aktivitu svalu.

	maxEMG 26 lb (%)	maxEMG 40 lb (%)	maxEMG 62 lb (%)
<i>m. biceps brachii P</i>	69,1	74,6	72,4
<i>m. biceps brachii L</i>	53,3	55,7	55,2
<i>m. latissimus dorsi P</i>	55,2	64,5	52,2
<i>m. latissimus dorsi L</i>	68,5	72,4	67,9
<i>m. triceps brachii c. laterale P</i>	89,6	70,8	71,1
<i>m. triceps brachii c. laterale L</i>	54,9	43,7	40,8
<i>m. triceps brachii c. longum P</i>	47,8	69,0	67,7
<i>m. triceps brachii c. longum L</i>	43,2	41,1	42,0
<i>m. infraspinatus P</i>	41,9	52,2	44,4
<i>m. infraspinatus L</i>	82,6	62,5	79,9
<i>m. deltoideus p. clavicularis P</i>	83,8	78,6	77,3
<i>m. deltoideus p. clavicularis L</i>	61,7	64,2	76,7
<i>m. deltoideus p. acromialis P</i>	56,5	51,9	55,1
<i>m. deltoideus p. acromialis L</i>	38,5	36,0	33,5
<i>m. deltoideus p. spinalis P</i>	43,9	31,5	33,8
<i>m. deltoideus p. spinalis L</i>	50,1	39,9	38,9

maxEMG 26 lb (%) = procentuální rozdíl svalové aktivity (maxEMG) daného svalu při nátahu luku 26 lb, maxEMG 40 lb (%) = procentuální rozdíl svalové aktivity (maxEMG) daného svalu při nátahu luku 40 lb, maxEMG 62 lb (%) = procentuální rozdíl svalové aktivity (maxEMG) daného svalu při nátahu luku 62 lb. N = 20.

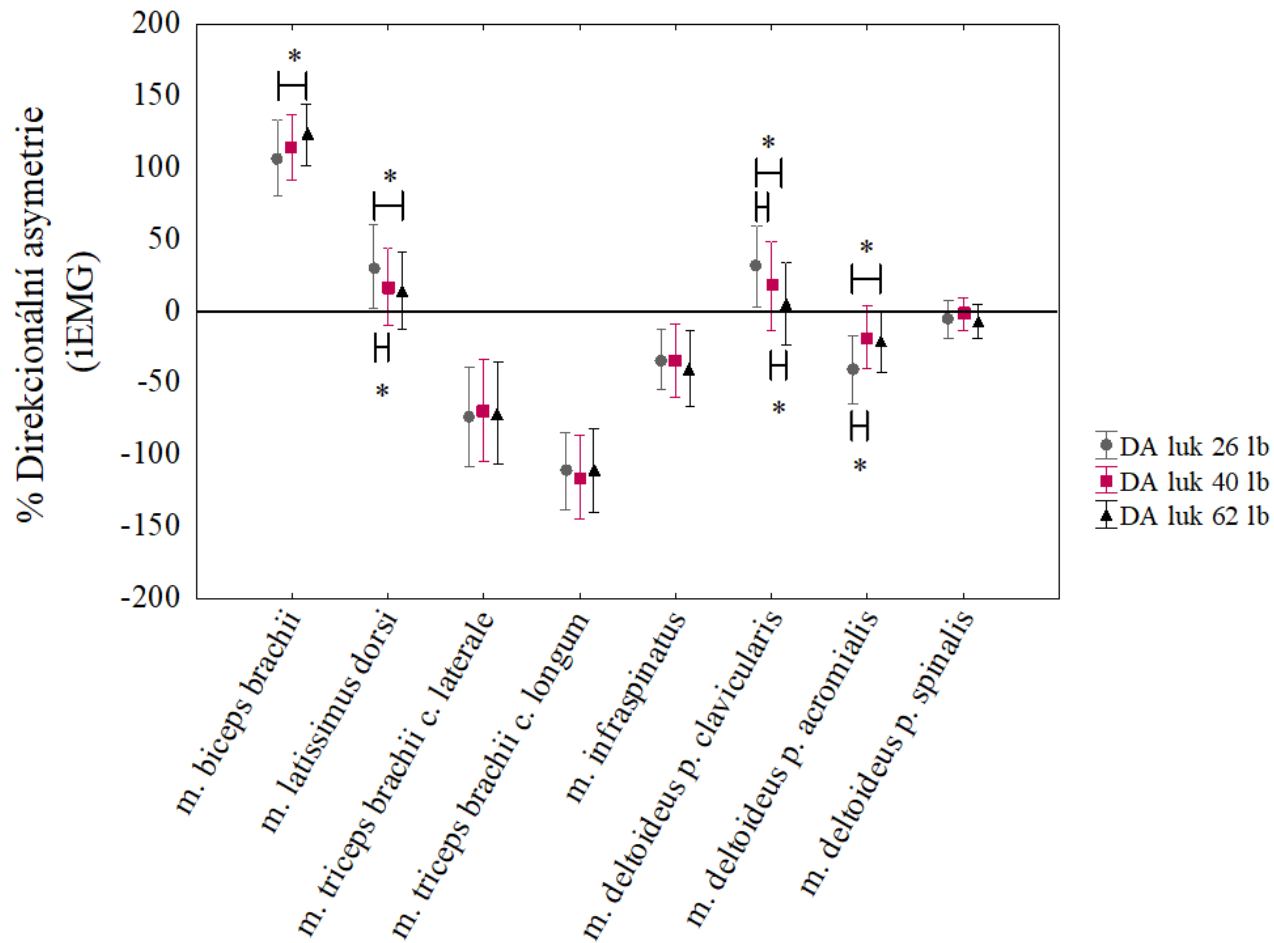
13.2. Grafy



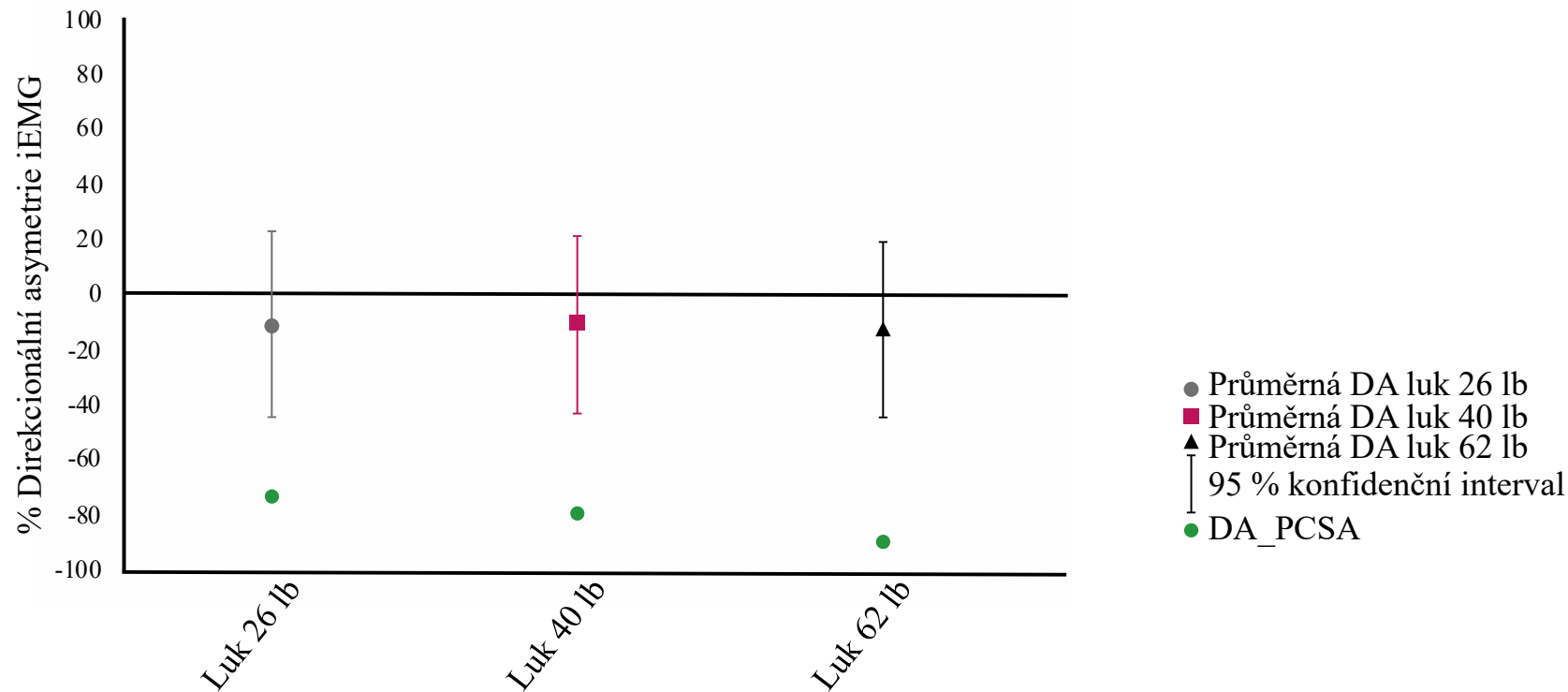
Graf 1. Direkcionální asymetrie mechanické robusticity pažních kostí a typ lovecké zbraně. Hodnoty direkcionální asymetrie a časové dělení podle Sládek et al. (2016b). % DA = 0 je úplná symetrie. Zbraňové systémy podle Bergman, 1993; Cattelain, 1997; Straus, 1987, 1993; Riede, 2009.

Mladý paleolit kopí a oštěp, možná už atl-atl. Luk se v Evropě začíná okrajově vyskytovat již v pozdním paleolitu.

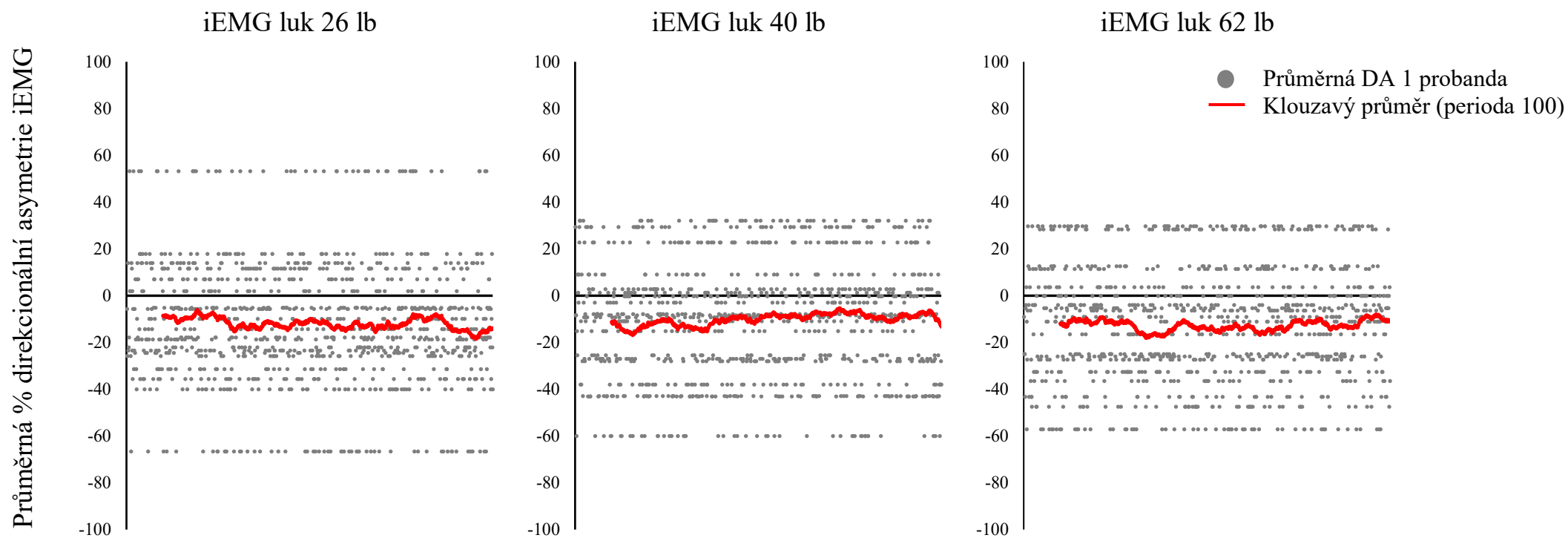
Lovec s atl-atl inspirace: ArtStation (R. Acedo).
Lovec s lukem inspirace: T. Björklund.



Graf 2. Direkcionální asymetrie iEMG svalů u luků odlišných sil. Negativní hodnota % direkcionální asymetrie = vyšší levostranná aktivita. Pozitivní hodnota % direkcionální asymetrie = vyšší pravostranná aktivita. Symetrie je, když % direkcionální asymetrie = 0. Signifikance * = $p > 0,05$. Úsečky vyznačují 95% konfidenční interval.

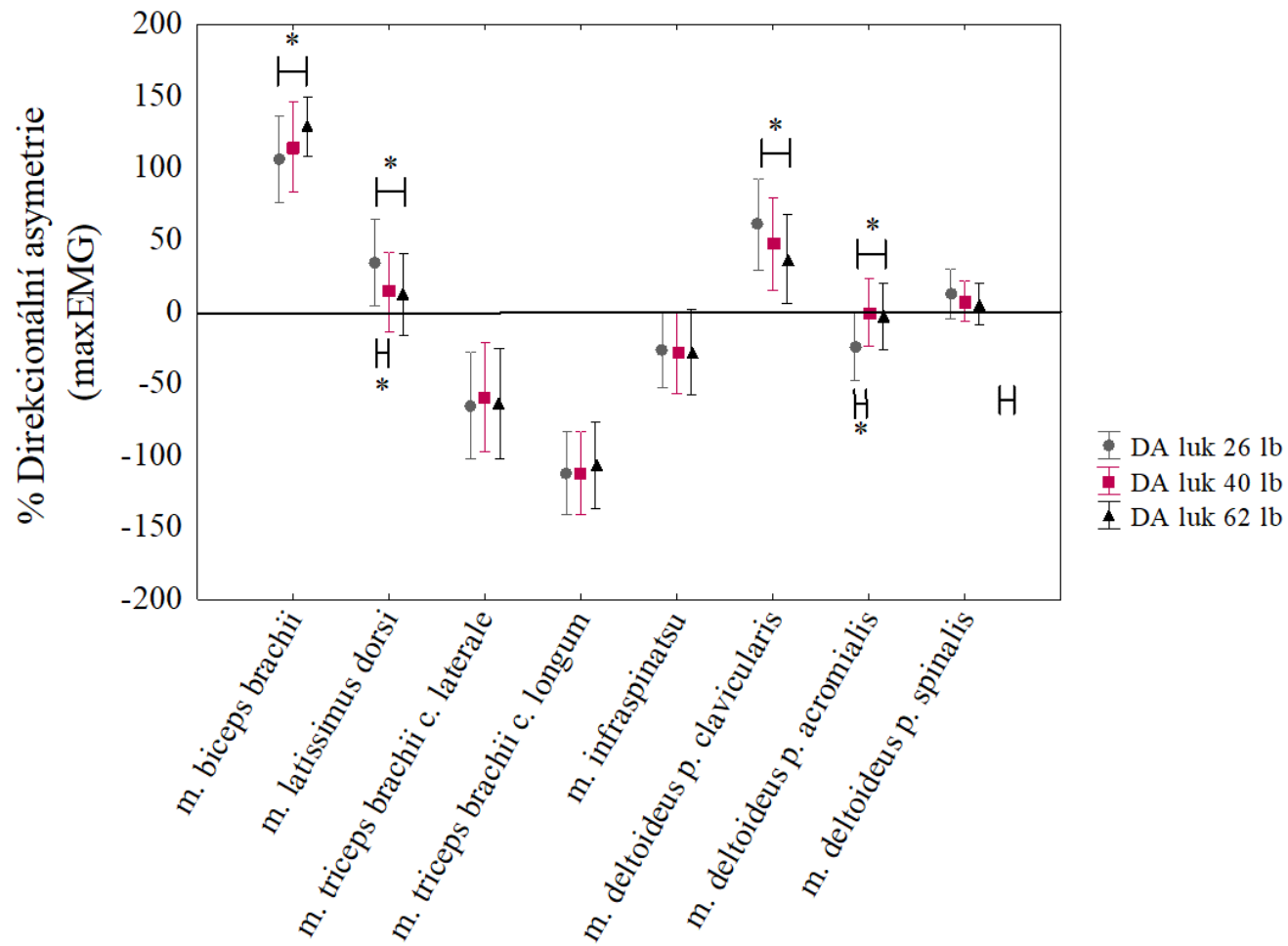


Graf 3. Průměrná direkcionalní asymetrie iEMG všech svalů pro jednotlivé luky. Negativní hodnota % direkcionalní asymetrie = vyšší levostranná aktivita. Pozitivní hodnota % direkcionalní asymetrie = vyšší pravostranná aktivita. Symetrie je, když % direkcionalní asymetrie = 0. Signifikance * = $p > 0,05$. DA = průměrná direkcionalní asymetrie svalové aktivity. DA_PCSA = průměr direkcionalní asymetrie adjustované plochou transverzálního průřezu svalem. Úsečky vymezují 95% konfidenční interval.

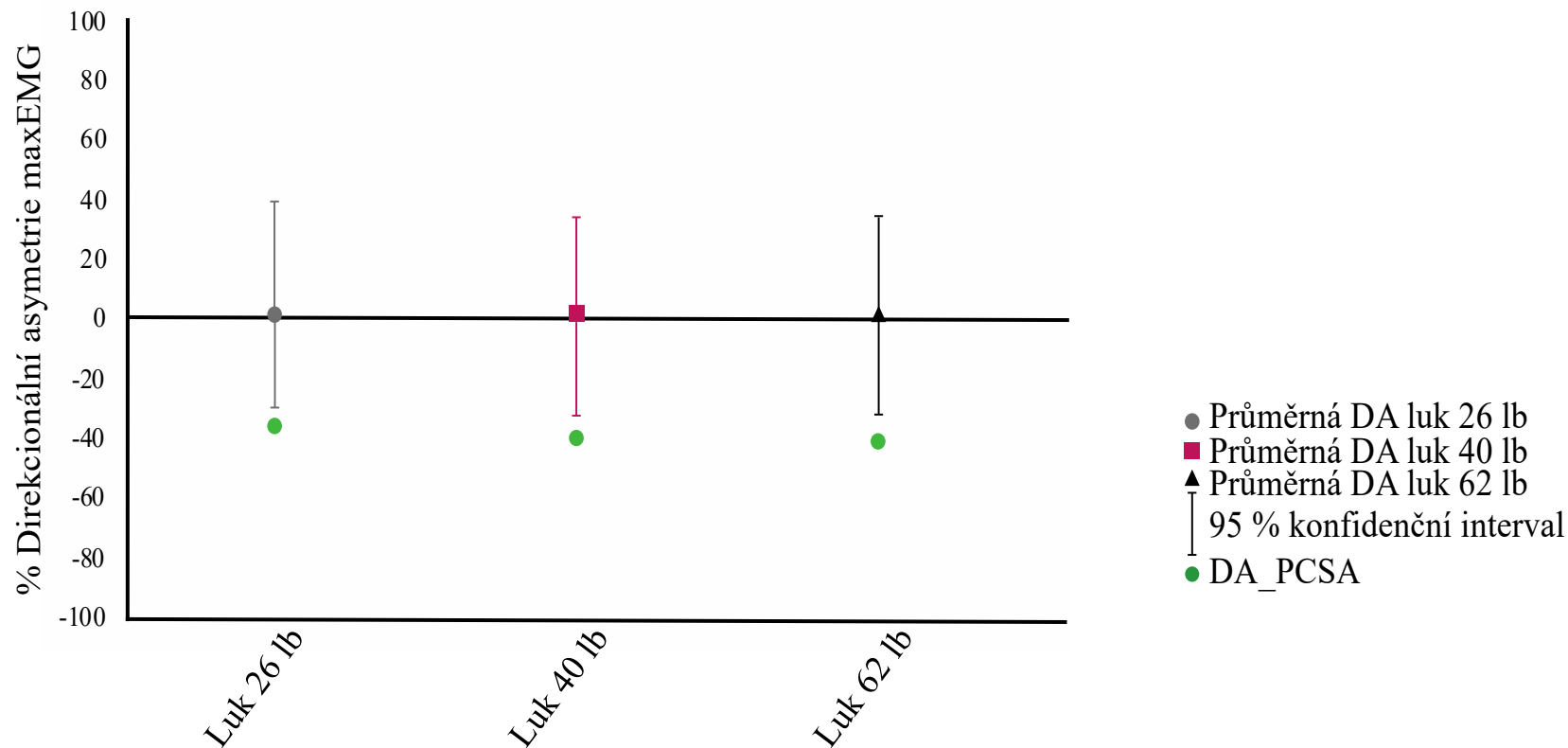


Náhodně převzorkované hodnoty průměrné direkcionální asymetrie iEMG jedinců v souboru

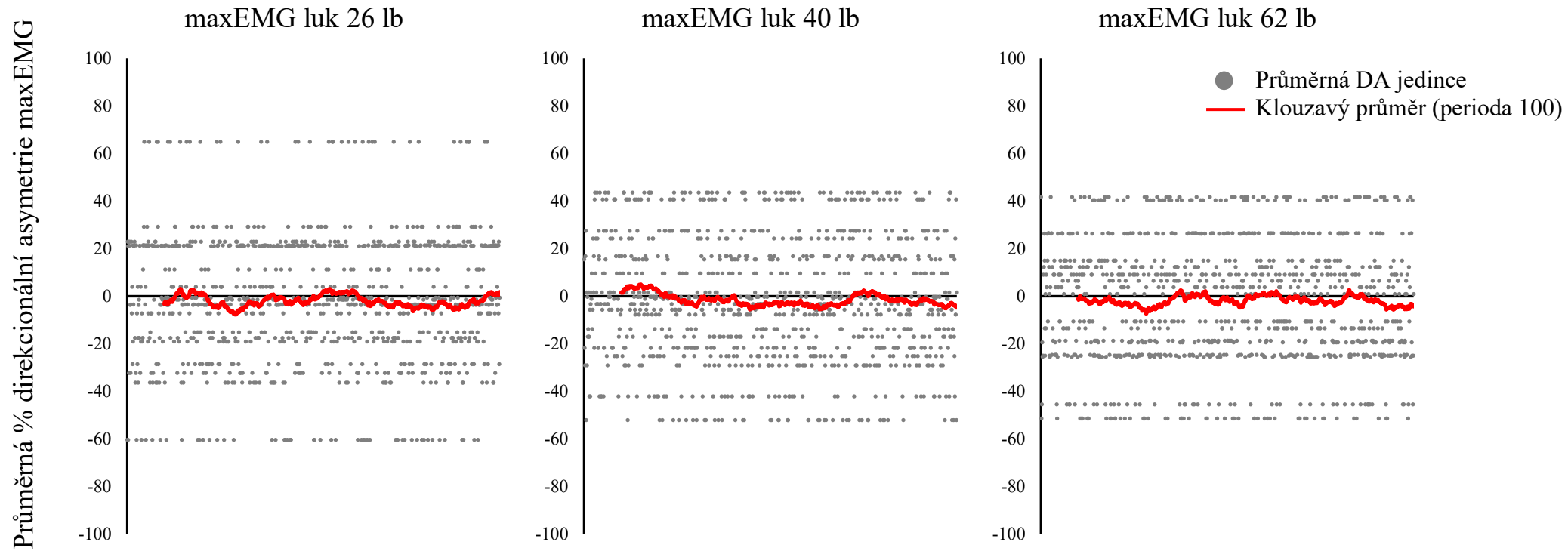
Graf 4. Náhodně převzorkovaná průměrná direkcionální asymetrie iEMG jednotlivých jedinců v našem souboru.



Graf 5. Direkcionální asymetrie maxEMG svalů u luků odlišných sil. Negativní hodnota % direkcionální asymetrie = vyšší levostranná aktivita. Pozitivní hodnota % direkcionální asymetrie = vyšší pravostranná aktivita. Symetrie je, když % direkcionální asymetrie = 0. Signifikance * = $p > 0,05$. Úsečky vymezují 95% konfidenční interval.



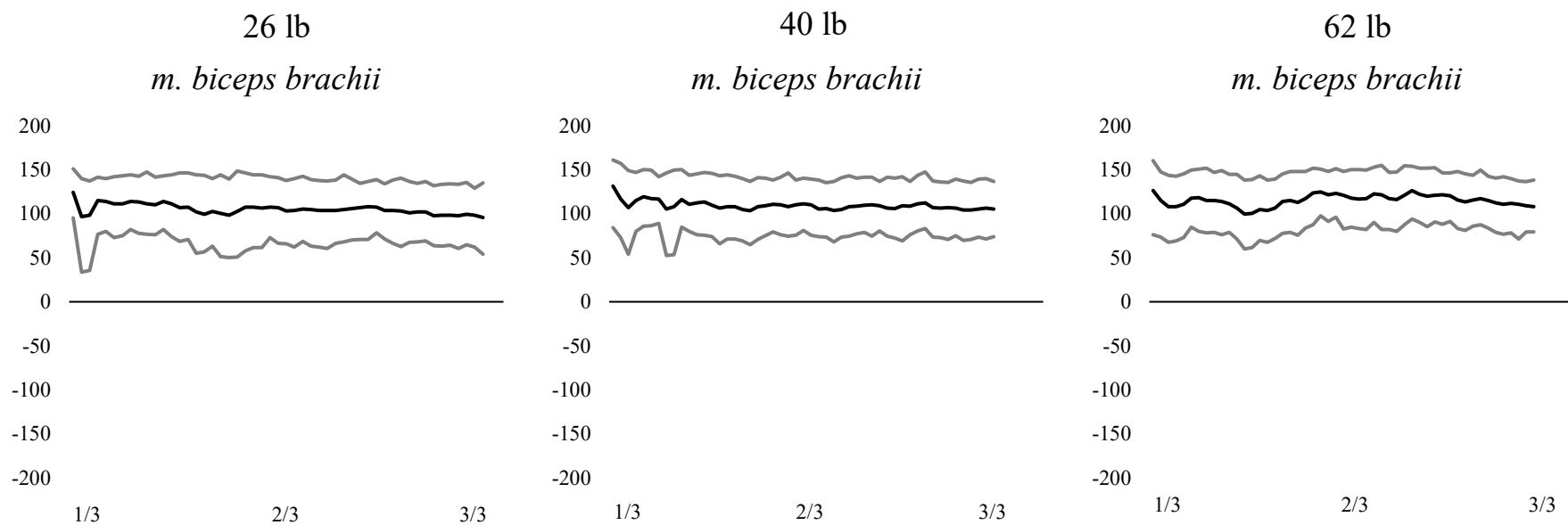
Graf 6. Průměrná direkcionální asymetrie maxEMG všech svalů pro jednotlivé luky. Negativní hodnota % direkcionální asymetrie = vyšší levostranná aktivita. Pozitivní hodnota % direkcionální asymetrie = vyšší pravostranná aktivita. Symetrie je, když % direkcionální asymetrie = 0. Signifikance * = $p > 0,05$. DA = průměrná direkcionální asymetrie svalové aktivity. DA_PCSA = průměr direkcionální asymetrie adjustovaná plochou transverzálního průřezu svalem. Úsečky vymezují 95% konfidenční interval.



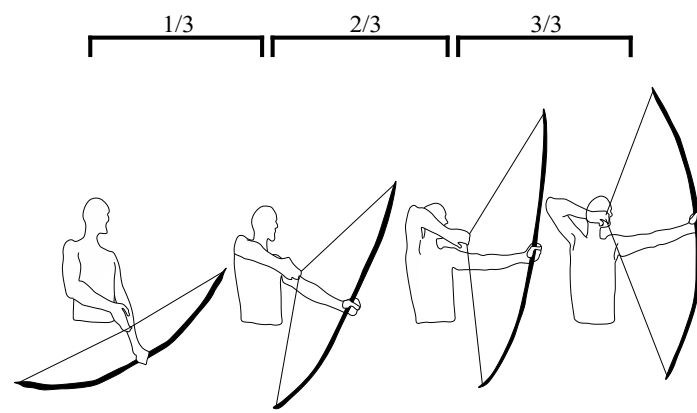
Náhodně převzorkované hodnoty průměrné direkcionální asymetrie maxEMG jedinců v soboru

Graf 7. Náhodně převzorkovaná průměrná direkcionální asymetrie maxEMG jednotlivých jedinců v našem souboru.

Průměrná % direkcionální asymetrie EMG aktivity



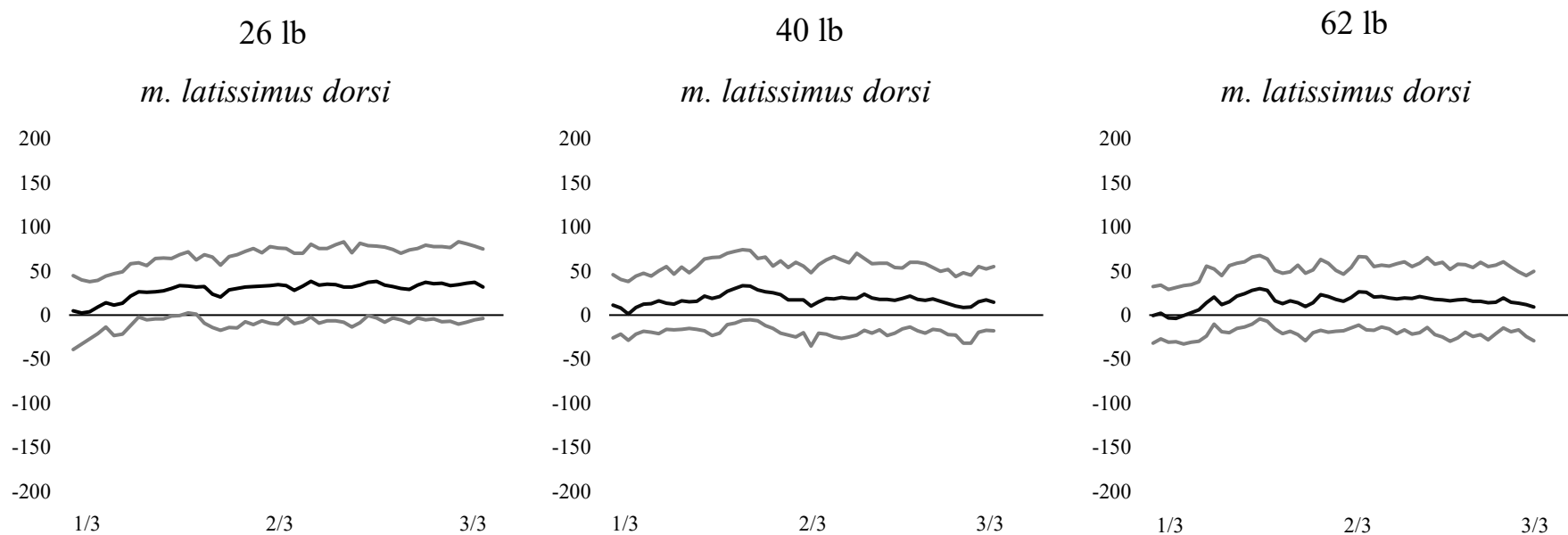
Pohyb nátahu luku rozdělen na třetiny



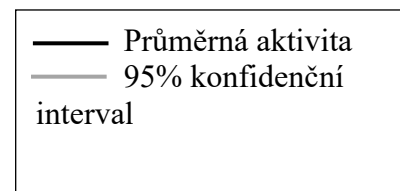
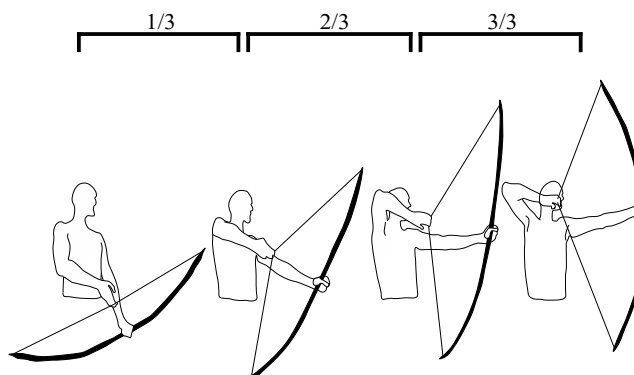
— Průměrná aktivita
— 95% konfidenční interval

Graf 8. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) aktivity svalu *m. biceps brachii* v průběhu nátahu luku.

Průměrná % direkcionální asymetrie EMG aktivity

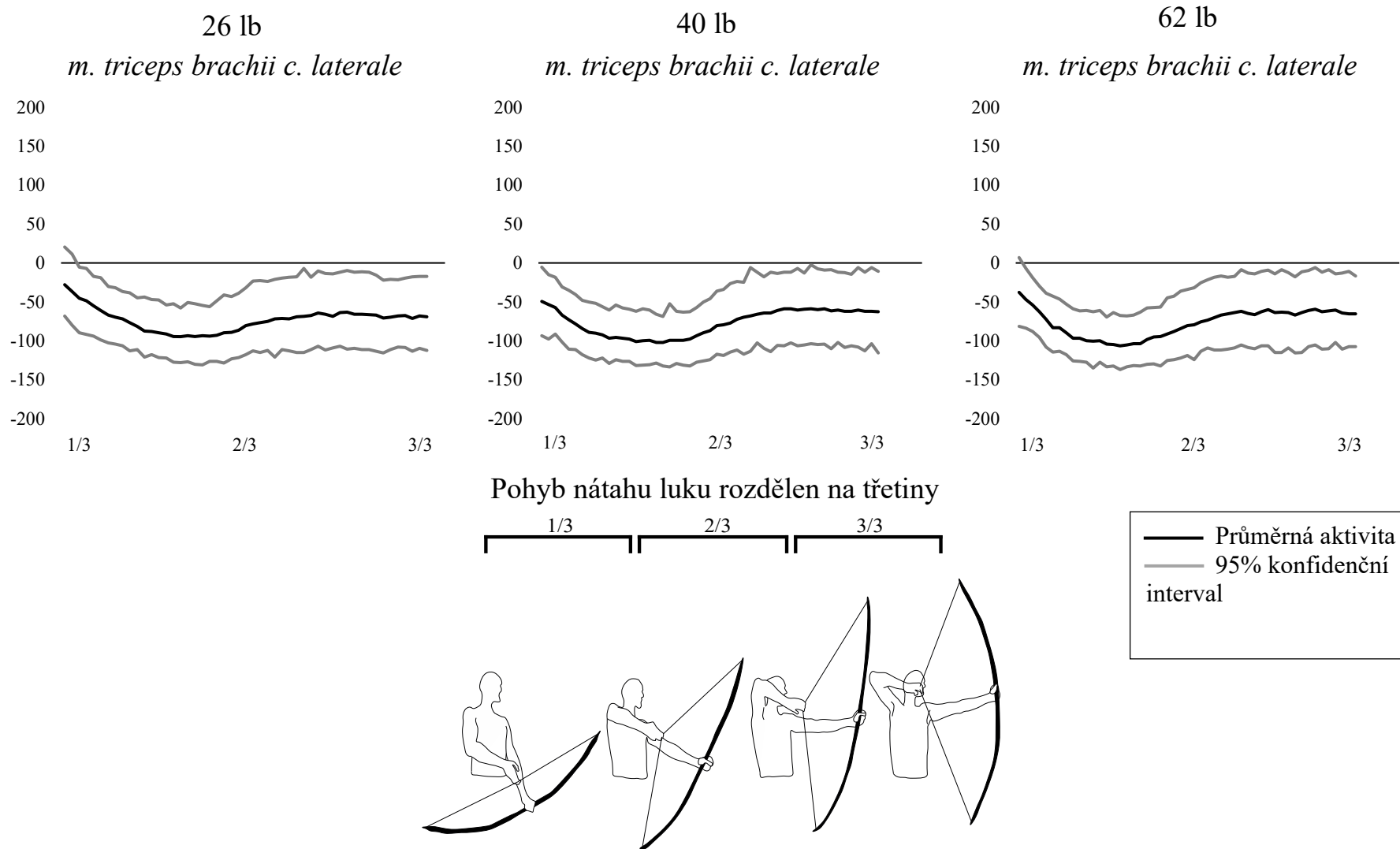


Pohyb nátahu luku rozdělen na třetiny



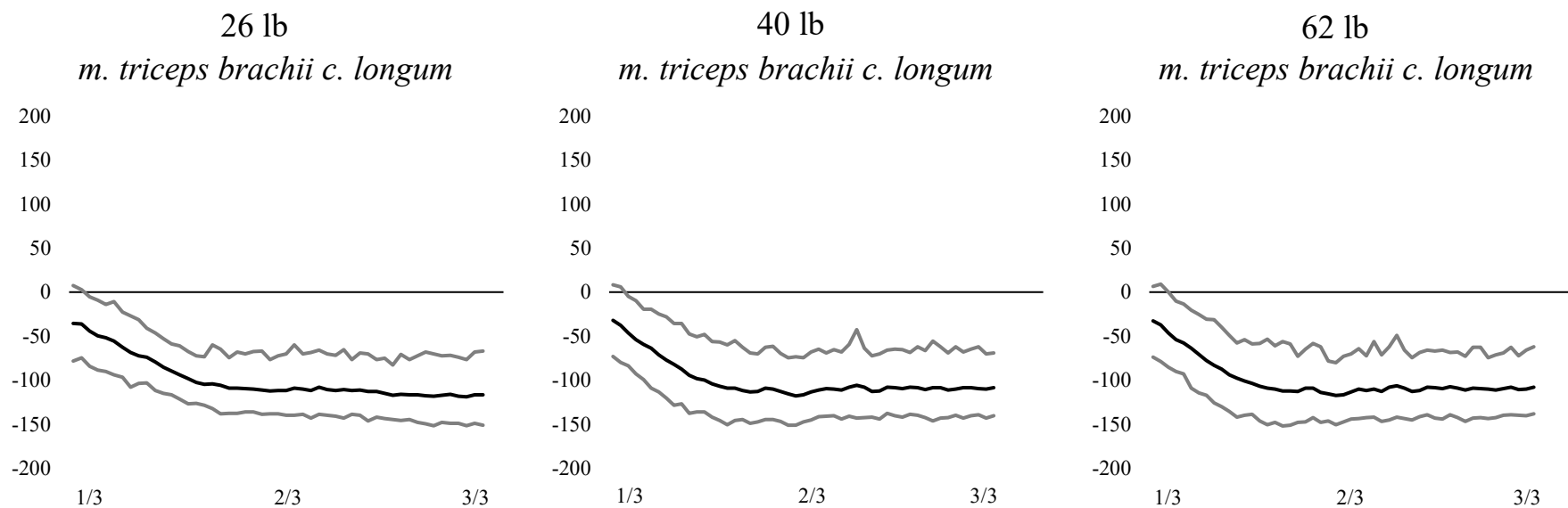
Graf 9. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) aktivity svalu *m. latissimus dorsi* v průběhu nátahu luku.

Průměrná % direkcionální asymetrie EMG aktivity

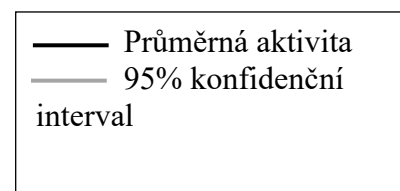
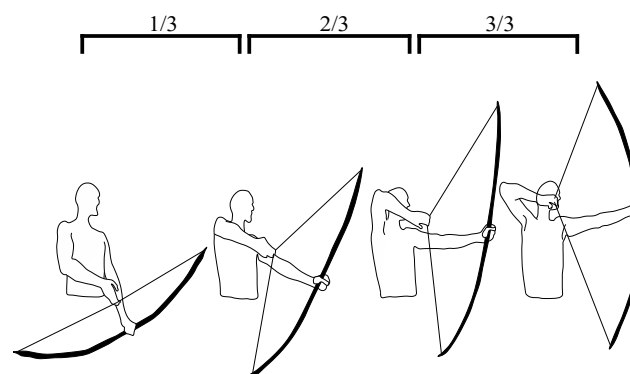


Graf 10. Křivka průměrné direkcionální (*bootstrap*) asymetrie aktivity svalu *m. triceps brachii c. laterale* v průběhu nátahu luku.

Průměrná % direkcionální asymetrie EMG aktivity

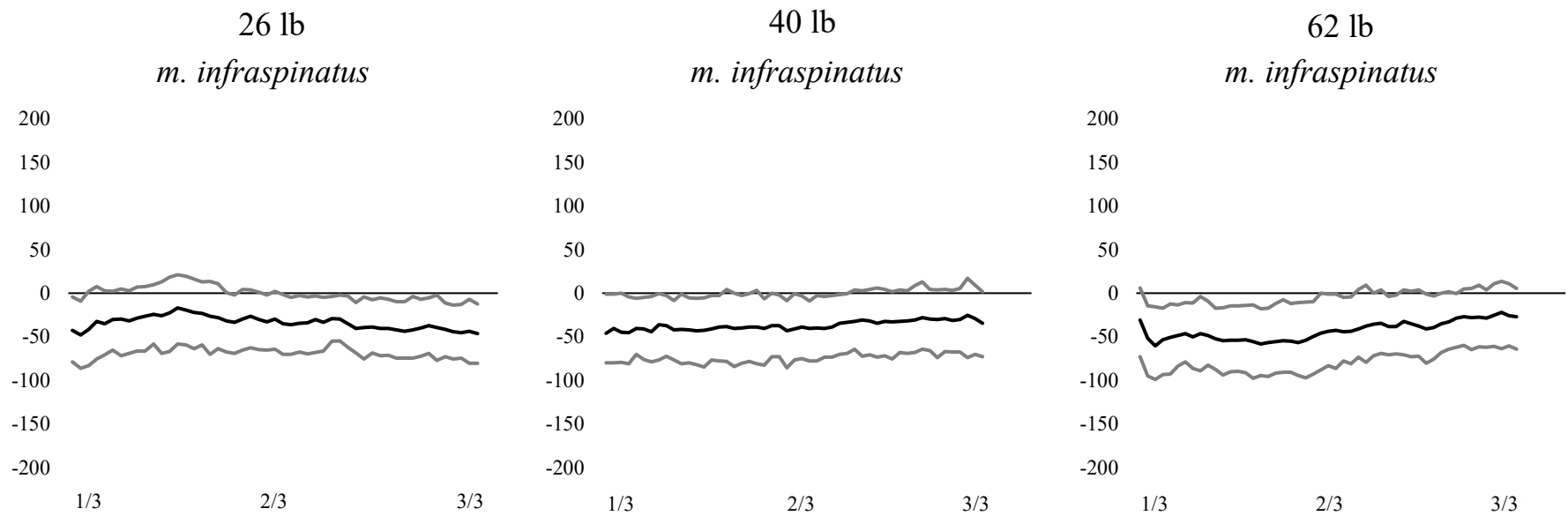


Pohyb nátahu luku rozdělen na třetiny

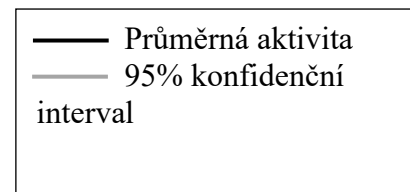
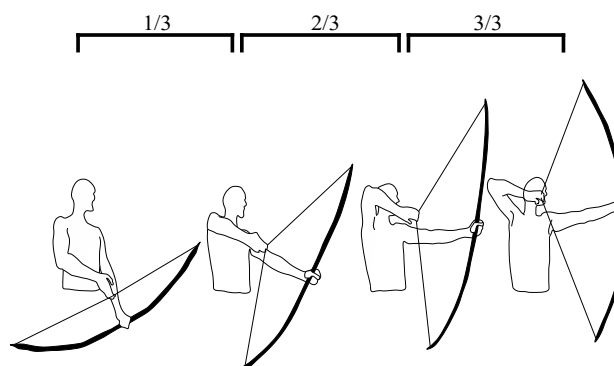


Graf 11. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) aktivity svalu *m. triceps brachii c. longum* v průběhu nátahu luku.

Průměrná % direkcionální asymetrie EMG aktivity

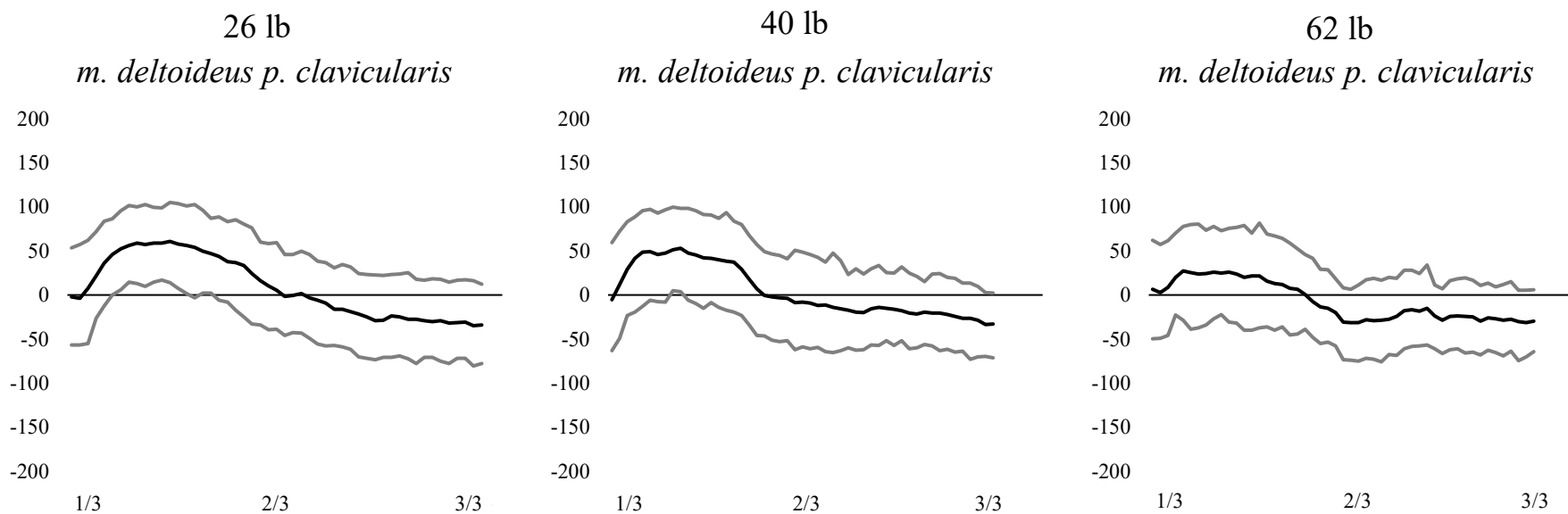


Pohyb nátahu luku rozdělen na třetiny

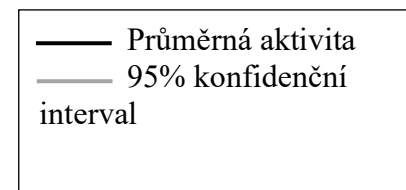
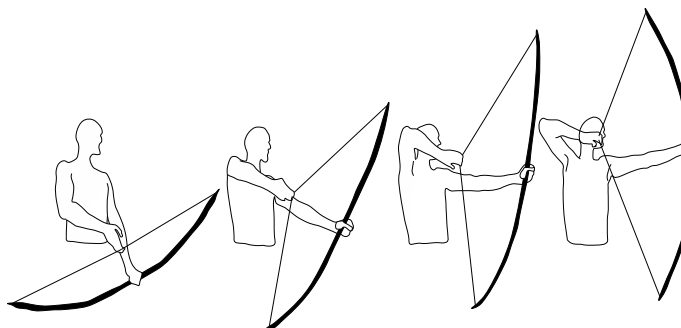
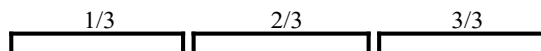


Graf 12. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) asymetrie aktivity svalu *m. infraspinatus* v průběhu nátahu luku.

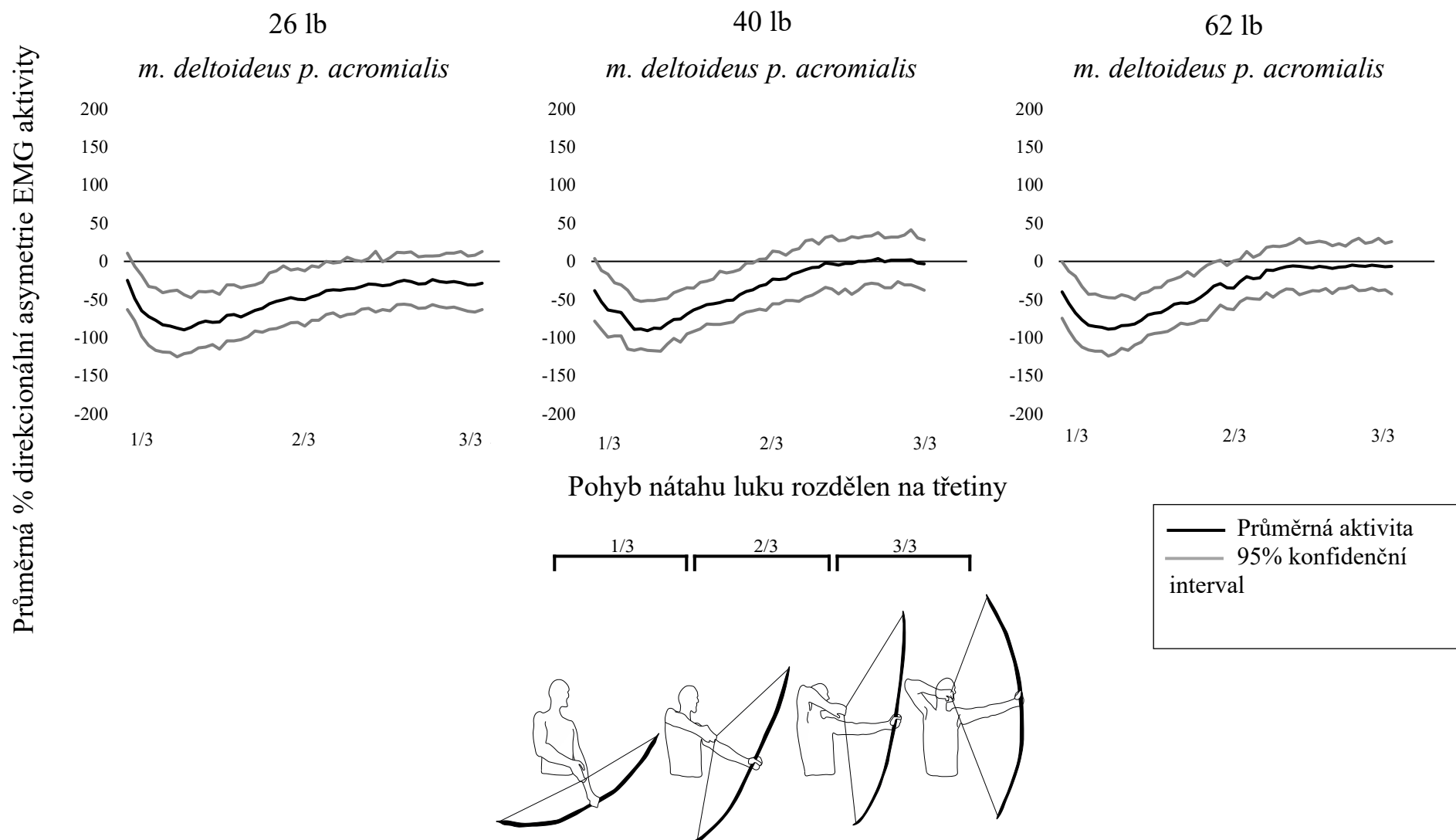
Průměrná % direkcionální asymetrie EMG aktivity



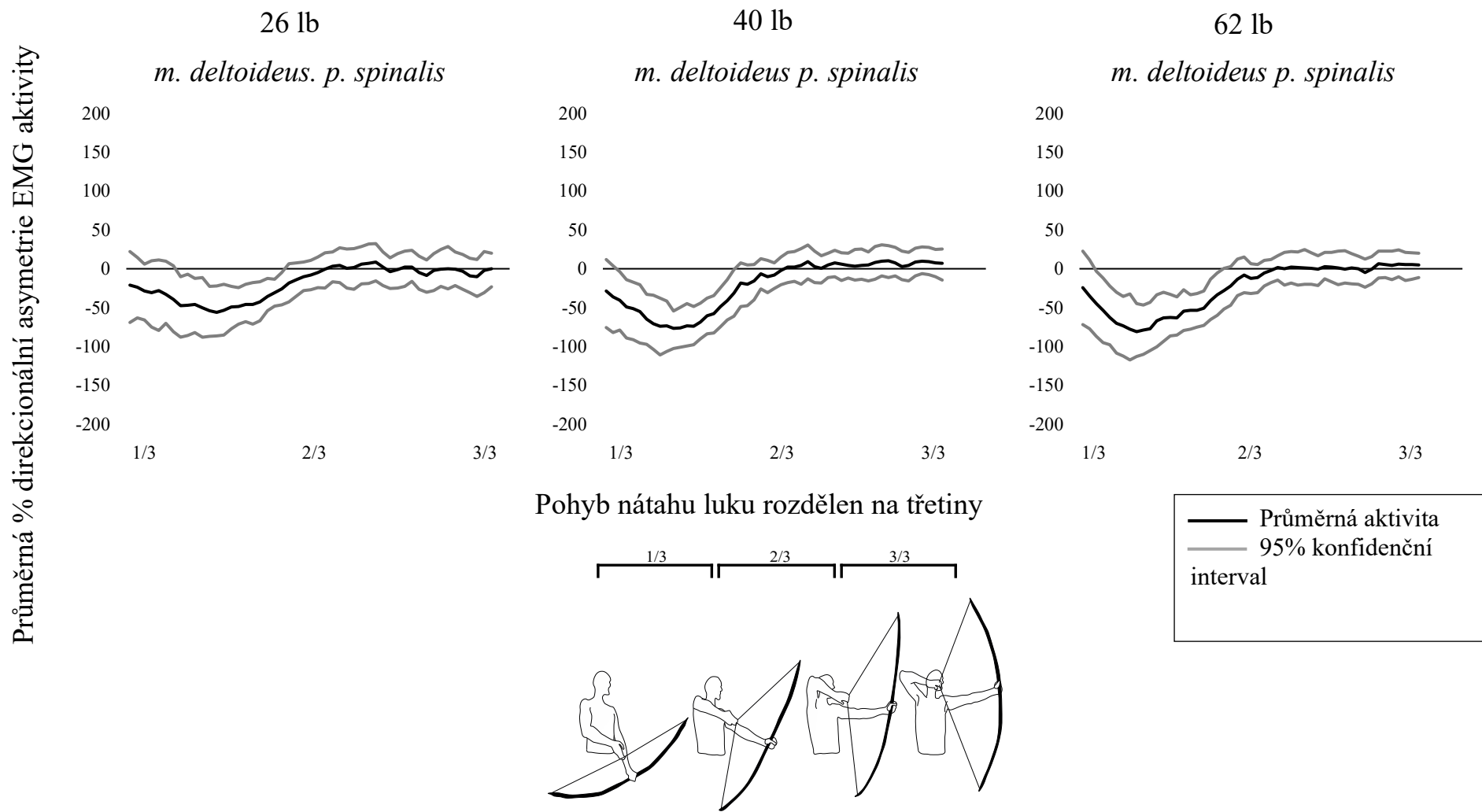
Pohyb nátahu luku rozdělen na třetiny



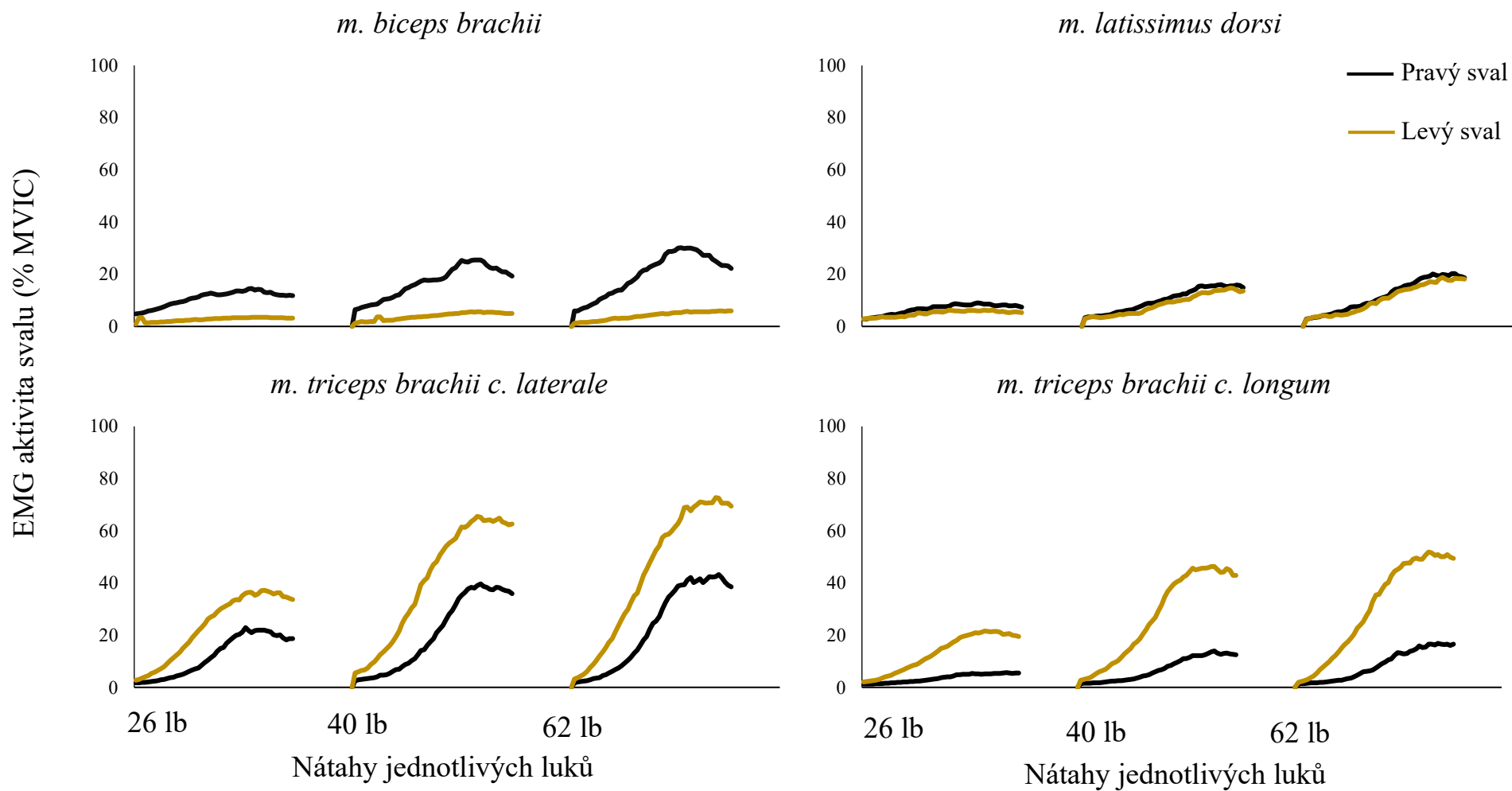
Graf 13. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) aktivity svalu *m. deltoideus p. clavicularis* v průběhu nátahu luku.



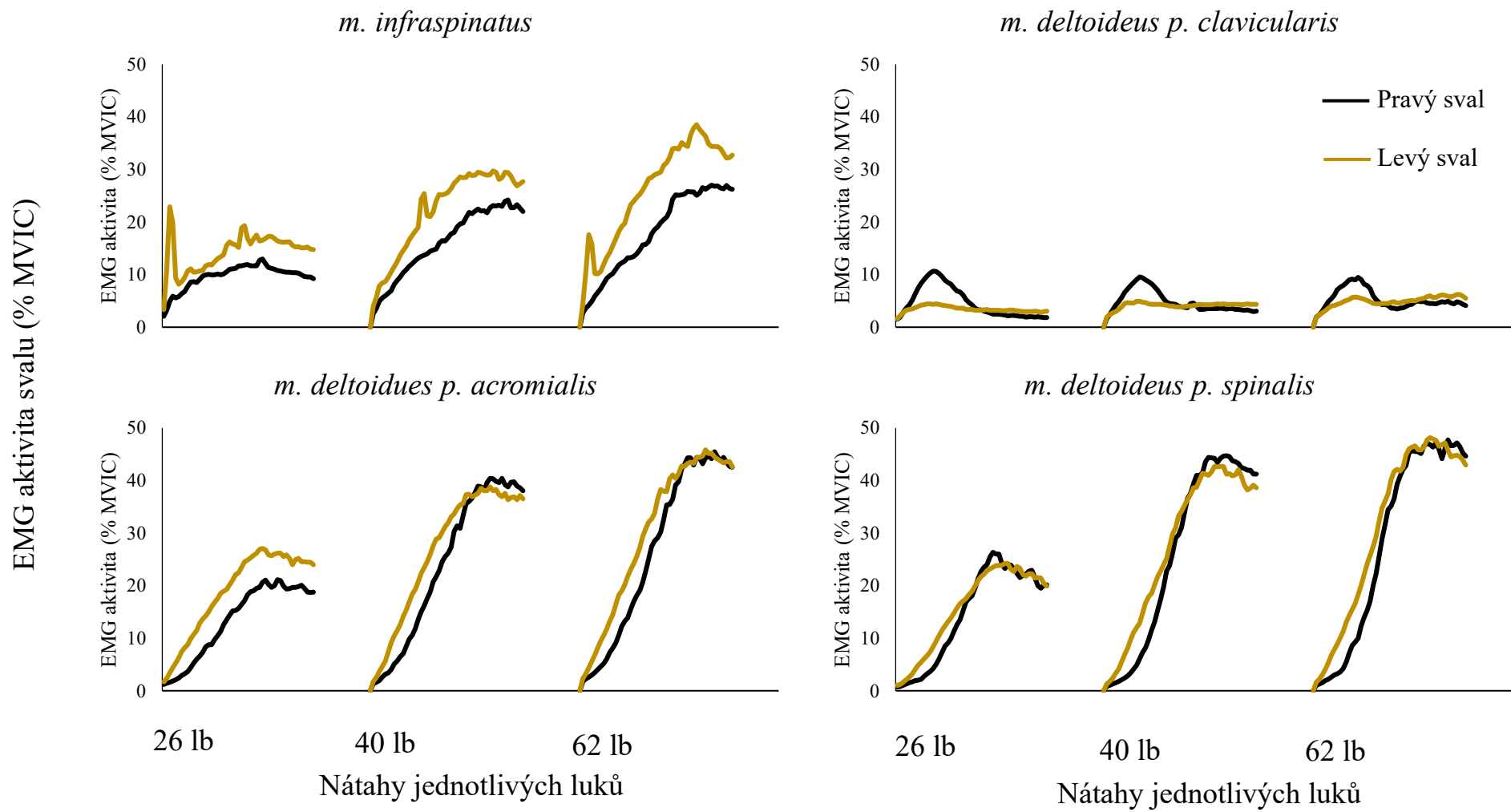
Graf 14. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) asymetrie aktivity svalu *m. deltoideus p. acromialis* v průběhu nátahu luku.



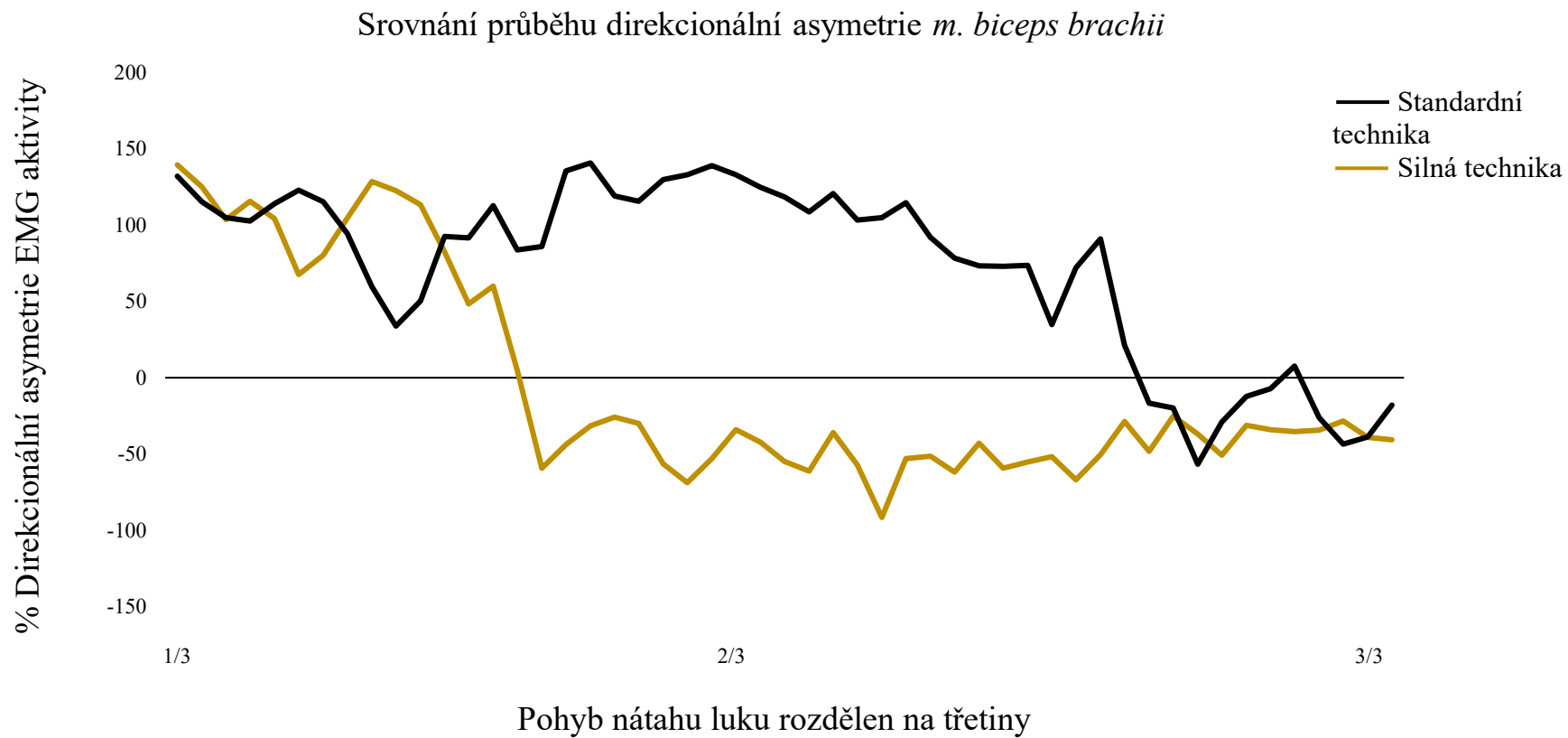
Graf 15. Křivka průměrné direkcionální asymetrie (*bootstrap*) asymetrie aktivity svalu *m. deltoideus p. spinalis* v průběhu náťahu luku.



Graf 16. Průběh křivky svalové aktivity EMG pravého a levého svalu při nátahu luků. Pro svaly *m. biceps brachii*, *m. latissimus dorsi*, *m. triceps brachii c. laterale*, *m. triceps brachii c. longum*.

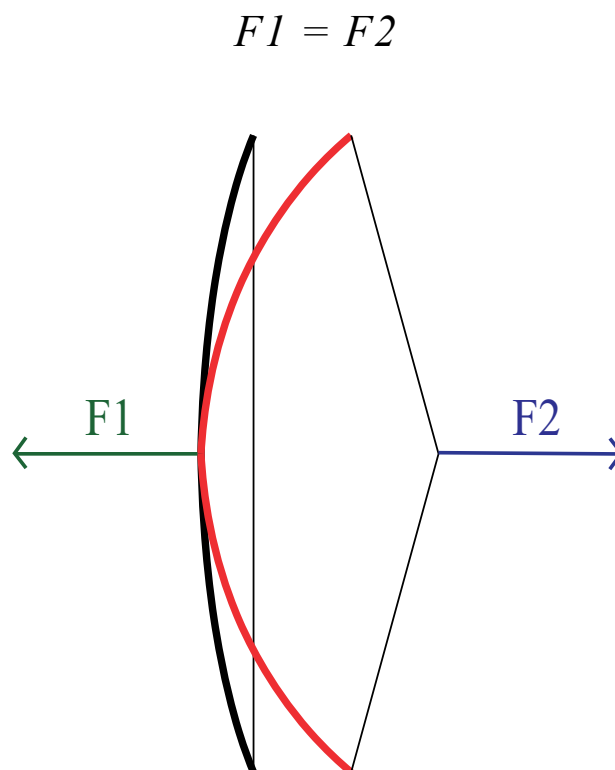


Graf 17. Průběh křivky svalové aktivity EMG pravého a levého svalu při nátahu luků. Pro svaly *m. infraspinatus*, *m. deltoideus p. clavicularis*, *p. acromialis*, *p. spinalis*.



Graf 18. Srovnání direkcionální asymetrie svalu *m. biceps brachii* mezi standardní technikou a „silnou“ technikou.

13.3. Obrázky



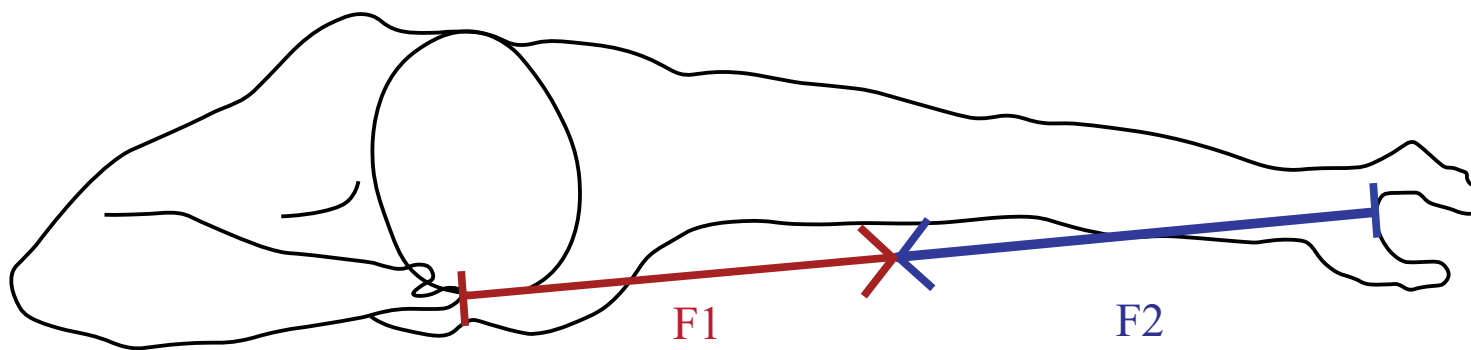
$F1$; síla držící tělo luku na místě, aby:

- 1) mohlo dojít k nátahu tětiny
- 2) společně s nátahem tětiny se ohnulo tělo luku
- 3) ohnutím těla luku se do těla luku uložila potenciální kinetická energie

$F2$; síla natahující tětinu, aby:

- 1) došlo k ohnutí těla luku
- 2) ohnutím těla luku se do těla uloží potenciální kinetická energie
- 3) uvolněním tětiny dojde k přenosu energie akumulované v těle luku přes tětinu do šípu.

Obrázek 1. Základní princip nátahu luku. Síla $F1$ působí na tělo luku, síla $F2$ působí na tětinu luku.

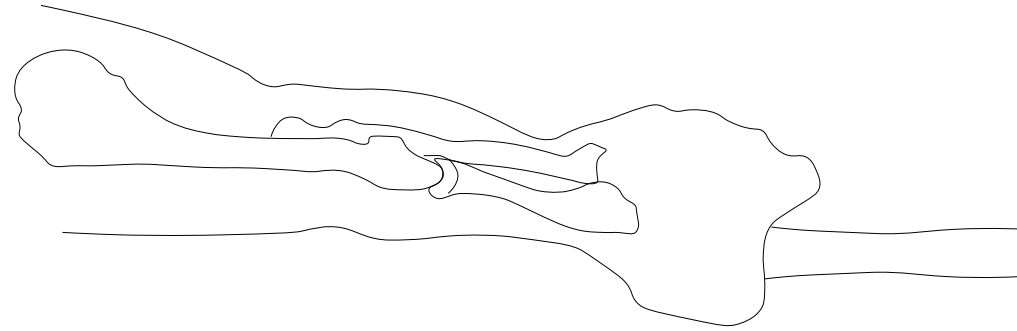


F1; tah působící
na pravou horní končetinu
při nataženém luku

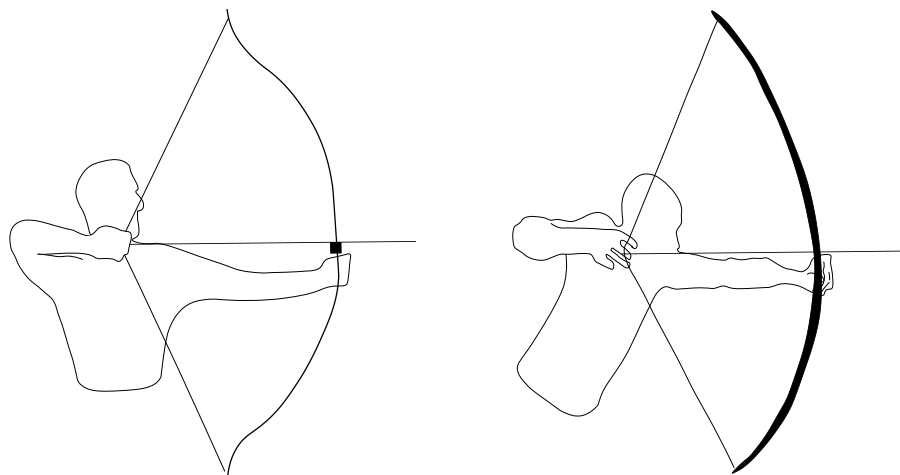
F2; kompresní síla působící
na levou horní končetinu
při nataženém luku

$$F1 \text{ (tah)} = F2 \text{ (komprese)}$$

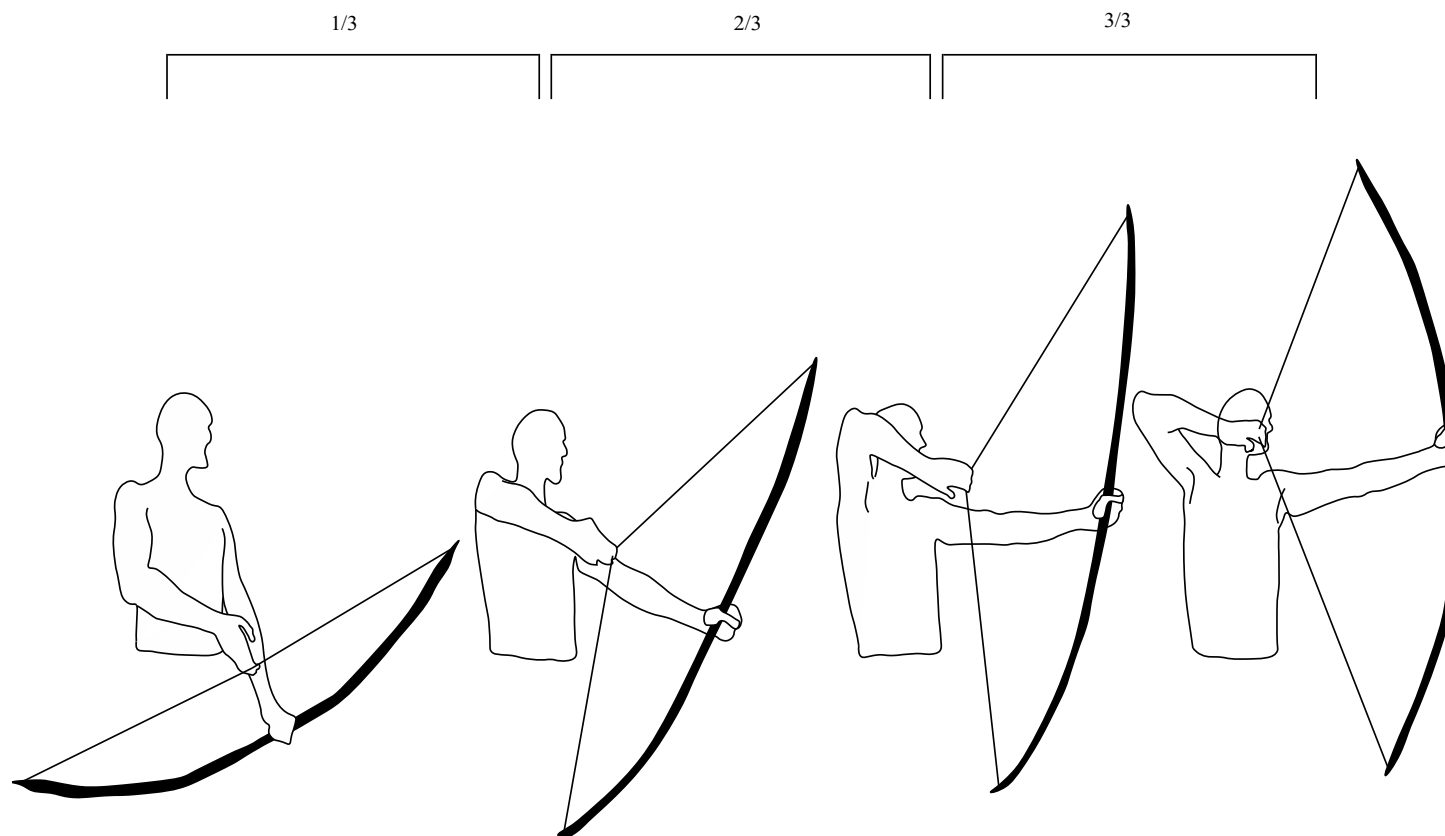
Obrázek 2. Pohled na nátaž luku z horní perspektivy. Upraveno podle Larven et al. (2007).



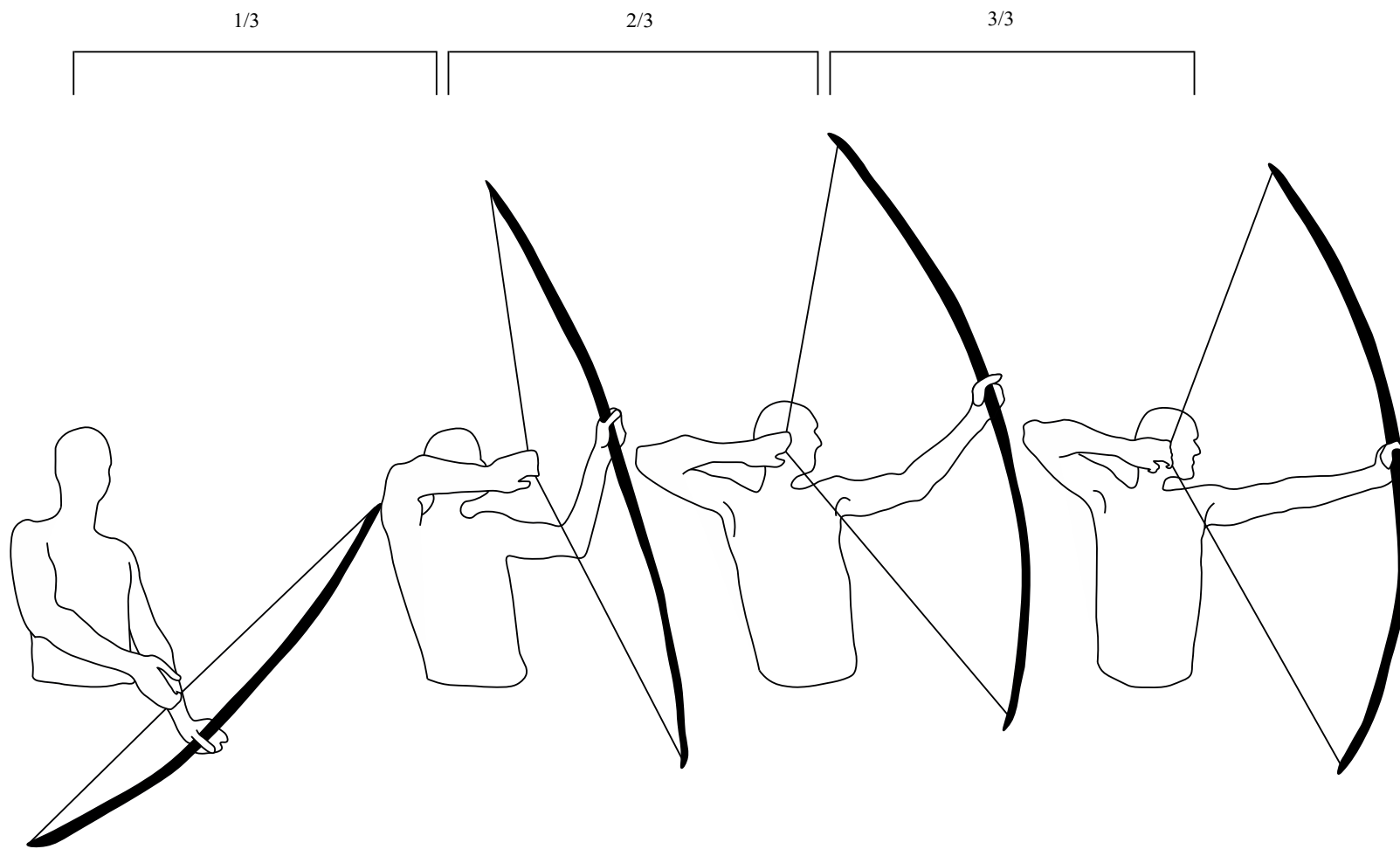
Obrázek 3. Vnitřní rotace levé pažní kosti a pozice kostí paže při nátahu luku. Upraveno podle arrowsoftsports.com.



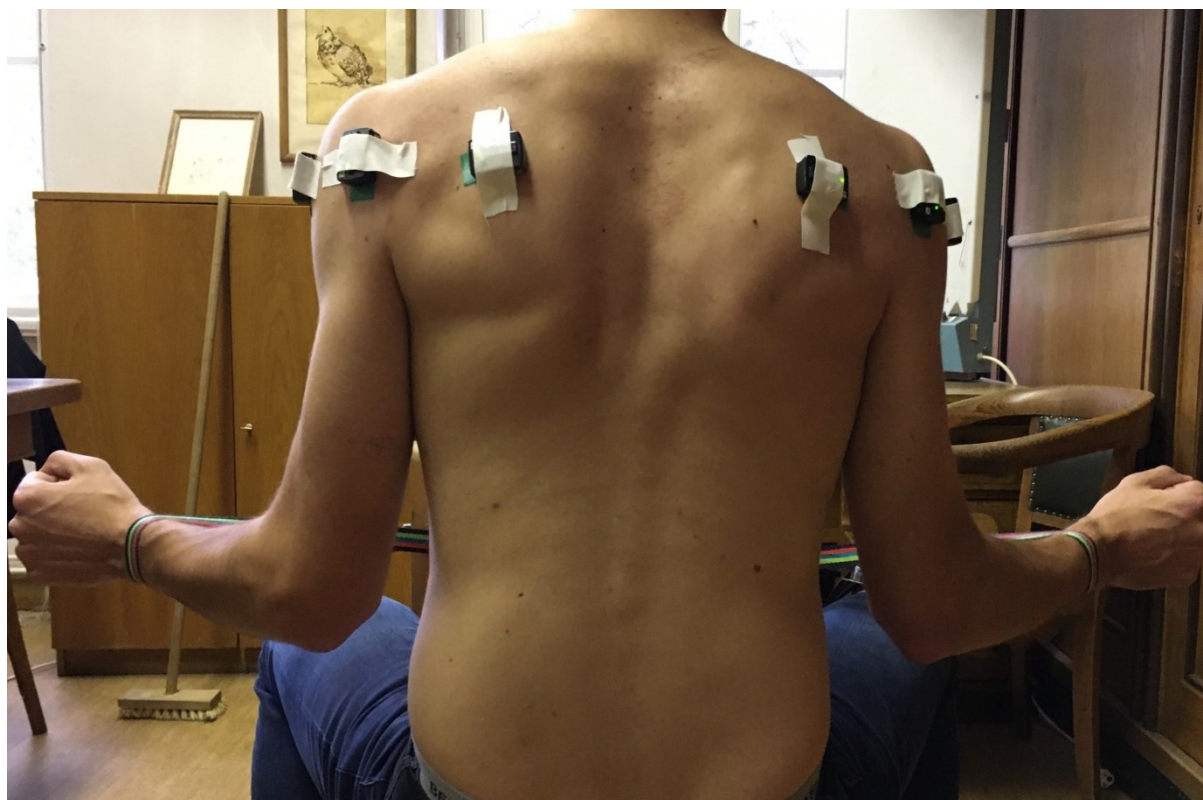
Obrázek 4. Srovnání držení těla sportovního lukostřelce (vlevo) s lovcem Hadza (vpravo). Sportovní střelec upraveno podle Encyclopædia Britannica, Inc. Střelec Hadza upraveno podle wikipedia.org, autor fotografie A. Lederer.



Obrázek 5. Nátah luku standardní technikou rozfázován do tří třetin.



Obrázek 6. Nátah luku silnou technikou, rozfázován do tří třetin.



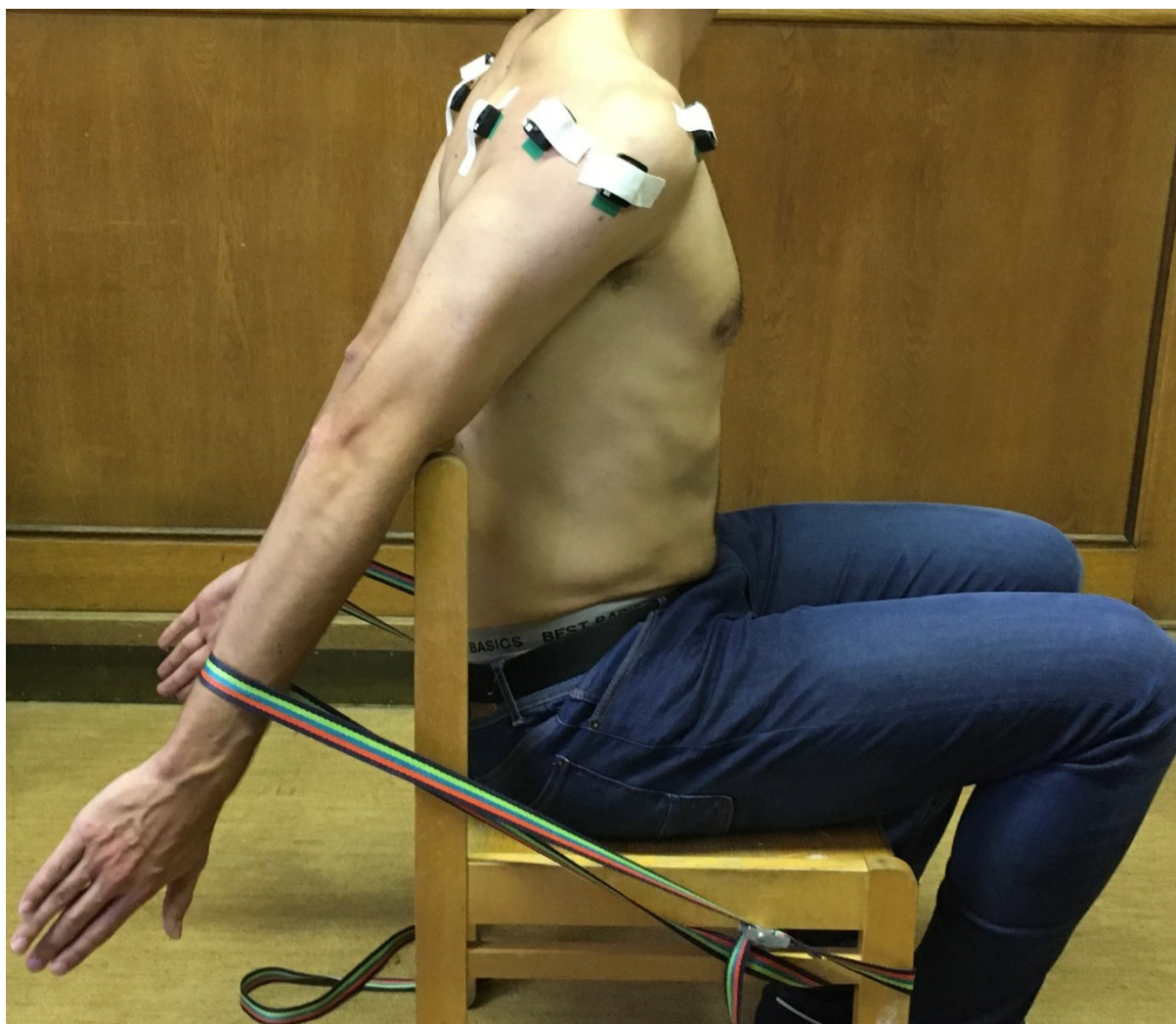
Obrázek 7. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. infraspinatus*. Proband sedí rozkročmo na židli. K židli jsou připevněné popruhy, které má proband navlečené na předloktí. Popruhy nejsou elastické a nesmí docházet během cviku k jejich posunu na předloktí probanda nebo po židli. Cílem probanda je udělat co nejsilněji vnější rotaci v ramenním kloubu. Lokty musí být drženy u těla, záda musí být držena rovně a nesmí docházet k naklánění na pravou nebo levou stranu.



Obrázek 8. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. deltoideus pars clavicularis*. Popruhy jsou připevněné k nehybné podstavě židle a na předloktí probanda. Horní končetiny musí být rovnoběžně s podlahou a obě ve stejné výšce (předpažené). Popruhy na předloktí se během pohybu nesmí pohnout. Trup musí být držen rovně, nesmí dojít k ohnutí zad nebo naklonění do strany. Cílem probanda je zdvihnout paže nad horizontálu. Ramena musí zůstat dole, nesmí dojít k jejich zvednutí.



Obrázek 9. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. deltoideus pars acromialis*. Popruhy jsou připevněné k nehybně k židli a na předloktí probanda (proximálně). Horní končetiny jsou upažené, paže svírají s torzem zhruba pravý úhel. Trup musí být držen rovně, nesmí docházet k vytáčení nebo naklánění. Popruhy se nesmí posunout a ramena musí zůstat dole. Cílem probanda je zdvihnout paže nahoru.



Obrázek 10. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. deltoideus pars spinalis*. Popruhy jsou připevněny k židli a na předloktí probanda. Horní končetiny musí být zapažené a za opěradlem židle, lokty musí být propnuté. Proband se nesí hrbít a naklánět do stran. Cílem probanda je udělat co nejsilněji extenzi ramenního kloubu. Ramena se nesmí během pohybu zvednout.



Obrázek 11. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. triceps brachii*. Proband sedí na židli, ruce má položené v rovině na nehybné podložce, předloktí jsou kolmo k podložce. Lokty jsou drženy u těla. Pažní kost s předloktím svírají v loketním kloubu mírně otevřený úhel. Ramena se během pohybu nesmí zvednout. Cílem probada je udělat co nejsilněji extenzi loketního kloubu. Tento cvik byl použit pro získání MVIC *m. triceps brachii caput laterale* i *caput longum*, hlavní funkce obou hlav je extenze loketního kloubu. *M. triceps brachii caput longum* má ještě pomocné funkce v ramenním kloubu, ale ze všech testovaných pohybů se tento nejjednodušší ukázal nejlepší pro obě hlavy.



Obrázek 12. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. latissimus dorsi*, podle Park & Yoo (2013). Proband pevně drží popruhy v dlaních. Lokty musí být mírně pod úrovní ramen. Paže jsou drženy v rovině s tělem, nesmí být před tělem ani za tělem. Cílem probanda je stahovat popruhy dolů. Nesmí dojít k pohybu v loktech a proband se nesmí zvednout ze země.



Obrázek 13. Cvik pro získání hodnoty MVIC svalu *m. biceps brachii*. Proband sedí na židli, ruce drží pod nehybnou deskou, předloktí jsou kolmo k desce. Lokty jsou drženy u těla. Pažní kost s předloktím svírají v loketním kloubu mírně otevřený úhel. Ramena se během pohybu nesmí zvednout. Tělo musí být drženo rovně, nesmí během cviku docházet k hrbení nebo naklánění do stran. Ruce jsou zařaty v pěst, palec směřuje k překážce (kladivový úchop). Cílem probanda je udělat co nejsilnější flexi loketního kloubu.