

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra fyzioterapie



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Srovnávací kineziologická analýza hodu oštěpem
a vybraných tréninkových cvičení

A Comparative Kineziologic Analysis of the Javelin Throw
and Selected Training Exercises

Vedoucí práce:
Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:
Bc. Pavla Pavelková

Praha, září 2009

Abstrakt

Název: Srovnávací kineziologická analýza hodů oštěpem a vybraných tréninkových cvičení

Cíl práce: Cílem práce je porovnání zapojení vybraných svalů v oblasti ramenního pletence při hodě oštěpem a vybraných tréninkových cvičích.

Metoda: Povrchové elektromyografické měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

Výsledky: Timing svalové aktivace při hodě oštěpem je jiný než při vybraných tréninkových cvičích hodě oštěpem z čelního postavení, hodě míčkem z čelního a bočního postavení, simulaci hodě s pomocí gumového expanderu a na horní kladce. Je podobný při hodě oštěpem jiných úchopem, vidličkou.

Klíčová slova: hod oštěpem, pletenec ramenní, povrchová elektromyografie, kinematická analýza, tréninkové cvičení

Abstract

Title: A Comparative Kineziologic Analysis of the Javelin Throw and Selected Training Exercises

Purposes: The goal of this study is to compare the engagement of selected muscles in the shoulder girdle area during javelin throwing and certain training exercises.

Methods: Surface electromyography combined with cinematographic analysis using synchronized video recording.

Results: The timing of muscle activation during javelin throwing (side stand) differs from that of certain training exercises. The studied exercises were: javelin throw from the frontal stand, ball throw from the side and the frontal stand, throw simulation using rubber expander and pulley. The timing is similar when different grip (so called fork grip) is used during side stand javelin throw.

Key words: shoulder girdle, surface electromyography, kinematic analysis.

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala všem, kteří mi při psaní této diplomové pomáhali. V první řadě děkuji svému manželovi Ing. Michalu Pavelkovi za pomoc a podporu při psaní této diplomové práce. Děkuji Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, konzultace a poskytnutí podkladů a cenných rad při zpracování práce a také za jeho maximální nasazení při jejím dokončování. Za odborné rady a pomoc při zpracování děkuji Mgr. Radce Bačákové a Mgr. Petře Tláškové. Poděkování patří také mým rodičům, kteří mě po celou dobu psaní diplomové práce velice podporovali.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Doc. PaedDr. Bronislava Kračmara, CSc. Dále prohlašuji, že jsem do seznamu použité literatury uvedla všechny použité zdroje. Souhlasím s případným použitím mé diplomové práce pro studijní účely.

.....

Bc. Pavla Pavelková

Obsah

1	Úvod.....	10
2	Teoretická východiska	12
2.1	Hod oštěpem.....	12
2.1.1	Historie.....	12
2.1.2	Technika hodu oštěpem.....	14
2.1.3	Technické vybavení.....	18
2.1.4	Trénink hodu oštěpem.....	20
2.2	Anatomie pletence horní končetiny a ramenního kloubu.....	21
2.2.1	Spojení horní končetiny a ramenního kloubu	21
2.2.2	Svaly ramenního pletence a svaly kolem ramenního kloubu.....	23
2.3	Kineziologie	24
2.3.1	Definice	24
2.3.2	Definice některých kineziologických pojmů.....	26
2.3.3	Svalové smyčky a řetězce v oblasti ramene	28
2.3.4	Svalová koordinace a timing svalů.....	32
2.3.5	Řízení pohybů	32
2.3.6	Svalové dysbalance	34
2.3.7	Kineziologie ramenního kloubu	36
2.4	Biomechanika	39
2.5	Charakteristika pohybu.....	41
2.5.1	Hrubá motorika	41
2.5.2	Jemná motorika	43
2.5.3	Pohyb v diagonálách	43
2.5.4	Kineziologie hodu oštěpem.....	45

2.6	Elektromyografie	46
2.6.1	Historie	46
2.6.2	Fyziologické základy elektrické aktivity a EMG signálu	47
2.6.3	Snímání elektrických dějů	49
2.6.4	Použití EMG.....	51
2.6.5	Povrchová elektromyografie	51
2.7	Bolesti ramenního kloubu u oštěpařů	54
2.7.1	Instabilita u oštěpařů	54
2.7.2	Impingement u oštěpařů	56
2.7.3	Léze labra	57
2.7.4	Svalová bolest	57
3	Cíl, úkoly práce a hypotézy	59
3.1	Cíl	59
3.2	Hypotézy.....	59
3.3	Úkoly práce.....	60
4	Metodika práce	61
4.1	Základní použitý metodický princip.....	61
4.2	Metodologická poznámka.....	61
4.3	Zkoumaná populace.....	62
4.4	Použité přístroje a náčiní	63
4.5	Sběr dat.....	65
4.6	Zpracování a analýza dat	65
5	Rozsah platnosti.....	66
5.1	Vymezení.....	66
5.2	Omezení.....	66
6	Měření.....	67
6.1	Popis techniky měření	67

6.2	Popis místa měření	67
6.3	Sledované svaly	68
6.3.1	M. serratus anterior	68
6.3.2	M. trapezius	69
6.3.3	M. biceps brachii	70
6.3.4	M. triceps brachii	70
6.3.5	M. infraspinatus	71
6.3.6	M. pectoralis major	72
6.4	Lokalizace elektrod	72
6.5	Měřené pohyby	73
6.6	Vyhodnocení a interpretace dat	74
7	Výsledky práce	75
7.1	Citlivosti kanálů	75
7.2	Intraindividuální porovnání	75
7.3	Pořadí lokálních maxim	81
7.4	Plocha pod EMG křivkou	82
7.5	Korelační matice	82
7.5.1	Hod oštěpem z místa z bočního postavení	83
7.5.2	Hod oštěpem z místa z bočního postavení – úchop vidličkou	84
7.5.3	Hod míčkem z místa z bočního postavení	85
7.5.4	Hod oštěpem z místa z čelního postavení	86
7.5.5	Hod míčkem z místa z čelního postavení	87
7.5.6	Hod oštěpem ze tří kroků	88
7.5.7	Tah gumového expanderu	89
7.5.8	Tah na kladce	90
8	Diskuze	91
8.1	Hod oštěpem z bočního postavení	91

8.2	Hod oštěpem jiným úchopem, vidličkou	95
8.3	Hod míčkem z bočního postavení	97
8.4	Hod oštěpem z čelního postavení	100
8.5	Hod míčkem z čelního postavení.....	103
8.6	Tah gumového expanderu	105
8.7	Tah kladky	108
8.8	Hod oštěpem s rozběhem.....	112
9	Závěr	114
10	Citovaná literatura	117
11	Přílohy	124

Použité zkratky

atd.	a tak dále
BG	bazální ganglia
CNS	centrální nervový systém
C/Th přechod	přechod krční páteře na hrudní páteř
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
EMG	elektromyografie
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
IAAF	International Association of Athletics Federations
lig.	ligamentum
ligg.	ligamenta
m.	musculus
mm.	musculi
m. bic. brach. dx.	musculus biceps brachii dexter
m. infraspin. dx.	musculus infraspinatus dexter
m. pect. maj. dx.	musculus pectoralis major dexter
m. serr. ant. dx.	musculus serratus anterior dexter
m. trap. p. asc.	musculus trapezius pars ascendens
m. trap. p. desc.	musculus trapezius pars descendens
m. trap. p. trans.	musculus trapezius pars transversa
m. tric. brach. dx.	musculus triceps brachii dexter
MUAP	akční potenciál motorických jednotek
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
př.n.l.	před naším letopočtem
SEMG	povrchová elektromyografie z anglického surface electromyography
str.	strana
TrPs	trigger points

tzv.

tak zvaný

UK

Univerzita Karlova

1 Úvod

Hod oštěpem patří mezi technicky nejnáročnější atletické disciplíny. Přestože má dlouholetou tradici, není v dnešní době na závodech nižší úrovně často zařazován a můžeme se s ním setkat spíše na podnicích světové či republikové úrovně. Možnou příčinou je právě zmíněná technická náročnost.

K tomu, aby byl hod co nejdelší, musí na sebe jednotlivé fáze hodu plynule navazovat. V průběhu hodu oštěpař vykonává každou částí svého těla jiný pohyb. Příkladem je samotný odhod, kdy se jedna končetina vytáčí a flektuje, druhá extenduje a vytáčí se jiným směrem, trup je tlačěn vpřed, přičemž odhodová končetina je držena co nejdále za tělem. Celkově je hod oštěpem koordinačně velmi náročný a oštěpař se na jednotlivé pohyby nesmí příliš soustředit a musí je provádět automaticky.

Toho lze dosáhnout pouze správným nácvikem. Musíme proto najít co nejpodobnější cvik, který se samotnému hodu maximální měrou podobá, aby si celý pohyb mohl začínající oštěpař uložit jako správnou matici a pak si tento program pouze „vyvolat“. Proto pro nácvik hodu oštěpem nejsou vhodné cviky, při nichž se zapojují jiné svaly než ty, které se podílí na odhodu.

Diplomová práce se zabývá identifikací a měřením aktivity svalů, které se zapojují při odhodu. Jejich aktivita bude analyzována při různých stylech úchopu oštěpu a také u několika cviků, které jsou, nebo by případně mohly být, při tréninku využívány. Vzhledem k tomu, že fyzioterapie jako pojem v oblasti medicíny i sportu postupně nabývá na významu, mohla by tato práce být zajímavá nejen pro zájemce z oboru fyzioterapie či jiných oblastí medicíny, ale taktéž pro osoby pohybující se v atletickém prostředí. Může být užitečná buďto samotným atletům, kteří se hodu oštěpem věnují, ale také trenérům nebo rodičům malých adeptů této disciplíny. Ti pro své svěřence sestavují tréninkový plán a některé poznatky by jim mohly pomoci určit, čeho se vyvarovat, aby atletům příliš namáhavým tréninkem nebo nevhodně volenými cviky nezpůsobili nepříjemná zranění

nejen ramenního kloubu, a ohrozit tím jejich sportovní kariéru. Při tréninku se využívá starých metod a v každé knize najdeme hod míčkem, hod oštěpem z místa, ze tří kroků, posílení jednotlivých odhodových svalů v posilovně pomocí silového expandéru, hod s medicinbalem a další tomu podobné. Pokud se nad tím ale zamyslíme, vidíme rozdíly nejen v hmotnosti a tvaru náčiní, ale také ve způsobu úchopu daného náčiní. Vlivem různých druhů úchopů se mění zapojování svalů nejen v oblasti ruky, předloktí, ale díky řetězení svalů po celém těle.

K analýze aktivity svalů se používá EMG, což je zkratka pro elektromyografii. Tato vyšetřovací metoda umožňuje sledování vybraných svalů snímáním jejich elektrické aktivity například pomocí elektrod umístěných na povrchu kůže. V tomto případě se jedná o povrchovou elektromyografii, nebo též zkráceně SEMG (z angl. surface electromyography). SEMG byla využita i v této práci, jejímž cílem je, právě pomocí povrchové elektromyografie, vytvoření rámcové koordinační mapy svalů ramenního pletence při hodu oštěpem a u cviků používaných při tréninku. Následně bude provedeno jejich srovnání s cílem určit, který z cviků se nejvíce blíží hodu oštěpem a naopak určit ty, které jsou pro tento účel nevhodné. Bude proto provedeno srovnání hodu oštěpem s hodem míčkem, který je využíván v atletické přípravě k nácviku hodu. Dále bude analyzováno několik cviků využívaných při tréninku oštěpařů, čímž bude ověřeno, zda nejsou nevhodné.

2 Teoretická východiska

2.1 Hod oštěpem

2.1.1 Historie

„Hod oštěpem je z atletických hodů pravděpodobně nejstarší“ (Kněnický, 1977, 227). Počátky používání oštěpu spadají do dávné historie. Oštěp byl využíván člověkem již v pravěku. V té době však ještě nesloužil ke sportovním účelům, ale primárně k získávání potravy, například k hodům na zvěř. Nejprve se používaly dřevěné klacky, postupně pak docházelo ke zdokonalování připevňováním kostí, pazourků a dalších ostrých předmětů.

Ve starověkém Řecku byl hod oštěpem zařazen do olympijských her jako samostatná disciplína. V roce 708 př.n.l. se na 18. olympijských hrách stal součástí atletického pětiboje – pentatlonu (Kněnický, 1977). Řekové jím v této době házeli na dálku i na cíl. Házel se z místa nebo s rozběhem a existovaly také jezdecké varianty hodu oštěpem, kde bylo úkolem trefit cíl při jízdě na koni (Sommer, 2003). Hod oštěpem po zániku olympijských her jako sportovní disciplína zmizel a používal se opět jako lovecký a bojový prostředek.

Jako sportovní disciplína se vrací až v druhé polovině 19. stol a v Londýně v roce 1908 byl poprvé součástí novodobých olympijských her. Tehdy byly na hod oštěpem vypsány dvě soutěže, a to hod volným způsobem a švédským způsobem (rozdíl viz 2.1.1.1). Ke konečným výsledkům se dospělo sečtením nejlepších výkonů pravou a levou rukou (Kněnický, 1977).

2.1.1.1 Vývoj techniky hodu oštěpem

Technika hodu oštěpem se s postupem času vyvíjela a měnila. S tímto je spojen také vznik několika škol hodu oštěpem, které jsou popsány v následujících odstavcích.

Řecký způsob – tento způsob házení oštěpem se objevuje v roce 708 př.n.l. na 18. olympijských hrách a k jeho změně došlo až v 19. století. Oštěp se držel uprostřed v dlani a

byl opatřen poutkem. To bylo obtočeno kolem oštěpu, oštěpař do něj vkládal dva prsty a při odhodu byl oštěpu odvinutím poutka udělen rotační pohyb. Oštěp byl také kratší a těžší než v současnosti. Výkony, kterých se dosahovalo, se pohybovaly okolo 48 metrů. Řecký způsob byl vystřídán držením oštěpu na konci. Ten však nebyl používán dlouho a byl vystřídán švédským způsobem (Kněnický, 1977).

Švédská škola – změnila držení oštěpu na držení v těžišti, což se zachovalo až dodnes. Kromě držení se změnila také technika nápřahu a odhodu. Nápřah byl prováděn přenesením oštěpu za tělo nad ramenem. Současně s tím se prováděl záklon a zkřížený krok. Házelo se tedy ze záklonu a dosahovalo se vzdáleností kolem 50-60m (Kněnický, 1977).

Finská škola – vznikla v roce 1913. Mění se načasování a způsob nápřahu. Oštěp byl převeden za tělo ve dvou krocích předcházejících odhod. Během těchto dvou kroků také došlo k natočení trupu k oštěpu, který tak zůstal více stranou. Touto technikou byla překročena hranice 60 metrů (Kněnický, 1977).

Novodobá finská škola – od roku 1927. Došlo ke zdokonalení techniky úklonem trupu k odhodové horní končetině, zapojením trupu a dolních končetin do odhodu a plynulým spojováním rozběhu s odhodem. Tímto způsobem se dosáhlo výkonů nad 70 metrů. Později došlo ještě k nepatrnému zdokonalení, kdy oštěp není nesen tak nízko pod ramenem, zátaž je prováděn při malém odhodovém úhlu a nohy jsou při odhodu zapojovány výraznějším způsobem (Kněnický, 1977).

Polská škola – objevila se v 50.-60. letech 20. století a byl pro ni charakteristický pětikrokový rytmus, při kterém měly pánev a chodidla směřovat co nejdéle vpřed. Odhodové postavení je proti ostatním oštěpařským školám užší. Tímto způsobem je dosaženo rychlejšího přenesení rychlosti (Kadlecová, 2008).

Sovětská škola – vlivem této školy dochází ke zvýšení dynamičnosti posledních rozběhových kroků. Odhodová horní končetina je ve vyšší poloze vzhledem k horizontále (Kadlecová, 2008).

2.1.2 Technika hodu oštěpem

Technika se dá zjednodušeně rozdělit do tří fází:

- 1) rozběh
- 2) vlastní hod
- 3) přeskok

(Seget'ová, 1985)

Podrobnější dělení techniky:

- 1) držení oštěpu
- 2) nesení oštěpu a rozběh
- 3) nápřah a přechod do odhodového postavení
- 4) odhod
- 5) přeskok

(Šimon et al., 2004; Langer, 2007)

V následujících podkapitolách bude podrobně popsána každá z pěti fází techniky hodu u oštěpaře praváka.

2.1.2.1 Držení oštěpu

Oštěp může být držen různými způsoby podle toho, jak oštěpaři vyhovuje. U všech způsobů však leží oštěp vinutím (viz 2.1.3) v dlani. Nejčastější čtyři způsoby úchopu jsou:

- 1) Palec je zapřen o konec vinutí, proti němu je druhý prst, který je položen šikmo dozadu podél oštěpu, ostatní prsty volně svírají oštěp. Tyto dva prsty potom udávají oštěpu závěrečnou rotaci. Důležité je, aby byl úchop dostatečně silný a nedošlo tak k předčasnému vypuštění oštěpu. Tento úchop je mezi oštěpaři nejčastější (Langer, 2007).
- 2) Palec a třetí prst se opírají o konec vinutí, druhý prst je stranou pod oštěpem. Druhý prst se sice stará především o stabilizaci oštěpu, podílí se ale také na odhodu (Kněnický, 1977).
- 3) Oštěp je vložen mezi druhý a třetí prst. V oštěpařské terminologii je tento způsob úchopu nazýván vidličkou. Tento způsob držení se dle Kněnického (1977) používá při bolestech pohybového aparátu.

- 4) Palec je na spodní straně vinutí a ostatní prsty obepínají a pevně svírají oštěp. Tento úchop je nazýván jako tzv. držení v pěsti (Langer, 2007).

Během úchopu se oštěpař snaží oštěp jakoby navinout a vytáčí při tom v náprahu hřbet ruky vně.

2.1.2.2 Nesení oštěpu a rozběh

Rozběh začíná od rozběhové značky, před kterou někteří oštěpaři dělají ještě pár drobných kroků, aby se lépe trefili do rozběhu. Během rozběhu získává oštěpař potřebnou rychlost, která se v dalších fázích již nezvětšuje. Jistou výhodou tedy mají sprintersky založení oštěpaři (Vomáčka, 1980; Šimon et al., 2004).

Nesení oštěpu musí být takové, aby nebránilo v rozběhu. U dnešních oštěpařů se používá nesení takové, že horní končetina s oštěpem je držena nad ramenem ve výšce hlavy, loket je flektován a směřuje dopředu nebo mírně doprava, dlaň je vytočená směrem vzhůru. Paže s oštěpem, jehož špička je lehce skloněna dolů, se pohybuje vpřed a vzad v souladu s opačnou nohou, volná paže pracuje běžecským způsobem. Všechny pohyby jsou postupně rytmicky zrychlovány. Tato fáze končí nášlapem levé nohy na odhodovou značku. Délka rozběhu je individuální a pohybuje se mezi 20 až 30 metry (Langer, 2007).

2.1.2.3 Náprah a přechod do odhodového postavení

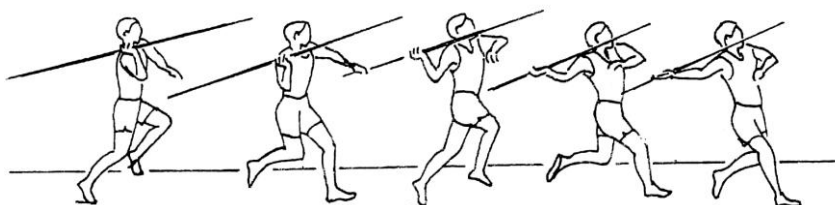
„V této fázi se vyskytují mezi oštěpaři nebo spíše mezi jednotlivými školami oštěpařů největší rozdíly v technice“ (Šimon et al., 2004, 178). Cílem této fáze je dostat odhodovou končetinu co nejdál za tělo a udržet rychlost, kterou oštěpař získal během rozběhu (Vomáčka, 1980, 97).

Tato fáze začíná na tzv. náprahové značce. Je to druhá značka, která se v rozběhu používá, a označuje začátek náprahu neboli změnu polohy oštěpu směrem dozadu za tělo. V této fázi dochází ke změně polohy celého těla, mění se rytmus běhu a výrazně se stupňuje rychlost rozběhových kroků (Langer, 2007).

Začíná dokrokem levé nohy na odhodovou značku a končí dvouoporovým postavením. Podle počtu kroků v této fázi se mluví o čtyřkrokovém neboli pětidobém rytmu, pětikrokovém neboli šestidobém rytmu nebo šestikrokovém tedy sedmidobém rytmu. Čtyřkrokový rytmus je sice nejjednodušší variantou, v dnešní době ale můžeme na závodech vidět spíše zbývající dva zmíněné typy (Šimon et al., 2004).

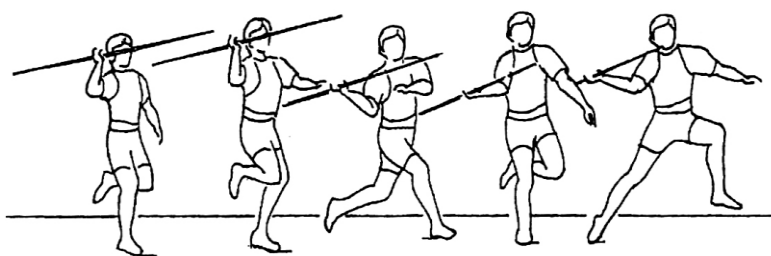
Nejdůležitější částí této fáze je samotný nápřah odhodové končetiny. Po dokroku levou dolní končetinou oštěp zůstane zdánlivě na místě a oštěpař ho dvěma dalšími kroky předběhne (Langer, 2007). Nápřah se děje dvěma způsoby.

Horním způsobem – oštěp je veden přímo z polohy nad ramenem dozadu do nápřahu. Jedná se o jednodušší, častěji používaný způsob a doporučuje se začátečníkům.



Obrázek 1 - Nápřah horním způsobem (Šimon et al., 2004)

Dolním způsobem – oštěp je z polohy nad ramenem přemístěn vpřed před tělo a bočním obloukem veden do nápřahu za tělo. „Tímto způsobem se oštěp dostane více dozadu, což umožňuje větší zátah“ (Vomáčka, 1980, 94). Je to způsob, který je využíván méně a je také koordinačně mnohem náročnější.



Obrázek 2 - Nápřah dolním způsobem (Šimon et al., 2004)

Nápřah horní končetiny je dokončen během prvních dvou kroků, a to u všech typů krokového rytmu.

Následuje popis technicky nejméně náročného pětidobého rytmu, též nazývaného jako čtyřkrokový rytmus, během kterého dochází k nápřahu horní končetiny, vytočení trupu o téměř 90° z roviny frontální a vytočení pánve z roviny frontální o 45° (Vomáčka, 1980).

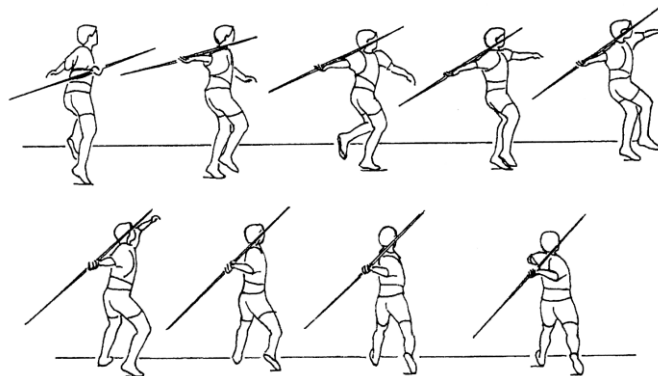
První krok začíná odrazem z levé dolní končetiny na druhé značce a zrychleným vysunutím pravé nohy dopředu. Vysunutí pravé dolní končetiny má často charakter přeskočků a je signálem pro změnu rytmu běhu. Současně s výkrokem pravé dolní končetiny začíná nápřah horní končetiny a rotace trupu. Pánev a dolní končetiny jsou stále ve směru hodu (Šimon et al., 2004).

Druhý krok z pravé na levou je delší než předchozí. Dochází ke snížení těžiště těla a dokončení nápřahu. Na konci nápřahu jsou podélná osa oštěpu a ramen vůči sobě téměř rovnoběžné. Oštěp je prakticky položen na odhodové končetině, a to tak, že spodní okraj je přibližně 10 cm nad nebo pod úrovní ramene (Novotný, 2008).

Třetí krok je impulzivní neboli střížný krok. Tento krok je spojovacím článkem mezi rozběhem a odhodem (Šimon et al., 2004). Na kvalitě provedení tohoto kroku závisí celé odhodové postavení a tím i odhod (Segeťová, 1985). Tento krok je výjimečný tím, že po odrazu z levé dolní končetiny se ještě před došlápnutím pravé končetiny dostane levá před ni. Jde o přeskok, který je proveden velmi rychle, rychleji než předchozí kroky a obě nohy tak předběhnou trup (Langer, 2007). Předběhnutí trupu napomáhá zvýšení úklonu trupu s vytaženou paží nazad. Pravá noha aktivně přibírá hmotnost celého těla (Novotný, 2008).

Čtvrtý krok již bývá řazen některými autory k odhodové fázi, neboť se jedná o charakteristickou fázi dvojí opory, tedy o odhodové postavení. Levá noha se po odrazu do impulzivního kroku co nejrychleji a nízko nad zemí přemísťuje do opory. Mezitím plynule pokračuje pohyb těla vpřed přes pravou nohu. Během celého pohybu by nemělo dojít ke zvednutí těžiště. Po přechodu těla přes oporu na pravé noze dochází k jejímu náponu se současným protlačováním pánve dopředu. Současně s tím se pravé koleno vytáčí buď vlevo mírně dolů dovnitř a pata

ven, nebo koleno s chodidlem zůstávají v ose rozběhu. Dokrok levé nohy se uskutečňuje přes patu s okamžitým sešlápnutím chodidla na zem. Koleno levé nohy je v okamžiku, kdy koleno pravé nohy přešlo do polohy souhlasné s rovinou hodu, mírně pokrčeno (Novotný, 2008). Trup



Obrázek 3 - Přechod do odhodového postavení (Šimon et al., 2004)

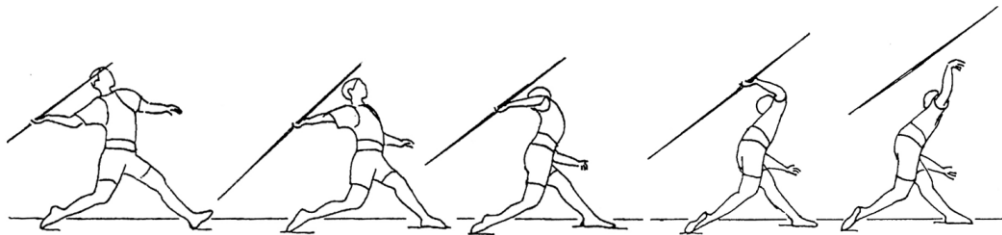
se dostává nad levou nohu (pravá je již tažena za tělem špičkou po zemi), následuje prudké trhnutí trupu vpřed a pravého ramena vzhůru vpřed. Oštěpař se tak dostal pod oštěp a tlačí hrudník vpřed, jako když se do oštěpu zavěsí, hlava pomáhá přirozeným držením - nesmí se zaklonit. Tímto pohybem, nejrychlejším ze všech, je stržena pravá paže k provedení bleskového švihů. Loket je vytočen pod oštěp do směru hodu, švihnutí končí prudkým sklopením ruky v zápěstí.

Levá paže pomáhá celému pohybu, prudkým pohybem vlevo dolů „otevívá“ trup, pohyb končí u levého boku (nikdy nepokračuje vzad). Celá levá strana tvoří pevný blok, o který se házející paže opírá (Novotný, 2008).

O kvalitě finálního hodu rozhoduje také časový interval mezi dokrokem pravé nohy a zapřením levé nohy. Tento interval musí být co nejkratší.

2.1.2.4 Odhod

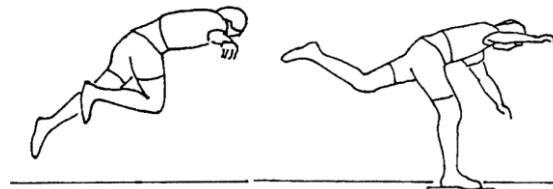
Odhod probíhá postupnou rotací trupu zprava doleva (Segeťová, 1985).



Obrázek 4 - Odhod (Šimon et al., 2004)

2.1.2.5 Přeskok

Setrvačností rozběhu a závěrečného pohybu těla pokračuje oštěpař dále vpřed (Novotný, 2008). V této poslední části oštěpaři udělají ještě jeden nebo dva kroky a spotřebují tak přebytečnou energii. U některých oštěpařů dochází i k pádu nebo zapření horními končetinami o zem. Tento přeskok je častou příčinou přešlapů, a proto je zapotřebí s ním v plánování rozběhu počítat (Šimon et al., 2004).



Obrázek 5 - Přeskok (Šimon et al., 2004)

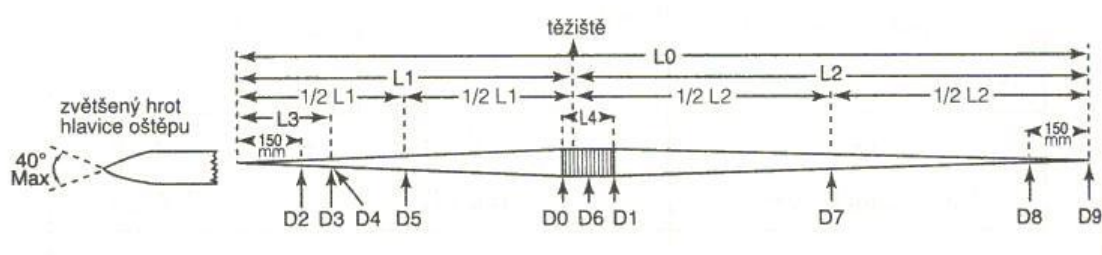
2.1.3 Technické vybavení

2.1.3.1 Oštěp

Oštěp je základním vybavením pro oštěpaře. Skládá se ze tří základních částí, kterými jsou hlavice, tělo a vinutí úchopu. Tělo oštěpu musí být po celé délce plné nebo duté. K tělu je upevněna kovová hlavice zakončená ostrým hrotem. Plocha oštěpu musí být jednotná. Vinutí musí překrývat těžiště náčiní a nesmí zvětšovat průměr těla o více jak 8mm. Vinutí musí mít všude stejnou tloušťku. Průřez oštěpu musí být kruhový. Největší průměr těla oštěpu musí být bezprostředně před vinutím. Od vinutí se musí oštěp

rovnoměrně zužovat až ke konci, jeho průměr se nesmí náhle měnit. Přesné rozměry jsou definovány Mezinárodní atletickou federací IAAF (viz dále).

K dosažení lepších výkonů nestačí pouze zdokonalování techniky a fyzické kondice, ale také zlepšování technických parametrů oštěpu, aby tak dosáhl lepších letových vlastností. Jedním z parametrů, který se v historii měnil, je použitý materiál. Jak již bylo zmíněno v kapitole o historii, prvním použitým materiálem bylo dřevo. Dřevěným oštěpem ještě hodila Dana Zátopková v roce 1958 rekord. Již v té době se ale začínaly používat oštěpy s kovovou konstrukcí, na výrobu oštěpů se začal používat hliník a válcovaná ocel. Byť se tyto materiály stále používají, materiálem, který se osvědčil nejlépe, jsou v dnešní době karbonová vlákna. Ta lépe odolávají odporu prostředí a lépe odolávají vibracím za letu. Hod se musí správně „trefit do vlákna“ (Kadlecová, 2008).



Obrázek 6 - Oštěp (Novotný, 2008)

Parametry, které udává Mezinárodní atletická federace IAAF:

- Hmotnost oštěpů se liší podle věkové kategorie atleta. Pro muže je to 800 gramů a pro ženy 600 gramů. Pro trénink se ovšem využívají oštěpy o různé hmotnosti pohybující se od 400 gramů do 1000 gramů (Kadlecová, 2008).
- Celková délka oštěpu je pro muže 2600-2700 mm pro ženy 2200 až 2300 mm.
- Délka hlavice pro muže 250-330 mm stejně i pro ženy
- Vzdálenost od hrotu k těžišti pro muže 900-1060mm pro ženy 800-920mm
- Průměr těla v nejtlustším místě u mužů 25-30mm u žen 20-25mm
- Délka vinutí u mužů 150-160mm u žen 140-150mm

Těžiště oštěpu se také měnilo. Nejprve byl oštěp držen přesně uprostřed. Aby oštěp co nejlépe letěl, musí být těžiště umístěno co nejvíce nazad. S těžištěm posunutým vzad dosáhli oštěpaři 100 metrové hranice. Kvůli bezpečnosti na hřišti proto bylo těžiště posunuto dopředu.

Tvar náčiní a poloha těžiště určují tzv. aerodynamický střed. Oštěp zavěšený v tomto místě a vystavený proudu vzduchu si zachovává stabilní polohu. Oštěp s větší plochou

podélného průřezu přední části mezi špičkou a vinutím oštěpu a s těžištěm posunutým co nejvíce nazad zajišťují dobré plachtící vlastnosti. Dobré plachtící vlastnosti kovových oštěpů jsou umožněny větší plochou průřezu přední části mezi špičkou a vinutím a těžištěm umístěným co nejvíce nazad (Kněnický, 1977).

2.1.3.2 Tretry

Oštěpaři většinou používají kotníkové tretry se zpevněnou patou opatřenou čtyřmi hřeby, které zajišťují kvalitní oporu v odhodovém postavení (Kněnický, 1977).



Obrázek 7 – Oštěpařské tretry

2.1.3.3 Rozběžiště

Dnes je rozběžištěm umělý povrch (Šimon et al., 2004).

2.1.4 Trénink hodů oštěpem

Jak již bylo řečeno, hod oštěpem patří mezi koordinačně nejnáročnější atletické disciplíny, a proto i nácvik je velice obtížný. Kvůli obtížnosti a nebezpečí zranění, se v této disciplíně závodí až ve straším věku. Při tréninku je zapotřebí rozvíjet obecné vlastnosti jako rychlost, sílu a obratnost (Atletický trénink, 2007). Při nácviku samotného hodu oštěpem se trénují jednotlivé fáze hodu odděleně. Konkrétně to jsou:

- Držení oštěpu
- Nesení oštěpu
- Nápřah
- Hod ze tří a z pěti kroků
- Hody z místa s různým náčiním
- Vyměření rozběhu a zdokonalování techniky v plném rozběhu

Přestože jsou tréninkové metody a postupy popisované v literatuře i používané v praxi různé, v základních principech jsou si navzájem podobné. Nácvikem se zabývá například Vomáčka (1980), popisuje jednotlivé fáze hodu, z čehož je pro tuto práci nejzajímavější nácvik samotného odhodu. Uvádí cviky jako například hod z místa z čelního a bočního postavení, nácvik impulzního kroku a jeho spojení s vlastním hodem, hod z místa a z bočního postavení s kriketovým míčkem, kamenem nebo vrhačskou koulí o menší

hmotnosti. Jako speciální tréninkové prostředky popisuje nácvik odhodu pomocí gumového expandéru nebo závaží na kladce.

Vacula et al. (1972) a Šimon et al. (2004) pro nácvik hodů doporučují obdobné cviky jako Vomáčka (1980), a sice hod z místa z čelního postavení, z bočního postavení, ze tří kroků oštěpem, míčkem, koulí a medicinbalem. Pro rozvoj síly shodně doporučují nácvik odhodu na kladce a s pomocí expandéru. O nácviku odhodu ve své knize píše také Segeřová (1985), která pro nácvik doporučuje hod míčkem, granátem i oštěpem. Píše, že z hlediska svalové koordinace a zapojení jednotlivých svalů jsou hod míčkem, granátem i oštěpem totožné.

I v dalších pracích je často zmiňován nácvik s pomocí míčku a s využitím kladky. Takovým případem je i práce (Šimon, 2003). Mezi další autory zabývajících se problematikou nácviku odhodu patří také (Dostál & Velebil et al., 2003). Ti uvádí, že zvládnutí hodů míčkem a granátem je nutným předpokladem pro to, aby atlet zvládl hod samotným oštěpem. V literatuře je popsáno i mnoho jiných tréninkových cviků, uvádět je zde všechny by již bylo nad rámec této diplomové práce.

2.2 Anatomie pletence horní končetiny a ramenního kloubu

2.2.1 Spojení horní končetiny a ramenního kloubu

2.2.1.1 *Cingulum membri superioris*

Pletenec horní končetiny tvoří spojení mezi trupem a volnou částí horní končetiny (Čihák, 2001) a tvoří jej několik pohyblivých spojení. Jsou to tzv. pravé klouby, mezi které je řazeno acromioclaviculární skloubení, sternoclaviculární skloubení, dále funkční spojení mezi lopatkou a páteří, které je tvořeno svaly a někdy nazýváno též jako thorakoscapulární spojení. Patří sem také subacromiální spojení (Katedra biomechaniky, 2009).

Articulatio sternoclavicularis. Jedná se o složený kloub, kde je mezi facies articularis sternalis a incisura clavicularis vložen discus articularis. Pohyb v tomto kloubu je možný všemi směry, ale pouze v malém rozsahu, protože kloubní pouzdro je tuhé a krátké (Čihák, 2001). Spíše než o pohyby proto provádí o drobné posuny. Ligamentum, které zpevňuje tento kloub, je lig. sternoclaviculare anterius et posterius (Katedra biomechaniky, 2009).

Articulatio acromioclavicularis. Jedná se o kloubní spojení mezi lopatkou a claviculou. Tento kloub tuhý a pohyby v něm jsou možné pouze v malém rozsahu. Spojení je zesíleno vazem lig. acromioclaviculare, funkční vztah má ke kloubu také ještě lig. coracoclaviculare (Katedra biomechaniky, 2009). Dalším vazem, který souvisí s acromionem je lig. coracoacromiale tzv. fornix humeri, který omezuje pohyb do abdukce. Posledním vazem majícím vztah k tomuto kloubu je lig. transversum scapulae (Čihák, 2001).

Thorakoscapulární spojení. Je tvořeno vazivem vyplňujícím štěrbinu mezi svaly na přední ploše lopatky a hrudní stěnou. Toto spojení umožňuje klouzavé pohyby lopatky po hrudníku. Pohyb lopatky a její stabilizaci umožňují svaly pletence (Katedra biomechaniky, 2009).

Subacromiální spojení. Je prostor ohraničený úponem rotátorové manžety (viz 2.2.2.2), spodní plochou acromionu, pouzdrům ramenního kloubu a spodní plochou m. deltoideus. Je vyplněn řídkým vazivem a bursami – bursou subdeltoideou a bursou subacromialis. Toto spojení umožňuje pohyb mezi deltovým svalem, kloubním pouzdrům a úpony svalů. Funkčně je toto spojení součástí ramenního kloubu (Katedra biomechaniky, 2009).

2.2.1.2 Articulatio humeri

Kloub ramenní je největším kloubem horní končetiny a zároveň je to také kloub s největším rozsahem pohybů v těle. Je to kloub kulovitý volný, kde kloubní jamka tvořená cavitas glenoidalis na scapule je menší než hlavice tvořená caput humeri (Bartoníček et al., 1991; Čihák, 2001; Dylevský et al., 2000). „Caput humeri tvoří plochu 1/3 až 2/5 povrchu koule“ (Bartoníček et al., 1991, 82). Kloubní jamka je při okraji doplněna vazivově-chrupavčítým kloubním lemem tzv. labrum glenoidale, které zvětšuje a prohlubuje kloubní jamku zhruba o jednu třetinu (Čihák, 2001; Bartoníček et al., 1991; Dylevský et al., 2000). „Nejmohutnější je lem na přední straně jamky, je asi 4mm vysoký a široký 6mm, naopak nejméně vyvinutý je na dorzální straně“ (Bartoníček et al., 1991 str. 84).

Kloubní pouzdro. Začíná po obvodu baze labrum glenoidale a upíná se na collum anatomicum humeri. Je volné, dlouhé, na přední straně kloubu slabé a směrem do fossa axillaris je zřasené tak, aby umožňovalo pohyb do abdukce nad horizontálu. „Je tak volné, že umožňuje oddálení hlavice od jamky o 2 – 3 cm“ (Bartoníček et al., 1991, 85).

„V těchto místech volnosti a oslabení kloubního pouzdra dochází nejčastěji k vykloubení a instabilitě (Dylevský et al., 2000).

Kloubní vazy dělíme na tři vnější a tři vnitřní vazy. Vnitřní vazy jsou výchlípky kloubního pouzdra. Patří sem lig. glenohumerale superius, což je nejslabší vaz. Lig. glenohumerale medium je odděleno od předešlého ligamenta šlachou m. subscapularis. Lig. glenohumerale inferius je nejsilnější a nejširší ze všech tří vazů. Mezi horním a středním vazem je tzv. foramen ovale Weitbrechti a mezi středním a dolním vazem je také otvor. Oba tyto otvory tvoří tzv. locus minoris resistentiae z hlediska luxací ramenního kloubu (Bartoniček et al., 1991).

Vnější kloubní vazy. Lig. coracohumerale je považováno za závěsný aparát hlavice. Lig. coracoglenoidale jde od baze processus coracoideus k tuberculum supraglenoidale. Lig. intertuberculare přemostuje sulcus intertubercularis. Tento vaz je považován za zesílený dolní okraj lig. coracohumerale.

Lig. coracoacromiale, nebo též fornix humeri, nepatří do kloubního pouzdra ramena, ale má pro něj důležitý funkční význam. Při maximální abdukci se o něj opírá tuberculum majus humeri. Tento vaz stabilizuje vzájemně processus coracoideus a acromion, na které působí velké ohybové síly vyvolané tahy svalů (Bartoniček et al., 1991).

2.2.2 Svaly ramenního pletence a svaly kolem ramenního kloubu

2.2.2.1 Svaly ramenního pletence

Z vývojového hlediska a podle inervace zde patří svaly spinohumerální a thorakohumerální (Čihák, 2001).

Spinohumerální svaly

- m. trapezius
- m. latissimus dorsi
- mm. rhomboidei
- m. levator scapulae

Thorakohumerální svaly

- m. pectoralis major
- m. subclavius
- m. serratus anterior (Čihák, 2001)

2.2.2.2 Svaly kolem ramenního kloubu

Svaly kolem ramenního kloubu můžeme rozdělit na svaly přímo související s kloubním pouzdrům a svaly, které se upínají v okolí kloubu.

Svaly upínající se v okolí kloubu. M. pectoralis major upínající se na crista tuberculi majoris. M. latissimus dorsi, m. teres major, které se upínají na crista tuberculi minoris humeri. M. coracobrachialis a caput breve musculi bicipitis brachii, které začínají na processus coracoideus.

Svaly přímo související s kloubním pouzdrům. M. deltoideus tvořící povrchový reliéf ramene. Mezi m. deltoideus, kloubním pouzdrům a svaly hluboké skupiny je subdeltoidální bursa, která zasahuje až pod fornix humeri a acromion tato její část se nazývá subakromiální bursa. Někdy se o tomto spojení mezi hlubokou vrstvou, kloubním pouzdrům a deltovým svalem mluví jako o subakromiálním kloubu (Dylevský et al., 2000; Čihák, 2001).

Rotátorová manžeta. Je tvořena svaly hluboké vrstvy, což jsou m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis. „Chrání a zpevňuje ramenní kloub a nastavuje polohu hlavice humeru v glenoidální jamce, participuje tím na tzv. centraci kloubu a podílí se na vzpřímeném držení těla“ (Véle, 2006, 269). Manžeta je rozdělena dlouhou hlavou m. bicipitis brachii na ventrální a dorzální část. Ventrální část tvoří m. subscapularis, který má funkci vnitřně rotační, dorzální část je tvořena dalšími třemi svaly a má funkci zevně rotační. Mechanicky nejvíce namáhanou částí rotátorové manžety je šlacha m. supraspinatus, která je při abdukci stlačena mezi tuberculum majus humeri a acromion (Bartoníček et al., 1991; Dylevský et al., 2000; Čihák, 2001; Véle, 2006).

Další svaly hluboké vrstvy jsou dlouhá hlava m. bicipitis brachii a dlouhá hlava m. tricipitis brachii (Dylevský et al., 2000; Čihák, 2001).

2.3 Kineziologie

2.3.1 Definice

Kineziologie má v dnešní době u nás i ve světě několik významů. V zahraničí existují školy a fakulty, které mají v názvu slovo kineziologie, jejich náplň ovšem spíše odpovídá české kinantropologii (Katedra biomechaniky, 2009; Blahuš, 2008).

Véle (1995) uvádí velké množství osobností, které se zabývaly pohybem ať již jeho vznikem nebo naukou o pohybu. Byli to filosofové, fyzikové, astronomové, matematici, přírodovědci, biologové, psychologové, lékaři a další. Bylo a je mnoho oborů studujících pohyb ať již těles, člověka nebo částic.

Kineziologie je věda o lidském pohybu (Dylevský et al., 2001; Dylevský, 2007; Katedra biomechaniky, 2009; Véle, 1995; Hoffman et al., 2005; Morrison & Knudson, 2002).

Podle názoru odborníků z Katedry anatomie a biomechaniky (2009) je to věda interdisciplinární, která vychází z poznatků funkční anatomie, biomechaniky, fyziky, neuroanatomie a neurofyzologie. „Z těchto věd si kineziologie v našem pojetí bere základní fakta, která potřebuje k řešení otázek řízení pohybu individua včetně jeho interakcí s okolním prostředím.“ Výsledný pohyb je potom zlatou střední cestou mezi stavem CNS, efektorového systému a zevním a vnitřním prostředím (Katedra biomechaniky, 2009).

Hoffman & Harris (2008) také udávají, že kineziologie je interdisciplinární obor, který vychází ze tří základních obecných zdrojů, a to z experimentálních výzkumů týkajících se fyzické aktivity, studia teoretických a koncepčních základů fyzické aktivity a praktických zkušeností z fyzické aktivity.

Véleho (1995, 9) definice kineziologie zní: „Kineziologie je věda, která se zaměřuje na elementární motorické funkce, jejich biomechanický základ a jejich neurofyzilogické řídicí procesy.“

Definice dle Dylevského (2007) zní: „Kineziologie je věda o biologických komponentách, aspektech a atributech pohybu v procesu vývoje a o vlivu pohybu na biologické struktury.“ Z toho vyplývá, že kineziologie se nezabývá didaktickými a psychologickými aspekty pohybu tím se zabývá kinantropologie. Předmětem zájmu nejsou ani sociobiologické, sociokulturní, ekologické atributy (Katedra biomechaniky, 2009; Dylevský, 2007).

Mezi významné autory českých kineziologických textů řadí Dylevský (2007) autory K. Lewita, V. Jandu, F. Véleho, Z. Polákovou, J. Javůrka a M. Kučeru.

Kineziologii je možné rozdělit do několika skupin (Véle, 1995):

- *vývojová kineziologie*
- *speciální kineziologie* – patří sem kineziologie axiálního systému (páteř, pánev, DK při stoji), kineziologie lokomočního systému (funkce DK při různých formách lokomoce), kineziologie jemné motoriky (pletence ramenní, horní končetina a ruka ve vztahu k jemné motorice), kineziologie komunikačního systému (mimické svaly, okohybné svaly, artikulační svaly),
- *patokineziologie* – funkce pohybového systému za patologických podmínek, při různých chorobách spojených s poruchami hybnosti, navazuje na vývojovou kineziologii,
- *kineziologie za jiných podmínek*, jako je například pracovní kineziologie či sportovní kineziologie

Tato práce se zabývá kineziologickou analýzou sportovního pohybu. Tou se u nás zabývá Kračmar, který vychází z vývojové kineziologie, fyzioterapie a léčebné rehabilitace. Provádí srovnávání lokomočního pohybu ve vybraném sportovním odvětví (kanoistika, nordic walking, cyklistika,...) s obecně platnými pohybovými vzory s využitím povrchové EMG a dochází tak k obecně platným závěrům, které se dají aplikovat u jiných sportů (Švehla, 2008).

2.3.2 Definice některých kineziologických pojmů

2.3.2.1 Obecné pojmy

Klid je stavem, kdy člověk jako celek ani jeho jednotlivé části nemění místo ani tvar. K tomuto stavu může dojít, pokud se síly, které působí na člověka, vyrovnávají nebo na něj žádné nepůsobí.

Pohyb je děj, při kterém dochází ke změně polohy celého těla nebo jeho částí v daném prostoru a v určitém čase. Pohyb je funkcí prostoru a času (Véle, 1995).

2.3.2.2 Pojmy popisující strukturu pohybové soustavy (Véle, 2006)

Podpurná složka, kterou tvoří skelet, klouby, vazy

Silová složka tvořená svaly.

Řídící složka, kterou tvoří nervovým systémem.

Logistická složka zajišťuje metabolismus (přísun, přeměnu a odpad látek).

2.3.2.3 Pojmy označující funkci pohybové soustavy (Véle, 1997)

Stand by tzv. pohotovost k pohybu. V této fázi nacházíme ve svalu zvýšené svalové napětí a zvýšenou dráždivost neuromuskulárního aparátu, připraveného k zahájení pohybové aktivity. Je zvýšená posturální aktivita.

Kontrakce – aktivní činnost svalu. S kontrakcí jsou spojeny dva termíny – punctum fixum a punctum mobile. Punctum fixum je nepohyblivý segment a punctum mobile, jak již samotný název napovídá, je segment, který se pohybuje. Délka svalu se při kontrakci může a nemusí měnit a na základě toho ji lze rozdělit následovně:

- *izotonická kontrakce* – je stav, kdy dochází k přibližování punctum fixum a punctum mobile k sobě, dochází ke zkrácení svalu při stejném napětí
- *izometrická kontrakce* – délka svalu se nemění, ale postupně dochází k narůstání svalového tonu
- *izotonická excentrická kontrakce* – je stav, při kterém se punctum fixum a punctum mobile od sebe vzdalují, sval se natahuje
- *izokinetická kontrakce* – je činnost svalu, při které se po celou dobu pohybu vyvíjí stejné úsilí při konstantní rychlosti pohybu

Relaxace – proces, který vede k útlumu svalové aktivity a způsobuje uvolnění svalu a snížení jeho napětí (Véle, 1995).

2.3.2.4 Pojmy charakterizující pohyb

Pohyb ve sportu je pohybem volním neboli ideokinetickým. Tento pohyb vzniká na základě určitého pohybového záměru a je ovládán vůlí. Tento druh pohybu má teleologický (účelový) často i komunikační charakter. Je prováděn k realizaci určitého záměru (Véle, 1995).

Automatický pohyb. Pohyb, který je podvědomý, ale řízený z CNS a má účelové zaměření. Příkladem automatického pohybu je chůze. Tento pohyb většinou bývá spuštěn vůlí, ale může také vznikat i bez účasti vědomí jako je tomu například u somnambulismu.

Fázický pohyb. Pohyb rychlý.

Tonický pohyb. Pohyb velmi pomalým nebo pohyb, který udržuje danou polohu.

Pohybový program. Soubor pohybových vzorů, vytvářejících spolu určitý komplexní sekvenční funkční celek (vzpřímení z polohy vleže do stoje atd.) Pohybové programy jsou posturální i pohybové. Vznikají opakovaným zpracováním aference – učením.

Pohybové chování. Integrovaný pohybový projev jako individuální pohybové jednání, které je výrazem běžné pohybové činnosti člověka (Véle, 1995).

2.3.2.5 Vyšetřovací metody v kineziologii

Klinické vyšetřovací metody. Analyzují motorické funkce, provádějí patologický rozbor případné poruchy hybnosti s možností nalézt řešení po odstranění této poruchy

Pomocné vyšetřovací metody v kineziologii. Fotografie, kinematografie – umožňují rozložit průběh pohybu do jednotlivých fází, často se používá spolu s EMG (elektromyografie) viz kapitola 2.6. Dále to jsou posturografie, plantografie a biomechanické vyšetření, které registruje jak mechanické, tak elektrické veličiny při svalové činnosti (Véle, 1995).

2.3.3 Svalové smyčky a řetězce v oblasti ramene

Svaly mohou buď držet polohu jednotlivých segmentů proti gravitaci nebo provádět pohyb svým zkrácením nebo navrácením do původní polohy. V běžném denním životě, ale i při sportu, nedochází k pohybu pouze v jednom segmentu a v základních směrech. Jde většinou o pohyb diagonální a účastní se ho najednou více svalů nebo svalových skupin, které v ten daný okamžik plní stejnou funkci a mají stejný cíl. Tyto svaly propojené vazivovými nebo kostěnými strukturami tvoří společně větší funkční celky (Véle, 2006).

Svalovou smyčkou nazývá Véle (2006) pohyblivý kostní segment (*punctum mobile*) tvořený dvěma pevnými strukturami, který je propojen dvěma svaly. *Punctum fixum* je místo úponu svalů. Tato svalová smyčka potom přibližuje jeden nebo druhý pohyblivý segment k opěrnému bodu, nebo jej proti opěrnému bodu fixuje, a tím se stává oporou pro jiný pohybující se segment. Jednotlivé smyčky se spojují ve složité svalové řetězce na základě vzájemné fyzikální nebo funkční vazby. Propojení mezi svalovými smyčkami je tvořeno fasciálními, šlachovými nebo kostěnými strukturami. Těchto řetězců je několik a neznamená to, že musí pracovat vždy jen jeden. Současně jich může působit více najednou a stejně tak i svaly, které jsou součástí daného řetězce, nemusí pracovat synchronně, ale mohou se zapojovat postupně. Každý sval se za určitých okolností může stát článkem určitého řetězce (Javůrek, 1986).

Po funkční stránce mohou svaly v řetězci pracovat buďto synchronně (v kokontrakci) při udržování určité polohy vřazeného segmentu jako funkční synergisté, nebo jako funkční antagonisté (reciproční inervace) při změně polohy segmentu.

Véle (1997) píše, že svaly pracují na základě reciproční inervace pouze do určitého stupně aktivace. Při vyšším úsilí, zejména při udržování určité polohy proti gravitaci, se vedle agonisty aktivuje i antagonist.

Jinou možností je postupná aktivace řetězců, která probíhá podle stanoveného časového rozvrhu řízeného programově a korigovaného proprioceptivní zpětnou vazbou. Aktivace segmentů probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu k druhému (Véle, 1997).

Řetězení funkcí vzniká podle Véleho (2006) pravděpodobně na základě předpokladu, že CNS neřídí jednotlivé svaly, ale jednotlivé pohyby. To znamená, že různí lidé za různých okolností mohou k provedení stejného úkonu využít jiné kombinace svalů tak, aby to nejlépe vyhovovalo provedení pohybového záměru, tedy aby byl pohyb pro organismus co nejekonomičtější.

Při hodnocení pohybu je zapotřebí tyto svalové smyčky a řetězce brát v potaz a nehodnotit svaly jen podle jejich začátku a úponu. Je zapotřebí sledovat také svaly, které se do daného pohybu zapojují jako společníci. Stejně tak trénink jednotlivých svalů nemá pro daný pohyb takový význam, jako spíše trénink konkrétních pohybů. Na svaly je nutné nahlížet z pohledu funkčních souvislostí, protože svaly ve svalových řetězcích se vzájemně ovlivňují. Posilování svalů ve více rovinách zvyšuje všestrannost i obratnost svalů (Véle, 2006).

Funkci svalových řetězců můžeme analyzovat jak klinicky, tak s použitím elektromyografie (Véle, 2006). K hodnocení většího množství svalů a složitějších pohybů se nejvíce hodí povrchová elektromyografie (Kozáková & Žurková, 2006).

Propojení horní končetiny s trupem se děje přes lopatku. Lopatka jako relativně pohyblivý článek těla je spojena s hrudními obratli a žebry. Smyčky zajišťující stabilizaci i pohyb lopatky tedy i paže jsou celkem čtyři. Smyčky a svalové řetězce, které jsou uvedeny dále, jsou dle Véleho (2006).

Řetězce mezi trupem a lopatkou

První smyčka je pro abdukcii a addukcii lopatky a je tvořena *vertebrae – m. rhomboideus – lopatka – m. serratus anterior – costae*. Činností těchto svalů dochází buď k pohybu dolního úhlu lopatky směrem k páteři (*m. rhomboideus*), kdy dochází také ke změně postavení glenohumerálního kloubu tak, že *fossa glenoidalis* směřuje šikmo dolů,

nebo činností m. serratus anterior se dolní úhel pohybuje od páteře a kloubní jamka směřuje šikmo vzhůru. Tato smyčka působí při vzpažování extendované paže a při přitahování zpět k trupu. Provádí vzepření se o hůl, vzepření na bradlech a aktivuje se také při úderu pěstí do stolu.

Druhá smyčka je pro depresi a elevaci lopatky a je tvořena hlava – m. trapezius superior – krční páteř – m. levator scapulae – scapula – hrudní páteř – m. trapezius inferior. Uplatňuje se při nesení břemene na rameni a v rukou.

Třetí smyčka pro depresi a elevaci ramene je tvořena costae – m. pectoralis minor – scapula – m. trapezius superior – vertebrae. Je aktivní ve chvíli, kdy chceme zvednout něco ze země, nebo když pro něco saháme dopředu. M. trapezius superior zvedá nahoru rameno a spolupracuje s m. levator scapulae.

Čtvrtá smyčka je fixující a je tvořena vertebrae – m. trapezius med. – scapula – m. serratus anterior – žebra. Tato smyčka spolupracuje s m. latissimus dorsi a tvoří svalový pás fixující lopatku jejím přitlačením k hrudníku.

Všechny čtyři smyčky jsou nezbytné pro správnou funkci horní končetiny. Dysbalancemi mezi těmito svaly dochází ke změnám postavení v ramenním kloubu, k tzv. decentraci. Na decentraci ramenního kloubu se také podílejí svaly rotátorové manžety, viz kapitola 2.2.2.2.

Řetězce mezi ramenním pletencem a trupem

Řetězec mezi paží a hrudníkem je tvořen přední stranou hrudníku – m. pectoralis major- humerus – m. latissimus dorsi – zadní hrudník. Tato smyčka pracuje při hodů oštěpem a hodů diskem a posiluje i úder ze vzpažení. Při fixaci paží pomáhá při inspiraci a umožňuje nám si dosáhnout na intergluteální rýhu.

Dlouhé řetězce trupu

Tyto řetězce přechází z jedné strany těla na druhou a jsou celkem dva:

Na zadní straně trupu začíná svalový řetězec na humeru jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca (druhé strany) – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany.

Na přední straně trupu jde opět z humeru jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – přes pochvu přímých břišních svalů přechází na druhou stranu –

mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – stehenní fascie – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany.

Díky těmto řetězcům se mohou přenášet funkční poruchy z trupu na pletenec i volné končetiny.

Řetězec zpevňující pletenec ramenní

Hrudník – clavicula – m. deltoides – humerus – m. deltoideus – scapula – svaly lopatkových smyček – hrudník. Tento řetězec spolupracuje s m. supraspinatus a m. biceps brachii. Aktivuje se při upažení, předpažení, za pažení, vzpažení a při pronaci ruky.

Řetězce otevřené a uzavřené

Otevřený je: scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí. Scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps brachii – předloktí. Tento řetězec tvoří funkční spojení mezi ramenním pletencem a předloktím.

Uzavřený je scapula – m. deltoideus – humerus – m. brachialis – ulna, scapula – m. biceps brachii – radius, scapula- m. triceps brachii – ulna, humerus – m. triceps brachii – ulna

M. biceps brachii je součástí pronačně supinačního řetězce a ten je scapula – m. biceps brachii – radius – m. supinator – ulna.

O řetězení svalů se zmiňuje také Kolář (2002). Vychází z prací Jandy, který zjistil, že některé svaly mají tendenci ke zkrácení a jiné k oslabení a tyto svaly systematicky uspořádal do syndromů - horního, dolního a vrstevného viz kapitola 2.3.6. Kolář (2002) také vychází a navazuje na práci Vojty a na řetězení svalů se dívá z pohledu vývojové kineziologie. Dělí svaly podle jejich antigravitační funkce a zapojení do držení těla při motorickém vývoji na svaly ontogeneticky mladší a ontogeneticky starší. Svaly ontogeneticky mladší odpovídají fázičným svalům a ontogeneticky starší odpovídají tonickým, nebo též posturálním, svalům. Obě dvě skupiny podle něj pracují jako celek a při oslabení jednoho svalu tak dochází k reflexní iradiaci do celého systému. Fázičké svaly mají tendenci k útlumu a zásadně tak ovlivňují postavení v kloubech.

2.3.4 Svalová koordinace a timing svalů

Svaly nepracují synchronně, ale zapojují se do pohybu postupně, aby byl pohyb co nejplynulejší (Véle, 2006). Toto přesné načasování zapojení jednotlivých svalů do akce se nazývá timing svalů (Holubářová & Pavlů, 2007).

Dobrá svalová souhra je za použití minimální síly, minima energie a minima zásobení. O dobré nebo též správné svalové koordinaci můžeme mluvit v případě, že se do pohybu zapojí správné svaly, ve správný čas a správnou intenzitou. Koordinaci pohybu má na starost centrální nervový systém, viz kapitola 2.3.5.

Svalová koordinace je při pohybu důležitější než svalová síla. Svaly musí pracovat jako jeden celek. Pokud by se jeden ze svalů do pohybu nezapojil nebo by se zapojil s menší nebo naopak větší silou, způsobil by pohybovou disharmonii. V tomto případě je docela výstižné přirovnání svalové souhry Véleho (2009) k orchestru a nervového systému k dirigentovi.

2.3.5 Řízení pohybů

Aby centrální nervový systém (CNS) fungoval správně, musí tvořit celek. Motorika je pouze jeho částí. Činnost CNS je závislá nejen na aferentním senzorigním systému, ale i na kognitivních funkcích nebo na stavu vědomí. Činnost všech cerebrálních i spinálních částí motorického systému je vzájemně závislá a vytváří jednotný celek, jehož cílem je optimální funkce příčně pruhovaného svalstva (Kaňovský et al. 2004).

Veškerý pohyb lidského těla je tedy řízen motorickými částmi centrálního nervového systému. Tyto motorické části by bez iniciátora, což může být jakákoliv informace z vnitřního či vnějšího prostředí, nemohly fungovat. Zjednodušeně by se dalo říct, že motorika je reflexním dějem a je jedno, jestli se jedná o nejjednodušší monosynaptický míšní reflex nebo o složitý polysynaptický reflex (Kaňovský et al. 2004).

Řízení pohybu se odehrává na několika úrovních, které jsou si nadřazené na základě fylogeneze.

Dle Véleho (2006) jsou to čtyři základní řídicí úrovně:

- 1) Autonomní
- 2) Spinální
- 3) Subkortikální
- 4) Kortikální

Dle Kaňovského et al. (2004) jsou tyto úrovně také 4, a to tyto:

- 1) Míšní
- 2) Kmenová
- 3) Podkorová
- 4) Korová

Senzomotorická integrace na úrovni míšní. Na této úrovni je nejjednodušší funkční strukturou monosynaptický reflexní oblouk. Příkladem monosynaptického reflexu je informace o zkrácení nebo prodloužení svalu, kterou získáváme z proprioceptorů. Složitějším typem je polysynaptický reflex nebo také flexorový reflex. Tento reflex je zprostředkován nociceptory a je aktivován v případě kontaktu těla s nebezpečnou noxou (Holubářová & Pavlů, 2007). Na kmenové úrovni se jedná ještě o reflexy facio-faciální a trigemino-faciální proprioceptivní a exteroceptivní (Kaňovský et al., 2004).

Senzomotorická integrace na úrovni kmenové. Přestože je v této oblasti uložena řada senzoričtých (vizuální, sluchové, vestibulární, chuťové) i motorických (jádra hlavových nervů, kmenová jádra, retikulární formace,...) struktur, integrace na této úrovni probíhá pouze v mozečku (Kaňovský et al., 2004). Mozeček umožňuje hladké, koordinované, správně načasované a přesně provedené volní a automatické pohyby (Ambler, 2006). Je rozhodující složkou v držení osového orgánu (Kračmar, 2002).

Senzomotorická integrace na úrovni podkorové. Integrace na této úrovni je realizována prostřednictvím bazálních ganglií (BG) a jejich zpětnovazebných okruhů, ve kterých jsou kromě BG zapojeny také další podkorové i korové struktury a struktury mozkového kmene. BG jsou zodpovědná za programování pohybu, které se skládá ze tří částí – plánování pohybu, při kterém je pohybový vzorec vybrán z motorické paměti, dále z tzv. motor programming, kdy je vybraný pohybový vzorec aktualizován a přizpůsoben podmínkám. Poslední částí je vlastní vykonání pohybu (Kaňovský et al., 2004).

Senzomotorická integrace na úrovni korové. V oblasti kortexu nacházíme senzoričtá centra, motorická centra a asociační oblasti (Kaňovský et al., 2004). Kortex je označován jako brána vědomí (Ambler, 2006). Důležitou součástí je limbický systém, který je dle Vélého (2006) důležitým centrem motivace pohybu a zásadně tak ovlivňuje výslednou kvalitu pohybu. Holubářová & Pavlů (2007) označuje za nejvyšší úroveň řízení účelově zaměřeného pohybu psychiku.

2.3.6 Svalové dysbalance

Jedná se o nerovnováhu mezi svaly, kdy některé svaly mají tendenci k útlumu a jiné naopak k hypertonii, zkrácení až kontrakturám. Jakmile jsou antagonisté při daném pohybu v nerovnováze, dochází pak k nerovnoměrnému zatížení kloubů a tím ke vzniku funkčních blokády. Toto nerovnoměrné zatížení kloubu se nazývá funkční decentrované postavení (Lewit, 2003). Jako první tyto svaly systematicky uspořádal Janda. Rozdělil je do tří syndromů:

1) Horní zkřížený syndrom:

- V útlumu jsou dolní fixátory lopatek a hyperaktivní jsou horní fixátory lopatek.
- V útlumu jsou mezilopátkové svaly a hyperaktivní jsou mm. pectorales.
- V útlumu jsou hluboké flexory šíje (m. longissimus cervicis, m. longissimus capitis, m. omohyoideus, m. thyrohyoideus) a hyperaktivní jsou extenzory šíje (krční vzpřimovače trupu a m. trapezius) (Haladová & Nechvátalová, 2003).
- Také může dojít ke zkrácení ligamentum nuchae.

Vlivem těchto dysbalancí dochází ke vzniku:

- Kulatých zad a předsunutého držení ramen, krku i hlavy.
- Zvýšená krční lordóza nejvíce v oblasti C/Th přechodu.
- Horní typ dýchání s přetíženými skalenovými svaly a TrPs na bránici.
- Změny pohybových stereotypů (Lewit, 2003).

2) Dolní zkřížený syndrom

- Oslabené mm. glutei maximi a zkrácené flexory kyčlí (m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae).
- Oslabené břišní svaly a zkrácené bederní vzpřimovače.
- Oslabené mm. glutei medii a minimi a zkrácené mm. tensores fasciae latae i mm. quadrati lumbos (Lewit, 2003).

Vlivem těchto dysbalancí dochází ke vzniku:

- Anteverze pánve
- Lumbální nebo lumbosakrální hyperlordóza.
- Při chůzi je nemožnost zanožení v kyčelním kloubu (Haladová & Nechvátalová, 2003).

3) Vrstvový syndrom

U tohoto syndromu dochází ke střídání svalových skupin oslabených, hypotonických, se zkrácenými, hypertonicnými.

Na přední straně těla v kaudokraniálním směru:

- V útlumu jsou přímé břišní svaly, laterálně od nich jsou hyperaktivní šikmé břišní svaly – můžeme vidět až vtažení břišní stěny.
- Dále jsou hyperaktivní m. pectoralis major a m. sternocleidomastoideus.

Na zadní straně v kaudokraniálním směru:

- Hyperaktivní ischiokrurální svaly a nad nimi v útlumu hýžděové svaly a paravertebrální svaly v lumbosakrální oblasti.
- Hyperaktivní erektory trupu thorakolumbálního přechodu.
- V útlumu dolní fixátory lopatek.
- Nejkraniálněji jsou hyperaktivní horní vlákna m. trapezius a m. levator scapulae (Haladová & Nechvátalová, 2003).

Lewit (2003) píše, že příčinou tohoto syndromu jsou často dysfunkční chodidla, jejichž funkci přebírají stehna, hýždě a trup.

Teorie o vzniku svalových dysbalancí je taková, že svalový systém je podle antigravitační funkce svalů rozdělen do dvou skupin, konkrétně na systém tonický a fázičkový. Tonické svaly mají tendenci k hyperaktivitě a mají funkci především posturální. Podle fyziologie mezi těmito dvěma systémy je také funkční a morfologický rozdíl neboť každý systém má jiné alfa motoneurony (Kolář, 2002).

Kolář (2001) vidí také další rozdíl mezi těmito dvěma systémy a to v zapojení do držení těla v průběhu posturální ontogeneze (viz kapitola 2.3.3).

Svaly tonické dle Lewita (1998):

- m. triceps surae
- ischiokrurální svaly
- m. rectus femoris
- m. tensor fasciae latae
- m. iliopsoas
- mm. adductores femoris
- m. quadratus femoris
- m. erectores trunci – lumbální část

- m. obliquus abdominis externus et internus
- mm. pectorales
- m. subscapularis
- m. deltoideus
- m. trapezius – pars ascendens
- mm. scalenii
- m. sternocleidomastoideus
- na horních končetinách – flexorové svalové skupiny

Svaly pázické dle Lewita (1998):

- m. tibialis anterior
- extenzory prstců
- mm. peronei
- mm. vastii
- m. gluteus maximus, medius et minimus
- m. rectus abdominis
- m. serratus anterior
- m. supraspinatus
- m. infraspinatus
- m. trapezius – pars descendens
- hluboké flexory šije (m. longus colli, m. longus capitis)
- žvýkácké svaly
- na horních končetinách – extenzorové svalové skupiny

2.3.7 Kineziologie ramenního kloubu

Glenohumerální kloub je kloub kulovitý s největším rozsahem pohybů v těle (Čihák, 2001). V této kapitole jsou uvedeny pohyby glenohumerálního kloubu v anatomických rovinách, i když v praxi se jedná spíše o pohyb v diagonálách. Pohyb závisí na stavu CNS.

Možné pohyby v tomto kloubu jsou flexe, extenze, abdukce, addukce, vnější a vnitřní rotace a dále specifické pohyby jako cirkumdukce, horizontální abdukce a addukce, šikmé předpažení a zapažení. Nejsilněji umíme přitáhnout ruku k tělu a vtočit dovnitř. Nejslabší naopak máme zapažení a vytočení ramene zevně (Lánik, 1990).

Podle Véleho (2006) probíhá flexe v ramenním kloubu ve čtyřech fázích 0°- 60°- 90°- 120°-180°. Na prvních 60° se podílejí m. deltoideus (pars clavicularis), m. coracobrachialis a pars clavicularis musculi pectoralis majoris. Pohyb je brzděn aktivitou m. teres major, m. teres minor a m. infraspinatus. Druhá fáze 60°-90° je přechodnou do třetí. Ve třetí fázi, tedy 90°-120°, se přidává dolní část m. trapezius a m. serratus anterior tím, že oba vytáčejí dolní úhel lopatky zevně. Pohyb je omezen tahem m. pectoralis major pars costosternalis a m. latissimus dorsi. V poslední fázi (od 120°-180°) se zapojují trupové svaly a dochází ke zvětšení lordózy a k úklonu.

„Flexe v glenohumerálním kloubu má tři fáze, první fáze od 0° do 50 až 60°, od 60° do 120° druhá fáze a třetí fáze od 120° do 180°“ (Kapandji, 1982). Svaly účastníci se na první fázi jsou přední vlákna m. infraspinatus. Druhá fáze probíhá v scapulothorakálním kloubu 60° rotací lopatky tak, že se glenoid otáčí nahoru a dopředu. Dále dochází k osové rotaci v sternoclaviculárním a acromioclavikulárním kloubu o rozsahu 30° v obou kloubech. Svaly provádějící tento pohyb jsou m. trapezius a m. serratus anterior. Tato fáze je omezena aktivací m. latissimus dorsi a kostosternální částí m. pectoralis major. V třetí fázi probíhá pohyb v páteři. Při flexi jedné končetiny jde končetina po vyčerpání pohybu v rameni a scapulothorakálním kloubu přes maximální abdukci a následně dojde k extenzi trupu. Pokud jsou flektovány obě končetiny, dojde ke zvýraznění bederní lordózy.

Vnitřní rotaci provádí m. latissimus dorsi, m. teres major, m. suprascapularis a m. pectoralis major. Na této rotaci se podílí také lopatka, a proto jsou zapojeny i svaly jako m. serratus anterior a m. pectoralis minor (Véle, 2006; Kapandji, 1982).

Hlavní svaly účastníci se na vnitřní rotaci jsou m. subscapularis, m. latissimus dorsi a m. teres major. Jako pomocné pak m. pectoralis major, m. deltoideus, m. biceps brachii a m. coracobrachialis (Dylevský et al., 2001).

Kapandji (1970) píše o tom, že zevních rotátorů je méně a jsou tedy mnohem slabší než vnitřní. Zároveň se zmiňuje, že jsou to svaly nezbytné pro funkci ruky, konkrétně pro psaní. Mezi svaly způsobující tento pohyb řadí m. infraspinatus, m. teres minor, m. rhomboidei a m. trapezius. Podle Véleho (2006) mezi zevní rotátory patří m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres minor, m. rhomboidei a m. trapezius.

Addukci provádí m. teres major, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. rhomboidei (Dylevský et al., 2001; Kapandji, 1982). K tomu, aby addukce proběhla správně, je zapotřebí synergistická kontrakce dvou svalových párů, kde první je tvořen m. rhomboidei a m. teres major a druhý tvoří svaly m. latissimus dorsi a caput longum m. tricipitis brachii. Pokud by se z prvního páru zapojil pouze m. teres major a síla proti addukci by byla velká, došlo by k rotaci lopatky vzhůru. Kontrakce m. rhomboidei tomuto pohybu zabraňují. V druhém páru je velmi silný adduktor m. latissimus dorsi, který při kontrakci stahuje hlavičku humeru dolů. Tomuto pohybu brání kontrakce caput longum m. tricipitis brachii (Kapandji, 1982).

Podle Dylevského (2001) provádí extenzi m. teres major, m. latissimus dorsi a zadní vlákna m. deltoideus. Mezi pomocné svaly řadí caput longum m. tricipitis brachii, m. teres minor, m. subscapularis a m. pectoralis major. Kapandji (1970) řadí mezi extenzory m. teres major, m. teres minor, zadní vlákna m. deltoideus, m. latissimus dorsi a během extenze dochází zároveň k addukci lopatky, na které se podílí mm. rhomboidei, střední vlákna m. trapezius a m. latissimus dorsi.

„Abdukce v ramenním kloubu probíhá ve třech fázích. Od 0° do 90° první fáze, od 90° do 150° druhá fáze a od 150° do 180° třetí fáze“ (Kapandji, 1982). Svaly, které se této fáze účastní, jsou m. supraspinatus a m. deltoideus. Oba tyto svaly mohou dělat abdukci samy. V případě, že se zapojují oba, je tečná síla m. supraspinatus na začátku pohybu větší než síla deltového svalu. Síla m. supraspinatus působící do středu kloubu zabraňuje superiori dislokaci, kterou způsobuje m. deltoideus. Proti této dislokaci působí také další svaly rotátorové manžety. Tato fáze je ukončena naražením velkého hrbolu humeru na horní část glenoidu. Abdukce bez rotací je také omezena tahem glenohumerálních ligament především inferiorního a mediálního. V druhé fázi je pohyb v glenohumerálním kloubu uzamčen, proto dochází k rotaci lopatky takovým způsobem, že se glenoid dostává nahoru. Dochází také k pohybu v sternocostálním a acromioclaviculárním kloubu, v každém v rozsahu 30°. Dvojice svalů účastnících se tohoto pohybu je m. trapezius střední vlákna a m. serratus anterior. Pohyb je omezen působením m. latissimus dorsi a m. pectoralis major. Konečná fáze abdukce v případě, že je abdukována jedna končetina, je způsobena aktivací kontralaterálních svalů páteře a v případě, že jsou abdukovány obě končetiny, dosáhnou konečné fáze pomocí flexe. Autor se také zmiňuje o tom, že čistá abdukce je vzácná, většinou je spíše kombinovaná s flexí (Kapandji, 1982).

Pohled Véleho (2006) na abdukci je, že probíhá ve čtyřech fázích 0° - 45° - 90° - 150° - 180°. V první fázi se účastní m. deltoideus a m. supraspinatus, který převládá. Druhou fází od 45° - 90° provádí m. supraspinatus a m. deltoideus, který naopak převládá v této fázi. Ve třetí fázi se uplatňuje především m. trapezius a m. serratus anterior a v poslední fázi se zapojují trupové svaly, které způsobují zvětšení bederní lordózy a úklon (Véle, 2006). Dylevský (2001) se ve spojení s abdukci zmiňuje o tzv. humeroscapulárním rytmu, což je poměr zastoupení jednotlivých kloubů glenohumerálního a scapulothorakálního při abdukci. Na každých 15° pohybu spadá 10° na glenohumerální kloub a 5° na lopatku.

2.4 Biomechanika

Hody a vrhy jsou nejčastěji děleny do 3 skupin. Na hody prováděné způsobem spodním, vrchním nebo bočním. Bartlett (2000) řadí hod oštěpem mezi hody prováděné vrchem. Cílem všech vrhů i hodů v atletice je dosažení co nejdělsí vzdálenosti. Pokud bychom házeli oštěpem ve vakuu, tak tvar křivky, kterou by oštěp opisoval, by byla parabola. V reálných podmínkách však proti pohybu působí odpor vzduchu a oštěp se pohybuje po trajektorii, která se nazývá balistická křivka. Ta je vždy kratší než parabola.

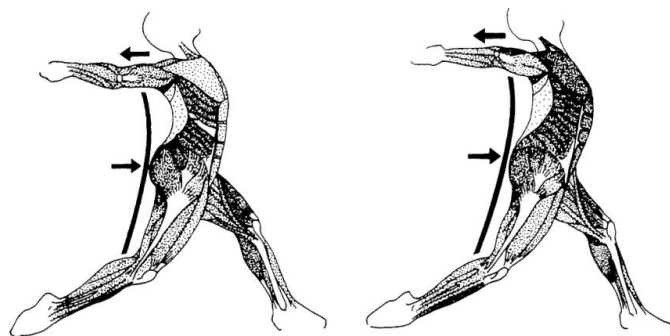
Parametry určující délku hodu jsou úhel vypuštění (α), rychlost vzletu (v_0) a výška vypuštění (y_0) náčiní a také gravitační zrychlení (g) v daném místě. Vztah mezi těmito parametry popisuje například vzorec pro výpočet délky hodu (L):

$$L = y_0 + \frac{v_0^2 \sin 2\alpha_0}{g} \quad (1)$$

Z daného vzorce je vidět, že délku hodu může nejvíce ovlivnit rychlost vzletu náčiní. S maximalizací rychlosti jsou spojeny biomechanické principy, které danou rychlost ať již přímo či nepřímo ovlivňují. Pohyb prováděný při hodu by proto měl tyto biomechanické principy následovat. Bartlett (2000) je dělí do tří skupin:

- 1) Univerzální principy platné pro všechny aktivity včetně hodů a vrhů.
- 2) Částečně univerzální principy platné pro velkou skupinu aktivit (jako např. v našem případě hodů do dálky).
- 3) Specifické principy platné pro konkrétní aktivitu (Bartlett, 2000).

Jedním z biomechanických principů, které atlet využívá, je svalové předpětí, které je založeno na elasticitě svalů. Atlet se snaží nashromáždit co nejvíce elastické energie tím, že napíná všechny svaly. V tomto okamžiku jsou svaly připraveny na nejsilnější kontrakci, při které jsou schopny vyvinout maximální sílu (Bartlett, 2000). U oštěpaře se této fázi říká napínání luku, viz Obrázek 8. Luk je napínán od zapřené nohy vzhůru napříč trupem, přes rameno, házející paži, až k místu úchopu. K tomuto jevu dochází v důsledku



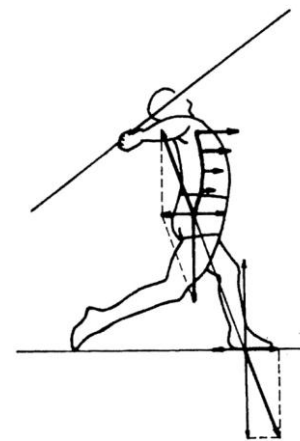
Obrázek 8 - Fáze napínání luku (Šimon et al., 2004)

zbrzdění velké hmoty spodních segmentů, čímž dojde k vystrčení trupu. Největší svalové předpětí je v oblasti ramene (Šimon et al., 2004).

Dalším z biomechanických poznatků, který lze aplikovat na hod oštěpem, je minimalizace energie vydané na vykonání daného pohybu, jehož podstatou je omezení pohybů nepotřebných pro danou aktivitu.

Na tuto myšlenku navazuje princip minimální složitosti pohybu, který říká, že složitost koordinace kinetického řetězce roste s tím, jak roste počet stupňů volnosti. Například kinetický řetězec hodu, který začíná pletencem ramenním a končí prsty na ruce, obsahuje přibližně 17 stupňů volnosti (Bartlett, 2000).

Velice důležitou roli při hodu hraje postupné zapojování svalů do odhodu. Bartlett (2000) píše, že bylo prokázáno s použitím počítačové simulace, že postupnou aktivací svalů lze dosáhnout delších hodů než při jejich současné aktivaci. Pohyb začíná v proximálním segmentu zapojením velkých svalových skupin schopných vyvinout velkou sílu. Následně pohyb přechází na distální segmenty, kde se zapojí menší svalové skupiny, které jsou jednak přesnější, ale hlavně také rychlejší. Při hodu je velice důležité zapojení agonistů i antagonistů. Pohyb je iniciován v proximálním segmentu agonistou, následně je zbrzděn antagonistou, čímž dojde k přenosu hybnosti do následujícího segmentu otevřeného kinematického řetězce. Otevřený kinetický řetězec, je specifický tím, že pohyb v distální části je možné provést bez zapojení jakéhokoliv svalu v jeho proximálním kloubu (Bartlett, 2000).



Obrázek 9 - Schéma působení sil při hodu (Šimon et al., 2004)

Jak již bylo zmíněno výše, rozhodujícím faktorem ovlivňujícím délku hodu je odhodová rychlost. Tou atlet oštěpu udělí určitou hybnost (p). Změna hybnosti tělesa je rovna konstantní síle F působící po dobu Δt , což je nazýváno též jako impuls síly. Tento vztah (Wikipedia, 2009) lze zapsat jako:

$$\Delta p = F \cdot \Delta t \quad (2)$$

U oštěpařů bylo zjištěno, že 70% odhodové rychlosti, potažmo tedy i hybnosti, atlet oštěpu udělí během poslední desetiny sekundy (Morris & Bartlett, 1996). Pro vyšší rychlost oštěpu tak musí oštěpař vyvinout i větší sílu. S tím se také shoduje Šimon et al. (2004), který píše, že po došlápnutí nohy do odhodového postavení dochází ke dvěma

fázím zrychlení, kdy jednou je napínání luku (viz výše) a druhou je fáze spuštění luku. Fáze spuštění luku je důsledkem mohutné koncentrické kontrakce svalů trupu, především svalů pletence ramenního.

K tomu, aby oštěpař udělal oštěpu co největší odhodovou rychlost, může uplatnit ještě další z principů biomechaniky, kterým je maximalizace akcelerační dráhy. Ten vychází ze vztahu mezi prací a energií, kdy

$$\Delta E = \bar{F} \cdot s \quad (3)$$

Ten jasně říká, že aby došlo k velké změně mechanické energie (ΔE), je zapotřebí buďto velké průměrné síly (\bar{F}) nebo dlouhé dráhy (s), na které danou silou působíme (Bartlett, 2000). To lze u oštěpařů přirovnat k fázi hodu, která začíná tzv. „spuštěním luku“ a končí samotným odhodem, nebo též vypuštěním, oštěpu.

Aby ovšem oštěpař mohl při hodu vyvinout co největší sílu, neobejde se při svém výkonu bez stability. Tento princip je založen na zákonu akce a reakce. Schéma sil působících na oštěpaře při odhodu ukazuje obrázek 9. V získání potřebné stability atletům pomáhají především tretry, které také eliminují nebezpečí sklouznutí.

2.5 Charakteristika pohybu

2.5.1 Hrubá motorika

Hrubá motorika je tvořena posturální motorikou, která zajišťuje statický pohyb neboli hold, a lokomoční motorikou, která zajišťuje dynamický pohyb neboli move. Jsou to dvě zdánlivě protichůdné stránky. Hrubá motorika je zajišťována axiálním systémem a kořenovými klouby (Véle, 1997). Svaly se samy o sobě nepohybují, potřebují k tomu impulz z nervového systému. Centrum řízení posturálního systému je v mozkovém kmeni v retikulární formaci a vestibulárních jádrech, řídicím centrem lokomoce jsou kortikosubkortikální centra.

Postura je pojem, kterým se v kineziologii vyjadřuje držení těla (Véle, 1995; Švejcar, 2007). Je to klidová poloha, která vyjadřuje určitou konfiguraci segmentů (Véle, 2006). Podle Raševa (2007) je postura nastavení nosných i periferních kloubů do určité polohy.

Během držení těla nedochází ke změně polohy segmentů těla v prostoru, a proto by se mohlo zdát, že z tohoto pohledu je to proces statický. Postura je ovšem děj dynamický,

aktivní, protože se musí přizpůsobovat podmínkám zevního i vnitřního prostředí. Mezi nejvýznamnější zevní síly v běžném životě řadíme sílu tíhovou (Véle, 1995; Vařeka, 2002; Švejcar, 2007).

Držení těla se vyskytuje nejen před pohybem, po pohybu, ale také pohyb provází a je jeho podmínkou (Véle, 2006; Vařeka, 2002). Není tedy synonymem pro stoj, ale je součástí veškeré aktivní lokomoce jako například hodu u oštěpaře, sedu, chůze (Vařeka, 2002). Oba typy aktivity, jak postura, tak pohyb, se vzájemně ovlivňují a jedna přechází v druhou (Véle, 2006). Postura je zajišťována vnitřními silami, kde hlavní úlohu hraje svalová aktivita, která je řízena centrálním nervovým systémem (Vařeka, 2002). Na držení těla se podílí převážně svaly tonické, které jsou utlumovány svaly fázičnými (Véle, 2006).

Zaujetí a udržení jednotlivých segmentů těla je rozhodující pro veškeré motorické programy. K tomu, abychom mohli provést určitý pohyb, je nutno zaujmout a udržet optimální posturu. Postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu (Véle, 1995; Vařeka, 2002).

Atituda je spojovacím článkem mezi posturou a pohybem. Je to postura nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb (Vařeka, 2002). Véle (2006) označuje atitudu jako účelově orientovanou polohu, ze které vychází pohyb směrem k pohybovému cíli. Posturální systém, což je klidová poloha, zvýší svou aktivitu a změní se v pohotovostní polohu, tzv. polohu „stand by“, která přechází v atitudu. Poloha „stand by“ je ta část pohybu, kdy při anticipaci dochází k nastavování excitability jednotlivých sektorů pohybové soustavy. Velkou roli zde hraje autochtonní muskulatura, která reaguje již při představě pohybu (Véle, 1995).

Držení těla je specifické pro každého člověka (Véle, 2006). Každý člověk se sice rodí s genetickými programy tzv. motorickými vzory, které jsou stejné po několik generací a tvoří rámcový program držení těla (Kolář, 2005), držení těla ale závisí také na vlohách, které dědíme po rodičích, a na podmínkách, které se vyskytnou během posturálního vývoje (Sedliská, 2007). Dítě se rodí centrálně značně nezralé, pohybuje se zpočátku pouze na základě míšních reflexů. Není schopno udržet vertikální polohu, protože u něj ještě nejsou zapojena vyšší centra řízení, která toto držení umožňují. Novorozenec je schopen pohybovat dolními končetinami jako při chůzi, ale musíme mu poskytnout oporu. Postupně s vývojem centrálního nervového systému se u dítěte vyskytuje nová funkce svalů nazývaná svalová koaktivace, kdy se do držení těla zapojí fázičné svaly.

2.5.2 Jemná motorika

Pohyby, kterými se člověk odlišuje od zvířat, jsou zprostředkovány jemnou motorikou. Pohyby jemné motoriky jsou na rozdíl od účelových, erematických pohybů hrubé motoriky, cílené a ideomotorické. Jemná motorika je zajištěna akrálními částmi, slouží k provádění precizních prací, složitých diferencovaných pohybů a také úzce souvisí s komunikací. Abychom dosáhli co nejjemnějších a nejpřesnějších pohybů, musíme se tyto pohyby naučit a opakováním je zdokonalovat. Centrem jemné motoriky je mozková kůra. Jemná motorika je například velmi důležitá při závěru odhodu při jeho zacílení (Véle, 2006).

2.5.3 Pohyb v diagonálách

Hod oštěpem není možné charakterizovat jako jednoduchý pohyb probíhající pouze v jedné rovině. Jedná se o pohyb složitý, který probíhá ve všech rovinách najednou, je to tedy pohyb v diagonálách. Sled svalových kontrakcí a relaxací během pohybu je nazýván pohybovým vzorcem a metoda, která tyto pohyby popisuje, se nazývá PNF (proprioceptivní neuromuskulární facilitace). Vzhledem k tomu, že základy této metody vypracoval Dr. Herman Kabat, je podle něj také nazývána jako Kabatova technika. Další, kdo se významně podílel na rozvoji této metody, jsou fyzioterapeutky Margaret Knott a Dorothy Voss, často se proto mluví také o metodě Knott-Voss (Pavlů, 2003).

Pohybové vzorce, nebo též pohyby v diagonálách, které jsou popisovány v rámci této metody, odpovídají základním pohybům v běžném denním životě a ve sportu. Na těchto pohybových vzorcích se vždy podílejí tři složky pohybu, kterými jsou flexe nebo extenze, abdukce či addukce a vnější či vnitřní rotace (Pavlů, 2003). Při pohybu v diagonálách popsaných v PNF je timing svalů přesný a díky tomu je pohyb koordinovaný. Svaly, které se tohoto pohybu účastní, jsou po celou dobu pohybu v rovnováze (Holubářová & Pavlů, 2007).

Pro horní končetinu jsou popsány čtyři základní diagonály. Jejich název je buďto odvozen od tří pohybových komponent prováděných v proximálním kloubu, nebo očíslovány jako první nebo druhá diagonála ve spojení s buď flekčním, nebo extenčním vzorcem.

Diagonála, která se nejvíce podobá hodu oštěpem, je II. diagonála extenční vzorec nebo též diagonála extenze – addukce – vnitřní rotace. Její popis je uveden v tabulce níže (Holubářová & Pavlů, 2007).

Tabulka 1 – II. diagonála extenční vzorec (Holubářová & Pavlů, 2007)

	Výchozí postavení	Prováděný pohyb	Svaly provádějící pohyb
Klíček	Rotace, anteriorní elevace	Rotace, anteriorní deprese	
Acromion	Posteriorní elevace	Anteriorní deprese	
Lopatka	Addukce, zevní rotace dolního úhlu	Abdukce, vnitřní rotace dolního úhlu	m. pectoralis minor a m. subclavius
Rameno	Flexe, abdukce, zevní rotace	Extenze, addukce, vnitřní rotace	m. subscapularis m. pectoralis major sternální část
Loket	Extenze	Zůstává natažen	
Předloktí	Supinace	Pronace	m. pronator teres
Zápěstí	Extenze směrem radiálním	Flexe směrem ulnárním	m. flexor carpi ulnaris, m. palmaris longus
Palec	Extenze, abdukce v rovině dlaně	Flexe, opozice	m. flexor pollicis longus et brevis m. opponens pollicis m. palmaris brevis
Prsty	Extenze, abdukce směrem radiálním	Flexe, addukce	m. flexor digitorum superficialis m. flexor digitorum profundus mm. interossei palmares mm. lumbricale

V této diagonále jsou možné ještě dvě varianty, u kterých je na rozdíl od základní diagonály loket na začátku pohybu ve flexi nebo provádí flexi během pohybu.

1. varianta – II. extenční diagonála varianta s flexí v lokti

Výchozí pozice: shodná se základním provedením

Pohybové komponenty: stejné jako u základní jen se přidává flexe v lokti.

Svalové komponenty jsou: m. biceps brachii caput breve a m. brachialis.

2. varianta – II. extenční diagonála varianta s extenzí v lokti

Výchozí pozice: k základnímu provedení je přidána flexe v loketním kloubu.

Pohybové komponenty: stejné jako u základní diagonály navíc je provedena extenze v loketním kloubu.

Svalové komponenty: shodné jako při základním provedení + m. triceps brachii, m. anconeus, m. subanconeus (Holubářová & Pavlů, 2007).

2.5.4 Kineziologie hodu oštěpem

Hod dle Véleho (2006) má dvě fáze - přípravnou a výkonovou. Přípravnou fází označuje náprah a výkonovou samotný odhod. Podle pohybu odhodové paže popisuje 3 typy odhodu:

- 1) *Vrchní vzor* – Náprah je proveden tak, že rameno je v abdukci a zevní rotaci. Při odhodu rameno provádí vnitřní rotaci a dostává se do ventrální flexe. V loketním kloubu dochází k mírné flexi, po ní nastupuje extenze. Zápěstí je ve flexi. Pohyb je doprovázen rotací páteře, pánve a druhostranným kyčelním kloubem, který provádí vnitřní rotaci
- 2) *Spodní vzor* – Při tomto typu je výchozí postavení ramene hyperextenze. Paže se pohybuje dopředu zespodu nahoru. Pohyb je, stejně jako u vrchního vzoru, doprovázen, rotací páteře, pánve a druhostranným kyčelním kloubem.
- 3) *Stranový vzor* – výchozím postavením je abdukce v ramenním kloubu, při odhodu se paže dostává dopředu spíše v horizontální poloze. Při tomto typu odhodu vykonává pohyb především pánev, která provádí mediální rotaci na straně odhodové paže. Páteř se rotuje a uklání k odhodové paži. Loketní kloub je buď v lehké semiflexi nebo extenzi.

Segeťová (1985) ve své knize popisuje svaly, které se odhodu účastní a popisuje je tak, jak se do odhodu zapojují. Nejprve jsou to svaly trupové a posléze svaly pravé horní končetiny. Následuje výčet jednotlivých svalů tak, jak je popisuje Segeťová (1985): m. obliquus internus abdominis sinister, m. obliquus externus abdominis dexter, m. rectus abdominis, m. erector spinae sinister, m. pectoralis major, m. pectoralis minor, m. deltoideus a postupně všechny svaly paže, předloktí a ruky, což jsou především m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi ulnaris. Výchozím postavením náprahu je maximální extenze, abdukce a zevní rotace ramenního kloubu.

McGinnis (2005) uvádí, že výchozí postavení ramenního kloubu před odhodem je abdukce a maximální zevní rotace. Při odhodu pak podle něj rameno provádí masivní vnitřní rotaci a abdukci a ke konci před vypuštěním oštěpu provádí ještě extenzi.

Javůrek (1986) píše, že se na horní končetině do odhodu zapojují především m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a extenzor loketního kloubu m. triceps brachii. Při závěru hodu se nejvíce zapojují flexory ruky.

2.6 Elektromyografie

EMG je termín používaný pro skupinu elektrofyziologických metod, které nám umožňují vyšetření jak periferního nervového systému, tak kosterního svalstva. O elektrofyziologickou metodu jde proto, že zachycuje elektrické projevy činnosti nervového a svalového systému (Dufek, 1995).

2.6.1 Historie

Vzniku EMG předcházelo několik významných výzkumů a objevů v oblasti biologie, fyziky a především neurofyziologie. Nejprve byly zkoumány vztahy mezi svalem a nervem jako takové a byly prováděny pokusy poklepem na nerv se současným sledováním svalové aktivity. Později byla objevena spojitost mezi svaly a elektřinou na základě zjištění, že některé ryby generují elektřinu s využitím vysoce specializovaného svalu (17. století). Od tohoto objevu již neuplynulo mnoho času k první zdokumentované elektrostimulaci svalu provedené Alessandrem Voltou, který si pro tento účel vyvinul speciální zařízení.

Následován byl Luigim Galvanim, který je považován za otce neurofyziologie díky obdobné práci jako Volta (oba 18.-19. století). Ukázal, že elektrickou stimulací svalové tkáně dochází k její kontrakci a produkci síly. Výsledky jeho práce byly uznány až téměř 40 let po jeho smrti. Na začátku 19. století byl sestaven první galvanometr a v průběhu několika let byl dále zdokonalován (Zachry, 2004).

Carlo Matteuci jej v roce 1838 použil k důkazu, že sval při své kontrakci opravdu produkuje elektřinu. V roce 1850 Helmholtz měřil rychlost vedení nervem na zvířatech a později i u lidí a sledoval také mechanickou aktivitu svalu po podráždění nervu. Za počátek EMG lze považovat rok 1851, kdy Emil du Bois-Reymond registroval elektrické signály produkované při volní svalové aktivitě. Jako registrační elektrodu použil baňky s elektrolytem. Přišel také na to, že velikost zaznamenaného proudu je snížena impedancí kůže (Keller, 1998).

Další významnou osobou byl němec H. Piper, který metodu zdokonalil zavedením kovové plošné elektrody (Zachry, 2004). Byl také prvním člověkem, který studoval EMG signály s pomocí strunového galvanometru (Merletti & Parker, 2004). H. S. Gasser a Erlanger použili místo galvanometru osciloskop na principu katodové trubice (Zachry, 2004).

Dalším z řady osobností byl Proebster, který pozoroval signály u denervovaných svalů, čímž položil základy klinické elektromyografie. V roce 1929 Adrian a Bronk zavedli koncentrickou elektrodu a akustické monitorování EMG záznamu, což se používá dodnes (Merletti & Parker, 2004). V následujících letech byly přístroje dále zdokonalovány a díky EMG byly objeveny nejrůznější fenomény jako fibrilace, fasciculace, mytonické výboje, pokles odpovědi u myastenie gravis.

2.6.2 Fyziologické základy elektrické aktivity a EMG signálu

2.6.2.1 Motorická jednotka

Motorická jednotka je základním funkčním i strukturálním elementem motoriky. Je tvořena alfa motoneuronem uloženým v předních rozích míšních, dále jeho axonem a všemi svalovými vlákny, které daný motoneuron inervuje. Kvůli tomu nelze řídicí nervy od svalů oddělovat (Véle, 2006; Johnson, 2003; Marieb & Hoehn, 2006). Těchto vláken je různý počet, od dvou, jak je tomu například u hlasivek, až po několik desítek u velkých svalů, jako například m. quadriceps femoris.

Tam, kde je zapotřebí jemná a přesná kontrola, inervuje jedno nervové vlákno pouze několik vláken svalových (např. oko-hybné svaly) a tvoří tzv. *malé motorické jednotky*. Tyto jednotky se nevyznačují velkou silou, ale schopností jemných pohybů a obsahují také malé neurony, které jsou snáze stimulovatelné. Oproti tomu stojí *velké motorické jednotky*, u kterých je důležitější síla než přesná kontrola. U těchto jednotek připadá na jedno nervové vlákno i 1000 vláken svalových (Saladin, 2003).

Tělo motoneuronu i jeho dendrity mají velké množství synapsí, ve kterých končí vlákna z descendentních drah z vyšších nervových center, ale i vlákna z drah periferních. Každé vlákno ovlivňuje jeho dráždivost a působí buď excitaci, nebo inhibici. Sumací postsynaptických potenciálů v daném okamžiku dojde buď ke vzniku akčního potenciálu, nebo k inhibici daného motoneuronu (Keller, 1998). Při podráždění jedné facilitační synapse nedojde ke vzniku kontrakce, ale ke snížení prahu dráždivosti. Při podráždění jedné inhibiční synapse naopak dojde ke zvýšení prahu dráždivosti (Véle, 2006). Motorická jednotka tedy pracuje podle zákona „vše nebo nic“ (Johnson, 2003). Při aktivaci potom dojde ke svalové kontrakci, což je „vše“, nebo je sval relaxován, což je „nic“.

2.6.2.2 *Kosterní sval*

Kosterní svaly jsou příčně pruhované svaly. Jejich charakteristické vlastnosti jsou pružnost, pevnost, schopnost kontrakce a relaxace. Základní funkční a strukturální jednotkou svalu je sarkomera. Jedno svalové vlákno o délce 4 cm může obsahovat i 20000 sarkomer. Sarkomera je tvořena několika zónami, které obsahují buď tenká aktinová filamenta nebo tlustá myozinová filamenta (Trojan, 2003). Sarkomera má schopnost se zkracovat a generovat sílu, což závisí na interakci mezi aktinovými a myozinovými filamenty, při kterých se chemická energie přeměňuje na mechanickou. Sarkomery jsou uspořádány do myofibril, ty se shlukují do svalových vláken, a ty dále do svalových snopců, které ve výsledku tvoří sval (Trojan et al., 2005).

2.6.2.3 *Klidový a akční potenciál*

Membrána na povrchu buněk odděluje extracelulární a intracelulární tekutinu. Mezi povrchem a vnitřkem buňky je potenciálový rozdíl kolem -50 až -90mV, který je nazýván *klidový membránový potenciál* (Trojan, 2003). Zdrojem potenciálu je rozdíl koncentrací aniontů a kationtů vně a uvnitř buňky. Zatímco uvnitř je záporný náboj, vně převažuje náboj kladný. Membrána je polopropustná, dobře propouští ionty K^+ a Cl^- a naopak pro Na^+ a nitrobuněčné vysokomolekulární anionty je zcela nepropustná (Keller, 1998).

Při stimulaci nervové buňky buď chemickým mediátorem, nebo elektricky, dojde ke změně polarizace. Depolarizace membrány je zpočátku pomalá, ale jakmile dosáhne spouštěcí úrovně, pokračuje již dále velmi rychle. Na vrcholu akčního potenciálu se polarita vně a uvnitř buňky převrátí. Po dosažení vrcholu dojde k velmi rychlému poklesu membránového potenciálu a k navrácení ke klidovému potenciálu. Tento stav je nazýván repolarizací. Posléze ještě potenciál více klesá, což je nazýváno hyperpolarizací. Celý tento děj se nazývá *akční potenciál* a trvá řádově několik milisekund (Trojan, 2003). Během celého procesu dochází k výměně iontů, především sodíku a draslíku. Zatímco sodík do buňky vstupuje a draslík z buňky vystupuje.

2.6.2.4 *Excitace a kontrakce svalu*

Sval je přímo řízen nervovým systémem. Funkční spojení mezi ním a svalem je tvořeno synapsí, která se v tomto případě nazývá nervosvalová ploténka. Na těchto synapsích je z nervových zakončení uvolňován neurotransmitter acetylcholin, který aktivuje nikotinové receptory, které přímo ovlivňují kanálky pro Na^+ . Tím vznikne místní depolarizace a ploténkový potenciál. Svalová buňka reaguje na ploténkový potenciál

vznikem akčního potenciálu (Ganong, 2005). Ten se šíří po membráně a výchlipkami membrány tzv. T-systémem. Dále se šíří po buněčných elementech až do chvíle, kdy způsobí uvolnění Ca^{2+} z longitudinálních tubulů, což způsobí interakci mezi aktinem a myozinem, díky čemuž vznikne svalová kontrakce.

2.6.3 Snímání elektrických dějů

2.6.3.1 Záznam

Elektromyograf zaznamenává rozdíl potenciálu mezi dvěma místy. Ke snímání slouží dvě elektrody, jedna aktivní, uložená nad aktivní částí svalu nebo nervu, a druhá referenční, která je nad méně aktivní částí. Pokud je na aktivní elektrodě snímán vzhledem k referenční záporný potenciál, zobrazí se křivka na monitoru směrem nahoru, při kladném se zobrazí křivka směrem dolů. Pokud mezi elektrodami není žádný rozdíl v potenciálech, získáváme křivku rovnou.

Za fyziologických podmínek se mění charakteristika snímaných signálů, protože mezi svalem nebo nervem jsou ještě další tkáně, jako cévy, tuk, vazivo atd. Ty jsou označovány jako objemový vodič a chovají se jako vysokofrekvenční filtr. Podle tloušťky těchto tkání dochází ke snižování amplitudy akčního potenciálu a k vyhlazení křivky (Dufek, 1995).

2.6.3.2 Přístrojové zpracování, filtry a monitor

Signál přicházející ze svalů či nervů má velmi malou amplitudu, řádově mV či μV , a proto musí být pro další zpracování zesílen. K prvnímu zesílení dochází na předzesilovači, které je cca 500násobné, a dále druhým zesilovačem ještě 2-2000krát. Celkové zesílení je proto 1000 až 1000000krát. Předzesilovač díky vysokému vstupnímu odporu vyloučí část umělého šumu. Odstranění umělého šumu není kvůli rozdílnému umístění a různým odporům elektrod nikdy úplné.

K dosažení co nejkvalitnějšího záznamu jsou používány ještě další dva filtry – horní a dolní. Jejich funkcí je zesílit chtěné signály a zeslabit signály nechtěné. Elektromyografické signály mají tvar vln a jejich délka je označována jako frekvence. Filtry fungují tak, že se díky nim vytvoří tzv. frekvenční okno, ve kterém jsou vykresleny chtěné vlny. Vlny, jejichž frekvence je vyšší nebo nižší než velikost frekvenčního okna, nejsou zaznamenány. Hodnota nastavených filtrů se testuje pravoúhlými elektrickými impulsy. Vzestupná část odpovídá nastavení horního filtru a sestupná část odpovídá

nastavení dolního filtru. Při měření se občas používají ještě tzv. notch filtry, které umožňují potlačení jen určitých frekvencí (Dufek, 1995).

Zesílený a odfiltrovaný záznam je přiváděn na monitor. Ten je kalibrován jak ve směru vertikálním, tak i horizontálním, aby byla celá křivka zřetelně vykreslena a byla jasně oddělitelná od bazální linie neboli osy. Vertikálním zesílením neboli citlivostí nastavujeme, kolik mV představuje jeden dílek stupnice. Horizontální kalibrací neboli rychlostí posunu paprsku nastavujeme, kolik představuje jeden dílek ms (milisekund). Na monitoru jsou dále pohyblivé značky tzv. markery, kterými se značí důležitá místa křivky. Jejich poloha se může manuálně měnit (Dufek, 1995).

2.6.3.3 Artefakty

Artefakty se vyskytují ve dvojí základní podobě, jako zvukové nebo jako grafické. Grafickými jsou útvary v záznamu, které deformují, ruší nebo způsobují nečitelnost záznamu. Vzácně mohou svým tvarem napodobovat normálně se vyskytující potenciály. Zvukové jsou představovány neobvyklými zvuky. Následuje popis možných artefaktů.

Elektrodový šum – vzniká polarizací elektrody na kontaktu gelu a elektrody nebo gelu a kůže. Použitím elektrod vyrobených z inertních kovů lze tomuto jevu předcházet. K odstranění je také potřeba kůži odmastit a odstranit zrohovatělé buňky, doplnit gel a v případě poškození elektrody ji vyměnit.

Zesilovačový šum – vzniká z různých složek zesilovače (např. mikrofonu, z osciloskopu,...). Je vysokofrekvenční, takže jej lze odstranit snížením hodnot horního filtru.

Porucha uzemnění – objevuje se ve chvíli, kdy je zemní elektroda poškozená, suchá nebo nevhodně umístěná. Dojde k elektromagnetické interferenci se sítovým proudem a vznikají tak vlny o frekvenci 50 Hz. Zdrojem je buď elektrický přístroj v okolí, nebo kontakt vyšetřující osoby se zemní elektrodou. Je proto nutné vypnout elektrické spotřebiče v okolí (i zhasnout světlo) a navlhčit nebo potřít zemní elektrodu gelem, případně ji vyměnit.

Pohybové artefakty – vznikají sklouznutím elektrody po kůži. Tím dojde ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. Vzájemným třením dochází také ke vzniku elektrostatického náboje, který mění podmínky pro snímání. Proto je zapotřebí elektrody pevně fixovat.

Pocení – mění impedanci na rozhraní kůže a gelu. Před aplikací elektrody je tedy nutné dostatečné odmaštění pokožky.

Rádiová interference – vzniká nedostatečným uzemněním a projeví se zvuky imitujícími zvuky z radia či televize jdoucími z reproduktoru. Proband v tomto případě slouží jako anténa. Rušivě působí také mobilní telefony a vysílačky.

Zevní zdroje – práce se sbíječkou, špatně odrušené nebo neodrušené elektronické přístroje, elektrické přístroje, kde vzniká jiskření (elektromotory)

Pacemaker – vydává vlny o pravidelné frekvenci i tvaru

Křížení kabelů či jejich kontakt se snímacími elektrodami nebo předzesilovačem - projeví se nestálou bazální linií s četnými uměle vytvořenými vlnami. Mizí při oddálení kabelů od sebe (Dufek, 1995).

2.6.4 Použití EMG

EMG se běžně používá k následujícímu:

- Výzkumné účely především ve fyziologii a biomechanice.
- Ve fyzioterapii, rehabilitaci, sportovní medicíně a tréninku pro ergonomii, jako biofeedback.
- V praxi především v diagnostice a léčbě, při prevenci nebo zastavení svalových atrofií, relaxaci svalů a při zvyšování rozsahu pohybu (Kozáková & Žurková, 2006).

2.6.5 Povrchová elektromyografie

SEMG je neinvazivní, nebolestivá metoda, která nám umožňuje registrovat projevy činnosti svalového aparátu (Pullman et al., 2000). Využívá k tomu elektrody (monopolární, bipolární i multielektrody), které jsou umístěny na pokožce nad svalem (Kozáková & Žurková, 2006). Tyto elektrody jsou většinou pasivní, což znamená, že jsou z vodivé látky vyžadující nízký odpor pokožky. Můžou ale také využívat předzesilovací elektroniku, poté mluvíme o elektrodách aktivních, které snižují nároky na nízký odpor pokožky a zlepšují odstup signálu od šumu (Pullman et al., 2000).

Záznam neboli elektromyogram nám většinou dává informace z většího počtu motorických jednotek. Vzniká sumací potenciálu většího počtu motorických jednotek.

Nejedná se o prostorovou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči – sval, kůže, elektrody (Kozáková & Žurková, 2006).

Na rozdíl od jehlové EMG zaznamenává tato metoda signály z velké plochy. Hodnotí sval jako celek, ale zároveň není tak přesná jako jehlová. Nedokáže ale s jistotou rozlišit jednotlivé svaly, protože může dojít k signálovému přeslechu z jiných svalů, což zkresluje naměřené hodnoty. Signál je tím horší, čím je sval hlouběji pod pokožkou. Povrchová metoda je také velice citlivá na pohybové artefakty popsané výše (Pullman et al., 2000).

V kineziologii se SEMG používá především k vyšetření svalové funkce během selektovaných, ale i komplexních pohybů. Můžeme sledovat vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků, vztah velikosti elektromyografického signálu k síle a únavě a vliv interakce zátěže a svalové funkce. Nejčastěji se zjišťuje svalová koordinace a timing svalů (Kozáková & Žurková, 2006).

V biomechanice a ve fyzioterapii se využívá především pro svou neinvazivnost ke snímání elektrické aktivity jednotlivých svalů nebo skupin svalů. Signály ze svalů potom zesiluje a vyhodnocuje počítač. Následně se vyhodnocuje svalová aktivita člověka při statické i dynamické činnosti, sleduje se posloupnost zapojení svalů, začátek, průběh a konec činnosti jednotlivých svalů. Vypovídá o synergii svalů, timingu a síle svalů. Používá se například při vyšetření stereotypu chůze, stereotypu abdukce ramenního kloubu a dalších (Kozáková & Žurková, 2006).

Dle Pullmana et al. (2000) se SEMG může používat k měření rychlostí nervového vedení po elektrostimulaci periferních nervů, či například pro záznam složených svalových akčních potenciálů po magnetické stimulaci transkraniálně anebo periferálně. Dále k zaznamenávání pohybů nebo sil končetin a trupu prostřednictvím měření frekvence a amplitudy svalové aktivity. SEMG může poskytnout informaci o zapojování motorických jednotek a synchronizaci, proto se používá při rozlišování různých typů tremorů. Dále se využívá k odlišení mnoha typů myoklonu a dystonií. Je vhodným nástrojem pro měření pohybových poruch, u kterých musí být dlouhotrvající záznam bezbolestný, jinak by docházelo ke změnám charakteru pohybu. Je doporučována i k různým kineziologickým analýzám, analýzám sportovního pohybu a k měření reakční a pohybové doby. SEMG se nedá použít při diagnostice neuromuskulárních poruch.

Při studiích se sleduje míra aktivace svalů na elektromyogramu pomocí kvantifikace amplitudy signálu. Velikost amplitudy nám ukazuje na množství aktivovaných motorických jednotek a na synchronizaci jejich zapojování. Je ovlivněna vnitřními faktory jako například prostorovou filtrací a vnějšími faktory, kam spadá elektrodová konfigurace, lokalizace a orientace.

Dále můžeme pomocí SEMG zjistit, zda je sval při daném pohybu aktivní či nikoliv popřípadě míru svalové aktivity. Jsou sledovány kontrakce volní i mimovolní, případně vyvolané elektrickou stimulací. Změna ve velikosti amplitudy je pozorována při hodnocení například se vztahem k síle. Pro analýzu je nejvhodnější použít již zafixované pohyby (Kozáková & Žurková, 2006).

2.6.5.1 Faktory ovlivňující SEMG signál a sílu produkovanou svaly

EMG signál je součtem velkého množství faktorů jak fyziologických, anatomických tak technických. Vliv některých faktorů může být odstraněn správnou zaznamenávací metodou, zatímco jiné není možné současnou technologií jednoduše identifikovat a jejich efekt na signál tak může být pouze domnělý, nicméně i tak se s nimi musí počítat (De Luca, 1997). De Luca (1997) tyto faktory dělí do tří skupin:

- 1) Kauzální
- 2) Zprostředkované
- 3) Deterministické

Faktory obsažené ve zmíněných skupinách jsou vzájemně propojené a navzájem se ovlivňují. Základní kauzální vnitřní faktory jsou počet aktivních motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken (prokrvení, množství kyseliny mléčné-pH), hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu a množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami. Z technického hlediska jsou tyto příčinné faktory nejvíce ovlivněny elektrodovou konfigurací (velikostí, tvarem, lokalizací elektrod a jejich vzdáleností).

Mezi zprostředkované jsou zařazeny vlivy prostorové filtrace, ovlivnění signálu aktivitou blízkých svalů (vznik tzv. crosstalk), superpozice a kondukční rychlost akčních potenciálů i vliv filtrace softwarové.

Determinujícími faktory jsou počet aktivovaných a detekovaných motorických jednotek, stabilita jejich náboru a rychlost pálení, amplituda, tvar a trvání jednotlivých

sumačních akčních potenciálů motorických jednotek (MUAP), interakce svalových vláken, síla záškubu.

2.7 Bolesti ramenního kloubu u oštěpařů

Bolestivost ramenního kloubu, na kterou si oštěpaři stěžují, je buď ve fázi napjatého luku nebo v okamžiku odhodu. „Bylo prokázáno, že k bolesti dochází vždy, když je během vrhu rameno v maximální zátěži tj. v maximálním nápřahu a v okamžiku odhodu“ (Trnavský & Sedláčková et al., 2002, 120). Patologie ramenního kloubu, která se u oštěpařů vyskytuje, je mikroinstabilita, internal impingement syndrom, poškození labra, poškození rotátorové manžety, poškození m. biceps brachii. Většinou se tyto patologie vyskytují současně a je tedy obtížné zjistit, co je primární a co je sekundární (Curtis & Deshmukh, 2003; Angelo, 2003; Magee, 2002; Cavallo & Speer, 1998). Curtis & Deshmukh (2003) k těmto patologiím přidávají ještě tzv. glenohumerální vnitřně rotační deficit.

2.7.1 Instabilita u oštěpařů

Instabilita, která se u oštěpařů vyskytuje, je primární a vzniká u atletů, kteří mají zvýšenou laxitu vazů. Tito oštěpaři mimo bolestivosti prodělali i subluxaci ramenního kloubu. Dále je to tzv. mikroinstabilita, která vzniká následkem repetitivní zátěže. Bolest u tohoto typu instability vzniká pozvolně. Posledním typem je málo častá, ale přesto se občas vyskytující traumatická instabilita, která může vyústit v chronickou instabilitu (Curtis & Deshmukh, 2003).

U oštěpařů nejčastěji dochází k instabilitám v anteriorně inferiorním směru. Během nápřahu se rameno dostane do maximální zevní rotace, extenze a abdukce. V této pozici se na stabilizaci ramene podílí jak statické stabilizátory, což jsou kostěné struktury, chrupavka, kloubní pouzdro a ligamenta, tak dynamické stabilizátory, což jsou svaly (Konrad et al., 2006).

Během extrémních pohybů se statické stabilizátory napínají, čímž se stávají i náchylnějšími ke zraněním (Cavallo & Speer, 1998). Nejvíce se napíná přední dolní glenohumerální ligamentum a přední dolní část kloubního pouzdra (Cavallo & Speer, 1998). Chronická repetitivní zátěž může tato ligamenta ztenčit, a to může vést k jemným formám instability (Cavallo & Speer, 1998). Oslabení anteroinferiorních ligament může

vyústit v nadměrnou přední laxitu, která se nazývá mikroinstabilita (Mihata et al., 2004, 1284). Teruhisa et al. (2004) dokázali tuto laxitu při testování na posmrtných preparátech abdukovaného a zevně rotovaného ramene. „Extrémní zevní rotaci také dochází ke zvýšení anteriorní a inferiorní translace a zvýšení rozsahu zevní rotace“ (Mihata et al., 2004, 1284). „Mezi vrhači s nestabilním ramenem a normálními vrhači je patrných mnoho rozdílů. Jeden ze zajímavých rozdílů je takový, že jemná instabilita vede k únavě a snížení aktivity svalů. To může postupně vést ke skapulární asynchronitě a zvětšené anteriorní translaci hlavice“ (Cavallo & Speer, 1998).

Vliv na vznik instability nemají jen statické stabilizátory, ale i dynamické. „Myšlenka, že se svalová síla podílí na instabilitě, je nová“ (Labriola et al., 2005, 38). „Svaly mají dvojí funkci. Kompresní, která udržuje stabilitu, a translační, která způsobuje instabilitu“ (McMahon & Lee, 2002, 20). „Glenohumerální stabilita může být tedy kvantifikována poměrem mezi translační silou orientovanou dopředu, dozadu, dolů nebo nahoru a kompresivními silami. Přičemž jak se poměr snižuje, stabilita kloubu roste a naopak, pokud se poměr zvyšuje, stabilita se snižuje“ (Labriola et al., 2005, 33). McMahon & Lee (2002) zjišťovali vliv *m. infraspinatus* a *m. pectoralis major* na instabilitu ramenního kloubu a zjistili, že když oslabili *m. infraspinatus* nebo posílili *m. pectoralis major*, došlo ke snížení kompresní síly humerální hlavice a došlo také k významnému zvýšení translační síly směrem dopředu. Na posmrtném modelu ramenního kloubu zjistili, že *m. pectoralis major* při horizontální abdukci vyvíjí sílu, která se podílí na dislokaci humeru. Nikoliv však svou kontrakcí, ale svým napětím při protažení a především se jedná o část upínající se na sternum. Také se zmiňují o tom, že kontrakcí *m. teres minor* a *m. infraspinatus* při abdukci, zevní rotaci a extenzi dojde ke snížení napětí ve statických stabilizátorech.

Labriola et al. (2005) vytvořili počítačový model ramene, pomocí kterého provedli vektorovou analýzu sil vzniklých působením svalů *m. deltoideus*, *m. infraspinatus*, *m. latissimus dorsi*, *m. teres major* a *m. teres minor*, *m. pectoralis major*, *m. subscapularis*, *m. supraspinatus*. Vypočítali výslednici sil a poměr mezi kompresivní a translační silou jednotlivých svalů a zjistili, že čím větší abdukce a zevní rotace, tím více výslednice sil směřuje dopředu. V krajních pozicích již tato výslednice směřuje mimo balanční stabilizační úhel. Na tomto modelu také zjistili, že při zvýšení síly svalů o 25% a 50% u *m. supraspinatus*, *m. infraspinatus* a *m. teres minor*, se výslednice sil zmenšila v anteriorním směru, čímž se tedy stabilita ramene zvýšila. Při stejném zvýšení síly *m. pectoralis major* a *m. deltoideus* byla výslednice sil orientována více dopředu a došlo tak ke snížení stability

ramene anteriorním směrem. Změny výslednice u m. subscapularis, m. latissimus dorsi a m. teres major nebyly významné. To, co zjistili pomocí výpočetního modelu, následně ověřili na posmrtných preparátech ramene. Využili pouze dva svaly, a sice m. infraspinatus a m. pectoralis major. Snížili-li zatížení na m. infraspinatus, došlo ke snížení kompresivní síly do kloubu o 33,1%, když přidali zatížení na m. pectoralis major, došlo ke zvýšení kompresivní síly o 12%, ale síla orientovaná dopředu se zvýšila o 1180%. Rameno poté násilím uvedli do apprehension pozice a sledovali, jaký vliv má na dislokaci pasivní protažení m. pectoralis major. „Jejich model odhalil, že se na instabilitě podílí jak pasivní tak aktivní síla m. pectoralis major“ (Labriola et al., 2005, 38).

2.7.2 Impingement u oštěpařů

U mladších oštěpařů se primární impingement nevyskytuje. Zde je za primární impingement považován ten, který nastává vlivem degenerativních procesů rotátorové manžety, acromia, processus coracoideus. U mladších oštěpařů se spíše vyskytuje sekundární. „Sekundární impingement je především problémem se svaly a často je viděn ve spojitosti s instabilitou“ (Magee, 2002, 246). V případě, že se u oštěpaře objeví, je bolest lokalizována na přední stranu ramene (Magee, 2002).

Během odhodové fáze končetina vnitřně rotuje. Vlivem této vnitřní rotace naráží tuberculum minus s úponem m. subscapularis na processus coracoideus a může tak způsobit tzv. coracoidální impingement. Tento impingement se projevuje bolestivostí ramene v přední části v místě tuberculum minus humeri. Bolest se zvyšuje se zvětšující se vnitřní rotací (Radas et al., 2004).

Zvětšování vnitřní rotace může být způsobeno nedostatečnou funkcí zevních rotátorů, které v odhodové fázi provádí excentrickou kontrakci (Trnavský & Sedláčková et al., 2002).

Internal impingement syndrom je typický pouze pro vrhače. Všemi autory je dáván do souvislosti s přední instabilitou, ale liší se v etiologii. Někteří autoři uvádí, že se internal impingement vyskytuje současně s instabilitou (Magee, 2002), jiní že instabilita je příčinou internal impingementu (Cavallo & Speer, 1998) nebo že instabilita impingement zhoršuje. (Curtis & Deshmukh, 2003) U tohoto syndromu se jedná o kontakt mezi spodní částí rotátorové manžety s posterosuperiorní částí glenoidálního labra při abdukci, zevní rotaci a extenzi. U oštěpařů dochází k opakovaným nárazům, čímž se tento kontakt postupně mění

v kontakt patologický. (Cavallo & Speer, 1998; Magee, 2002) Způsobuje bolesti a poškození rotátorové manžety.

Curtis & Deshmukh (2003) popisují internal impingement syndrom jako kontakt mezi posterosuperiorním labrem a velkým tuberculem humeru. Bolest, kterou se internal impingement projeví, je v období náprahu a je lokalizována do zadní části ramene (Cavallo & Speer, 1998; Curtis & Deshmukh, 2003). Později může být bolest i klidová, popřípadě noční, kdy oštěpař leží na postižené straně (Cavallo & Speer, 1998). „Opakovaný internal impingement u vrhačů vede k posterior superiorním lézím, k opotřebování nebo SLAP (superior labral anterior superior) lézím, k poškození nebo natržení rotátorové manžety a k cystám v humerální hlavici v místě úponu m. supraspinatus a m. infraspinatus“ (Curtis & Deshmukh, 2003, 81). „Po čase ztratí oštěpař schopnost rotace, a to především vnitřní“ (Curtis & Deshmukh, 2003, 81). Pacienti mají pozitivní Jobe relocation test, pozitivní O'Brien příznak a příznaky poškození rotátorové manžety (Curtis & Deshmukh, 2003).

O'Brein příznak – slouží k detekci SLAP nebo lézí superiorního labra. Pacient stojí, flektuje končetinu v ramenním kloubu do 90° s extendovaným loktem. Potom provedeme 10°- 15° addukci v ramenním kloubu a končetinu vnitřně rotujeme. Za pacientovo předloktí zatlačíme silou k podlaze, potom povolíme. Potom pacient provede zevní rotaci a tlak zopakujeme. Sílu používáme tak velkou, abychom dosáhli excentrické kontrakce. Test je pozitivní v případě, že se objeví bolest v ramenním kloubu při prvním stlačení a při druhém stlačení se sníží nebo vymizí.

2.7.3 Léze labra

Léze labra jsou u oštěpařů poměrně časté, neboť repetitivními extrémními pohyby dochází ke zvýšenému tření a zásekům hlavice o okraj. Při náprahu je nejvíce zatěžováno posterosuperiorní labrum a naopak při odhodu je namáháno anterosuperiorní labrum. Tato poškození mohou zhoršovat instabilitu, ale naopak i instabilita, internal impingement, svalové dysbalance a oslabení mohou zhoršovat či způsobovat vznik lézí labra.

2.7.4 Svalová bolest

Patří sem namožené svaly, myalgie, svalová kontuze, natažení nebo natržení svalu, častou příčinou jsou svalové dysbalance (Dungl et al. 2005). Brügger hovoří o tzv. tendomyozách. „Svaly, ve kterých nejčastěji vznikají trigger pointy (TrPs), jsou horní a

střední část m. trapezius, m. levator scapulae, m. infraspinatus a m. subscapularis a především bránice způsobuje bolesti v rameni“ (Lewit, 2003, 295).

Bolesti na zadní části ramene mohou být způsobeny TrPs v caput longum m. tricipitis brachii. Nejčastěji bývají lokalizovány v místě úponu na lopatku. Pacient neprovede plnou abdukci v ramenním kloubu při extenzi lokte, nezvládne současně flexi v ramenním a loketním kloubu.

Při TrPs v m. subscapularis je přítomna prudká bolest na zadní straně ramene, může se šířit po zadní straně paže až po loket a potom jako řemínek kolem zápěstí. TrPs v m. subscapularis mohou vzniknout při silné či výrazné vnitřní rotaci paže.

Bolesti na zadní straně ramenního kloubu mohou způsobovat také TrPs v m. teres major. Bolesti jsou lokalizovány do zadní části m. deltoideus a nad úpon caput longum m. tricipitis brachii. Klidová bolest nebývá přítomna, bolesti jsou typické v krajních polohách.

Příčinou tupé klidové bolesti v okolí ramenního kloubu s možným vyzařováním k laterálnímu epikondylu humeru a někdy až k akru mohou být TrPs v m. supraspinatus. Bolest se zvyšuje při abdukci, při protažení svalu. Je omezena hyperaddukce, je nemožná plná abdukce v ramenním kloubu.

Jeden ze svalů, kde vznikají TrPs nejčastěji je m. deltoideus. Bolest je hluboká a lokalizována přímo do místa TrPs. Pacienti mají bolesti při pohybu v horizontále, pociťují bolest při pohybech v ramenním kloubu přímo hluboko ve svalů. Abdukce v ramenním kloubu se testuje nejprve s palcem nahoru a potom s palcem dolů.

2.7.4.1 Entezopatie

„Jedná se o úponové bolesti šlach, ligament a kloubního pouzdra“. Nejčastější příčinou je opakovaná repetitivní zátěž a mechanické přetížení (Dungl et al., 2005). Bolest je často přesně lokalizovaná do místa úponu. Bolest vyvolá poruchu funkce a snížení svalové síly v postiženém svalů v pozdějších stádiích je přítomen otok a zduření. V případě, že takto postižený sval bude i nadále namáhán může dojít k ruptuře svalu. Nejčastější úponové bolesti v oblasti ramene jsou šlacha m. supraspinatus, caput longum m. bicipitis brachii, m. subscapularis, m. deltoideus (Dungl et al., 2005).

3 Cíl, úkoly práce a hypotézy

3.1 Cíl

Cílem práce je porovnání zapojení vybraných svalů v oblasti ramenního pletence při hodů oštěpem a vybraných tréninkových cvicích.

3.2 Hypotézy

H1: Timing svalové aktivace¹ vybraných svalů při hodů oštěpem z bočního postavení bude jiný než při doporučovaných tréninkových cvicích - hodů míčkem z čelního a bočního postavení, hodů oštěpem z čelního postavení, hodů pomocí gumového expanderu.

H2: Timing svalové aktivace vybraných svalů při hodů oštěpem z bočního postavení bude stejný jako při hodů na horní kladce.

¹ „Timing svalové aktivace“ je zde chápán jako absolutní pořadí lokálních maxim EMG křivky sledovaných svalů bez přihlídnutí k poměrnému rozložení na časové ose.

3.3 Úkoly práce

1. Shromáždění teoretických podkladů o hodu oštěpem
2. Shromáždění teoretických dat anatomie a kineziologie ramenního pletence
3. Shromáždění informací o funkčních poruchách ramenního kloubu u oštěpařů
4. Zvolení vhodného probanda a příprava prostředí pro realizaci měření
5. Zmapování a vybrání vhodných svalů, které budou předmětem měření
6. Analýza aktivace a relaxace vybraných svalů v oblasti ramenního pletence při hodu oštěpem z bočního postavení, hodu oštěpem z čelního postavení, hodu oštěpem z bočního postavení jiným úchopem (vidličkou), hodu míčkem z bočního postavení, hodu míčkem z čelního postavení, hodu na horní kladce a hodu pomocí gumového expanderu.
7. Zpracování a interpretace dat

4 Metodika práce

4.1 Základní použitý metodický princip

Tato práce má charakter případové studie a je inspirována analytickými případovými studiemi Kračmara (2002, 2007).

Podstatou této práce bude sledování elektrické aktivity svalů ramenního pletence při hodu oštěpem a při doporučovaných tréninkových cvičích. Současně s měřením bude pořizen také videozáznam. Výzkum bude probíhat ve spolupráci s Katedrou atletiky na FTVS UK a s vyškolenými instruktory.

4.2 Metodologická poznámka

Povrchová EMG poskytuje snadný přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisejí se vznikem pohybu a produkováním síly (Véle, 2006). Výhodou je neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení detekce. K rizikům na druhé straně patří ovlivnění velikosti elektromyografického signálu v důsledku nerespektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu. Na úrovni vyhodnocení signálu je největším problémem opomíjení vlivu dalších faktorů, které se na vzniku signálu podílejí, což může vést ke zjednodušenému výkladu a nesprávným závěrům (Kozáková & Žurková, 2006).

Kračmar (2007) říká, že je důležité si uvědomit, že neměříme svalovou sílu ani práci svalu, ale měříme elektrický potenciál, který se vyskytuje při svalové aktivaci. Z elektrického potenciálu usuzujeme na práci motorické jednotky a z té na práci svalu. Je také nutné si uvědomit následující.

Výsledky měření na jedné osobě nelze použít k zobecnění výsledků. Mezi jednotlivými opakováními měření bychom se měli vyvarovat velkých časových odstupů. Elektrody by po celou dobu měření měly být na stejném předem stanoveném místě bez

jeho změny. Měření na jedné osobě by měla probíhat nejlépe v jeden den, ve stejných podmínkách.

Vybraný proband by měl mít pevně fixovaný hybný stereotyp, který se chystáme zkoumat. Tento stereotyp je nejlépe fixován dlouhodobým provozováním aktivity, ve které je prováděn.

Zapojení velkého počtu motorických jednotek způsobuje vzájemnou interferenci signálu, která deformuje křivku. Přibližně od zapojení 50% motorických jednotek již křivka dále nestoupá lineárně a není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, zda se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi (Kračmar, 2007).

Důležitými faktory, které mají vliv na měření EMG potenciálu, jsou rozdílná vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku a různá velikost motorických jednotek. Pro tyto faktory není možné poměrné posouzení svalové práce mezi jednotlivými měřeními svaly.

Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme v podstatě aktivaci pouze místa svalu, kde jsou elektrody lokalizovány. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod (Tlášková, 2007). Bačáková et al. (2007) při analýze EMG signálu v různých porcích svalů *m. latissimus dorsi* při fázickém pohybu a na různých úrovních abdukce ukázala velmi podobný timing nástupu a odeznění aktivace. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická versus excentrická (Brtník, 2009).

4.3 Zkoumaná populace

Illyes & Kiss (2005) provedli studii, ve které sledovali svaly *m. pectoralis major*, *m. infraspinatus*, všechny tři hlavy *m. deltoideus*, horní *m. trapezius*, *m. biceps brachii* a *m. triceps brachii* na skupině vrcholových a rekreačních oštěpařů a zjistili, že při hodech dochází u obou skupin shodně k maximálnímu zapojení všech svalů. Jediným rozdílem byla zadní část *m. deltoideus*, jehož aktivita byla větší u profesionálních oštěpařů.

Pro účely této studie tedy nebyl zapotřebí sportovec na vrcholové úrovni a z populace byl vybrán jeden zkoumaný vzorek (proband), kterým byl zdravý jedinec. Proband byl vybrán ve spolupráci s trenéry atletiky na FTVS UK na základě jeho dlouholetých vlastních sportovních zkušeností a na základě dobře zvládnuté techniky hodu oštěpem i průpravných cvičení. Byl to tedy jedinec s dobře zafixovaným pohybovým stereotypem v hodu oštěpem. Proband byl vyšetřen fyzioterapeutem s větším důrazem na oblast pletence ramenního, přičemž nebyly zjištěny žádné rozsáhlé či akutní funkční poruchy v oblasti krční páteře ani pletence ramenního, pouze lehká stranová asymetrie. Stereotyp abdukce paže byl správný.

Bylo nutné dodržovat také otázku etiky. Proband byl dopředu informován o veškerých měřeních, bylo dbáno na jeho soukromí a samozřejmě také anonymitu. Na základě toho byl od probanda získán informovaný souhlas. Zpracování a prezentace všech výsledků probíhala anonymně.

4.4 Použité přístroje a náčiní

Mobilní SEMG přístroj

Pro snímání elektrické aktivity vybraných svalů byl použit přenosný SEMG přístroj KaZe05 vyvinutý na FTVS UK v Praze. Hlavní výhodou tohoto zařízení je možnost jeho snadného využití nejen v laboratorních podmínkách, ale také v terénu a při sportovních aktivitách. Celý přístroj se skládá ze snímacích elektrod a řídicí jednotky, která se stará o uchování naměřených dat do chvíle, než jsou přenesena např. na notebook. Během měření má proband řídicí jednotku připevněnou v pouzdře kolem pasu, a není proto při pohybu nijak limitován. Řídicí jednotka je vybavena celkem 8 kanály, z nichž je 7 určeno pro příjem signálu ze sedmi párových plochých elektrod o průměru 7mm se vzdálenostmi středů 30 mm a jeden kanál slouží k synchronizaci EMG záznamu s videokamerou.



Obrázek 10 - Přístroj KaZe05
(Sedliská, 2007)

Technická specifikace EMG přístroje KaZe05

Výrobce a autor: Karel Zelenka, UK FTVS v Praze

Charakteristika: Nezávislý polyelektromyografický mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů

Počet měřících kanálů: 8 (7 kanálů pro EMG měření potenciálů svalových skupin, 1 kanál pro synchronizaci s videozáznamem)

Vzorkování: 200Hz

Frekvence: 30 – 1200 Hz při 3dB/kanál

Stupeň citlivosti: Nastavitelný v rozmezí 6 – 0,05 mV

Videokamera

K pořízení videozáznamu byla použita videokamera CANON HDV 1080i. Rozlišení této kamery je 3,1 megapixelů a frekvence snímání je 50 obr/sec.

Oštěp

Pro hod byly použity tři mužské oštěpy vypůjčené na katedře atletiky FTVS UK v Praze. Hmotnost oštěpu byla 800 gramů.

Kriketový míček

Pro hod míčkem byly využity tři kriketové míčky o hmotnosti 300g z Katedry atletiky FTVS UK v Praze.

Gumový expander

Délka gumového expanderu byla 2,5 m. Výrobcem byl Ippon.

Posilovací přístroj horní kladka

Byla použita kladka v posilovně FTVS UK, zvolena byla nejnižší možná zátěž (5kg).

4.5 Sběr dat

Pomocí výše popsaného přístroje KaZe5 bylo provedeno měření elektrické aktivity vybraných svalů. Svalová aktivita byla snímána s frekvencí 200 Hz. Přístroj je schopen pro zvolenou citlivost rozlišit a zaznamenat maximálně 256 úrovní hodnot (0 až 255), pro získání reálných hodnot napětí je proto nutný přepoččet viz zpracování dat. Současně s měřením byl pořízen i videozáznam s frekvencí 50 snímků/s, který byl s EMG přístrojem synchronizován pomocí klapky s přesností na 0,02 sekundy. Pro každý cvik bylo měření provedeno vždy 3krát za sebou, což představovalo přibližně 15-20s záznamu.

4.6 Zpracování a analýza dat

Naměřené hodnoty byly po každé sérii měření staženy z vnitřní paměti EMG přístroje do notebooku a následně upraveny speciálním softwarem KaZe05. Poté byla data pro usnadnění analýzy vyexportována do programu Microsoft Excel.

Pro každý cvik byla z naměřených hodnot pomocí funkce v Excelu vypočítána míra korelace mezi jednotlivými svaly, byla provedena rekonstrukce EMG křivky a vypočítána plocha pod touto křivkou.

V oblasti matematiky je plocha pod křivkou rovna integrálu odpovídající funkce. Abychom tedy mohli výpočet provést i pro naše data, museli bychom tuto funkci nejprve nalézt a poté provést její integraci. Tento postup ale není triviální, a proto jsme pro výpočet použili jednu z aproximativních numerických metod integrování, tzv. obdélníkovou metodu. Pro její výpočet bylo nutné naměřené hodnoty nejdříve převést na reálné hodnoty napětí. Převodní vztah dle Novotného (2007) je:

$$\text{naměřená hodnota} * 0,009741 * \text{použitá citlivost} = \text{reálné napětí} \quad (4)$$

Dále byly průběhy EMG převedeny na obrázek a ve zkušební verzi Adobe Photoshop v nich byla na základě naměřených hodnot označena lokální maxima, přidána časová osa a popisky a pro lepší přehlednost byla též obarvena plocha pod křivkou.

Nakonec byl analyzován také získaný videozáznam, ve kterém byla vybrána klíčová místa pohybu. Díky již zmíněné synchronizaci s EMG záznamem mohla být k vybraným snímkům z videozáznamu přiřazena také odpovídající místa z EMG. Ke zpracování videa byl použit program Dartfish.

5 Rozsah platnosti

5.1 Vymezení

Měření bylo provedeno na jednom probandovi. Vzhledem k tomu není možné výsledky, ke kterým jsme v této práci došli, zobecňovat na celou oštěpařskou populaci. Výsledky by tedy měly být hodnoceny individuálně a ne obecně.

Kritéria pro výběr jedince byly zafixovaný stereotyp hodů, věk a zdravotní stav. Věk nad 18 let, mladší atleti ještě nemusí mít dobře zafixovaný stereotyp hodů oštěpem. Vymezení zdravotního stavu probanda se týkaly především toho, aby neměl žádné funkční poruchy ve zkoumané části těla a v souvisejících segmentech. Nami vybraný proband všechny tyto podmínky splňoval. Z pohledu výkonnosti se nejednalo o oštěpaře vrcholové úrovně.

5.2 Omezení

Omezení a limity této studie v sobě zahrnují jak biologické, tak technické faktory a samozřejmě také vlivy prostředí.

Limitujícím faktorem bylo časové omezení při provádění celé studie, nedostatek vhodných jedinců, omezení vyplývající ze samotné elektromyografie (viz kapitola 4.2), z techniky měření a použitých přístrojů. Byli jsme omezeni především počtem kanálů mobilního EMG přístroje. Z etického hlediska také nepřipadalo v úvahu použití jehlové EMG (invazivní metoda), která by nám poskytla přesnější údaje.

Omezujícím faktorem bylo také prostředí. Měření neprobíhalo v laboratorních podmínkách, ale v terénu. Dle Véleho (2008) mají vnější podmínky výrazný vliv na stereotyp pohybu.

6 Měření

6.1 Popis techniky měření

Jako objektivizační metoda byla použita povrchová elektromyografie. Nejprve byl u probanda proveden kineziologický rozbor za účelem určení aktuálního stavu pohybového aparátu a poté pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, stimulace požadovaného pohybu a současná palpce svalů) stanovena nejvhodnější místa na těle probanda pro aplikaci povrchových elektrod. Elektrody byly umístěny nad pracující sval v místě, kde je svalové břicho nejvýraznější a nejlépe palpovatelné (umístění elektrod viz kapitola 6.4). V těchto místech byla kůže zbavena ochlupení a pomocí lékařského benzínu byla řádně vyčištěna a odmaštěna.

Po nalepení elektrod byla provedena kalibrace přístroje a několik testů za účelem získání reliability výsledků měření. Teprve poté následovalo vlastní měření.

Před hody se proband rozcvičil strečinkem a krátkou aerobní aktivitou. Bylo provedeno celkem 8 měření. Po provedení každé série následovala 10 minutová přestávka, aby si proband mohl odpočinout a minimalizoval se tak vliv únavy na stereotyp pohybu. Před každým měřeným cvikem také byla upravena citlivost kanálů snímajících aktivitu jednotlivých svalů. Měření trvalo včetně přestávek a kalibračních hodů 4,5 hodiny.

Synchronizace videozáznamu se snímáním EMG potenciálů byla provedena pomocí klapky s optickým spínačem. Přesnost synchronizace je 0,02 sec, což je dáno snímkovou frekvencí použité videokamery, což je v tomto případě 50 snímků za vteřinu.

6.2 Popis místa měření

Měření proběhlo v terénu na atletickém hřišti a v posilovně FTVS UK v Praze. Teplota vzduchu byla 20°C. Při měření byl přítomen proband, diplomant, dva asistenti a vedoucí práce.

6.3 Sledované svaly

Svaly, jejichž činnosti jsme sledovali a měřili, byly vybrány na základě jejich funkce tak, jak to uvádí Čihák (2001), Janda (1996), Javůrek (1986) a Věle (2006). Byly sledovány vždy svaly pravé strany.

Výběr svalů je omezen dle Kračmara (2002):

- 1) stanovením rozhodujících svalových skupin podílejících se na hodu
- 2) nemožností invazivního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami (zdravotní rizika, obavy vyšetřované osoby, technická omezení)
- 3) počtem přenosových kanálů

Vybrány byly tyto svaly:

- | | |
|----------------------------------|------------------------|
| 1) m. serratus anterior lat. dx. | 5) m. triceps brachii |
| 2) m. trapezius pars ascendens | 6) m. infraspinatus |
| 3) m. trapezius pars transversa | 7) m. pectoralis major |
| 4) m. biceps brachii | |

6.3.1 M. serratus anterior

Začátek svalů:

Devět zubů na 1. až 9. žebro. Pět dolních zubů se po straně hrudníku střídá se začátky m. obliquus externus abdominis.

Úpon svalů:

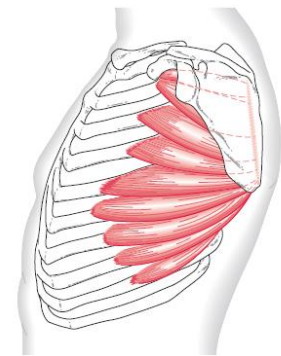
Mediální okraj lopatky. Snopce od 4. žebra a dalších žeber se sbíhají až na dolní úhel lopatky.

Inervace svalů:

Nervus thoracicus longus z pars supraclavicularis plexus brachialis. Kořenová inervace z C5- C7 (Čihák, 2001).

Funkce svalů:

Podílí se na abdukci paže, umožňuje vzpažení, fixuje a stáčí lopatku dolním úhlem laterálně. Horní část zvedá úhel lopatky, střední část je antagonistou transverzálních snopců m. trapezius a dolní část umožňuje vzpažení nad horizontálu. Při paréze tohoto svalů se dolní úhel lopatky stáčí mediálně a odstává od páteře svým margo vertebralis,



Obrázek 11 – M. serratus anterior (Lippert, 2006)

vázne vzpažení nad horizontálu. Tato porucha se projevuje odstáváním lopatky nazývaným jako scapula alata (Véle, 2006).

Funkce dle Travell et al. (1992):

Při punctum fixum na žebrech táhne lopatku superiorně, laterálně a dopředu. Při punctum fixum na lopatce podporuje usilovnou inspiraci. To byla dynamická funkce tohoto svalu. Dále má funkci stabilizační, kdy fixuje lopatku u hrudníku, a proprioceptivní, kdy podává informace o postavení žeber a lopatky.

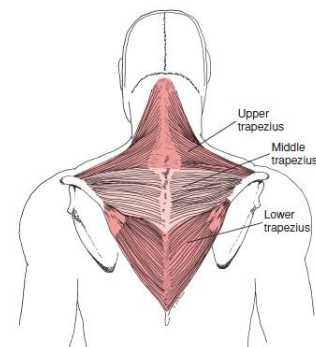
6.3.2 M. trapezius

Začátek svalu:

Protuberantia occipitalis externa, linea nuchalis superior, popřípadě až linea nuchalis suprema, lig. nuchae a trnové výběžky krčních a hrudních obratlů až po trn Th12 včetně.

Úpon svalu:

Je v jednotlivých úsecích svalu odlišný: kraniální sestupné snopce se upínají na zevní konec klavikuly, na acromion a na spina scapulae; střední příčné snopce se upínají na spina scapulae; kaudální vzestupné snopce se upínají zdola na spina scapulae, od vnitřního okraje až po tuberculum deltoideum (Čihák, 2001).



Obrázek 12 - M. trapezius (Lippert, 2006)

Inervace:

N. accessorius a k němu připojená vlákna z C3 a C4 (Čihák, 2001).

Funkce dle Čiháka (2001):

- 1) Sval fixuje a stabilizuje lopatku.
- 2) Kraniální snopce zdvihají rameno, kaudální snopce táhnou lopatku dolů. Celý sval přitahuje lopatku k páteři (ramena dozadu).
- 3) Protože sestupné snopce dosahují dále laterálně než snopce vzestupné, vytáčí současná akce obou těchto částí lopatku dolním úhlem zevně – kloubní jamku vzhůru (synergista m. serratus anterior). Tím se sval účastní zdvižení paže nad horizontálu.

Funkce dle Travell et al. (1992):

Navíc přidává funkci stabilizační při pohybech paže a stabilizuje krční a hrudní páteře a funkci proprioceptivní o poloze hlavy a segmentu Cp a Thp a lopatky.

6.3.3 M. biceps brachii

Začátek svalu:

caput longum – tuberculum supraglenoidale (nad kloubní jamkou na lopatce)

caput breve – processus coracoideus

Úpon svalu:

Hlavní šlachou na tuberositas radii, plochou povrchovou šlachou (aponeurosis musculi bicipitis brachii) na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně (Čihák, 2001)

Inervace:

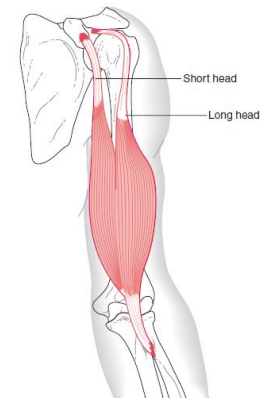
N. musculocutaneus. Kořenová inervace z C5 a C6 (Čihák, 2001).

Funkce:

Hlavní funkcí svalu je flexe a supinace v loketním kloubu (Čihák, 2001).

Funkce dle Travell et al. (1992):

Dlouhá hlava bicepsu při punctum fixum proximálně asistuje při abdukci ramenního kloubu, když je rameno v zevní rotaci. Společně s rotátorovou manžetou napomáhá fixaci hlavice zejména při nesení těžkého předmětu. Brání inferiorní dislokaci. Krátká hlava dělá flexi, addukci a horizontální addukci společně s m. pectoralis major. Funkce svalu v loketním kloubu je stejná jako dle Čiháka. Navíc přidává proprioceptivní funkci z glenohumerálního, humeroulnárního a proximálního radioulnárního.



Obrázek 13 - M. biceps brachii (Lippert, 2006)

6.3.4 M. triceps brachii

Začátek svalu:

caput longum – tuberculum infraglenoidale (pod kloubní jamkou na lopatce)

caput laterale – zadní plocha humeru, proximálně od sulcus nervi radialis

caput mediale – zadní plocha humeru, distálně od sulcus nervi radialis

Úpon svalu:

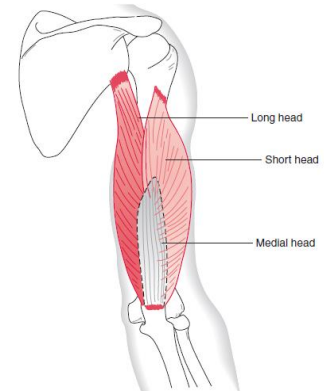
Úponovou šlachou na olekranon (Čihák, 2001).

Inervace:

N.radialis. Kořenová inervace C6-C8 (Čihák, 2001).

Funkce:

Extenze loketního kloubu. Dlouhá hlava napomáhá při extenzi a addukci v ramenním kloubu (Čihák,2001).



Obrázek 14 - M. triceps brachii (Lippert, 2006)

6.3.5 M. infraspinatus

Začátek svalu:

Fossa infraspinata a tuhá povrchová fascie svalu.

Úpon svalu:

Po zadní straně ramenního kloubu na tuberculum majus humeri (na jeho střední fasetu). Šlacha zesiluje pouzdro ramenního kloubu vzadu. Mezi šlachou a kloubním pouzdem ramenního kloubu bývá bursa subtendinea musculi infraspinati (Čihák, 2001).

Inervace:

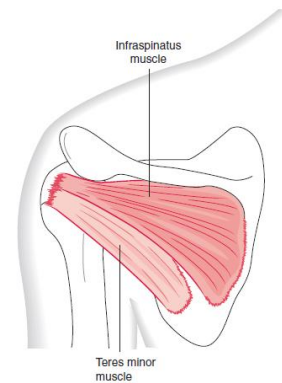
N. suprascapularis. Kořenová inervace z C5 a C6 (Čihák, 2001).

Funkce dle Véleho (2006):

Provádí zevní rotace a horizontální extenzi v ramenním kloubu.

Funkce dle Travell et al. (1992):

Dynamická funkce tohoto svalu je zevní rotace humeru. Kraniální vlákna napomáhají při abdukci a kaudální vlákna při addukci a při horizontální abdukci. V 90° flexi a horizontální addukci dochází ke zvratu funkce, kdy se kraniální vlákna stanou vnitřními rotátory. Antagonisté tohoto svalu jsou m. pectoralis major a m. deltoideus pars anterior.



Obrázek 15 - M. infraspinatus (Lippert, 2006)

6.3.6 M. pectoralis major

Začátek svalu:

Mediální část klíční kosti, sternum a přilehlé části prvních šesti žeber, přední část 6. žebra a pochva přímého svalu břišního. Na svalu se podle začátku obvykle podle začátků obvykle rozlišuje: pars clavicularis, pars sternocostalis a pars abdominalis (Čihák, 2001).

Úpon svalu:

Crista tuberculi majoris humeri (Čihák, 2001).

Inervace:

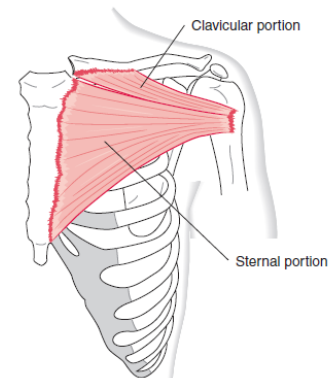
Nn. pectorales, lateralis et medialis z pars supraclavicularis plexus brachialis (Čihák, 2001).

Funkce:

Funkce se liší podle jednotlivých složek svalu: klavikulární část pomáhá při flexi ramenního kloubu a udržuje v něm paži; sternokostální a abdominální části addukují paži a rotují ze zevní rotace dovnitř (Čihák, 2001).

Funkce dle Travell et al. (1992):

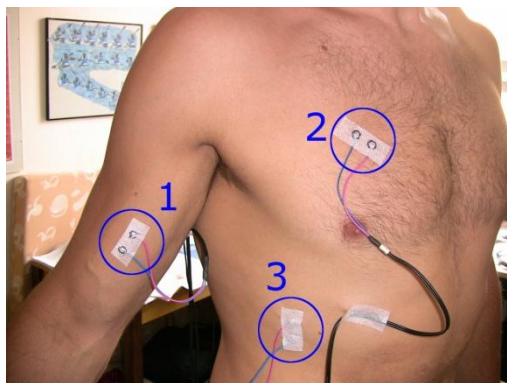
Dynamická funkce tohoto svalu jako celku je addukce, horizontální addukce a vnitřní rotace paže. Klavikulární část pomáhá při flexi, horizontální addukci a pomáhá při abdukci nad horizontálu. Sternokostální a abdominální část dělá extenzi paže z flexe, depresi paže a ramene a protrakci ramene. Proprioceptivní funkce viz Vojtova reflexní lokomoce.



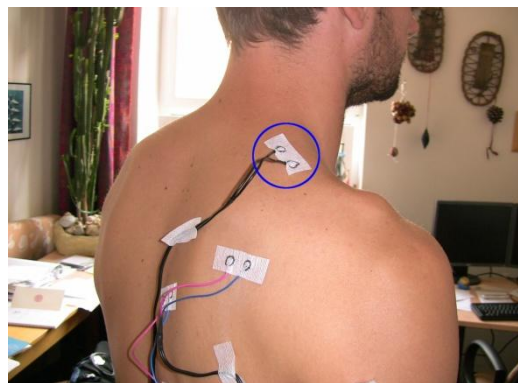
Obrázek 16 - Pectoralis major (Lippert, 2006)

6.4 Lokalizace elektrod

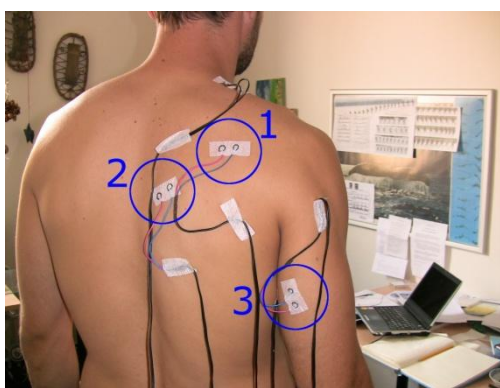
Elektrody byly umístěny nad pracující sval v místě, kde je svalové břicho nejvýraznější a nejlépe palpovatelné.



Obrázek 17 - Lokalizace elektrod, 1 - m. biceps brachii, 2 - m. pectoralis major, 3 - m. serratus anterior



Obrázek 18 - Lokalizace elektrod - m. trapezius p. desc.



Obrázek 19 - Lokalizace elektrod – 1 – m. infraspinatus, 2 – m. trapezius p. trans., 3 – m. triceps brachii

6.5 Měřené pohyby

Měřené pohyby byly vybrány na základě rešerše literatury.

- 1) Hod oštěpem z bočního postavení
- 2) Hod oštěpem jiným úchopem tzv. vidličkou
- 3) Hod míčkem z bočního postavení
- 4) Hod oštěpem z čelního postavení
- 5) Hod míčkem z čelního postavení
- 6) Hod oštěpem ze tří kroků
- 7) Hod na dolní kladce
- 8) Hod s pomocí gumového expandéru

Každý pohyb byl proveden třikrát, přičemž hody záměrně nebyly prováděny maximální silou, ale se zaměřením na správné provedení pohybu.

Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace náboru EMG křivky (přetečení detekovaných dat).

6.6 Vyhodnocení a interpretace dat

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- Na EMG křivce bylo vyznačeno pořadí lokálních maxim sledovaných svalů
- Vzájemné porovnání korelačních matic křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly
- Diferencované pozice klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu byly přiřazeny k odpovídajícím místům na EMG křivkách. Pro intraindividuální porovnání EMG grafů byly záznamy převedeny na společnou citlivost snímacích kanálů (v případě nutnosti změny jejich citlivosti mezi měřeními pro dosažení náboru kvalitních EMG křivek).

7 Výsledky práce

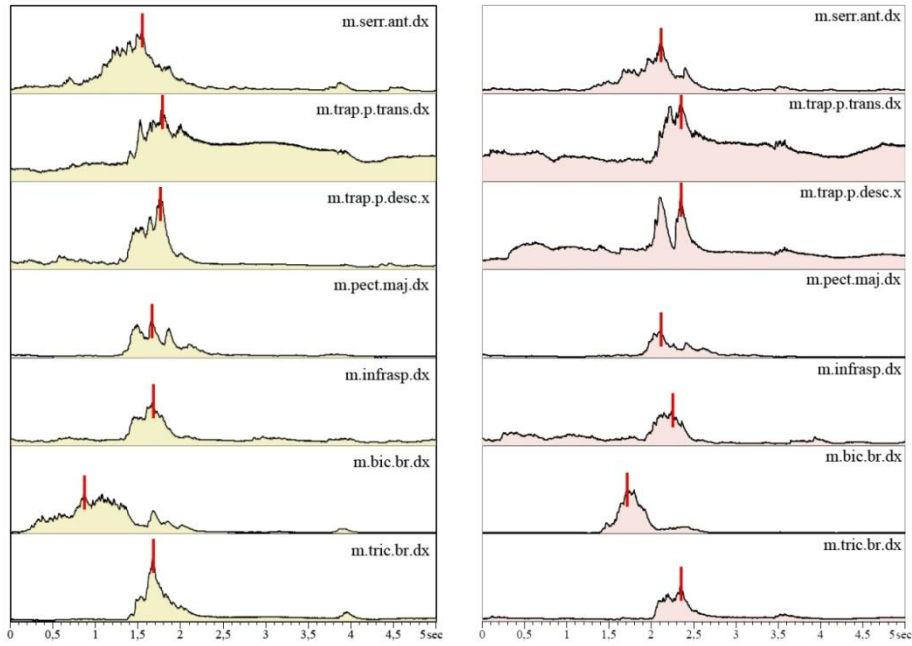
7.1 Citlivosti kanálů

Tabulka 2 - Hodnoty citlivostí kanálů

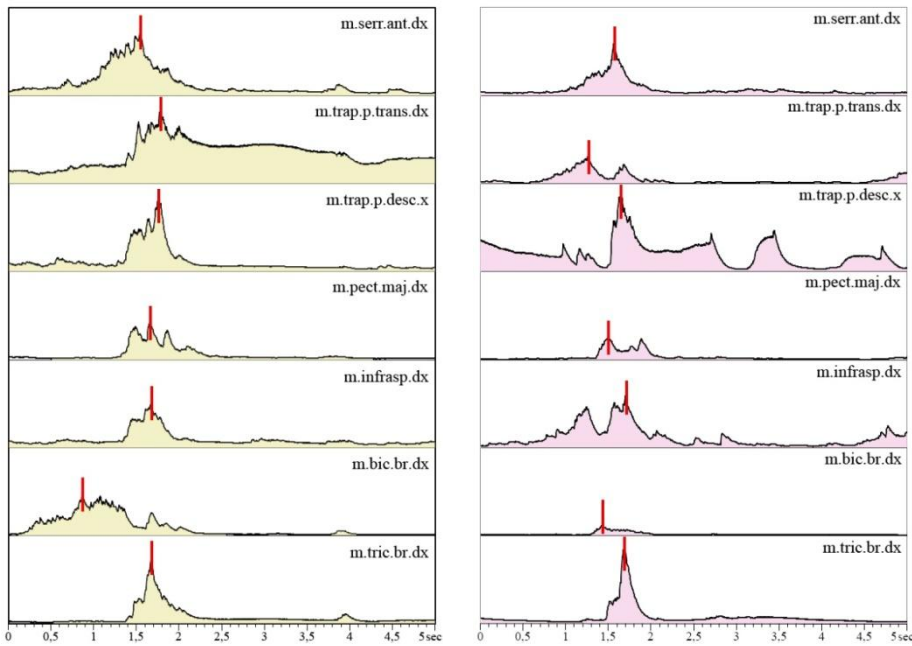
	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. t rap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
Oštěp z bočního postavení	0,2	2,0	0,2	0,2	0,1	1,0	0,5
Oštěp z bočního - vidlička	0,2	2,0	0,2	0,2	0,1	1,0	0,5
Míček z bočního postavení	0,2	1,0	2,0	0,2	0,1	1,0	0,5
Oštěp z čelního postavení	0,2	1,0	2,0	0,1	0,1	0,5	0,5
Míček z čelního postavení	0,2	1,0	2,0	0,1	0,1	0,5	0,5
Oštěp s rozběhem	0,2	1,0	1,0	0,1	0,1	0,5	0,5
Tah expanderu	0,2	0,5	1,0	0,1	0,1	0,5	0,5
Tah kladky	0,2	0,5	1,0	0,1	0,1	1,0	0,5

7.2 Intraindividuální porovnání

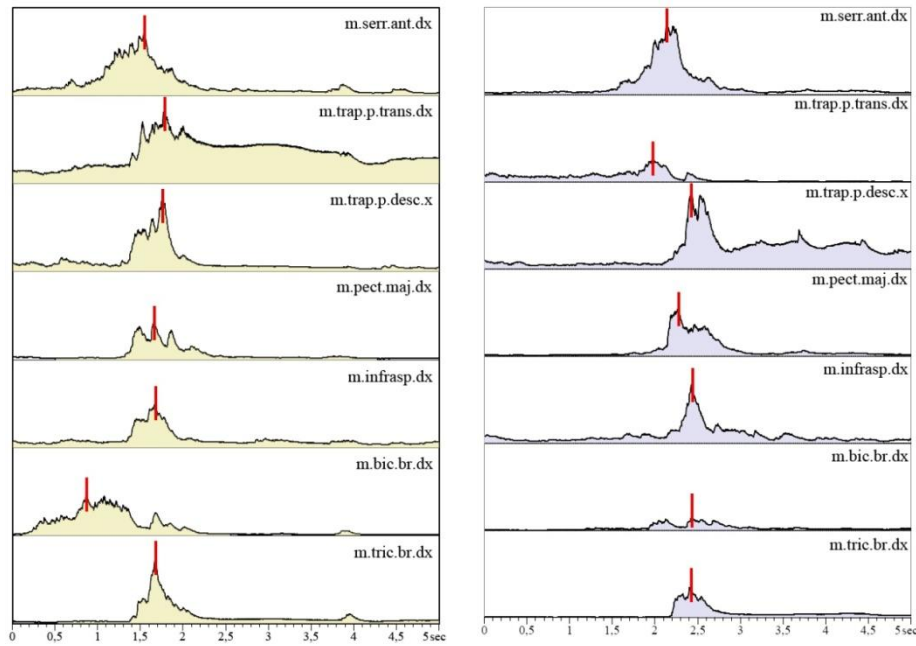
Tato kapitola prezentuje grafy průběhu EMG aktivity měřených svalů jako intraindividuální porovnání mezi jednotlivými cviky. V grafech jsou také uvedeny pozice lokálních maxim sledovaných svalů.



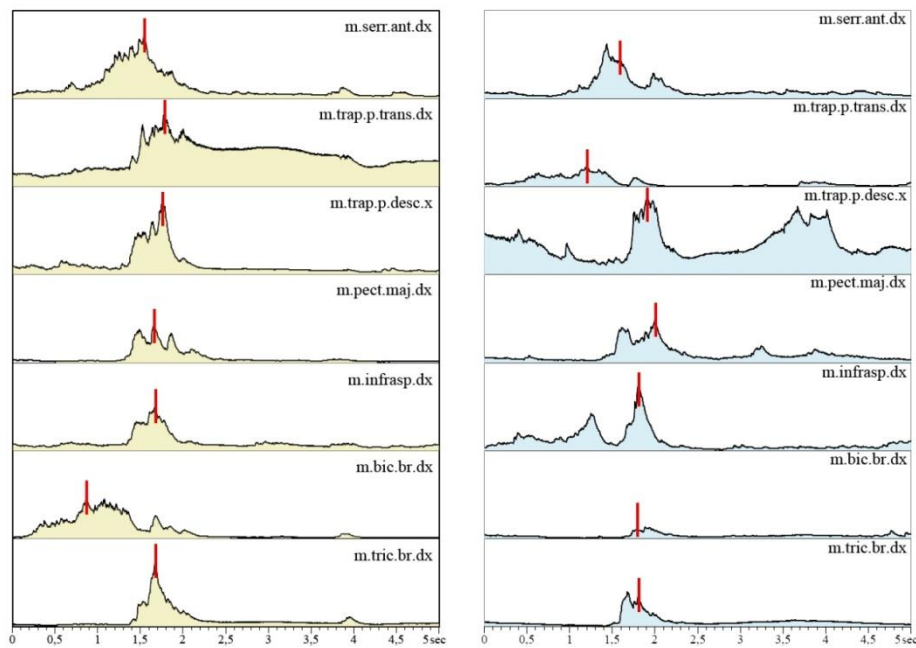
Obrázek 20 – Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z bočního postavení (vlevo) a hodu oštěpem z místa z bočního postavení jiným úchopem – vidličkou (vpravo)



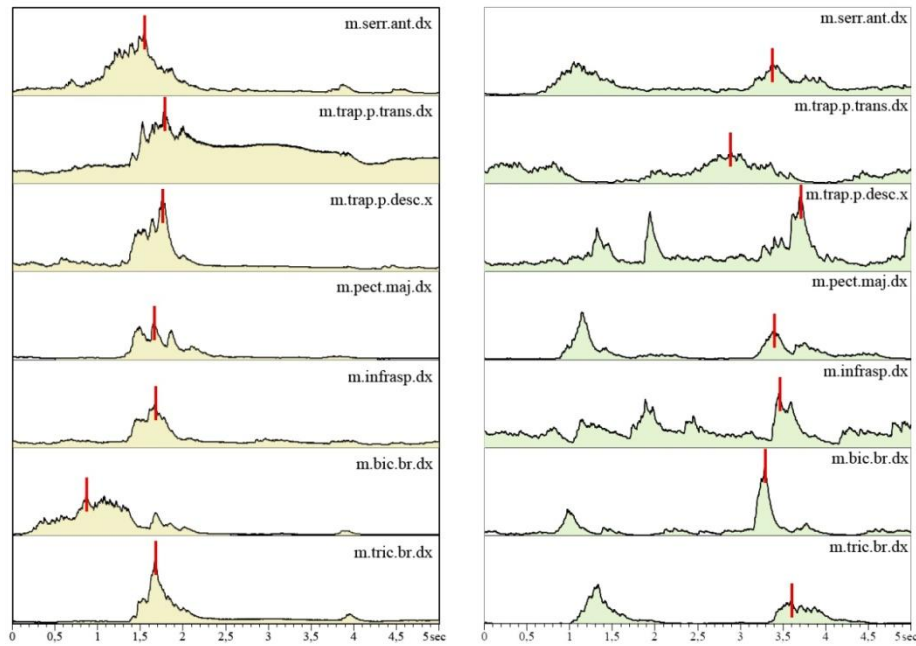
Obrázek 21 – Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z bočního postavení (vlevo) a hodu míčkem z místa z bočního postavení (vpravo)



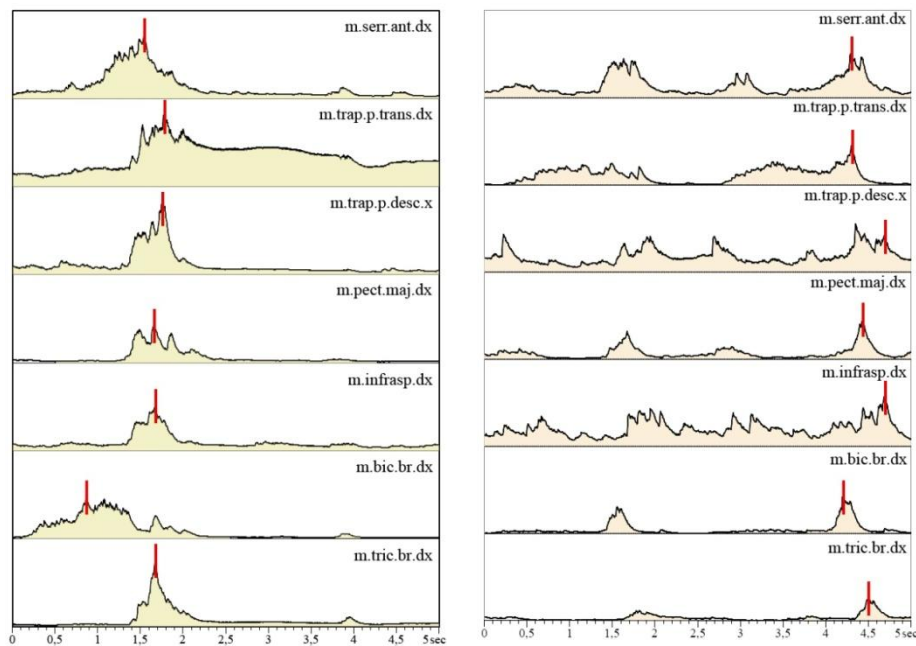
Obrázek 22 – Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z bočního postavení (vlevo) a hodu oštěpem z místa z čelního postavení (vpravo).



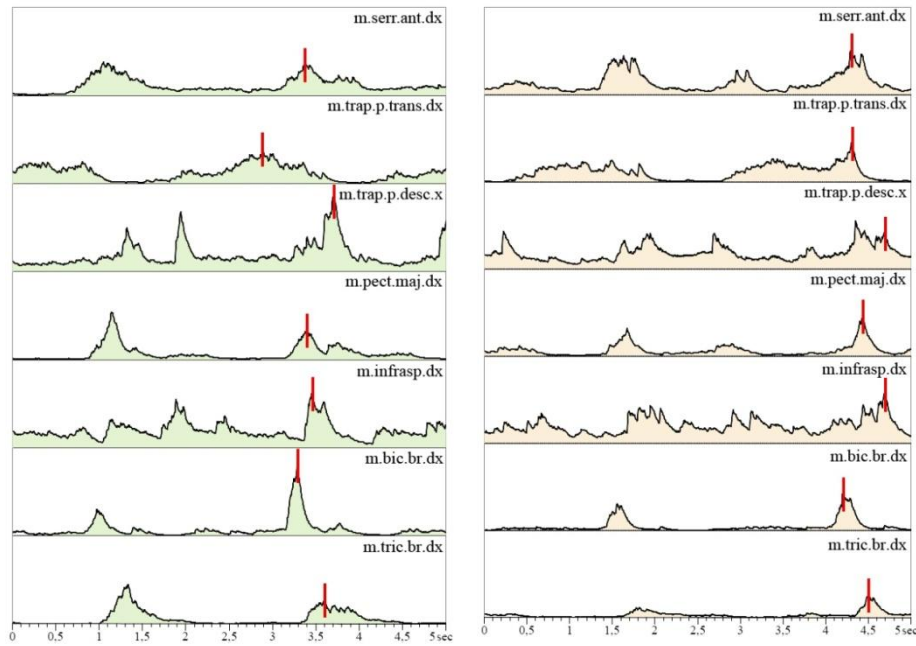
Obrázek 23 - Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z bočního postavení (vlevo) a hodu míčkem z místa z čelního postavení (vpravo)



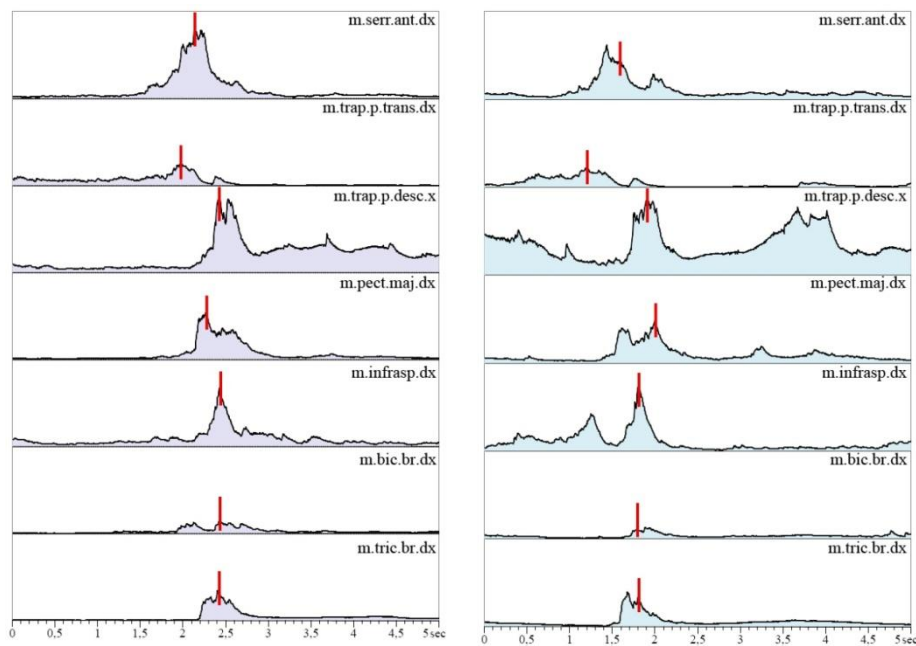
Obrázek 24 - Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z bočního postavení (vlevo) a gumovým expanderem (vpravo)



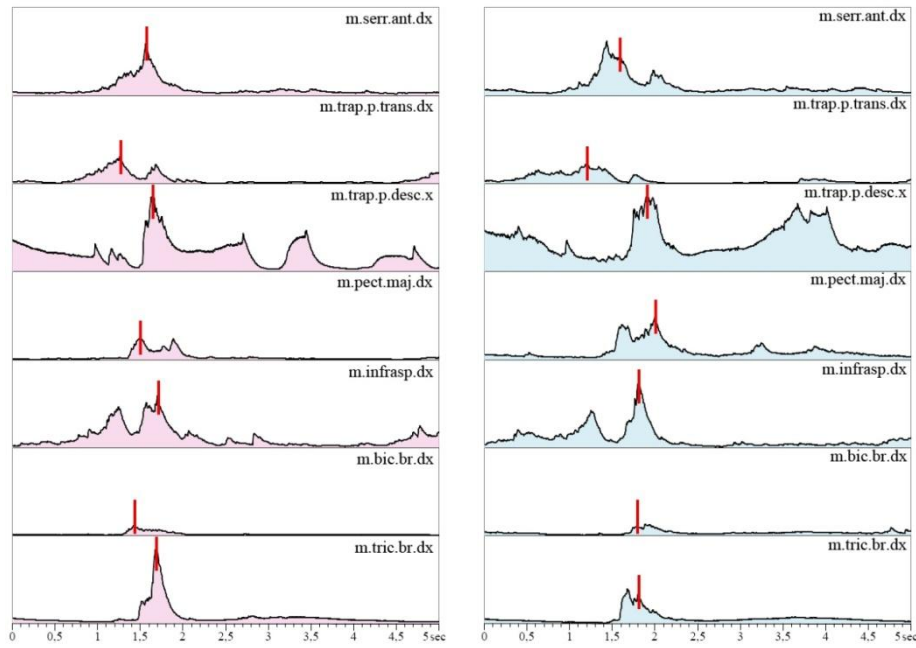
Obrázek 25 - Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z bočního postavení (vlevo) a tahu kladky (vpravo)



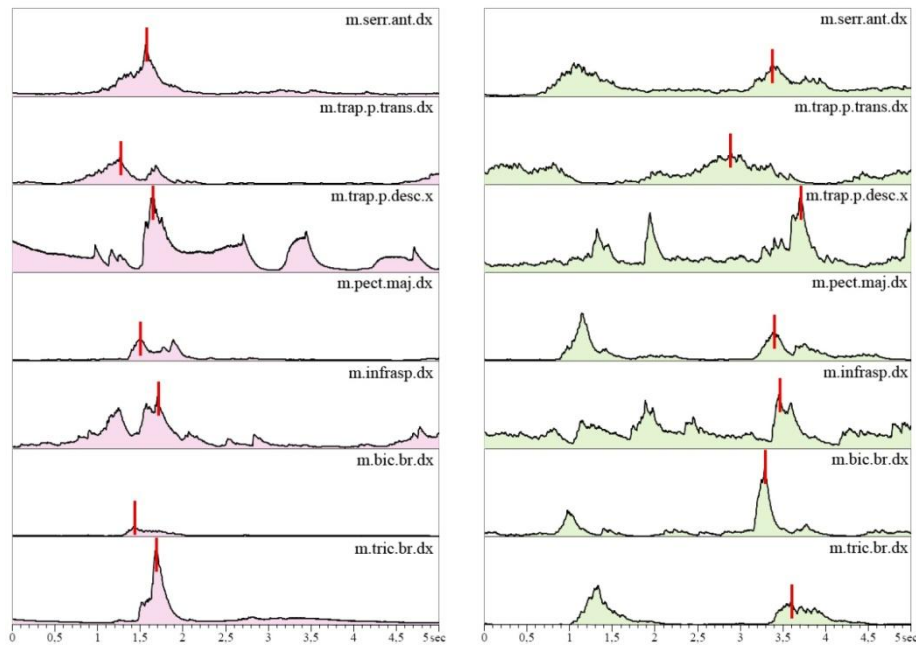
Obrázek 26 - Porovnání EMG záznamů gumového expanderu (vlevo) a tahu kladky (vpravo)



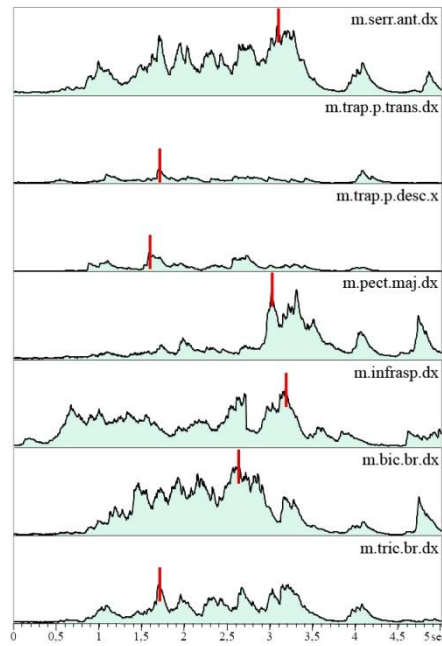
Obrázek 27 - Porovnání EMG záznamů hodu oštěpem z místa z čelního postavení (vlevo) a hodu míčkem z místa z čelního postavení (vpravo)



Obrázek 28 - Porovnání EMG záznamů hodu míčkem z místa z bočního postavení (vlevo) a hodu míčkem z místa z čelního postavení (vpravo)



Obrázek 29 - Porovnání EMG záznamů hodu míčkem z místa z bočního postavení (vlevo) a tahu gumového expanderu (vpravo)



Obrázek 30 - EMG křivka hodu oštěpem ze tří kroků

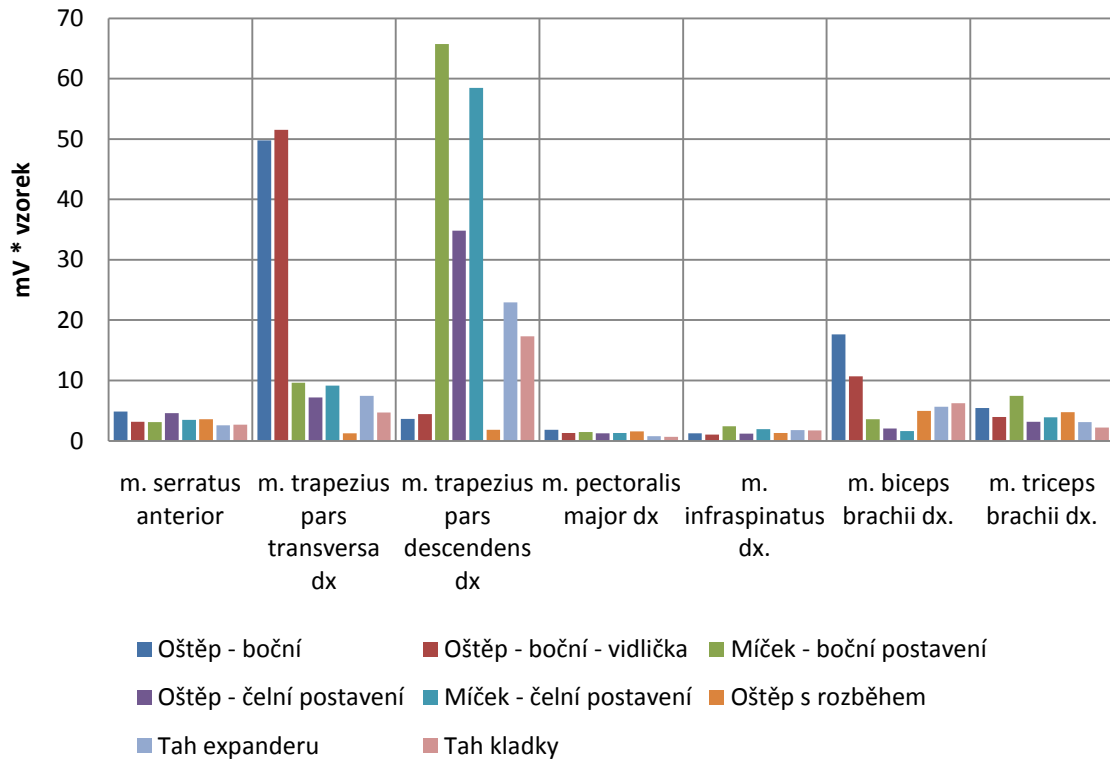
7.3 Pořadí lokálních maxim

Tabulka 3 - Pořadí lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaných hodů.

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
Oštěp z bočního postavení	2	7	6	3	4-5	1	4-5
Oštěp z bočního - vidlička	2	5	6-7	3	4	1	6-7
Míček z bočního postavení	4	1	5	3	7	2	6
Oštěp z čelního postavení	2	1	4	3	6-7	6-7	5
Míček z čelního postavení	2	1	6	7	4-5	3	4-5
Oštěp s rozběhem	6	2	1	5	7	4	3
Tah expanderu	3	1	7	4	5	2	6
Tah kladky	2	3	6-7	4	6-7	1	5

7.4 Plocha pod EMG křivkou

Následující graf ukazuje srovnání plochy pod EMG křivkou pro jednotlivé cviky.



Graf 1 - Plocha pod EMG křivkou

7.5 Korelační matice

Hodnoty korelačního koeficientu lze rozdělit do 3 intervalů:

- 1,0 – 0,7 – významně vysoká míra korelace
- 0,7 – 0,3 – středně vysoká míra korelace
- 0,3 – 0 – nevýznamná míra korelace

7.5.1 Hod oštěpem z místa z bočního postavení

Tabulka 4 - Korelační matice svalové aktivity pro hod oštěpem z místa z bočního postavení

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,462	0,768	0,708	0,692	0,525	0,627
m. trap.p.trans.dx		1,000	0,530	0,688	0,559	0,026	0,748
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,750	0,832	0,280	0,773
m. pect.maj.dx				1,000	0,813	0,168	0,794
m. infrasp.dx					1,000	0,175	0,862
m. bic.br.dx						1,000	0,215
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů:

- m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars descendens dx.
- m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. triceps brachii dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. infraspinatus dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. triceps brachii dx.
- m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.
- m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii
- m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. - m. trapezius pars transversa dx
- m. serratus anterior dx. - m. infraspinatus dx.
- m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.
- m. serratus anterior dx. - m. triceps brachii dx.
- m. trapezius pars transversa dx. - m. trapezius pars descendens dx.
- m. trapezius pars transversa dx. - m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars transversa dx. - m. infraspinatus dx.

7.5.2 Hod oštěpem z místa z bočního postavení – úchop vidličkou

Tabulka 5 - Korelační matice svalové aktivity pro hod oštěpem z místa z bočního postavení – úchop vidličkou

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,290	0,462	0,762	0,677	0,580	0,626
m. trap.p.trans.dx		1,000	0,252	0,407	0,381	-0,122	0,753
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,514	0,482	0,213	0,560
m. pect.maj.dx				1,000	0,704	0,160	0,644
m. infrasp.dx					1,000	0,103	0,721
m. bic.br.dx						1,000	0,093
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. triceps brachii dx.
- m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.
- m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. - m. trapezius pars descendens dx.
- m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.
- m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.
- m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. infraspinatus dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.
- m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.

7.5.3 Hod míčkem z místa z bočního postavení

Tabulka 6 - Korelační matice svalové aktivity pro hod míčkem z místa z bočního postavení

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,554	0,447	0,770	0,795	0,649	0,613
m. trap.p.trans.dx		1,000	0,204	0,244	0,703	0,302	0,285
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,448	0,515	0,564	0,704
m. pect.maj.dx				1,000	0,642	0,703	0,595
m. infrasp.dx					1,000	0,588	0,689
m. bic.br.dx						1,000	0,719
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.
- m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. infraspinatus dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.
- m. pectoralis major dx. – m. biceps brachii dx.
- m. biceps brachii dx. – m. triceps brachii dx.

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars transversa dx
- m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars descendens dx.
- m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.
- m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. biceps brachii dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. infraspinatus dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. biceps brachii dx.
- m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.
- m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.
- m. infraspinatus dx – m. biceps brachii dx.
- m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx.

7.5.4 Hod oštěpem z místa z čelního postavení

Tabulka 7 - Korelační matice svalové aktivity pro hod oštěpem z místa z čelního postavení

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,545	0,044	0,633	0,349	0,694	0,368
m. trap.p.trans.dx		1,000	-0,407	-0,032	0,175	0,335	-0,193
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,489	0,390	0,389	0,695
m. pect.maj.dx				1,000	0,595	0,635	0,816
m. infrasp.dx					1,000	0,504	0,722
m. bic.br.dx						1,000	0,510
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů:

m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.

m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx.

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů:

m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars transversa dx

m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.

m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.

m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.

m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.

m. trapezius pars transversa dx. – m. biceps brachii dx.

m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. infraspinatus dx.

m. trapezius pars transversa dx. – m. biceps brachii dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.

m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.

m. pectoralis major dx. – m. biceps brachii dx.

m. infraspinatus dx. – m. biceps brachii dx.

m. biceps brachii dx. – m. triceps brachii dx.

7.5.5 Hod míčkem z místa z čelního postavení

Tabulka 8 - Korelační matice svalové aktivity pro hod míčkem z místa z čelního postavení

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,489	0,098	0,485	0,397	0,156	0,364
m. trap.p.trans.dx		1,000	-0,044	-0,030	0,559	-0,040	-0,007
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,456	0,238	0,674	0,580
m. pect.maj.dx				1,000	0,413	0,608	0,722
m. infrasp.dx					1,000	0,518	0,579
m. bic.br.dx						1,000	0,678
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů:

m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů:

m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars transversa dx

m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.

m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.

m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.

m. trapezius pars transversa dx. – m. infraspinatus dx.

m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.

m. trapezius pars transversa dx. – m. biceps brachii dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.

m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.

m. pectoralis major dx. – m. biceps brachii dx.

m. infraspinatus dx. – m. biceps brachii dx.

m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx.

m. biceps brachii dx. – m. triceps brachii dx.

7.5.6 Hod oštěpem ze tří kroků

Tabulka 9 - Korelační matice svalové aktivity pro hod oštěpem ze tří kroků

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,755	0,815	0,706	0,437	0,831	0,965
m. trap.p.trans.dx		1,000	0,786	0,454	0,295	0,720	0,773
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,430	0,386	0,784	0,825
m. pect.maj.dx				1,000	0,283	0,459	0,709
m. infrasp.dx					1,000	0,390	0,426
m. bic.br.dx						1,000	0,798
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars transversa dx.
- m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars descendens dx.
- m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.
- m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.
- m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. trapezius pars descendens dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. biceps brachii dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. triceps brachii dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. biceps brachii dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.
- m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.
- m. biceps brachii dx. – m. triceps brachii dx.

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů

- m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.
- m. trapezius pars transversa dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.
- m. trapezius pars descendens dx – m. infraspinatus dx.
- m. pectoralis major dx. – m. biceps brachii dx.
- m. infraspinatus dx. – m. biceps brachii dx
- m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx

7.5.7 Tah gumového expanderu

Tabulka 10 - Korelační matice svalové aktivity pro tah gumového expanderu

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	-0,136	0,531	0,845	0,428	0,566	0,578
m. trap.p.trans.dx		1,000	-0,143	-0,210	-0,059	0,238	-0,507
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,455	0,549	0,257	0,668
m. pect.maj.dx				1,000	0,456	0,401	0,555
m. infrasp.dx					1,000	-0,006	0,489
m. bic.br.dx						1,000	0,049
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů

m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů

m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars descendens dx.

m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.

m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.

m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.

m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. infraspinatus dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.

m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.

m. pectoralis major dx. – m. biceps brachii dx.

m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.

m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx

7.5.8 Tah na kladce

Tabulka 11 - Korelační matice svalové aktivity pro tah na kladce

	m. serr. ant. dx	m. trap. p. trans. dx	m. trap. p. desc. dx	m. pect. maj. dx	m. infrasp. dx	m. bic. br. dx	m. tric. br. dx
m. serr.ant.dx	1,000	0,305	0,395	0,820	0,331	0,726	0,354
m. trap.p.trans.dx		1,000	-0,177	0,006	-0,110	0,520	-0,292
m. trap.p.desc.dx			1,000	0,422	0,533	0,088	0,653
m. pect.maj.dx				1,000	0,313	0,499	0,446
m. infrasp.dx					1,000	0,058	0,626
m. bic.br.dx						1,000	-0,021
m. tric.br.dx							1,000

Významně vysoká míra korelace dvojic svalů

m. serratus anterior dx. – m. pectoralis major dx.

m. serratus anterior dx. – m. biceps brachii dx.

Středně vysoká míra korelace dvojic svalů:

m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars descendens dx.

m. serratus anterior dx. – m. trapezius pars transversa dx

m. serratus anterior dx. – m. infraspinatus dx.

m. serratus anterior dx. – m. triceps brachii dx.

m. trapezius pars transversa dx. – m. biceps brachii dx.

m. trapezius pars descendens dx. – m. pectoralis major dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. infraspinatus dx.

m. trapezius pars descendens dx – m. triceps brachii dx.

m. pectoralis major dx. – m. infraspinatus dx.

m. pectoralis major dx. – m. biceps brachii dx.

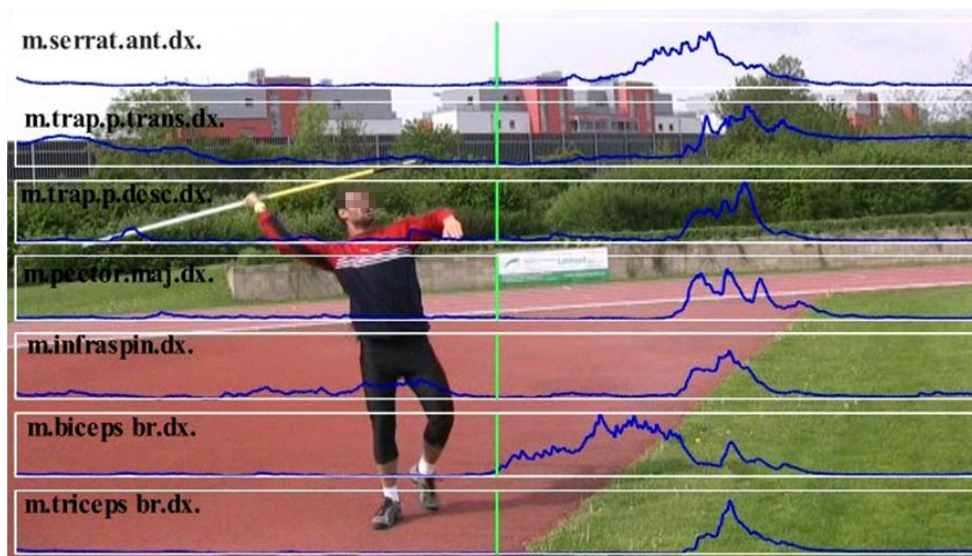
m. pectoralis major dx. – m. triceps brachii dx.

m. infraspinatus dx. – m. triceps brachii dx

8 Diskuze

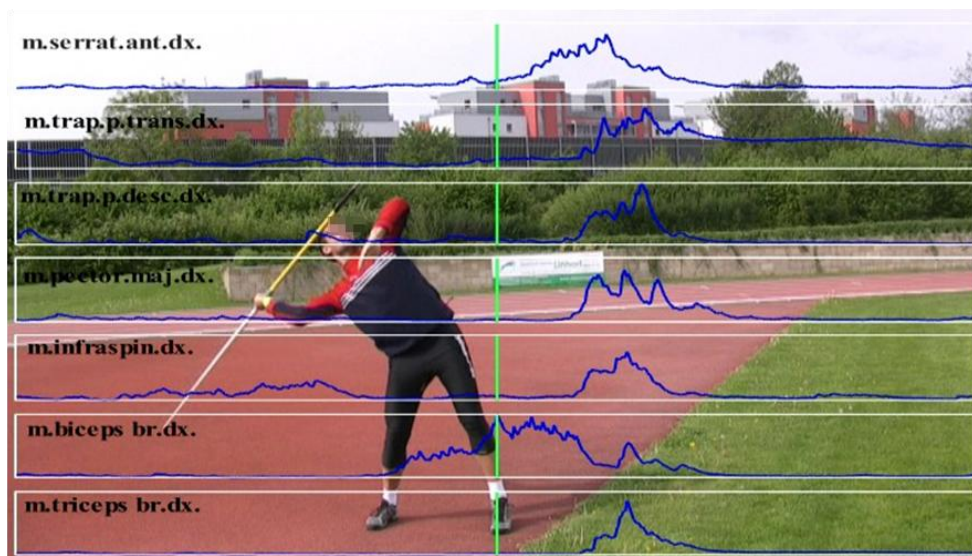
Pro metodické objasnění v diskuzi je používán termín aktivace svalů, ačkoliv jsme si vědomi problematiky vztahu: záznam EMG potenciálů – svalová práce – svalová aktivita, navíc související s lokalizací elektrod. EMG záznam považujeme za nejpřístupnější a nejuvěrnější charakteristiku práce jednotlivých svalů při pohybové aktivitě v terénu.

8.1 Hod oštěpem z bočního postavení



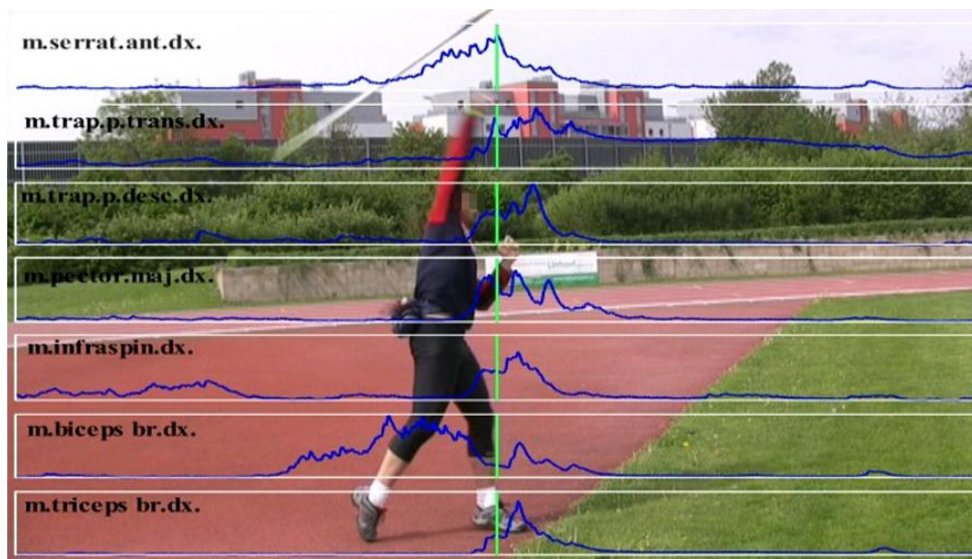
Obrázek 31 - Oštěp z bočního postavení č. 1

Během náprahu se z měřených svalů zapojuje pouze m. biceps brachii. Můžeme předpokládat, že odhod začíná nástupem m. serratus anterior, pak v rychlém sledu nastupují i ostatní měřené svaly.



Obrázek 32 - Oštěp z bočního postavení č. 2

M. biceps brachii se při náprahu z námi měřených svalů zapojuje jako první. Lehce rozřesený charakter křivky (Obrázek 32) by mohl svědčit o tom, že tento sval jako flexor a supinátor loketního kloubu (Čihák, 2001) drží loketní kloub a brání tím jeho pohybu do extenze. Při flexi v loketním kloubu působí m. biceps brachii zároveň jako supinátor předloktí a tím napomáhá provedení zevní rotace v ramenním kloubu. Maximální zevní rotace je před odhodem potřebná jako facilitační mechanismus pro provedení co nejsilnější (nejmohutnější) vnitřní rotace. Maximální protažení je jedním z facilitačních mechanismů, které využívá pro usnadnění pohybu metoda PNF (Holubářová & Pavlů, 2007). Pro tento předpoklad (tuto domněnku), že m. biceps brachii nepřímo napomáhá maximálně zevně rotovat ramenní kloub, svědčí také to, že při zapojení m. pectoralis major jako jednoho z vnitřních rotátorů v ramenním kloubu se aktivita m. biceps brachii sníží, viz obrázek 33. Dalšího vrcholu dosáhne m. biceps brachii společně s jeho antagonistou m. triceps brachii při vypuštění oštěpu viz obrázek 34.



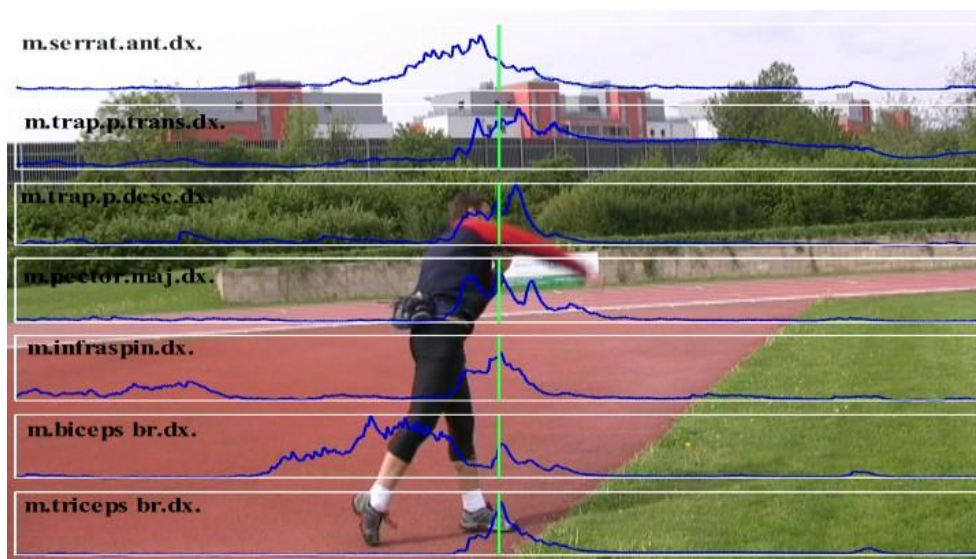
Obrázek 33 - Oštěp z bočního postavení č. 3

Odhod probíhá postupnou rotací od dolních končetin, přes trup a přechází na odhodovou horní končetinu (Segeťová, 1985). M. serratus anterior jako sval spojující trup s horní končetinou posouvá při odhodu ramenní pletenec směrem ventrálním a kraniálním, čímž plynule navazuje na činnost rotátorů trupu. Jedná se ale pouze o nepodloženou úvahu, protože rotátory trupu jsme neměřili. Svou činností dle Véleho (2006) se tento sval také podílí na abdukci a flexi paže nad horizontálu a to tak, že vytáčí dolní úhel lopatky zevně a zvedá horní úhel lopatky a tím mění konfiguraci v glenohumerálním kloubu. U druhé diagonály extenčního vzorce dle Kabata (viz 2.5.3) se lopatka pohybuje do abdukce a dolní úhel lopatky je rotován dovnitř. Zapojení m. serratus anterior při hodu naznačuje spíše pohyb dolního úhlu lopatky do zevní rotace. Funkční smyčku s m. serratus anterior dle Véleho (2006) tvoří m. trapezius pars transversa.

M. serratus anterior spolu s m. trapezius pars transversa dosáhly jednoho z maxim (viz obrázek 33). Současná aktivita agonisty a antagonisty se nazývá kokontrakce. Ke svalové kokontrakci dochází buď při pomalém pohybu, nebo při na konci rychlého pohybu, aby se zabránilo poškození kloubu (Véle, 2006). Dalšího maximálního peaku dosáhl m. trapezius pars transversa až po poklesu aktivity m. serratus anterior. Podle rozsáhlé plochy pod křivkou můžeme usuzovat na jeho nadměrnou práci během celého odhodu i po vypuštění oštěpu a tím pádem i na nadměrné přetížení tohoto svalu při hodu.

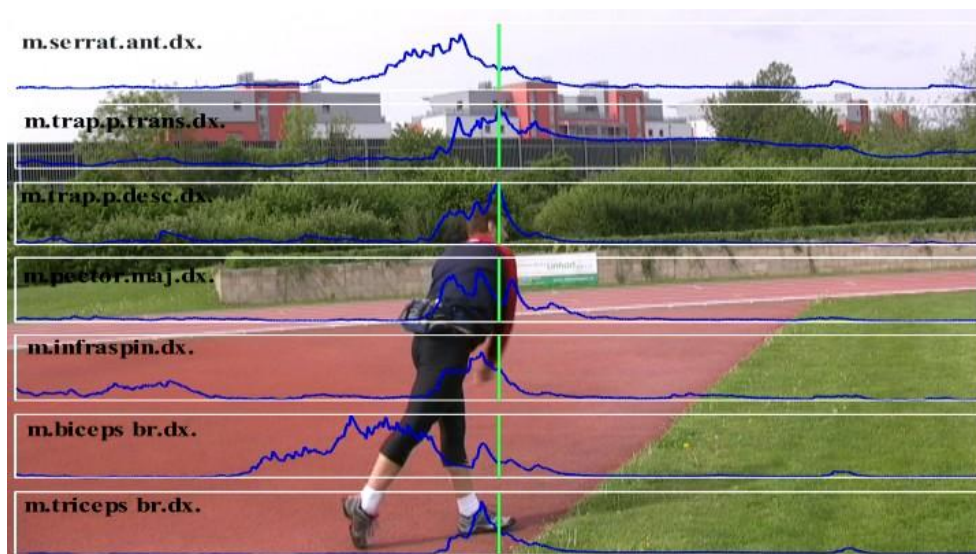
M. pectoralis major jako celek provádí addukci, vnitřní rotaci a horizontální addukci (Travell and Simons, 1992). Na tom, jestli je m. pectoralis major hlavní nebo pomocný vnitřní rotátor v ramenním kloubu, se autoři neshodují. Véle (2006) a Kapandji (1982) jej

řadí mezi hlavní vnitřní rotátory, Dylevský et al. (2001) ho uvádí jako pomocný vnitřní rotátor. Během hodu dosáhl *m. pectoralis major* třikrát svého maxima. Poprvé viz obrázek 33, když byla odhodová končetina ve vzpažení. Podruhé viz obrázek 34 a potřetí to bylo již po vypuštění oštěpu, kdy končetina pokračovala do addukce, vnitřní rotace a extenze viz obrázek 34. Pohyb ramene v této fázi odpovídá pohybům při 2. extenční diagonále dle Kabata (viz. kapitola 2.5.3). *M. pectoralis major* je součástí dlouhého svalového řetězce na přední straně trupu.



Obrázek 34 - Oštěp z bočního postavení č. 4

Na obrázku 34 lze pozorovat kokontrakci funkčních antagonistů *m. pectoralis major* a *m. infraspinatus* současně s lokálním peakem *m. biceps brachii* a *m. triceps brachii*. Tato kokontrakční aktivita v ramenním a loketním kloubu může svědčit o tom, že se pohyb přesunul na distální část, na zápěstí a došlo k vypuštění oštěpu. Tato vzájemná spolupráce všech čtyř svalů u hodu míčkem, tahu expanderu a tahu kladky chybí.



Obrázek 35 - Oštěp z bočního postavení č. 5

Podle Čiháka (2001) m. trapezius pars ascendens a descendens za současné akce vytáčí lopatku dolním úhlem vzhůru a jsou tak synergisté m. serratus anterior. M. trapezius pars descendens dosáhl jednoho ze svých maxim současně s maximem m. serratus anterior. Podle toho můžeme usuzovat na jejich společnou funkci a zároveň můžeme předpokládat, že se v této fázi zapojil do hodů také m. trapezius pars ascendens, který jsme ale neměřili. Maximální hodnoty dosáhl m. trapezius pars descendens až při poklesu m. serratus anterior, těsně za ním dosáhl maximální hodnoty m. trapezius pars transversa (obrázek 35). Dalo by se říct, že m. trapezius v této fázi jako celek navrácí horní končetinu do původního postavení.

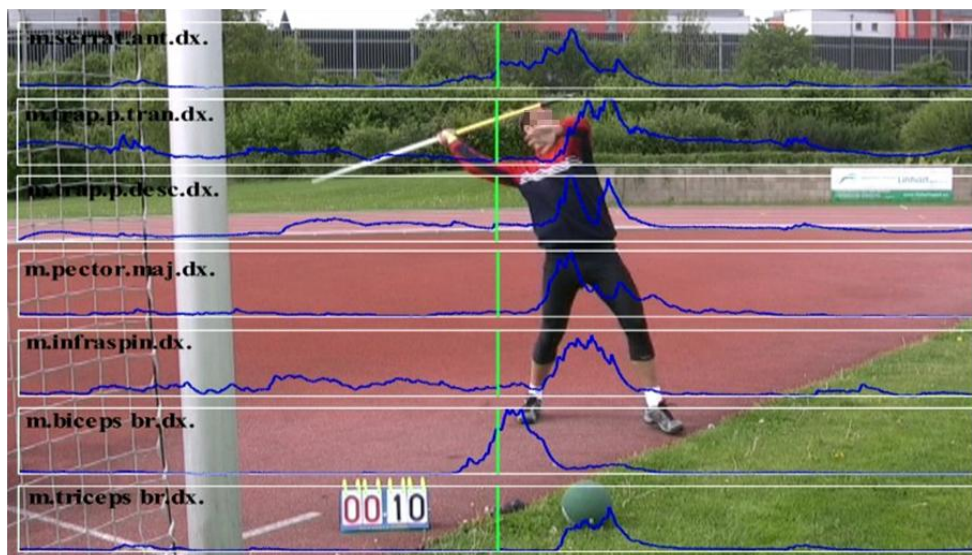
Pro m. trapezius je optimální vzorec II. flekční diagonála dle Kabata (viz kapitola 2.5.3), kde výchozím postavením ramene je extenze, addukce a vnitřní rotace, lopatka je v abdukci a vnitřní rotaci.

8.2 Hod oštěpem jiným úchopem, vidličkou

Jak píše Kněnický (1977) úchop oštěpu tzv. vidličkou se používá při rehabilitaci poraněného lokte. Jsou při něm zaměstnány jiné svalové skupiny a mění se charakter odhodového pohybu.

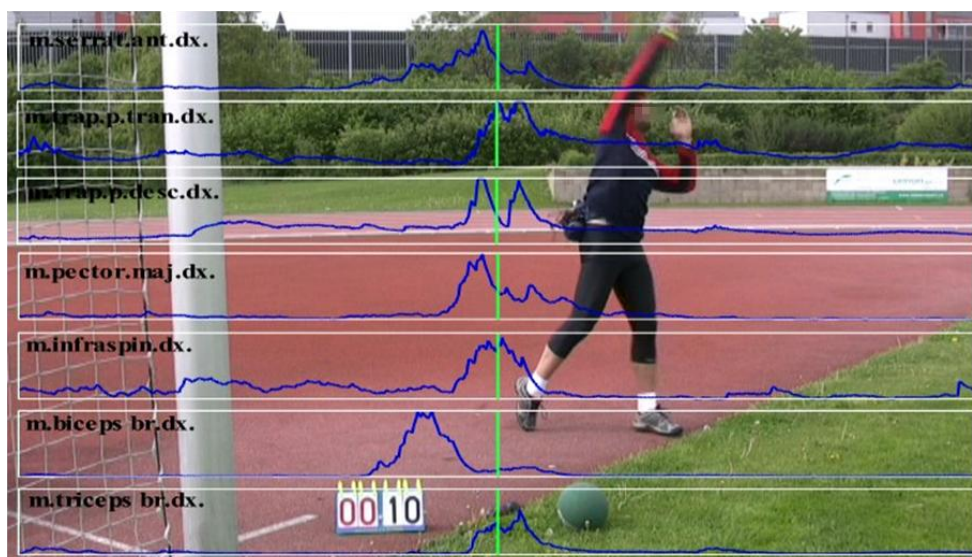
Pokud porovnáme hod oštěpem z bočního postavení a hod oštěpem z bočního postavení jiným úchopem tzv. vidličkou vidíme podobný pohybový stereotyp.

M. biceps brachii reaguje více lineárním náborem. Doba jeho aktivace se také zkrátila. Dosáhl dvou vrcholů v krátkém časovém úseku za sebou ještě před aktivací m. triceps brachii. Ten nedosáhl takové maxima jako u předešlého hodu a tím pádem nebylo potřeba, aby se s ním současně zapojil jeho antagonista m. biceps brachii.



Obrázek 36 – Oštěp vidlička č. 1

M. trapezius pars transversa dosáhl dvakrát za sebou svého maxima. V obou případech je to v době, kdy klesá křivka u m. serratus anterior. Ten dosáhl ještě jedno vrcholu a to těsně po poklesu křivky u m. trapezius pars transversa. Stejně jako u předešlého hodu podle plochy pod křivkou u m. trapezius pars transversa i po vypuštění oštěpu můžeme usuzovat na nadměrnou práci tohoto svalu při tomto pohybu.



Obrázek 37 - Oštěp vidlička č. 2

M. trapezius pars descendens stejně jako u předešlého hodu dosáhl dvou maxim, ale maximální hodnota a pokles jsou při tomto úchopu výraznější.

8.3 Hod míčkem z bočního postavení

Hod míčkem je mezi autory knih o hodu oštěpem uváděn jako jeden z nejčastějších cviků vhodných pro nácvik hodu oštěpem (viz kapitola 2.1.4).

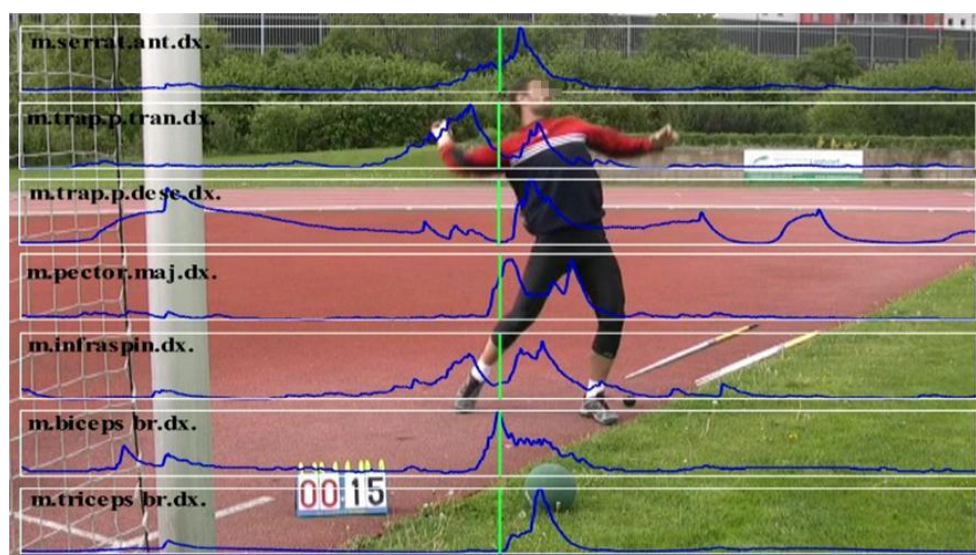
Rozdíly mezi hodem oštěpem a míčkem se ve své práci zabývá Novotný (2006). Jako hlavní rozdíl mezi těmito dvěma disciplínami vidí především v rozdílném úchopu, tvaru a velikosti náčiní. Dále nachází odlišnosti v technice při přechodu do odhodového postavení, kdy u míčku jsou pouze tři kroky. Další odlišností je náprahu, kde oštěpaři dostávají oštěp co nejdále za tělo, zatímco u míčku tomu tak není. Žádný další rozdíl mezi technikou hodu míčkem a oštěpem již neuvádí.

Při srovnání hodu míčkem z bočního postavení a hodu oštěpem z bočního postavení vidíme, že se z pohledu naměřeného průběhu jedná o odlišné pohyby. Srovnáním doby, po kterou byl m. biceps brachii, a okamžiku jeho nástupu při obou hodech, můžeme pozorovat velké rozdíly (viz obrázky průběhu obou hodů). U hodu míčkem je začátek u m. biceps brachii hodně posunut oproti hodu oštěpem z bočního postavení. Je možné, že je to kvůli hmotnosti náčiní, která je u míčku mnohem menší, proto m. biceps brachii nemusí napomáhat při držení a zapojí se tedy až při akci. Myslím si ale, že hlavní příčina, proč se nezapojil ještě před samotným odhodem, je v rozdílném postavení předloktí, což je zřejmě způsobeno jiným úchopem a velikostí náčiní. Oštěp je držen v maximální supinaci, míček je při náprahu držen ve středním postavení předloktí. (viz obrázek 39 a 32). Jedná se pouze o spekulaci, neboť jsme svaly předloktí neměřili a také jsme neprováděli 3D analýzu pohybu, která by nám přesněji ukázala pozici předloktí.



Obrázek 38 - Míčková z bočního postavení č. 1

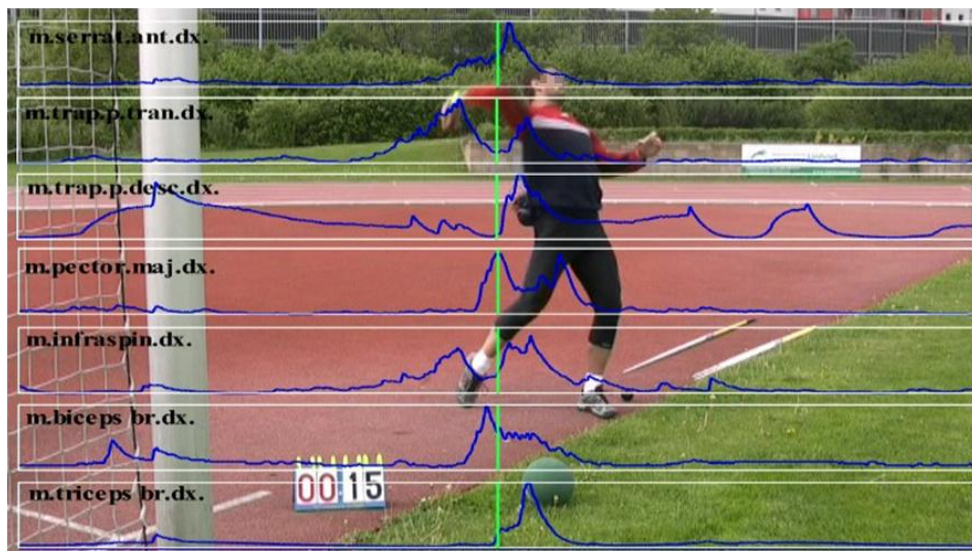
Samotný pohyb z měřených svalů zahajuje m. trapezius pars transversa spolu s m. infraspinatus. Tyto dva svaly spolu spolupracují (viz obrázek 38) v tom smyslu, že se zřejmě snaží dostat při nápřahu rameno co nejdále za tělo a snaží se o co největší zevní rotaci. To by naznačovalo tomu, že pohyb u míčku vychází více z ramene. Při hodu oštěpem byl při nápřahu z měřených svalů aktivní pouze m. biceps brachii. Můžeme tedy předpokládat, že na tom, aby se končetina dostala u hodu oštěpem co nejdále za trup, se podílí především trupové svaly. Více by nám samozřejmě řeklo, kdybychom tyto svaly také změřili. To vidíme jako dobrý námět pro další práci.



Obrázek 39 - Míčková z bočního postavení č. 2

Následuje odhod, kdy se do akce již zapojí m. biceps brachii. Na velkou zevní rotaci v ramenním kloubu navazuje svou akcí m. pectoralis major jako jeden z vnitřních rotátorů

ramenního kloubu. Jeho nástup je strmější a dosahuje většího maxima než při hodu oštěpem. V této fázi můžeme předpokládat zapojení i dalších vnitřních rotátorů (viz. kapitola 2.3.7).



Obrázek 40 - Míček z bočního postavení č. 3

V době, kdy se horní končetina dostává z náprahu do elevace (obrázek 40) se aktivuje také m. serratus anterior a i zde se zřejmě podílí na abdukci a flexi paže. M. serratus anterior nastupuje až po prvním maximu m. trapezius pars transversa, což svědčí o jiném pohybu v oblasti lopatky než je tomu u hodu oštěpem.

Těsně za m. serratus anterior nastupuje také m. trapezius pars descendens jako elevátor ramene. Domníváme se, že m. trapezius pars descendens drží v dalších fázích rameno v elevaci. Pro ověření bychom ale potřebovali ještě 3D analýzu, což je ovšem již nad rámec této diplomové práce. Pokud by tomu tak bylo, mohli bychom tvrdit, že tento pohyb vede k přetížení horního trapézového svalu. Jak uvádí Lewit (2003), jakákoliv porucha funkce vzniklá přetěžováním nebo nadměrným rozsahem pohybu se stává nociceptivním drážděním a reflexně způsobí změny na dalších částech pohybové soustavy.

M. trapezius pars transversa podle plochy pod EMG křivkou vykonává mnohem menší práci než je tomu u hodu oštěpem z bočního postavení (viz Graf 1 - Plocha pod EMG křivkou). Na základě toho se můžeme domnívat, že konečné postavení ramene po odhodu je jiné než u hodu oštěpem, a proto i předešlý pohyb musel být jiný. To je koneckonců vidět také na obrázku 41.

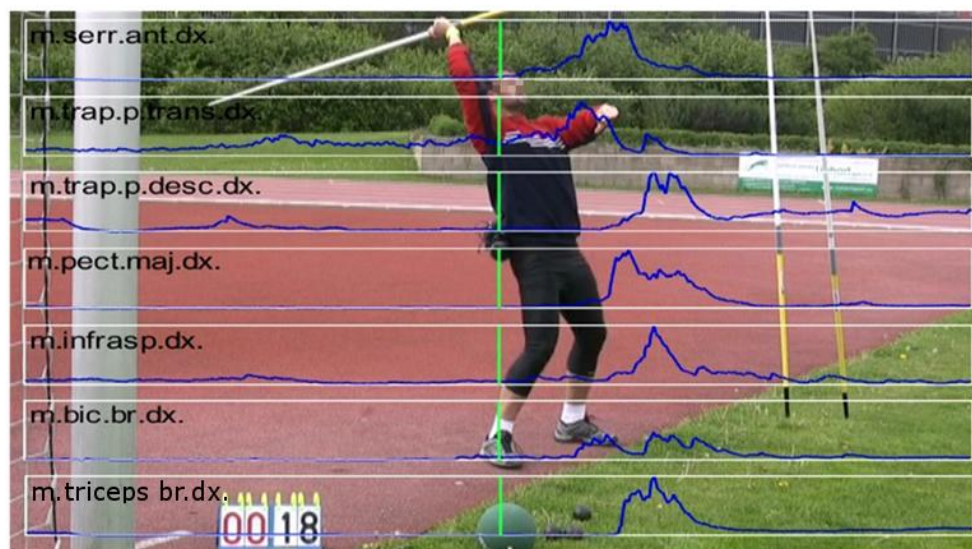


Obrázek 41 - Míčková hod z bočního postavení č. 4

Do hodu se stejně jako při hodu oštěpem z bočního postavení zapojuje m. triceps brachii, který má jako jediný podobný charakter křivky u obou hodů.

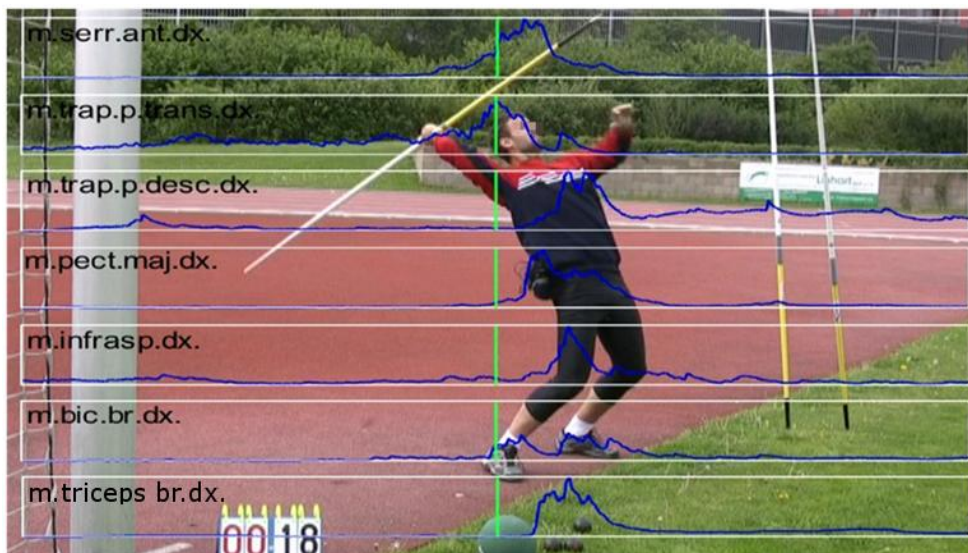
8.4 Hod oštěpem z čelního postavení

Je empiricky doloženo, že diagonální pohyb je lepší než pohyb přímý Kračmar (2009). Oštěp se z čelního postavení nedostane tak daleko za tělo jako při bočním postavení, z biomechanického hlediska se to projeví ve zkrácení akcelerační dráhy oštěpu (viz kapitola 2.4). Délka hodu měřena nebyla, není to předmětem této práce. To, že při tomto pohybu chybí rotační práce dolních končetin a trupu, je evidentní a samozřejmě se to odráží také na měřených svalech.



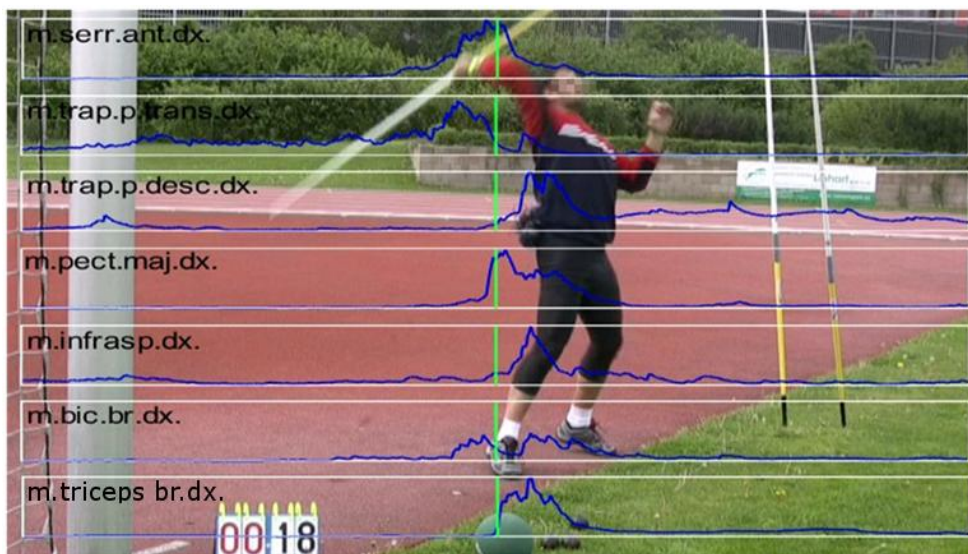
Obrázek 42 - Oštěp z čelního postavení č. 1

Roztřesený dlouhotrvající charakter křivky u m. trapezius p. trans. při nápřahu (obrázek 42) může svědčit o tom, že se tato část trapézového svalu snaží addukcí lopatky udržet rameno co nejdále za tělem. Nahrazuje tak zřejmě činnost rotátorů trupu, které se jinak při hodů oštěpem z bočního postavení snaží dostat končetinu co nejdále za tělo. Tento pohyb do addukce se při nápřahu u hodů z bočního postavení nevyskytuje.



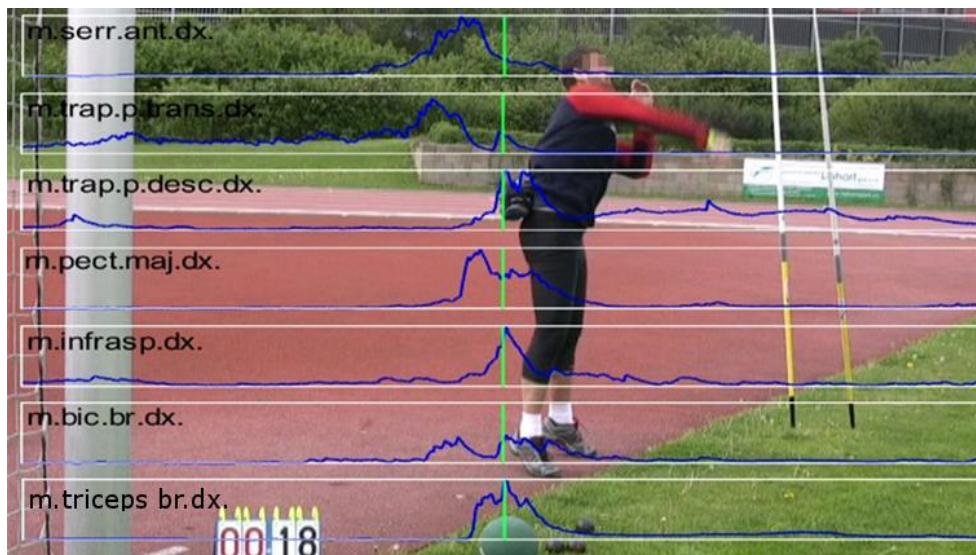
Obrázek 43- Oštěp z čelního postavení č. 2

Současně s dosažením maxima u m. trapezius p. tran. nastupuje m. serratus anterior jako jeho antagonista (obrázek 43). Na křivce je možné vidět, jakoby se tyto dva svaly mezi sebou praly. Podle výsledků korelačních matic jednotlivých svalů je patrné, že zatímco při hodů oštěpem z bočního postavení spolu většina svalů koreluje (viz Tabulka 4), u hodů z čelního postavení (Tabulka 7) je tomu téměř naopak a velká část svalů spolu podle výsledků spíše nekoreluje.



Obrázek 44 - Oštěp z čelního postavení č. 3

Na obrázku 44 má m. pectoralis major při odhodu strmý nástup a dosahuje většího maxima než při hodu oštěpem z bočního postavení. Následně jeho křivka pozvolna klesá. Na m. pectoralis major reaguje m. infraspinatus jako hlavní zevní rotátor ramenního kloubu (spolu s m. teres minor, který jsme neměřili) velkým, jasně fázickým, nábořem. U m. trapezius p.desc. je zde oproti hodu z bočního postavení patrný déle trvající náboř.

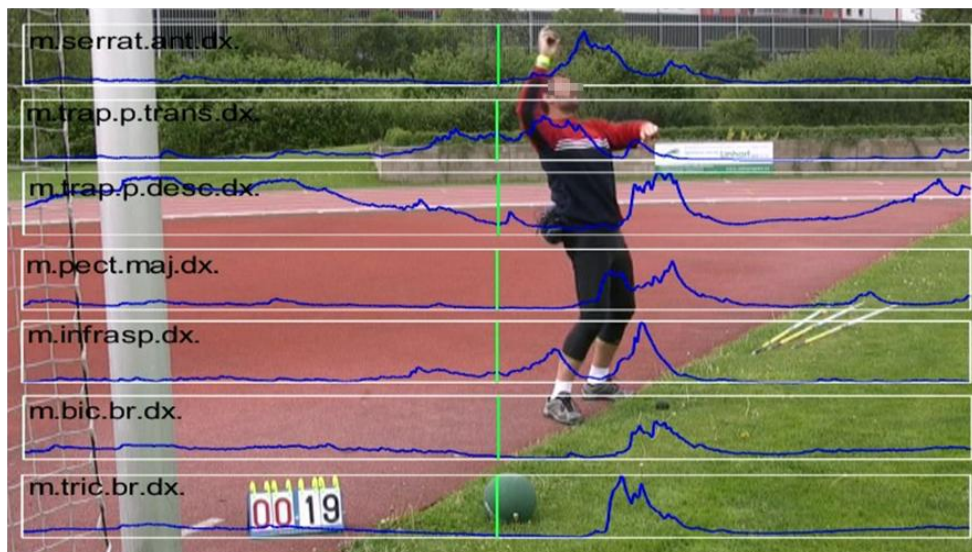


Obrázek 45 - Oštěp z čelního postavení č. 4

M. triceps brachii nemá tak jasný fázický náboř a nedosahuje takového maxima jako při hodu z bočního postavení. Svého maxima dosáhl současně s m. infraspinatus a m. trapezius p. desc. až po vypuštění oštěpu na obrázku 45.

M. biceps brachii nemá takový roztřesený charakter jako při hodu z bočního postavení a nenastupuje ani tak brzy. Můžeme se domnívat, že předloktí díky tomu, že se m. biceps brachii nezapojoval, není při nápřahu v maximální supinaci.

8.5 Hod míčkem z čelního postavení



Obrázek 46 - Míček z čelního postavení č. 1

Celý pohyb začíná elevací ramene, na což se dá usuzovat podle předčasného zapojení m. trapezius p. desc. na obrázku 46. Jeho nástup je pozvolný a udržuje svou aktivitu po celou dobu, kdy proband provádí flexi v ramenním kloubu. Jeho aktivita při flexi v ramenním kloubu může svědčit o únavě probanda.

Stejně jako u hodu oštěpem z čelního postavení má m. trapezius p. trans. lehce roztřesený charakter, což svědčí o tom, že spíše než fázický pohyb plní tento sval posturální funkci a udržuje tak lopatku v addukčním postavení. Postupně ale dochází k nárůstu.



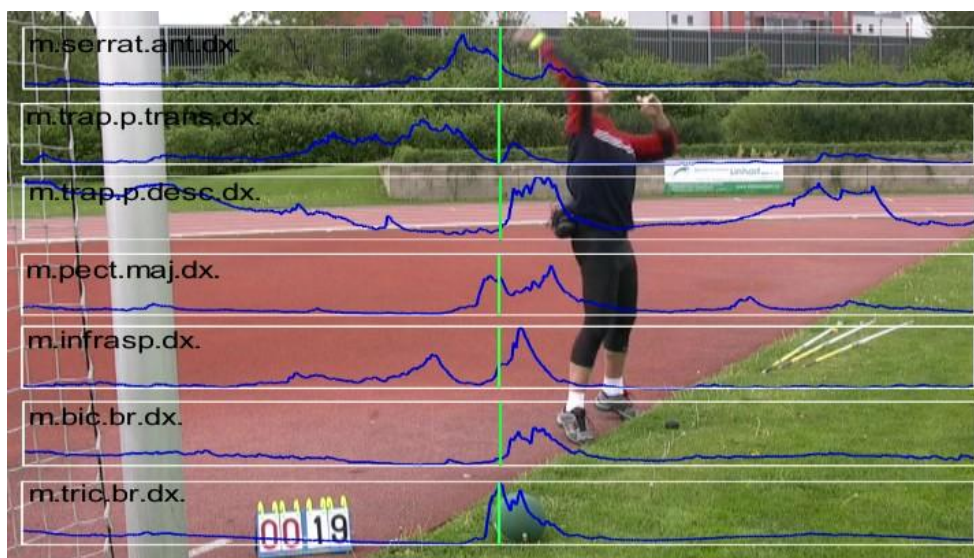
Obrázek 47 - Míček z čelního postavení č. 2

Téměř současně s nárůstem křivky u m. trapezius p. trans. nastupuje také m. infraspinatus jako zevní rotátor ramenního kloubu (obrázek 47). Ten se při nápřahu u hodu oštěpem z čelního postavení nezapojil. Větší zevní rotaci probandovi zřejmě umožňuje velikost, tvar a hmotnost náčiní. Spolupráce zevního rotátoru a m. trapez. p. trans. se při nápřahu objevila také při hodu míčkem z bočního postavení. Větší zevní rotace při hodu míčkem může způsobovat poruchy ramenního kloubu u oštěpařů a může tak zapříčinit vznik instability ramenního kloubu (viz kapitola 2.7.1).



Obrázek 48 - Míček z čelního postavení č. 3

Na obrázku 48 m. serratus anterior střídá aktivitu jeho antagonisty m. trapezius p. trans., jeho nástup je strmý a pak postupně klesá. Zapojení m. pectoralis major následované aktivitou m. infraspinatus je podobné jako při hodu oštěpem z čelního postavení.



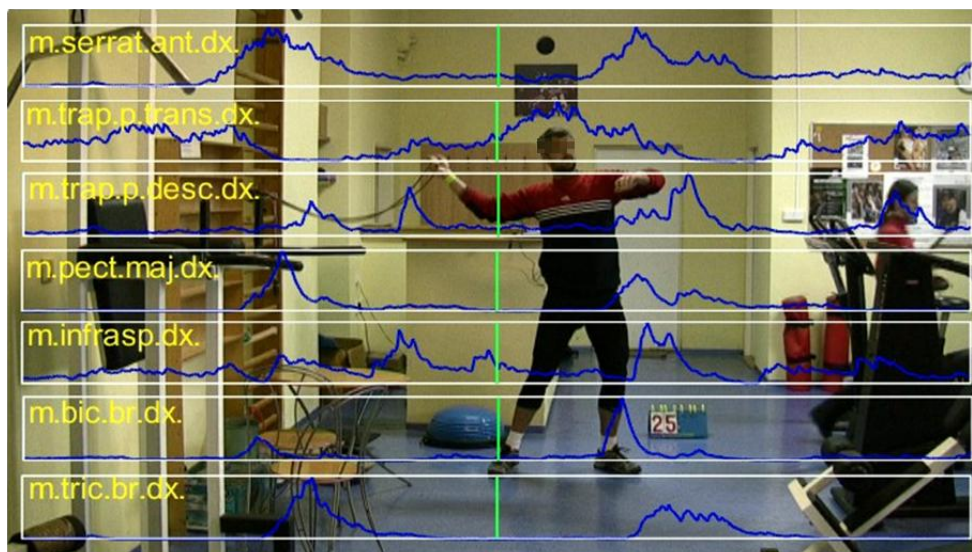
Obrázek 49 - Míček z čelního postavení č. 4

Na rozdíl od všech předešlých hodů, to vypadá tak, že došlo ke změně pořadí lokálních maxim EMG křivky u dlouhých pažních svalů, což svědčí o změně koordinace pohybu. M. triceps brachii se zapojuje dříve než m. biceps brachii. Má strmý nástup a dosahuje vysokého maxima. Pak se jakoby pere s jeho antagonistou m. biceps brachii a jeho křivka lehce klesá a v krátkém odstupu nabývá svého druhého maxima. To je v zápětí následováno druhým maximem také u m. biceps brachii.

8.6 Tah gumového expanderu

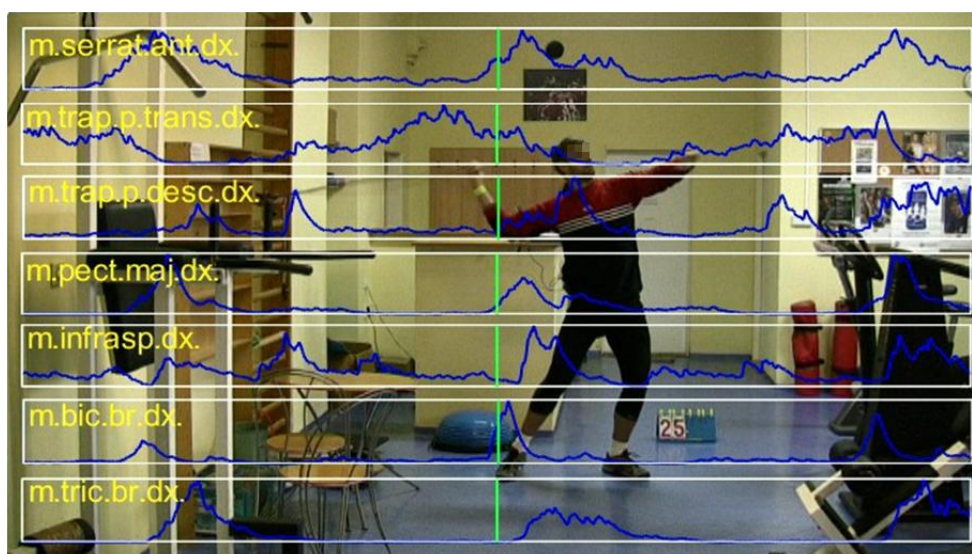
Když tento cvik srovnáme s ostatními, vidíme, že ve stejném časovém úseku se při tahu gumy podařilo oštěpaři odhodit téměř dvakrát. Přestože jeden hod s expandérem trval kratší dobu než u ostatních hodů, vyskytují se peaky jednotlivých svalů s většími rozestupy a zapojení jednotlivých svalů působí „roztahaným“ dojemem. Při hodu oštěpem z bočního postavení dosahují maximálního peaku v rychlém sledu za sebou. To můžeme vidět také v jednotlivých tabulkách korelačních matic. Při tahu gumového expanderu spolu podle Tabulka 10 měřené svaly spíše nekorelují, což je vidět z hodnot blízkých nule. V korelační matici hodu oštěpem z bočního postavení (Tabulka 4) se podobné hodnoty vyskytují mnohem méně.

Roztřesený charakter křivky může být v tomto případě dán elasticitou gumového expanderu nebo také, jako v předešlých případech, možnou posturální funkcí svalů. U některých svalů je jasný fázický nábor, u jiných si ale být jisti nemůžeme (viz dále). Prostředí, ve kterém byl tah gumy prováděn, se více blížilo laboratorním podmínkám a vliv okolního prostředí je zde proto velkou měrou eliminován, což má samozřejmě také vliv na stereotyp hodu. Chybí zde také fáze vypuštění náčiní, což má na funkci jednotlivých svalů také vliv.



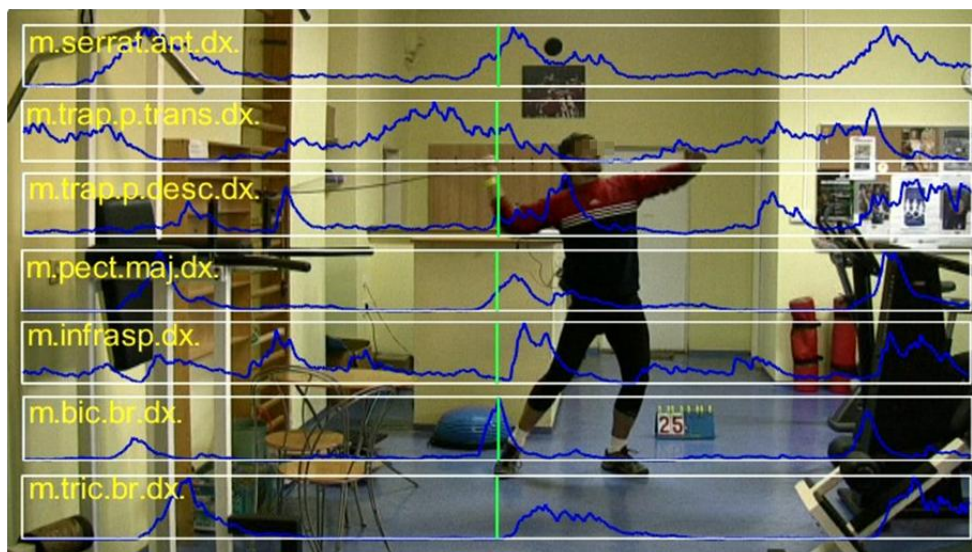
Obrázek 50 - Tah gumového expanderu č. 1

Nápřah se děje opět pomocí m. trapezius p. trans. Křivka u tohoto svalu pozvolna narůstá a pozvolna klesá. Společně s tímto svalem nastupuje i m. infraspinatus, který ovšem s nárůstem křivky u m. trap. p. trans. klesá, svého maxima dosahuje později.



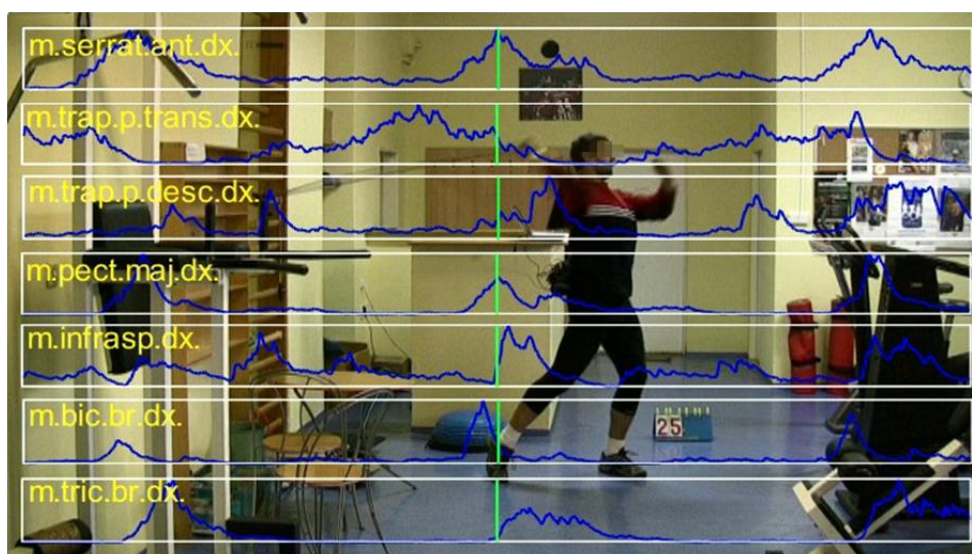
Obrázek 51 - Tah gumového expandéru č. 2

M. serratus anterior se zpočátku přetahuje s m. trapezius p. trans., poté jeho křivka zřetelně narůstá a dosahuje svého maxima. Klesá po zřetelně fázičném náboru m. trapezius p. desc.



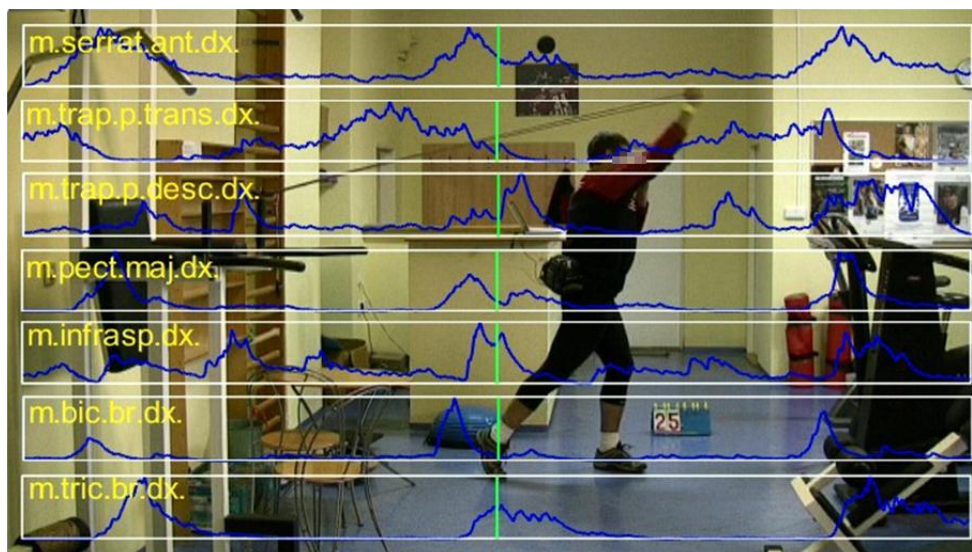
Obrázek 52 - Tah gumového expandéru č. 3

V oblasti loketního kloubu to vypadá, jako by byl odhod prováděn spíše flexí v loketním kloubu než extenzí. M. biceps brachii má oproti jeho antagonistovi m. triceps brachii (viz obrázek 54) strmý nástup i pokles (obrázek 52).



Obrázek 53 - Tah gumového expandéru č. 4

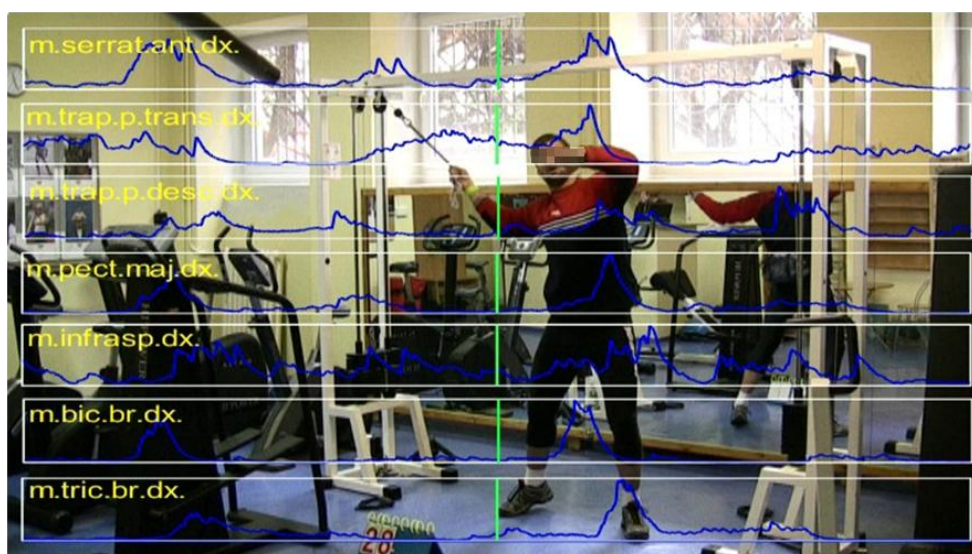
M. pectoralis major dosahuje maximálního peaku současně s m. serratus anterior. Těsně za ním se zapojí jeho antagonist a m. infraspinatus jako stabilizátor ramenního kloubu (obrázek 53).



Obrázek 54 - Tah gumového expandéru č. 5

8.7 Tah kladky

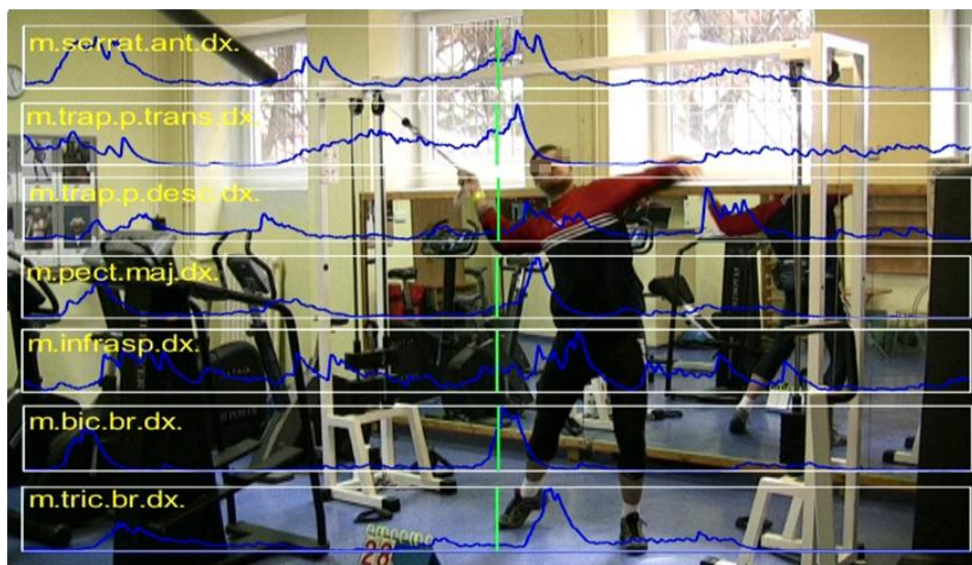
U tahu kladky provedl proband stejně jako při tahu gumového expandéru za krátký časový úsek cvik téměř dvakrát.



Obrázek 55 - Tah kladky č. 1

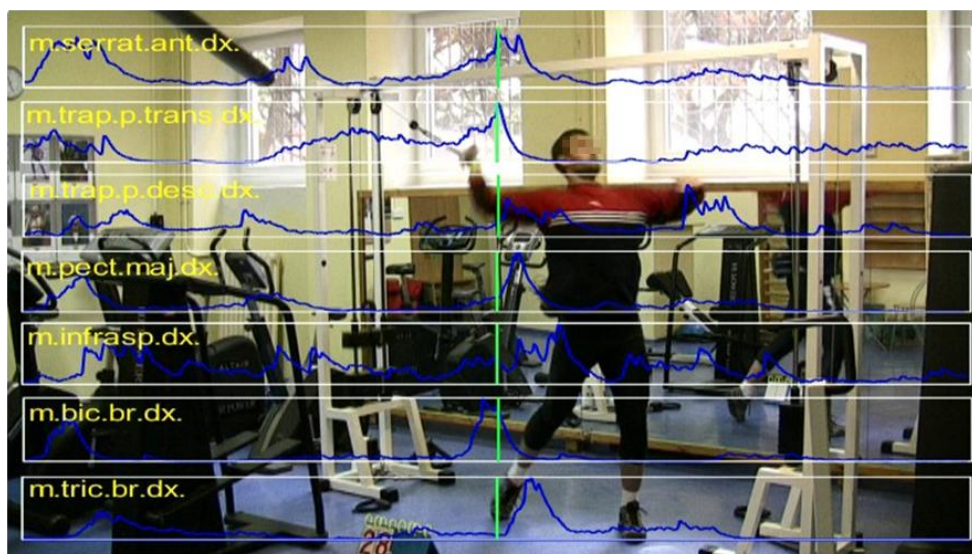
M. trapezius pars transversa a m. infraspinatus jsou při náprahu aktivní. M. trapezius p. trans. má lehce rozřesený charakter a pozvolný nástup křivky, což nasvědčuje tomu, že tento sval drží lopatku v dané pozici. U m. infraspinatus křivka stoupá a klesá, což svědčí spíše o fázické práci tohoto svalu. Zapojení m. biceps brachii při náprahu na rozdíl od hodů oštěpem z bočního postavení chybí, i když na obrázku můžeme vidět, že úchop oštěpu a

úchop kladky jsou podobné. Maximální supinaci zřejmě brání konstrukce kladkostroje a jeho upevnění k zemi, horší manipulovatelnost s ním.



Obrázek 56 - Tah kladky č. 2

Odhod stejně jako při tahu gumového expanderu zahajuje m. biceps brachii, jako první sval dosahuje v tomto případě svého maxima a charakter křivky u tohoto svalu svědčí o jasně fázičké činnosti. M. biceps brachii se zde zřejmě zapojuje jako flexor v loketním kloubu, i když je to také rozhodující supinátor předloktí, a přitahuje kladku směrem dopředu. Tento jasně fázičkový nábor při hodu oštěpem z bočního postavení chybí. Daný fakt by mohl být způsobený nárůstem zatížení na kladce, vycházíme-li z vlastní zkušenosti.



Obrázek 57 - Tah kladky č. 3

M. biceps brachii dosahuje ještě jednoho maxima a to společně s m. serratus anterior a m. trapez. p. trans. Poslední dva jmenované svaly tvoří dle Véleho (2006) svalovou smyčku a z jejich kokontrakce lze soudit, že stabilizují lopatku. Současné zapojení této smyčky s m. biceps brachii může nasvědčovat tomu, že tento sval přitahuje kladku. Fixovaný proximální segment a aktivita m. biceps brachii podporují myšlenku, že pohyb spíše než v ramenním kloubu probíhá v lokti, což by mohlo vést k jeho přetížení.



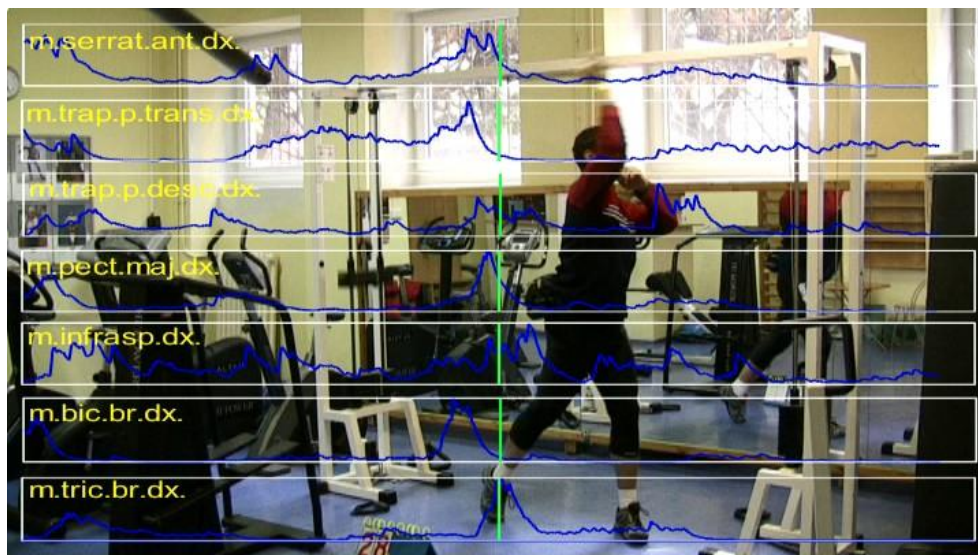
Obrázek 58 - Tah kladky č. 4

Zapojení m. trapezius p. descendens po poklesu křivky u m. biceps brachii může nasvědčovat tomu, že se aktivita přesouvá do oblasti ramene.



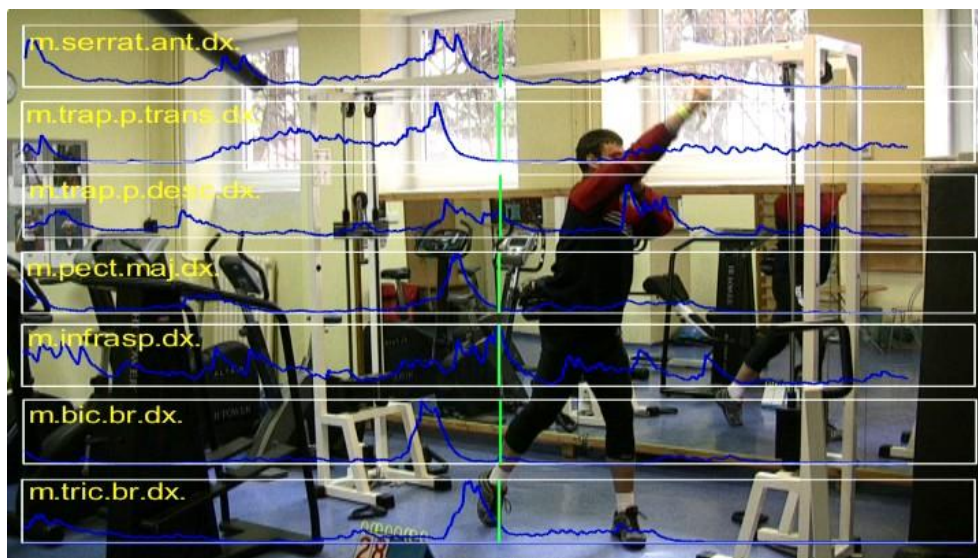
Obrázek 59 - Tah kladky č. 5

Následně po m. trapezius p. desc. se zapojuje také m. pectoralis major jako adduktor a vnitřní rotátor v ramenním kloubu. Těsně za ním se zapojuje také m. infraspinatus jako stabilizátor ramenního kloubu.



Obrázek 60 - Tah kladky č. 6

Odhod se přesouvá k loketnímu kloubu, kdy se zapojuje odhodový sval m. triceps brachii.

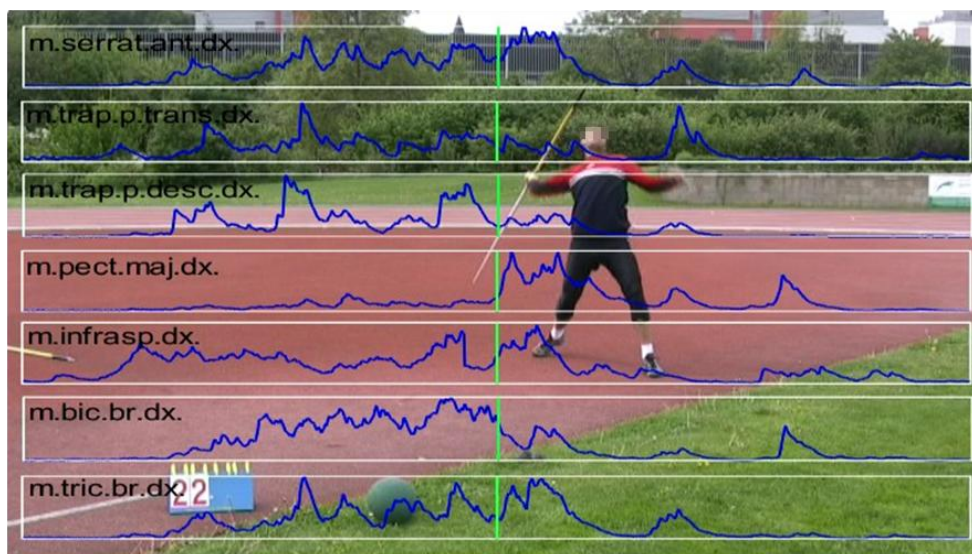


Obrázek 61 - Tah kladky č. 7

Jako poslední dosahuje svého maxima m. infraspinatus, jehož aktivita v této fázi nasvědčuje tomu, že se jedná o jiný pohyb než při hodu oštěpem z bočního postavení.

8.8 Hod oštěpem s rozběhem

Z grafu například na obrázku 62 vidíme, že některé svaly jsou zapojené po delší časový úsek. Jejich aktivita v průběhu hodu stoupá a klesá, což může být způsobeno tím, že při rozběhu se nápřah oproti hodu z místa děje v průběhu několika kroků. Může to být také tím, že svaly pletence ramenního vyrovnávají při rozběhu torzní pohyby. Začátek samotného odhodu můžeme vidět na obrázku 62.



Obrázek 62 - Hod oštěpem s rozběhem č. 1



Obrázek 63 - Hod oštěpem s rozběhem č. 2

Z obrázku 63 můžeme vidět, že se při odhodu zapojují jednotlivé svaly v rychlém sledu za sebou. Maxima dosahují svaly m. serratus anterior, m. pectoralis major a m.

triceps brachii. Spolu s vnitřním rotátorem m. pectoralis major se zapojuje také jeho antagonist m. infraspinatus a svou aktivitou chrání ramenní kloub.

Při psaní této diplomové práce jsem narazila na nejednotné vnímání termínu vrhač v české a zahraniční literatuře. Čeští autoři mezi vrhače řadí oštěpaře, koulaře a diskaře. V zahraničí je ale vnímán obecněji a autoři sem řadí všechny sportovní disciplíny, kde dochází k odhodu nějakého náradí. V anglicky psané literatuře jsou tak pod jednotný název overhead athletes nebo throwing athletes řazeni kromě výše jmenovaných také baseballoví hráči, volejbaloví smečáři, hráči amerického fotbalu a další. Z této práce ale můžeme vidět, že se nejedná o jeden a ten samý pohyb.

V literatuře jsem nenalezla žádnou práci týkající se hodů nebo vrhů, ve které by byla vypracována kineziologická analýza pohybu provedeného v terénu na základě EMG a videozáznamu, a není tudíž možné se vyjadřovat k případným rozdílům či shodám.

9 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo porovnání vybraných svalů v oblasti ramenního pletence při hodu oštěpem a vybraných cvicích kineziologickou analýzou.

Podařilo se shromáždit teoretické podklady o hodu oštěpem. Jádrem informací byly knihy zaměřené na tuto problematiku, konzultace s trenéry atletiky, údaje z internetu a vlastní dlouholeté zkušenosti.

Pro studii byl zvolen 1 proband, který byl zdravým jedincem. Výběr byl založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci. Zpracování a prezentace výsledků probíhala anonymně.

Svaly byly vybrány s ohledem na jejich zapojení při hodu oštěpem, podle jejich dostupnosti pro povrchovou EMG. Výběr byl omezen počtem přenosových kanálů EMG přístroje.

Bylo provedeno EMG měření u 1 probanda při hodu oštěpem z bočního a čelního postavení, při hodu oštěpem jiným úchopem, při hodu míčkem z bočního a čelního postavení, při hodu na gumovém expanderu a při simulaci hodu na horní kladce. Před měřením byl přístroj kalibrován, proband absolvoval odpovídající rozcvičení. EMG záznam byl doplněn obrazovým záznamem společně s optoelektronickou synchronizací pohybu.

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- stanovení pořadí lokálních maxim sledovaných svalů v rámci jednoho hodu,
- byla vypočítána střední hodnota plochy pod EMG křivkou v rámci jednotlivých cviků,
- vzájemné porovnání korelačních matic vypočítaných z naměřených hodnot,
- přiřazení diferencovaných pozic klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu k odpovídajícím EMG křivkám

- uvedené metody byly použity jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaného pohybu

Data byla u zvoleného probanda intraindividuálně porovnána.

Potvrdila se první hypotéza, že timing svalové aktivace vybraných svalů při hodu oštěpem z bočního postavení je jiný než při doporučovaných tréninkových cvicích hodu míčkem z čelního a bočního postavení, hodu oštěpem z čelního postavení, hodu pomocí gumového expanderu.

Nepotvrdila se druhá hypotéza. Timing svalové aktivace vybraných svalů při hodu oštěpem z bočního postavení je jiný než timing svalů při hodu na horní kladce. Nepotvrdila se proto, že při pohledu na plochy pod EMG křivkou jsou vidět výrazné rozdíly. Stejně tak při porovnání pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci hodu jsou vidět rozdíly. Při srovnání korelačních matic vidíme také rozdíly.

Hod oštěpem je koordinačně velmi náročným pohybem. Z výsledků práce vyplývá, že hod míčkem z čelního ani bočního postavení nemůže být doporučen jako vhodné tréninkové cvičení pro hod oštěpem a stejně tak ani simulace hodu pomocí gumového expanderu. Důvodem tohoto tvrzení je jiný charakter pohybu u těchto tréninkových cvičení než u hodu oštěpem a podíl na tom pravděpodobně má hned několik faktorů.

Jedním z nich může být rozdílné postavení předloktí, které je způsobeno odlišnou hmotností, tvarem a velikostí náčiní a také odlišným úchopem. Dále se také zřejmě při hodu oštěpem zapojují břišní svaly a svaly dolních končetin více než u hodu míčkem. K docílení komplexnějších závěrů by proto bylo potřeba do měření zahrnout i břišní svaly a svaly dolních končetin. Zde bychom ovšem byli limitováni počtem kanálů použitého EMG přístroje. Na toto omezení jsme koneckonců narazili již při výběru svalů pro tuto práci. Přestože jsme ze svalů pletence ramenního vybrali ty, které jsou pro hod oštěpem rozhodující, pohled na aktivitu dalších svalů z této oblasti, jako např. m. trapezius p. asc., m. deltoideus, m. latissimus dorsi, by nám jistě poskytl další cenné informace k pochopení celé problematiky.

Z práce dále vyplývá, že jiný úchop oštěpu (tzv. vidličkou) nemá na svalovou koordinaci námi měřených svalů tak výrazný vliv. Nelze proto vyslovit žádné doporučení, kterým by se oštěpař mohl nebo měl při výběru úchopu řídit.

Jinak tomu ovšem je při hodu oštěpem z čelního postavení. Kvůli odlišnému postavení při odhodu zde nejsou vytvořeny biomechanické podmínky pro optimální diagonální

zřetězení svalových funkcí. Práce břišních svalů a dolních končetin je jiná, což se projevilo i na svalové koordinaci, a hod oštěpem z čelního postavení tak nelze pro trénink doporučit

Přestože jsme si vědomi toho, že mobilní SEMG má spoustu negativ, která mohou výsledky měření ovlivnit, není v dnešní době pro měření svalové aktivity v terénu k dispozici jiná vhodnější metoda. Byli bychom rádi, kdyby tato práce vedla trenéry, rodiče budoucích atletů, autory knih a samotné oštěpaře alespoň k zamyšlení při skladbě tréninkových plánů, zda ten který cvik zařadit či nikoliv.

Všechny závěry a výsledky se vztahují k jednomu jedinci, který byl měřený. Pro další zobecňování by bylo potřeba použít širšího vzorku měřených osob.

10 Citovaná literatura

1. AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie*. 6.vyd. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-433-4.
2. ANGELO, Richard L. The Overhead Athlete: How to Examine, Test, and Treat Shoulder Injuries. Intra - articular Pathology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, December 2003, vol. 19, no. 10, s.47- 50.
3. *Atletický trénink - hod oštěpem*. [Online] 12. říjen 2007. [Cit:2009-06-02] URL: <www.atletickytrenink.cz>
4. BAČÁKOVÁ, R.- DUFKOVÁ, A. Aktivace musculus latissimus dorsi při práci horní končetiny. Mezinárodní studentská vědecká konference 2008. Praha: Sborník přednášek, Praha 2008, v tisku.
5. BARTLETT, Roger. *Introduction to Sports Bimechanics*. 1.vyd. London : E & FN Spon, 1997. ISBN 0-419-20840-2.
6. BARTLETT, Roger. Principles of Throwing. In *Biomechanics in sport: Performance enhancement and injury prevention*. 1. Vyd. Oxford: Blackwell Science Ltd, 2000. Kapitola 18, s.365 – 380.
7. BARTONÍČEK, Jan, a další. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1.vyd. Praha: Avicenum, 1991. ISBN 08-056-91.
8. BLAHUŠ, Petr. *Česká kinantropologická společnost*. [Online] 25. červen 2008. [Cit:2009-02-23]. URL: <<http://abicko.avcr.cz/cs/2008/4/12/ceska-kinantropologicka-spolecnost.html>>
9. BRTNÍK, Tomáš. Srovnávací kineziologická analýza plaveckého kroku a vybraných posilovacích cvičení. Praha, 2009. 76 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy na katedře Fyzioterapie. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

10. CAVALLO, Russell J. - SPEER, Kevin P. Shoulder Instability and Impingement in Throwing Athletes. *Medicine and Science and Exercise*, April 1998, vol. 30, no. 4, s. 18-25.
11. CURTIS, Alan S. - DESHMUKH, Rahul. Throwing injuries: diagnosis and treatment. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, December 2003, vol.19, no. 10, s. 80-85.
12. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 2.vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
13. DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, February 1997, vol. 13, no. 1, s. 135-163.
14. DOSTÁL, Emil – VELEBIL, Václav et al. *Didaktika školní atletiky*. 3.vyd. Praha: Univerzita Karlova, 1991. ISBN 80-7066-257-3.
15. DUFEK, Jaroslav. *Elektromyografie*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
16. DUNGL, Pavel., a další. *Ortopedie*. 1.vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
17. DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. 1.vyd. Praha : Grada, 2007. ISBN: 978-80-247-1649-7.
18. DYLEVSKÝ, Ivan - DRUGA, Rastislav - MRÁZKOVÁ, Olga. *Funkční anatomie člověka*. 1.vyd. Praha: Grada, 2000. ISBN 80-7169-681-1.
19. DYLEVSKÝ, Ivan. - KUBÁLKOVÁ, Libuše - NAVRÁTIL, Leoš. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. 1.vyd. Praha: Manus, 2001. ISBN 80-902318-8-8.
20. GANONG, Wiliam, F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20.vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.
21. HALADOVÁ, Eva - NECHVÁTALOVÁ, Ludmila. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 2.vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2003. ISBN 80-7013-393-7.
22. HOFFMAN, Shirl J. *Introduction to kinesiology*. 2.vyd. Michiganská univerzita: Human Kinetics, 2005. ISBN 978-0-7360-5589-5.
23. HOLUBÁŘOVÁ, Jiřina - PAVLŮ, Dagmar. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace 1.část*. 1.vyd. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.

24. ILLYÉS, Árpád - KISS, Rita M. Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, June 2005, vol.15, no.3, s. 282-289.
25. JAVŮREK, Jan. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. 1.vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986.
26. JAVŮREK, Jan. *Vybrané kapitoly ze sportovní kineziologie*. 1.vyd. Praha: Československý svaz tělesné výchovy, 1986.
27. JOHNSON, Leonard, R. *Essential Medical Physiology*. 3.vyd. San Diego: Elsevier, 2003. ISBN 0-12-387584-6.
28. KADLECOVÁ, Hana. Historie techniky a vývojové trendy v hodu oštěpem. Praha, 2008. 86 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy na katedře Atletiky. Vedoucí diplomové práce PaedDr. Jarmila Segeťová.
29. KAŇOVSKÝ, Petr - BAREŠ, Martin - DUFEK, Jaroslav. *Spasticita*. 1.vyd. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-042-9.
30. KAPANDJI, I. A. *The Physiology of The Joints*. 1.vyd. New York : Churchill Livingstone, 1982.
31. *Katedra Biomechaniky FTVS UK - Patobiomechanika a Patokiesiologie Kompendium*. [Online] 2009 [Citace: 2009-03-23] URL: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/kineziologie/index.php>>
32. KELLER, Otakar. 1998. *Elektromyografie*. 1.vyd. Praha: Triton, 1998. ISBN 80-85875-60-8.
33. KNĚNICKÝ, Karel. *Technika lehkootletických disciplín*. 3.vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1977.
34. KOLÁŘ, Pavel. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, Listopad 2001, vol. 8, no. 4, s. 152-164.
35. KOLÁŘ, Pavel. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, Březen 2002, vol. no.3, s. 106-109.
36. KOLÁŘ, Pavel. Vývojová kineziologie. In *Dětská mozková obrna*. 1.vyd. Praha: Grada, 2005. Kapitola 6, s. 93- 109.

37. KOZÁKOVÁ, Jitka - ŽURKOVÁ, Petra. *Porovnání velikosti m. erector spinae Th/L oblasti při různých typech zvedání břemene pomocí povrchové elektromyografie*. [Online] 2006. [Citace: 2009-05-04] URL: <http://krtvl.upol.cz/prilohy/112_1187366538.pdf>
38. KRAČMAR, Bronislav. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. 1.vyd. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-3.
39. KRAČMAR, Bronislav – VYSTRČILOVÁ, M. – PSOTOVÁ, D. Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic Walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, březen 2007, no. 3, s. 101-106.
40. KRAČMAR, Bronislav. *Ústní sdělení*. 5. květen 2009.
41. LABRIOLA, J.E., et al. Stability and instability of the glenohumerals joint: The role of the shoulder muscles. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. Leden 2005, vol. 14, no.1, s. 32 - 38.
42. LANGER, František. Hod oštěpem. *Atletika*. Listopad 2007, no.11, s. 23-26.
43. LÁNIK, Vladimír. *Kineziológia*. 1.vyd. Martin: Osvěta, 1990. ISBN 80-217-0136-6.
44. LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5.vyd. Praha: Sdělovací technika s.r.o. ve spolupráci s ČLSJEP, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
45. LEWIT, Karel. Někteří zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, listopad 1998, vol. 5, no. 4, s. 148-151.
46. LIPPERT, Lynn, S. *Clinical kinesiology and anatomy*. 4.vyd. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2006. ISBN 978-0-8036-1243-3.
47. MAGEE, David J. *Orthopedic physical assessment*. 4.vyd. Philadelphia: Saunders, 2002. ISBN 0-7216-9352-0.
48. MARIEB, Elaine N - HOEHN, Katja. *Human Anatomy and Physiology*. 7.vyd. San Francisco: Benjamin Cummings Publishing Company Inc, 2006. ISBN 0-8053-5909-5.
49. MCGINNIS, Peter, Merton. *Biomechanics of Sport and Exercise*. 2.vyd. Champaign: Human Kinetics, 2005. ISBN 0-7360-5101-5.

50. MERLETTI, Roberto - PARKER, Philip. *Electromyography*. New Jersey : John Wiley & Sons, Inc., 2004. ISBN 0-471-67580-6.
51. MORRISON, Craig, S. - KNUDSON, Duane, V. *Qualitative Analysis of Human Movement*. 2.vyd. Champaign: Human Kinetics, 2002. ISBN 0-7360-3462-5.
52. MORRIS, C. – BARLETT, R. Biomechanical factors critical for performance in the men's javelin throw. *Sports Medicine*, Jun 1996, vol. 21, no.6 , s.438-446.
53. NOVOTNÝ, Jan. Porovnání biomechanických ukazatelů u techniky hodů oštěpem a hodů míčkem. Brno, 2006. 38 s. Bakalářská práce na Fakultě sportovních studií Masarykovy univerzity na katedře Sportovní edukace. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Petr Lajkleb
54. NOVOTNÝ, Martin. Biomechanická 3D analýza - hod oštěpem. Brno, 2008. 76 s. Diplomová práce na Fakultě sportovních studií Masarykovy univerzity na katedře Kineziologie. Vedoucí diplomové práce Mgr. Martin Sebera.
55. NOVOTNÝ, Petr. Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce ramenním pletencem. Praha, 2007. 28 s. Autoreferát disertační práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy na Katedře sportů v přírodě. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.
56. PAVLŮ, Dagmar. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. 2.vyd. Brno: Akademické nakladatelství Cerm, 2003. ISBN 80-7204-312-9.
57. PULLMAN, S. L., et al. Clinical utility of surface EMG. *Neurology*, July 2000, vol. 55, no.2 , s.171 – 177.
58. RADAS, C. B. – PIEPER, H.G. The coracoid impingement of the subscapularis tendon: A cadaver study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, July 2004, vol. 13, no.2 , s.154 - 159.
59. RAŠEV, Eugen. Posturální terapie. *Přednáška*. Praha : FTVS UK, 2007.
60. SALADIN, Kenneth, S. *Anatomy and Physiology*. 3.vyd. New York: The McGraw-Hill companies, 2003. ISBN 0-07-121423-2.
61. SEDLISKÁ, Veronika. Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích. Praha, 2007. 79 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

62. SEGEŤOVÁ, Jarmila. *Atletika pro posluchače studující rehabilitaci na FTVS*. 1.vyd. Praha: Univerzita Karlova, 1985.
63. SOMMER, Jiří. *Dějiny sportu : sporty našich předků*. 1.vyd. Olomouc: Fontána, 2003. ISBN 80-7336-116-7.
64. ŠIMON, J. a další. *Atletické vrhy a hody*. 1.vyd. Praha: Olympia ve spolupráci s Českým atletickým svazem, 2004. ISBN 80-7033-815-6.
65. ŠIMON, Jiří. Trénink vrhů a hodů. In *Abeceda atletického trenéra*. 1.vyd. Praha: Olympia, 2003. Kapitola 6, s. 93- 109.
66. ŠVEHLA, Pavel. Kineziologická analýza činností vybraných svalových skupin při hodu vrchním a spodním obloukem. Praha, 2008. 62 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Vedoucí diplomové práce Doc. PhDr. Vladimír Süß, Ph.D.
67. ŠVEJCAR, Pavel. Kineziologie. *Přednáška*. Praha : FTVS UK, 2007.
68. TLÁŠKOVÁ, Petra. Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking. Praha, 2007. 82 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy na katedře Fyzioterapie. Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.
69. TRAVELL, Janet - SIMONS, David - SIMONS, Lois. *Myofascial Pain and Dysfunction*. 2.vyd. Baltimore: Williams and Wilkins, 1992. ISBN 0683-08367-8.
70. TRNAVSKÝ, Karel - SEDLÁČKOVÁ, Marie, et al. *Syndrom bolestivého ramene*. 1.vyd. Praha: Galén, 2002. ISBN 80-7262-170-X.
71. TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4.vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
72. TROJAN, Stanislav, et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3.vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
73. VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (II.část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření . *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Listopad 2002, vol. 9 , no. 4, s. 122 – 129.
74. VÉLE, František. *Ústní sdělení*. 2008.
75. VÉLE, František. Terapie vertebrogenních poruch. Přednáška 2009.
76. VÉLE, František. *Kineziologie*. 2.vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

77. VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. 1.vyd. Praha: Karolinum, 1995. ISBN: 80-7184-297-4.
78. VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1.vyd. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
79. VOMÁČKA, Václav. *Hody a vrhy*. 1.vyd. Praha: Olympia, 1980.
80. Wikipedia. [Online] 30. Duben 2009. [Citace: 25. květen 2009]. URL: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Elektromyografie>>
81. ZACHRY, Tiffany. *Historical Perspective of EMG*. [Online] 2004. [Citace: 2009-05-24]. URL: <<http://faculty.unlv.edu/jmercer/Seminar%20presentation/History.ppt>>

11 Přílohy

Příloha P1 : Formulář pro informovaný souhlas probanda

Příloha P2 : Vyjádření etické komise



Informovaný souhlas

Název klinické studie:

Srovnávací kineziologická analýza hodu oštěpem a vybraných tréninkových cvičení

Informace o klinické studii:

Vážený účastníku studie, předem bych Vám chtěla poděkovat za Vaši dobrovolnou účast a krátce Vás seznámit s obsahem a průběhem studie. Jedná se o měření svalové aktivity vybraných svalů pletence ramenního pomocí EMG. Měření bude provedeno jednak na hřišti FTVS UK při hodu oštěpem a míčkem poté v posilovně FTVS UK na kladce a s použitím gumového expanderu. Veškeré metody použité v této studii jsou neinvazivní. Měření bude provedeno jednorázově, předpokládána doba se kterou byste měl/a počítat pro měření je 3 hod. O případných změnách týkajících se časového harmonogramu měření budete předem a včas informován/a. Studie je prováděna v rámci diplomové práce. Z pozice řešitele se zavazuji, že Vaše osobní údaje nebudou zneužity a výsledky budou zveřejněny anonymně.

Informovaný souhlas:

- Přečetl jsem si informaci o klinické studii a obdržel kopii textu pro vlastní potřebu. Bylo mi umožněno položit řešiteli odpovědnému za studii jakýkoliv dotaz ohledně průběhu klinické studie.
- Byly mi poskytnuty veškeré další požadované informace a na dotazy jsem dostal uspokojivou odpověď, všemu jsem porozuměl.
- Víím, že účast ve studii je dobrovolná a že od ní mohu kdykoliv bez udání důvodů odstoupit.

Souhlasím s účastí v klinické studii a zveřejněním výsledků studie.

Datum:

Podpis:

Jméno řešitele: Bc. Pavla Pavelková

Datum:

Podpis: