

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Vliv výkonnostní úrovně šermířů na reakční dobu a aktivaci
vybraných svalů při výpadu**

Disertační práce

Vedoucí disertační práce:
Prof. RNDr. Jan Hendl, CSc.

Zpracoval:
Mgr. Štefan Balkó

Praha, listopad 2014

Prohlašuji, že jsem předloženou disertační práci zpracoval samostatně, a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne.....

Mgr. Štefan Balkó

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertační práci použil ke studiu a že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta/katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Děkuji své rodině za podporu a trpělivost při časově náročné realizaci výzkumu a jeho zpracování. Za podporu a cenné rady při zpracování této disertační práce děkuji svému školiteli prof. RNDr. Janu Hendlovi, CSc. Dále děkuji Mgr. Marku Jelínkovi, Ph.D., Ing. Danielu Špulákovi, Mgr. Radce Bačákové, Ph.D., PhDr. Martinu Škopkovi, Ph.D., Mgr. Davidu Cihlářovi, MUDr. Davidu Pánkovi, Ph.D. a prof. PhDr. Františku Vaverkovi, CSc.

ABSTRAKT

Název práce

Vliv výkonnostní úrovně šermířů na reakční dobu a aktivaci vybraných svalů při výpadu.

Problém

Efektivita pohybu útočných či obranných akcí uplatňovaných v průběhu zápasu v šermu souvisí s upevňováním pohybových vzorů v CNS díky tréninkovému procesu a soutěžním situacím. V tomto ohledu může být pro výsledný výkon šermíře důležitá aktivace svalů při výpadu, který je nejčastější formou útoku. Útok v průběhu zápasu je zpravidla zahájen na základě výskytu vizuálního podnětu (např. pohyb soupeřovi paže). Modelové situace jsou v praxi opakovány a dochází k vytváření specifického účelového pohybového programu uloženého v paměti. Šermíři jsou v průběhu zápasu často vystaveni situacím, kdy musí reagovat současně na více podnětů, které musí adekvátně vyhodnotit. Vhodná reakce může souviset s pohybem nebo ignorací podnětu, proto bude v práci řešena i úroveň složité reakční doby. Při měření složité reakční doby bude využito tzv. „dodatečné“ stimulační, která sice zvyšuje počet podnětů, ale nemá vést šermíře k pohybové reakci. Výsledky předložené práce související se složitou reakční dobou pak lze konfrontovat s tzv. Hickovým zákonem, který prokázal vztah hodnot reakční doby na počtu generovaných podnětů.

Práce vychází z předpokladu, že u sledovaných proměnných (aktivace svalů při výpadu, reakční doba) budou zjištěny rozdíly mezi šermíři odlišné výkonnostní úrovně. Tento předpoklad je založen na výsledcích a tvrzeních předchozích studií a odborné literatury, kde autoři upozorňují na skutečnost, že existují rozdíly v efektivitě uplatňovaného pohybu a rychlosti zpracování informací z okolního prostředí mezi zkušenými a méně zkušenými sportovci.

Cíl práce

Cílem práce je zjistit, zda existují rozdíly mezi výkonnostně rozdílnými soubory šermířů ve vybraných charakteristikách (proměnných):

- a) aktivace vybraných svalů při výpadu,
- b) úroveň jednoduché a složité reakční doby,
- c) reakční doba při odlišném pohybovém úkolu,
- d) doba potřebná k provedení výpadu.

Metody

Pro analýzu časové aktivace vybraných svalů při výpadu bylo využito povrchové elektromyografie. Úroveň reakční doby na vizuální stimulaci byla sledována pomocí zařízení Fitrosword, které bylo vyvinuto primárně pro měření jednoduché i složité reakční doby a rychlosti provedení výpadu. Výzkumné soubory jsou tvořeny 43 kordisty rozdělenými do příslušných skupin podle aktuální výkonnosti (elitní šermíři, subelitní šermíři, začátečníci). Elitní šermíři se zúčastňují mistrovských soutěží ČR, mezinárodních soutěží a soutěží světového poháru. Subelitní šermíři se zúčastňují pouze domácích soutěží. Začátečníci se nezúčastňují žádných soutěží.

Výsledky a závěry

Po porovnání elitních a subelitních šermířů lze konstatovat, že nebyly zjištěny významné rozdíly v časové aktivaci u žádného ze sledovaných pěti svalů. Rozdíly se však projevily v porovnání těchto dvou skupin se skupinou začátečníků v časové aktivaci *m. deltoideus pars anterior* (MDA). Aktivace tohoto svalu byla u skupiny elitních šermířů identifikována výrazně dříve než u skupiny začátečníků. Podobný rozdíl byl zjištěn i mezi subelitními šermíři a začátečníky.

Mezi sledovanými skupinami šermířů nebyl zjištěn významný rozdíl v hodnotách jednoduché reakční doby. Rozdíl se neprojevil ani při vzájemném srovnávání výsledků dvojic skupin (elitní vs. subelitní, subelitní vs. začátečníci, elitní vs. začátečníci).

V předložené práci nebyly mezi skupinami zjištěny rozdíly ani v hodnotách složité reakční doby na dva podněty, ani v hodnotách složité reakční doby na tři podněty. Uvedené výsledky zároveň podporují platnost Hickova zákona, která se projevila u všech tří skupin šermířů.

Výsledky práce jasně poukazují na to, že všechny sledované skupiny dosahovaly podobných hodnot celkové doby výpadu (nebyl zde prokázán významný rozdíl).

Klíčová slova

šerm, výpad, jednoduchá reakční doba, složité reakční doba, povrchová elektromyografie

ABSTRACT

Title

Influence of a performance level of fencers on reaction time and activation of selected muscles during a lunge.

Problem

The motion efficiency of offensive or defensive actions implemented during the match of fencing is related to the consolidation of movement patterns in the CNS through the training process and competition situations. In this regard, muscle activation during a lunge, which is the most common form of attack, may be important for the resulting performance of fencers. The attack during a match is usually initiated by the occurrence of visual stimuli (eg. opponent's arm movement). Throughout the training process and practice, in which the given model situations are repeated, occurs a creation of a specific purpose motion program stored in memory. Fencers are during the match often exposed to situations where they have to respond simultaneously to multiple stimuli that have to be adequately evaluated. The appropriate response may be associated with the movement or ignorance of stimuli, therefore will this work also deal with the level of complex reaction time. When measuring complex reaction time so-called "additional" stimulation will be used, it is increasing the number of stimuli, but should not lead to physical reaction of the fencer. The results of the present work related to complex reaction time can then be confronted with the Hick's law, which demonstrates the relationship of the reaction time on the number of stimuli generated.

The work is based on the assumption that there are detected differences in variables (muscle activation, reaction time) between different performance levels of fencers. This assumption is based on results and claims of previous studies and scientific literature, where the authors draw attention to the fact that there are differences in the effectiveness of applied motion and speed of processing information from the environment between experienced and less experienced athletes.

Objective

The aim is to determine whether there are differences between different performance groups of fencers in selected characteristics (variables):

a) activation of selected muscles during a lunge,

- b) level of simple and complex reaction time,
- c) reaction time during different motion task,
- d) time required to perform a lunge

Methods

Surface electromyography was used to analyze the temporal activation of selected muscles during a lunge. The level of reaction time to visual stimulation was monitored by Fitosword device that has been developed primarily for measuring simple and complex reaction time and the speed of the lunge. The research sample consisted of 43 épée fencers divided into appropriate groups based on current performance (elite fencers, subelite fencers, novices). Elite fencers participate in Czech championships, international competitions and World Cup competitions. Subelite fencers participate in domestic competitions and Czech championships. Novices did not participate in any competitions in the discipline épée.

Results and conclusions

After comparing elite and subelite fencers we can say that there were no significant differences in temporal activation of any of the five monitored muscles. The differences, however, occurred in a comparison of these two groups with a group of beginners in temporal activation of *m. deltoideus pars anterior* (MDA). The activation of this muscle was in a group of elite fencers identified much earlier than in the group of beginners. A similar difference was also found between subelite fencers and beginners.

Among the monitored groups of fencers was no significant difference in the values of simple reaction time. The difference did not occur even in the comparison of pairs from groups (elite vs. subelite, subelite vs. beginners, elite vs. beginners).

In the presented work were not found differences between groups in the values of complex reaction time of the two stimuli, nor in the values of complex reaction time to three stimuli. These results also support the validity of Hick's law, which was reflected in all three groups of fencers.

The results clearly indicate that all observed groups reached similar values of total lunge time (there was no statistically significant difference).

Key words

fencing, lunge, simple reaction time, complex reaction time, surface electromyography

OBSAH

1 ÚVOD	16
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	19
2.1 Úvod do problematiky pohybu člověka	19
2.1.1 Volní pohyb člověka	19
2.1.2 Zpracování informací z okolního prostředí	22
2.1.3 Řízení pohybu	26
2.2 Charakteristika klíčových pojmů reakční doba a povrchová EMG	36
2.2.1 Reakční doba	36
2.2.2 Povrchová elektromyografie	48
2.3 Šerm ve stručných historických souvislostech	62
2.4 Faktory ovlivňující sportovní výkon v šermu	63
2.5 Základní charakteristika výpadu v šermu	69
2.6 Přehled výzkumných prací ve sportovním šermu	71
2.7 Souhrn a vymezení problému	75
3 CÍL A HYPOTÉZY PRÁCE	77
3.1 Cíl práce	77
3.2 Hypotézy práce	77
3.3 Zdůvodnění hypotéz	78
4 METODA	79
4.1 Pilotní studie	79
4.1.1 Metody měření	79
4.1.2 Průběh a organizace měření	80
4.1.3 Výsledky a závěr	80
4.2 Základní členění zkoumaných oblastí	81
4.3 Výzkumné sobory	81
4.4 Metody měření	82
4.5 Měření pohyb a výběr proměnných	85
4.5.1 Měření aktivace svalů a reakční doby při výpadu	85
4.5.2 Měření jednoduché a složité reakční doby	87
4.6 Průběh a organizace měření	90
4.6.1 Průběh a organizace měření u aktivace svalů při výpadu	90

4.6.2 Průběh a organizace měření u jednoduché a složité reakční doby	91
4.6.3 Adspekce a palpace měřených svalů a aplikace elektrod pro SEMG	91
4.7 Statistická analýza dat	93
5 VÝSLEDKY	96
5.1 Aktivace svalů při výpadu	96
5.1.1 Pořadí aktivace vybraných dvojic svalů při výpadu	97
5.1.2 Časová aktivace vybraných svalů při výpadu	99
5.1.3 Časová aktivace vybraných dvojic svalů při výpadu	107
5.2 Reakční doba	113
5.2.1 Jednoduchá a složitá reakční doba	113
5.2.2 Vztah celkové doby výpadu a reakční doby při výpadu	116
5.2.3 Reakční doba při odlišném pohybovém úkolu (výpad vs. přímý bod)	120
6 DISKUSE	124
6.1 Aktivace svalů při výpadu	124
6.2 Reakční doba	129
7 ZÁVĚRY	133
7.1 Aktivace svalů při výpadu	133
7.2 Reakční doba (jednoduchá, složitá)	134
7.3 Doporučení pro praxi a další výzkum	135
8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	138
9 PŘÍLOHY	150

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

CNS	-	centrální nervová soustava
MJ	-	motorická jednotka
NP	-	nervosvalová ploténka
SV	-	svalové vlákno
AP	-	akční potenciál
EEG	-	elektroencefalografie
RD	-	reakční doba
PČ	-	pohybový čas
RDJ	-	jednoduchá reakční doba
RDS	-	reakční doba složitá
SENIAM	-	projekt evropských výzkumných skupin, které se zabývají výzkumem neinvazivní povrchové elektromyografie
SF _{max}	-	maximální srdeční frekvence
PRT	-	předpohybová RD (pre-motor reaction time)
MRT	-	pohybová RD (motor reaction time)
ISI	-	interval mezi dvěma podněty (interstimulus interval)
EMG	-	elektromyografie
SEMG	-	povrchová elektromyografie (surface-electro-myography)
EKG	-	elektrokardiogram
ARV	-	průměrné rektifikované hodnoty časového intervalu (average rectified value)
RMS	-	metoda pro vyhlazení EMG signálu (root mean square)
MVC	-	maximální volní kontrakce
BMI	-	body mass index
BM	-	bazální metabolismus
W	-	výkon (watt)
CDV	-	celková doba výpadu
3D	-	trojdimenzionální
A	-	skupina elitních šermířů
B	-	skupina subelitních šermířů
C	-	skupina začátečníků
ČŠS	-	Český šermířský svaz

GB	-	gigabyte
MB	-	megabyte
SW	-	software
V	-	volt
TRV	-	<i>m. trapezius</i> na výpadové straně
MDM	-	<i>m. deltoideus pars medialis</i> na odrazové straně
MRFO-	-	<i>m. rectus femoris</i> na odrazové dolní končetině
MDA	-	<i>m. deltoideus pars anterior</i> na výpadové straně
MRFV-	-	<i>m. rectus femoris</i> na výpadové dolní končetině
RDS2	-	složitá reakční doba na dva vizuální podněty
RDS3	-	složitá reakční doba na tři vizuální podněty
RDV	-	reakční doba při výpadu

SEZNAM OBRÁZKŮ

Kapitola 2

2.1 Motorická jednotka (Véle, 2006)	20
2.2 Model zpracování informací (Schmidt & Wrisberg, 2008)	22
2.3 Zkrakové dráhy (Ganong, 2005)	25
2.4 Konceptuální model řízení pohybu (Schmidt & Wrisberg, 2008)	27
2.5 Schema funkce svalového a šlachového vřetenka (Čihák, 2001)	33
2.6 Reakční schopnost v rámci koordinačních schopností (Měkota & Novosad, 2005)	37
2.7 Lineární vztah mezi reakční dobou a logaritmem počtu podnětů (Schmidt & Wrisberg, 2008)	44
2.8 Vztah mezi reakční dobou a počtem alternativ pro odpověď (Schmidt & Wrisberg, 2008)	44
2.9 Vliv dvojité stimulace na úroveň reakční doby (Schmidt & Wrisberg, 2008)	47
2.10 Příklad záznamu EMG (Enoka, 2008)	49
2.11 Vliv tukové vrstvy na EMG záznam (Konrad, 2005)	50
2.12 Amplituda a frekvence EMG signálu při rozdílné lokalizaci elektrod (De Luca, 1997)	51
2.13 Možnosti ovlivnění EMG signálu při jeho zpracování (Criswell, 2011)	53
2.14 Schema EMG záznamu při vlivu svalové únavy (De Luca, 1997)	54
2.15 Oblasti vhodné pro lokalizaci elektrod v SEMG (Criswell, 2011)	55
2.16 Záznam akčního potenciálu jednoho svalového vlákna (Enoka, 2008)	56
2.17 Zpracování signálu EMG (Criswell, 2011)	57
2.18 Aktivace a deaktivace svalu na EMG záznamu (Konrad, 2005)	58
2.19 Určení aktivace svalu na úrovni dvou směrodatných odchylek (De Luca, 1997)	59
2.20 Metoda prahování pro vyhodnocení EMG záznamu (Špulák et al., 2012)	60
2.21 Zjištění začátku aktivace svalu na základě trojúhelníkové detekce u jednoho cyklu pohybu (Špulák & Mikulíková, 2012)	61
2.22 Obecná struktura výpadu (Cheris, 2002)	70
2.23 Výpad provedený na základě výzvy trenéra (Cheris, 2002)	71

Kapitola 4

4.1 Ilustrativní schema systému ME6000 (MegaWin, 2010)	84
4.2 Průběh pohybu při měření aktivace svalů při výpadu	86
4.3 Příklad průběhu aktivity sledovaných svalů	87
4.4 Celkový průběh pohybu při měření jednoduché a složité reakční doby	88
4.5 Jednotlivé fáze pohybu při měření jednoduché a složité reakční doby	89
4.6 Lokalizace elektrod pro SEMG (Cram, Kasman, & Holtz, 2011)	93

Kapitola 5

5.1 Aktivace MDA u všech tří sledovaných skupin šermířů	101
5.2 Aktivace MRFO u všech tří sledovaných skupin šermířů	101
5.3 Aktivace MRFV u všech tří sledovaných skupin šermířů	102
5.4 Aktivace TRV u všech tří sledovaných skupin šermířů	102
5.5 Aktivace MDM u všech tří sledovaných skupin šermířů	103
5.6 Časová aktivace sledovaných svalů u skupin A, B a C	105
5.7 Vztah MRFO a MDM u všech tří sledovaných skupin šermířů	108
5.8 Vztah MRFO a MRFV u všech tří sledovaných skupin šermířů	108
5.9 Vztah MDA a MRFV u všech tří sledovaných skupin šermířů	109
5.10 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami A, B a C	111
5.11 Úroveň jednoduché reakční doby (RDJ) u sledovaných skupin šermířů	114
5.12 Úroveň složité reakční doby (RDS2) u sledovaných skupin šermířů	114
5.13 Úroveň složité reakční doby (RDS3) u sledovaných skupin šermířů	115
5.14 Hodnoty reakční doby (1-3 podněty) u skupin A, B a C	116
5.15 Celková doba výpadu (CDV) u skupin A, B a C	117
5.16 Reakční doba při výpadu (RDV) u skupin A, B a C	118
5.17 Rozdíl mezi CDV a RDV u skupin A, B a C	118
5.18 Vztah CDV a RDV u skupin A, B a C	119
5.19 Rozdíl mezi RDV a RDJ u skupin A, B a C	121
5.20 Hodnoty RDV a RDJ u skupin A, B a C	122

SEZNAM TABULEK

Kapitola 2

2.1 Kompenzace nedostatečné úrovně vybraných faktorů výkonu v šermu	64
---	----

Kapitola 4

4.1 Základní charakteristiky sledovaných skupin šermířů	82
---	----

Kapitola 5

5.1 Rozdíly v pořadí aktivace vybraných dvojic svalů (MRFO vs. MDA)	97
5.2 Rozdíl v pořadí aktivace vybraných svalů (MDA vs. MDM)	98
5.3 Rozdíl v pořadí aktivace vybraných svalů (MRFO vs. MRFV)	99
5.4 Základní charakteristiky aktivace svalů u skupin A, B a C	100
5.5 Rozdíly v časové aktivaci sledovaných svalů mezi skupinami A, B a C	104
5.6 Rozdíly v časové aktivaci svalů mezi skupinami A a B	105
5.7 Rozdíly v časové aktivaci svalů mezi skupinami A a C	106
5.8 Rozdíly v časové aktivaci svalů mezi skupinami B a C	106
5.9 Základní charakteristiky vztahů vybraných dvojic svalů u skupin A, B a C	107
5.10 Rozdíly v aktivaci vybraných svalů mezi skupinami A, B a C	110
5.11 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami A a B	111
5.12 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami A a C	112
5.13 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami B a C	112
5.14 Základní charakteristiky pro reakční dobu u skupin A, B a C	113
5.15 Rozdíl v RD mezi skupinami A, B a C	115
5.16 Základní charakteristiky CDV a RDV při výpadu u skupin A, B a C	117
5.17 Rozdíly mezi skupinami A, B a C v hodnotách CDV a RDV	119
5.18 Rozdíl mezi CDV a RDV mezi skupinami A, B a C	120
5.19 Základní charakteristiky rozdílu RDV a RDJ u skupin A, B a C	121
5.20 Rozdíl mezi RDV a RDJ mezi skupinami A, B a C	122
5.21 Rozdíl hodnot RDV a RDJ mezi skupinami A, B a C	123

1 ÚVOD

V každodenních činnostech člověka dochází situacím, ve kterých musí jedinec adekvátně a pohotově reagovat na podněty z okolního prostředí. Tyto podněty mohou být vizuální, taktilní či audiální. Často musí jedinec reagovat příslušným pohybem na padající sklenici či řešit v automobilu dopravní situaci činností vybraných segmentů těla. Vliv úrovně reakční doby a aktivace příslušných svalů vybraných segmentů těla je zřejmý například při rozjezdu automobilu po rozsvícení zeleného světla na semaforu na křižovatce či při řešení nečekaných událostí při jízdě na motocyklu. Výkon ve sportu může být také ovlivněn úrovní těchto proměnných. V úvahu přichází například míčové hry či úpolové sporty.

Díky zaměření tréninkového procesu a charakteru pohybových činností v průběhu zápasu může být za představitele sportu, ve kterém hrají tyto proměnné významnou komponentu sportovního výkonu, považován sportovní šerm (Czajkowski, 2005). Šerm je úpolový sport, v němž se v přímém střetu s protivníkem usiluje o jeho přemožení vyšším počtem zásahů příslušnou zbraní (kordem, fleretem a šavlí). Rychlá reakce, která souvisí se zpracováním vizuálních či taktilních podnětů, účelná koordinace svalů v průběhu pohybu, technická a taktická vybavenost nebo optimální psychické naladění představují základní determinanty ovlivňující sportovní výkon šermíře. V průběhu zápasu se oba protivníci snaží z optimální vzdálenosti a ve správný okamžik překvapit svého soupeře rychlým útokem. Posloupnost a rychlost aktivace vybraných svalů má nepochybně na výsledek realizované akce velký vliv.

Bottoms, Greenhalgh, a Sinclair (2013) a Chervis (2002) uvádějí, že výpad je nejčastěji využívanou formou útoku v šermu. Optimální svalová koordinace v průběhu výpadu může jeho úspěšné provedení (zasažení cíle) zásadně ovlivnit. Uvedený pohybový akt je nacvičován již v úvodních fázích tréninkového procesu, kde je prioritní důraz kladen na činnost ozbrojené paže před dalšími částmi těla (např. dolní končetiny). Šermíř je v průběhu zápasu či tréninku často vystaven situacím, ve kterých musí rozhodnout, na který podnět (např. vizuální, taktilní) má reagovat a který by měl ignorovat. Případná reakce musí být maximálně rychlá, protože jakékoli zpoždění v odpovědi na vyvolaný podnět může negativně ovlivnit výsledek zápasu. Rychlost reakce se pak stává podstatnou komponentou výkonu v šermu. Na význam reakční doby ve sportovním šermu poukazují například Borysiuk (2008a, 2008b), Czajkowski (2005), Harmenberg, Ceci, Barvestad, Hjerpe, a Nyström (1991) a další.

Soustavné opakování a opravování chyb daného pohybu realizovaného na základě výskytu vizuálních podnětů souvisí s vytvořením specifického pohybového programu uloženého v

paměti, jak uvádí například Véle (2006). Díky častému vybavování tohoto pohybového programu dochází k upevnění a zdokonalení jeho kvality. V tomto ohledu je nutné zmínit, že ve variabilních podmínkách zápasu v šermu často dochází k situacím, které nutí šermíře zažitý pohybový program upravit (Czajkowski, 2005). S rostoucí zkušeností (tréninkem) dochází k lepší analýze informací z okolního prostředí a pohybový projev zkušenějších sportovců je pak více efektivní než u začátečníků (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Předpokladem pro úspěšné provedení příslušné útočné akce je nutné realizovat daný pohyb velice rychle. Vzhledem k požadavkům na rychlost těchto akcí lze usuzovat na význam zahájení pohybu a časovou aktivaci vybraných svalů. Tato situace může nastat například v okamžiku, kdy mají soupeři v tomtéž okamžiku totožný pohybový záměr (provedení výpadu). Doba potřebná k provedení akce se díky současnému zahájení pohybu oběma šermíři může výrazně zkrátit. V této situaci lze jen obtížně provést korekci v realizovaném pohybu, která se uplatňuje při pomalejších pohybech. Vaverka (2011) v této souvislosti upozorňuje na fakt, že v případě velmi rychlých pohybů dochází k vybavení předem naprogramovaného pohybového vzorce, který již v průběhu pohybu nelze ovlivnit. Z uvedeného vyplývá, že při realizaci velmi rychlých pohybů je efektivnější využít zažitých pohybových programů bez vědomé korekce pohybu, která je časově náročnější.

Svalová koordinace uplatněná u šermířů různé výkonnostní úrovně je dobře hodnotitelná při využití povrchové elektromyografie. Touto problematikou se zabývali například Williams a Walmsley (2000a, 2000b). Řada autorů (například Bottoms et al., 2013; Geil, 2002; Gholipour, Tabrizi, & Farahmand, 2008; Gutierrez-Davila, Rojas, Antonio, & Navarro, 2013; Sillero, Saucedo, López, De Antonio, & De Quel, 2008; Sinclair & Bottoms, 2013a, 2013b; Stewart & Kopetka) se však prioritně věnovala problematice kinematického profilu výpadu v šermu. Existují i studie zaměřené na analýzu výpadu prostřednictvím videozáznamu. Ty však nemohou optimálně postihnout zákonitosti v řízení pohybu či interakci v aktivaci příslušných svalů.

Záměrem předložené práce bylo sledování aktivace svalů při výpadu u tří výkonnostně odlišných skupin šermířů. Odhalení rozdílů mezi sledovanými skupinami šermířů může přispět ke zvyšování výkonnosti začátečníků či šermířů nižších výkonnostních úrovní, kteří v tréninkovém procesu mohou při působení trenérů zohlednit „optimální“ model svalové koordinace uplatňovaný elitními šermíři. Další oblastí, na kterou je v práci zaměřena pozornost, je sledování vlivu počtu podnětů na úroveň reakční doby u vybraných skupin šermířů. Předpokládané výsledky této oblasti lze také využít pro zefektivnění tréninkového procesu prostřednictvím záměrného ovlivňování úrovně této proměnné.

Vlastnímu výzkumu předcházela pilotní studie, ve které byly ověřovány možnosti a omezení zvolených výzkumných metod a dále byla zjišťována organizační časová náročnost měření.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

Tato kapitola je zaměřena na rozbor zákonitostí ovlivňující pohybový projev člověka. Konkrétně je zde pozornost věnována obecným zákonitostem řízení pohybu, organizaci pohybu v centrální nervové soustavě (dále jen CNS) včetně vyvolání pohybového programu, zpracování smyslových informací, propriorecepci, základnímu vymezení pohybových schopností a dovedností a motorickému učení. Tyto oblasti úzce souvisejí s problematikou řešenou ve výzkumu. Analyzovaný pohyb (výpad) je řízen CNS, kde jsou v paměti uloženy pohybové programy vybavované na základě podnětu. Rychlost zpracování tohoto podnětu a efektivita pohybového projevu šermířů při výpadu je ovlivněna dlouholetým tréninkem, ve kterém se formují pohybové dovednosti prostřednictvím motorického učení. Díky poznatkům z těchto oblastí lze objektivně sledovat analyzované proměnné a konfrontovat je s dalšími studii.

2.1 Úvod do problematiky pohybu člověka

2.1.1 Volní pohyb člověka

Pohyb je vždy reakcí na zevní nebo vnitřní podněty, kdy pohybový systém pracuje jako jeden celek řízený nervovou soustavou (Véle, 2006). Nezbytným předpokladem cíleného (úmyslného) pohybu jsou reflexní (mimovolní) pohyby. Tyto pohyby zajišťují vzpřímenou polohu, svalové napětí a rovnováhu (Kohlíková, 2013).

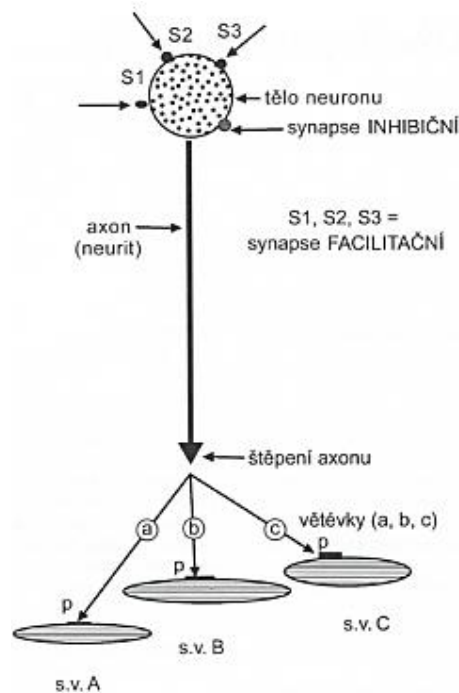
Výkonovou částí pohybového systému je myoskeletální aparát (tj. skelet a svaly), který se díky receptorům v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách, fasciích a svalech podílí na vzniku zpětnovazebních informací nutných k řízení pohybu.

Enoka (2008) i Kohlíková (2013) uvádějí, že předpokladem veškeré hybnosti je svalový tonus. Motorický systém reaguje na příslušné podněty prostřednictvím: a) spinálního reflexu, b) automatické reakce, c) vědomého (volního) pohybu. Spinální reflexy zahrnují aferentní signály do míchy a eferentní signál do svalu. Spojení mezi aferentními a eferentními axony se pak skládá jen z jedné synapse. V případě automatických reakcí jde o komplexnější nervové okruhy, do kterých vstupuje i činnost mozku (Enoka, 2008). Vědomý (volní) pohyb souvisí s kontrakcemi svalů, které organizuje příslušná část mozkové kůry ve vztahu k aktuálním

požadavkům vnitřního i vnějšího prostředí. Tyto pohyby již mohou být ve svém průběhu přerušeny a upraveny tak, aby bylo dosaženo požadovaného cíle (Enoka, 2008).

Při volném pohybu, jenž vzniká na základě zevního nebo vnitřního podnětu, se cíl pohybové aktivity určuje vědomě individuálním rozhodnutím ovlivněným jednak předchozími zkušenostmi a jednak současným stavem zevního i vnitřního prostředí, na které se pohyb adaptuje (Véle, 2006).

Základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky je motorická jednotka (dále jen MJ), která se skládá z motoneuronu v předním míšním rohu, jenž je spojen neuritem se skupinou kontraktilních vláken ve svalu nervosvalovými ploténkami (dále jen NP). Dendritické (facilitační) synapse depolarizují postsynaptické buněčné membrány, zatímco inhibiční synapse blokují vznik této depolarizace (obrázek 2.1).



Vysvětlivky: s.v.(A,B,C) - svalová vlákna
p - neuromuskulární ploténka.

Obrázek 2.1 Motorická jednotka (Véle, 2006).

V míše je motoneuron spojen dendrity s míšní neuronální sítí, která zajišťuje přenos signálů z centra a periferie (Véle, 2006). Podle Čiháka (2001) představuje MJ skupinu svalových vláken (dále jen SV), které jsou inervovány jedinou nervovou buňkou (motoneuronem). Motorická vlákna jsou axony nervových buněk uložených v míše nebo

v mozkovém kmeni. Tyto axony vedou do svalu impulsy způsobující kontrakci SV. Samotné šíření signálu z motoneuronu do SV umožňují NP, které jsou zakončením motorických nervových vláken na povrchu vláken příčně pruhovaného svalu. Neurit jednoho motoneuronu se pak na svém konci obvykle větví pro více svalových vláken (Čihák, 2001). Zde záleží na tom, které svaly jsou inervovány. Při inervaci některých svalů vykonávajících přesné pohyby (např. okohybné svaly) inervuje MJ jen několik SV, zatímco při inervaci svalů nevyžadujících přesné pohyby (posturální svaly) je tento poměr podstatně vyšší (Criswell, 2011). Čihák (2011) zmiňuje, že u svalů vykonávajících jednoduché (hrubé) pohyby bývá MJ velká (až 150 SV) a u svalů s jemnými a přesnými pohyby (např. okohybné svaly) je MJ zpravidla malá (8 – 15 SV).

Základní funkcí svalu vyvolanou nervovým podnětem je svalová kontrakce. Její rychlost závisí mimo jiné na druhu inervovaných SV. U takzvaných rychlých vláken proběhne kontrakce do 25 milisekund a u pomalých vláken do 75 milisekund (Čihák, 2001). Véle (2006) uvádí, že trvání svalové kontrakce závisí na typu motoneuronu zásobujícího svalová vlákna, kdy tonické - pomalé motoneurony způsobují delší trvání záškubu a fazické - rychlé naopak dobu kratší.

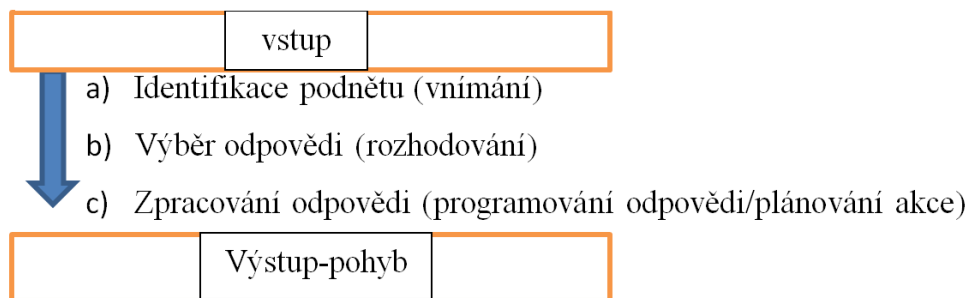
Informace jsou převáděny z jedné nervové buňky na druhou prostřednictvím synapsí (Ganong, 2005). Přenos signálu z nervu na sval je podobný chemickému synaptickému přenosu z neuronu na neuron. Nervosvalové spojení je specializovanou oblastí, kde končí motorický nerv na vláknech kosterního svalu, a kde dochází k stereotypním dějům přenosu impulsů za přítomnosti acetylcholinu (Ganong, 2005). Dalšími mediátory pro přenos informací při řízení hybnosti jsou dopamin a kyselina gama-aminomáselná (Kohlíková, 2013). Vlastním základem přenosu vzruchů v synapsích je uvolnění mediátoru (neurotransmiteru), který souvisí s vyvoláním akčního potenciálu (Naňka & Elišková, 2009). Jak uvádí Véle (2006) a Criswell (2011), aktivace motoneuronu vzniká současným podrážděním většího počtu facilitačních synapsí, což vede ke vzniku vzruchu přenášeného neuritem k motorickým ploténkám svalových vláken MJ, následně dojde k porušení iontové bariéry svalové tkáně a k dalšímu šíření signálu po membránách SV. Vlákná samotná jsou kryta vzrušivou buněčnou membránou – sarkolemou, která při kontrakci šíří vlny depolarizace. Pro kontrakci SV postupují tedy vzruchy neuritem přes NP jednotlivých SV dále endoplazmatickým retikulem až do nitra SV ke kontraktilním fibrilám, jež se po příchodu vzruchu zkrátí podle známého „zašupovacího mechanismu“ mezi aktinovými a myozinovými molekulami (Véle, 2006). Tyto zákonitosti jsou blíže popsány a znázorněny například

v rozsáhlé publikaci Alberts, Bray, Johnson, Lewis, Raff, Roberts, a Walter (1998), Ganong (2005) nebo Véle (2006).

Kontrakce svalu probíhá jako synchronní záškub všech SV příslušné MJ. S depolarizací buněčné membrány SV postupujícího nervovým vláknem souvisí příslušný akční potenciál (dále je AP), který spouští proces kontrakce MJ a lze jej snímat elektromyograficky (Véle, 2006).

2.1.2 Zpracování informací z okolního prostředí

Podněty (například vizuální, audiální, taktilní) z okolního prostředí převádějí citlivé smyslové receptorové buňky na nervovou aktivitu, která obsahuje informaci o vlastnosti, síle a místě podnětu. Následně jsou tyto informace zpracovávány v několika stádiích (obrázek 2.2). Rychlost zpracování informací v jednotlivých stádiích zpracování podnětu je možné zjistit při měření reakční doby.



Obrázek 2.2 Model zpracování informací (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Ve stádiu identifikace podnětu dochází k rozboru informace smyslovými orgány (např. zrakovým, sluchovým analyzátozem). Ve druhém stádiu dochází k rozhodování o volbě uplatněné odpovědi z několika možností. Poslední stádium je přípravou odpovědi pro vlastní zahájení akce (vyvolání pohybového programu, příprava svalů pro budoucí kontrakci, příprava posturálního systému k budoucí akci). V tomto stádiu je pohybový systém organizován tak, aby došlo k uplatnění vhodného pohybu. Výstupem těchto stádií zpracování informací je pohybový projev či akce (Schmidt & Wrisberg, 2008). Přenos informace z periferie do centra je zajišťován vzájemným působením receptorů (např. zrakových, sluchových atd.) a získané informace jsou analyzovány v somatosenzorické oblasti mozkové

kůry a porovnávány s předchozími zkušenostmi za účasti asociačních oblastí (Kohlíková, 2013).

K ovlivňování konkrétního pohybového projevu dochází v průběhu dlouholetého tréninkového procesu díky působení vnějších a vnitřních faktorů. Schmidt a Wrisberg (2008) zmiňují, že sportovci dokáží lépe vnímat příslušné smyslové informace, pokud mají více zkušeností získaných tréninkem. Zkušenější sportovci v tomto ohledu disponují lepší analýzou informací z okolního prostředí a jejich pohybové projevy jsou efektivnější než u začátečníků (Schmidt & Wrisberg, 2008). Czajkowski (2005) upozorňuje na rozdíly při komplexním zpracování informací. Méně zkušení sportovci mají podle něj výrazně pomalejší zpracování těchto informací oproti zkušenějším sportovcům.

Zpracování informací v CNS v obecném morfologicko-funkčním pohledu

V souvislosti s pohybovým záměrem vzniká nejprve aktivita v oblastech subkortikálních (retikulární formace) a v limbickém systému. Další aktivita se projevuje v bazálních gangliích a později v asociačních oblastech kortexu. Poslední aktivovanou oblastí je kortikální motorická oblast. Poté dochází k přenosu aktivity z kortikální motorické arey (Betzových buněk) k míšním motoneuronům a následně ke svalům. Průchod signálu z Betzových buněk do míchy trvá v řádech desítek milisekund. Největší zpoždění pohybové odpovědi před zahájením pohybu vzniká z důvodu aktivace posturálního systému (vytváření potřebných předpokladů pro následný pohyb) a díky aktivaci mysli, tedy rozhodnutí, jaký pohyb bude zvolen a za jakým účelem (Véle, 2006). V souvislosti s výše uvedenými skutečnostmi uvádí Kohlíková (2013), že z retikulární formace vycházejí dráhy, které řídí mimovolné pohyby nezbytné pro zaujmutí vzpřímené polohy a udržení svalového napětí (předpoklad pro zahájení volního pohybu).

Ganong (2005) zmiňuje, že příkazy pro volní pohyb pocházejí z korových asociačních oblastí, k plánování samotného pohybu však dochází v kůře, bazálních gangliích a laterálních částech mozečkových hemisfér. Tyto oblasti vykazují nárůst elektrické aktivity ještě před realizací pohybu. Odtud informace postupují do motorické a premotorické kůry, dále k motoneuronům v mozgovém kmeni a míchy a následně až ke svalům. Obecně lze tedy shrnout, že volní (cílené) pohyby jsou vyvolány impulzy vycházejícími z mozkové kůry, přičemž povely k provedení úmyslného pohybu vycházejí z rozsáhlé oblasti temenního a čelního laloku, kde se nachází motorická kůra a motorický korový analyzátor. Přenos informací z mozkové kůry do periferie jde pyramidovou a mimopyramidovou dráhou a dále

podkorovými oblastmi do páteřní míchy, ze které vystupují motoneurony končící na NP inervovaného SV (Kohlíková, 2013).

Detailní popis funkcí jednotlivých částí nervového systému vzhledem k motorice podává ve své práci například Criswell (2011), Čihák (2004) nebo Dylevský (2009).

Zjednodušený model, v němž je znázorněna organizace řízení pohybu v CNS, uvádí Dylevský (2007) nebo Ganong (2005).

Zpracování informací z okolního prostředí zrakovým analyzátozem

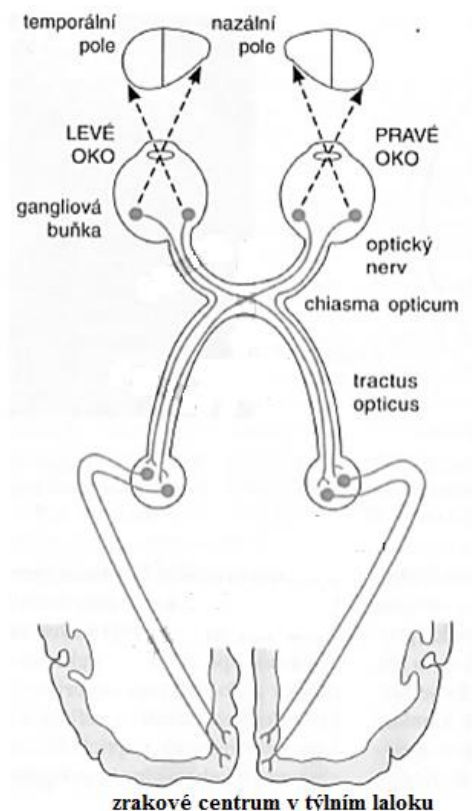
Člověk zpracovává informace z okolního prostředí (vstup – např. vizuální či audiální podnět), vyhodnocuje je a nakonec reaguje prostřednictvím účelného pohybu (výstup). Díky zaměření předložené práce bude zde pozornost věnována pouze objasnění zákonitostí při zpracování informací zrakovým analyzátozem. Zrakový analyzátoz má důležitou roli při kontrole vlastního provedení pohybu, umožňuje odhad vzdálenosti při pohybu a zajišťuje rozsah periferního vidění (Bartůňková, 2013).

Zrakové podněty jsou vedeny senzoričkými drahami k analýze a zpracování v CNS s podněty ze senzitivních drah tak, abychom je vnímali jako komplexní vjem. Na zpracování zrakových podnětů se účastní 60 % mozkové kůry (Naňka & Elišková, 2009).

Knudson a Morrison (1997) ve své rozsáhlé publikaci uvádějí, že oko jako jeden ze smyslových receptorů zpracovává energii z viditelné části spektra elektromagnetického záření a převádí je do příslušných částí mozku prostřednictvím optických nervů. Čočka v oku směřuje světlo z vnějšího okolí na sítnici, kde světelná energie způsobuje chemické změny, které dále stimulují zrakový nerv vedoucí informace ke zrakovému centru mozku. Sítnice obsahuje světločivné elementy (tyčinky a čípky) a čtyři typy neuronů. Jedná se o bipolární buňky, gangliové buňky, horizontální buňky a amakrinní buňky. Tyčinky a čípky tvoří synaptická spojení s bipolárními buňkami, které se dále synapticky napojují na gangliové buňky. Axony gangliových buněk se sbíhají a opouštějí oko jako zrakový nerv. Horizontální buňky spojují navzájem receptorové buňky a amakrinní buňky spojují navzájem buňky gangliové, které probíhají v *nervus opticus* a *tractus opticus* a končí v *corpus geniculatum laterale* (Ganong, 2005; Naňka & Elišková, 2009). Odtud dále pokračuje informace do zrakového centra týlního laloku v mozku (Knudson & Morrison, 1997). Tento proces vymezila Bartůňková (2013) jako percepční mechanismus. Dráhy postupu vizuální informace z externího prostředí až do centra týlního laloku v mozku jsou prezentovány na obrázku 2.3.

Z týlního laloku je informace přenesena do asociačních oblastí mozku, kde může být propojena s dalšími smyslovými informacemi a uchována v paměti (Bartůňková, 2007).

Do kůry mozečku jsou signály přijímány právě ze zrakové a asociační zrakové oblasti. Vzruchy z buněk oční sítnice přicházejí přímo do mezimozku (diencefalonu), odkud vedou zrakové dráhy do kůry a mozkového kmene k realizaci motorické odpovědi (Čihák, 2001). Do mozkového kmene se signál z oka dostane za 10 ms (Pain & Hibbs, 2007). O strategii či výběru vhodné odpovědi, které souvisí s informacemi z oka, rozhoduje podle Bartůňkové (2013) tzv. analytický mechanismus. Z retikulární formace v mozkovém kmeni je signál převeden retikulospinální cestou do míchy a následně do svalů, což trvá zhruba 50 ms. Minimální doba přenosu signálu potřebná ke změně svalového napětí je díky zvýšení koncentrace iontů vápníku ve svalových vláknech přibližně 10 ms (Corcos, Gottlieb, Latash, Almeida, & Agarwal, 1992; Muraoka, Muramatsu, Fukunaga, & Kenehisa, 2004). Tento mechanismus, umožňující realizaci pohybu na základě zpracování vizuálních informací v CNS, je Bartůňkovou (2013) označen jako výkonný mechanismus.



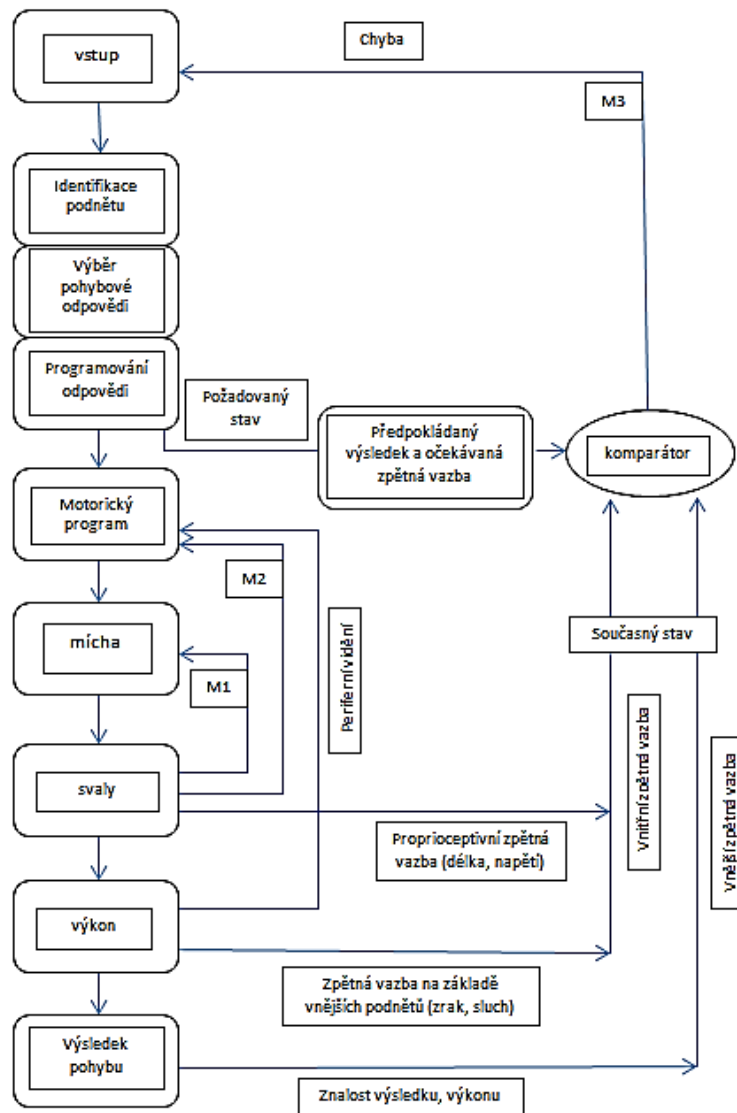
Obrázek 2.3 Zrakové dráhy (Ganong, 2005).

2.1.3 Řízení pohybu

Model řízení pohybu podle Schmidt a Wrisberg (2008)

Lidské tělo je velmi složitý otevřený biologický systém, který na základě zpětnovazebných informací z nejrůznějších receptorů reaguje na podněty přicházející z vnějšího prostředí. Tento systém je určen množinou prvků a jejich vzájemnou interakcí. Cílené pohybové činnosti jsou determinovány vzájemnou interakcí vnějších a vnitřních podnětů a jejich zpětnovazebnými řídicími procesy. Vnitřní prostředí v této souvislosti poskytuje informace o aktuálním stavu prvků v systému.

Modelem řízením pohybu člověka z hlediska systémového přístupu se zabývala řada autorů na různých úrovních s ohledem na zaměření jednotlivých vědních disciplín (Enoka, 2008; Karas, Otáhal, & Sušanka, 1990; Kelso, 1995; Latash, 2008; Schmidt & Wrisberg, 2008; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992; Trojan, Druha, Pfeiffer, & Votava, 2001). O zákonitostech ovlivňujících výsledný pohyb se zmiňují Schmidt a Wrisberg (2008), jejichž komplexní model řízení pohybu (obrázek 2.4) prezentuje aspekty řízení pohybu a je vhodný i pro aplikaci do oblasti teorie učení a zdokonalování pohybu (Vaverka, 2011). Tento model je autory označen jako konceptuální či „pojmový“ (conceptual model). Zahrnuje vnější podněty a zpětnovazební okruhy mezi vnitřními a vnějšími podněty, které ovlivňují úroveň výsledné svalové síly a výsledek pohybu. V uvedeném modelu je struktura řízení pohybu chápána ve vztahu k funkci. Složitější morfologicko-funkční vztahy neurologických modelů jsou popsány například v práci Enoka (2008) nebo Véleho (2006). Janda (1996) uvádí, že řízení pohybového systému ovlivňuje vertikální a horizontální okruh. Vertikálním okruhem rozumí míchu a vestibulum, mozeček, podkoří a kůru. Horizontální okruh je podle něj zodpovědný za koordinaci a jemnou motoriku. Mezi míchou a proprioreceptory probíhá neustálá výměna informací o poloze těla a pohybu. Vestibulum zajišťuje základní svalový tonus. V mozečku, jehož činnost je mimo naše subjektivní vnímání, se formují hybné stereotypy zodpovědné za volní koordinovaný pohyb. Mozeček využívá paměťové zásoby a informace vrací do mozkové kůry. Stejně tak jsou pro řízení motoriky důležitá bazální ganglia, která jsou zodpovědná za programování pomalých a ustálených pohybů (Bartůňková, 2007).



Obrázek 2.4 Konceptuální model řízení pohybu (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Z uvedeného konceptuálního modelu na obrázku 2.4 je zřejmé, že výsledkem pohybové akce je výkon, při kterém jsou aktivovány příslušné svaly. Pro systém řízení pohybu má zásadní roli informace o výsledku pohybu (Vaverka, 2011). Funkce jednotlivých subsystémů tohoto modelu vysvětlují ve své práci Schmidt a Wrisberg (2008). Vzhledem k zaměření předložené práce je důležité zmínit alespoň obecně zákonitosti řízení rychlých i pomalých pohybů.

Řízení rychlých pohybů

Řízení rychlých pohybů je v konceptuálním modelu prezentováno jako smyčka M1 a M2 (viz obrázek 2.4). Korekce svalové aktivity v této smyčce, která je plánována s předstihem

pohybu, souvisí s řízením rychlého jednoduchého pohybu bez volního zásahu, kde jsou zdrojem zpětnovazebných informací svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska. V případě smyček M1 a M2 hovoříme o řízení pohybu na spinální úrovni (Vaverka, 2011).

Schmidt a Wrisberg (2008) uvádějí, že smyčka M1 je zpoždění v odpovědi mezi svaly a míchou v rozmezí přibližně 30-50 ms. Enoka (2008) uvádí pouze kratší latenci (30 ms). Uvedná smyčka souvisí například s udržováním svalového napětí. M1 je označována jako monosynaptický reflex, který nevede k větší kontrakci ve svalu a je jedním z nejrychlejších reflexů. Smyslová informace o natažení svalových vřetének či Golgiho šlachových tělísek je vyslána do míchy, kde dojde k jednoduchému spojení – synapsi. Poté je informace směřována zpět do téhož svalu, který byl natažen, což způsobí kontrakci. Signál urazí poměrně krátkou vzdálenost. K možnosti ovlivnit pohyb dochází až díky smyčce M2 (zpoždění 50-80 ms).

Dále vymezují Schmidt a Wrisberg (2008) tzv. spouštěcí reakci, což je vlastně svalová odpověď, která má zpoždění mezi 80 – 120 ms. Jedná se o reakci, která je na pomezí vůli ovládatelné svalové kontrakce a reflexní reakce. Na tento typ odpovědi má vysoký vliv předprogramování pohybu (Vaverka, 2011). Některé impulsy pokračují míchou do vyšších center v mozku (tj. motorické centrum, mozeček), kde jsou zpracovány a dále jsou vyslány zpět k aktivaci svalů.

Řízení pomalých pohybů

Podle Véleho (2006) probíhá proces řízení pohybu díky obousměrné výměně informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem. Pohybový aparát však nemusí na daný příkaz reagovat správně a pohyb se může od původního záměru odchýlit. Aby k těmto odchýlkám nedošlo, musí řídicí orgán získávat informace o tom, jak byl řídicí příkaz vykonán a zda se od určeného záměru neodchýlil. Proprioceptivní receptory jsou v tomto ohledu zdrojem zpětnovazebných informací o průběhu pohybu. Tyto informace jsou porovnávány v CNS s vyslanými příkazy a při zjištění odchylky mozečkem je nutné provést v průběhu pohybu případnou korekci. Vědomí je zaměřeno jen na cíl pohybu, ale ne na jeho průběh (Schmidt & Wrisberg, 2008). Při pomalých pohybech může docházet k většímu počtu korekčních cyklů a pohyb je tak přesnější (Véle, 2006).

Řízení pomalých pohybů je v konceptuálním modelu organizováno ve smyčce M3, která ovlivňuje průběh pohybu na nejvyšší úrovni volního řízení svalové aktivity (identifikace podnětu, výběr pohybové odpovědi, programování odpovědi).

Proprioceptivní informace v tomto okruhu putují do takzvaného „komparátoru“, jehož hlavním úkolem je detekovat chyby v prováděném pohybu. Zpoždění odpovědi zde činí 120 – 180 ms. Soubor všech informačních toků ze svalových proprioceptorů a dalších receptorů tvoří takzvanou vnitřní zpětnou vazbu, která ovlivňuje korekci pohybu (Vaverka, 2011). Význam této smyčky narůstá s prodlužující se dobou trvání pohybu (nad 300 ms).

Řízení této smyčky je tedy typ řízení pohybu, který zahrnuje využití zpětné vazby, proces detekce a korekce chyby pro dosažení zamýšleného pohybu¹.

Pohyb je zde ovlivněn pohybovým programem a příkazy k pohybu jsou následně přeneseny do nižších center nervového systému umístěných v míše. Výsledkem je kontrakce svalů a pohyb v kloubech. Jakýkoli rozdíl mezi aktuální smyslovou zpětnou vazbou a očekávanou smyslovou zpětnou vazbou je registrován jako chyba. Po zahájení korekce pohyb pokračuje v opravené podobě, jestliže není zpracována další informace o chybě.

Smyčku M3 můžeme tedy chápat jako systém minimalizujícím chyby. Jeho největším omezením je časový faktor. Nepřetržité řízení pohybu prostřednictvím aktuální a očekávané zpětné vazby je časově náročnější. V mnoha sportovních disciplínách však není možné, aby řízení pohybu trvalo příliš dlouho. Tento typ řízení pohybu je tedy nevhodný pro pohyby, které trvají krátkou dobu (např. úder, kop). Dobře uplatnitelný je však v případech, kdy je potřeba jen dvou nebo tří změn v pohybu za sekundu.

Z výše uvedeného vyplývá, že řízení rychlých pohybů musí být v pohybovém záměru předem plánováno v CNS (Schmidt & Wrisberg, 2008). Při velmi rychlých pohybech není korekce možná také z důvodu pomalého šíření vzruchů po nervovém vláknu (5-100 m/s) a zpoždění na synaptických převodech řídicího nervového aparátu (Véle, 2006). V některých rychlých pohybech (např. úder v boxu trvá 40 ms) by při uplatnění okruhu M3 (uzavřená smyčka se zpožděním 120-180 ms) a M2 (otevřená smyčka se zpožděním 50-80 ms) nedošlo k včasnému zpracování informace pro případnou korekci pohybu. I okruh M1 (s latencí 30-50 ms) začne ovlivňovat svaly až na konci pohybu. Pohyby, které trvají déle než 100 ms (např. úder v tenise trvá okolo 200 ms), poskytují okruhům M1 a M2 dostatek času na to, aby se zúčastnily všech úrovní pohybu vycházejících z pohybového programu.

V praktické rovině to znamená, že pokud má být rychlý pohyb efektivní, je nezbytné uplatnit automatické procesy, které vycházejí z pohybového programu.

¹ S tímto systémem řízení smyčky M3 se lze setkat v každodenních situacích. Příkladem může být řidič, který využívá vizuální (exteroceptivní) informaci o pozici auta na silnici, aby získal zpětnou vazbu o rozdílech mezi aktuální pozicí auta a požadovanou pozicí. Pokud jsou mezi těmito pozicemi rozdíly, dojde ke generování chyby. Následná oprava chyby vede řidiče k provedení potřebných pohybů k nasměrování auta do požadované pozice (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Organizace pohybu v CNS

Organizátorem a integrátorem přípravy pohybu je mozek jako celek. V bazálních gangliích spolupracujících s asociačními oblastmi mozkové kůry, kde jsou programy paměťově fixovány, dochází k výběru použitelných programů. Vzhledem k tomu, že v mysli dominuje cíl pohybu, musí být průběh pohybu řízen programem, který nevyžaduje přímou účast vědomí na řízení pohybu.

Každý pohyb se skládá z jednoduchých dílčích pohybových vzorů (podprogramů), představující jakási schémata konkrétního pohybu uložená v paměti v podobě „pohybové matrice“. Jednoduché pohybové vzory (chůze) jsou strukturálně uloženy jen v míše, kdežto složitější posturální úkony jsou uloženy v podkorových centrech mozku (stabilizace pro vzpřímenou chůzi). Ještě složitější pohybové úkony jsou uloženy v asociačních oblastech mozku. Centrální nervový systém je schopen průběžně adaptovat vybraný program pro aktuální podmínky vnitřního i vnějšího prostředí, a to umožňuje širokou proměnlivost a pružnost pohybového projevu. Pohybový vzor (podprogram) uložený v paměti je realizován svalovým aparátem jako pohyb. Pohybový program je organizovaný soubor jednoduchých pohybových vzorů uložených v paměti (Véle, 2006).

Ganong (2005) uvádí, že pohybový vzor pro volní pohyby je plánován uvnitř mozku, koordinován mediální a intermediální části mozečku (*spinocerebellum*) a jeho spoji. Přípravu a organizaci volních pohybů zajišťuje premotorická a motorická kůra. Studie zaměřené na elektroencefalografii (EEG) ukázaly, že sensorická aference zvyšuje excitabilitu mozku a vytváří pohotovostní potenciál v CNS již při vzniku pohybového záměru. CNS vybere podle záměru z paměťového depozitáře vhodný motorický program.

Provedení úmyslného pohybu se podle Kohlíkové (2013) skládá z těchto kroků:

- a) představa pohybu (dochází k součinnosti limbického systému a frontálního laloku),
- b) plán provedení pochází z mozkové kůry (dále se dostává do bazálních ganglií a mozečku²),
- c) zahájení a provedení pohybu pochází z motorické kůry za aktivace alfa motoneuronů.

Úroveň zvládnutí daného pohybu je ovlivněna předchozím nácvikem a projevuje se kvalitou „motorické paměti“ daného pohybu (Vaverka, 2011). Podle Latash (2008) je motorický

² Bazální ganglia iniciují pomalý pohyb s ustálenými programy. Mozeček koordinuje rychlé volní pohyby.

program soubor hypotetických proměnných uložených v paměti, který je v případě jeho vyvolání převeden do požadovaného motorického modelu.

Řídící složka pohybového systému koordinuje a adaptuje pohybové programy podle měnících se podmínek. Na vytváření a fixaci hybných stereotypů uplatňovaných v jednotlivých sportovních odvětvích mají vliv vývojově staré pohybové programy, které jsou geneticky zakódované (Kračmar, 2002). Díky učení pohybů dochází k vytváření nových pohybových programů.

Řízení velmi rychlých pohybů organizuje pohybový program, respektive rozhoduje o tom, které svaly budou zapojeny, a jaký bude timing (časová aktivace) jejich kontrakcí. Ve stádiu zpracování informace dochází k vyvolání programu pro následnou akci a následně je určen rozsah a forma pohybu v pohybovém programu. Tyto rychlé pohyby jsou realizovány bez přímé vědomé kontroly (Schmidt & Wrisberg, 2008). Volba vhodného pohybového programu pro řešení dané situace souvisí s komparací aktuálního stavu s předchozí zkušeností. Díky této skutečnosti dochází k vývoji specifických posturálních programů, které vycházejí z druhově specifických rámcových pohybových schémat (fixed patterns) pro vertikalizaci a lokomoci a jsou dále doplňovány a upravovány učním. Pokud dochází k výběru pohybového vzoru nebo programu méně často, dochází ke ztrátě podrobností uloženého vzoru zapomínáním, proto je pro udržení ucelenosti pohybových vzorů tyto vzory oživovat častým opakováním (Véle, 2006).

Korekce v pohybech člověka prostřednictvím zpětnovazebních informací

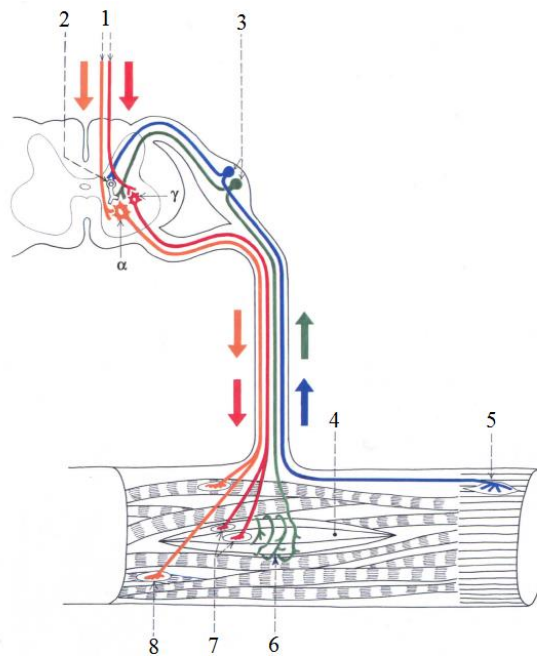
Úspěšný výkon sportovců mimo jiné často závisí na tom, jak efektivně je příslušná smyslová informace zaznamenána a následně využita. Těmito smyslovými informacemi chápeme informace exteroceptivní (registrované například zrakem, sluchem či kůží) a propioceptivní (registrovány ve svalech a kloubech).

Při pohybu hrají významnou roli receptory, které podávají CNS informace o aktuálním stavu pohybové soustavy (ve svalu, šlaše, kloubních pouzdrech). Pro řízení pohybu je jednou z nejdůležitějších oblastí propiocepce, která je souborem kombinací vstupních zdrojů z různých čidel, které musí být sjednoceny CNS (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Všechny tyto propioceptivní údaje svalových, šlachových nebo kloubních receptorů jsou součástí zpětnovazebních informací (feed-back) o průběžném stavu segmentů těla, které jsou předpokladem řízení průběhu pohybu. Současně slouží i k přednastavení dráždivosti (feed-forward). Proprioceptory ve svalu, šlaše a kloubu podávají do řídicího centra informace o

současném stavu pohybového segmentu, jako je například délka svalu, rychlost změny délky a postavení v kloubu. Myoskeletální aparát (svaly, skelet) poskytuje prostřednictvím receptorů v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách, fasciích a ve svalech informace potřebné k řízení pohybu (Véle, 2006). Aferentní signály ze smyslových receptorů tedy poskytují informace o pozici a pohybech končetin. Eferentní neurony z CNS pak přenášejí signály do efektorového orgánu, kde dochází k inervaci svalů (Enoka, 2008).

Při řízení pohybu jsou aktivní dva druhy motoneuronů. Velké motoneurony (α -motoneurony) inervují svalová vlákna. Malé motoneurony (γ -motoneurony) vysílají své axony k intrafusální svalovým vláknům ve svalových vřeténkách. Senzitivní vlákna vedou podněty ze svalu (svalové vřeténko, šlachová tělíska) do CNS k dalšímu zpracování (Čihák, 2001). Svalové vřeténko poskytuje informace o změnách délky svalů (Schmidt & Wrisberg, 2008). Vřeténko má dva kontraktální póly, kde se nacházejí intrafusální vlákna, která jsou uprostřed oddělena receptorem, který reaguje na změny napětí v oblastech kontraktálních pólů při natažení svalu (Véle, 2006). Vyvážená aktivita vláken (tonus) je důležitá pro pohyb všech svalů a udržování polohy těla. Bez tohoto mechanismu by svaly ochabovaly po každém jednotlivém pohybu. Podnět z vyšších mozkových center aktivuje α -motoneurony vyvolávající kontrakci extrafusálních vláken svalu. Zároveň dojde k aktivaci γ -motoneuronů, které způsobí kontrakci intrafusálních vláken (obrázek 2.5).



- Vysvětlivky:
- 1 - sestupné dráhy ovládající míšní motoneurony
 - 2 - vmezeřený neuron s inhibiční funkcí
 - 3 - buňky sensitivních vláken ve spinálním gangliu
 - 4 - svalové vřeténko s intrafusálními svalovými vlákny
 - 5 - šlachové vřeténko
 - 6 - sensitivní nervy vedoucí informace ze svalového vřeténka
 - 7 - zakončení γ -motoneuronů na intrafusálních vlákních
 - 8 - zakončení α -motoneuronu na extrafusálních vlákních

Obrázek 2.5 Schema funkce svalového a šlachového vřeténka (Čihák, 2001).

Podobným propioceptivním receptorem je také Golgiho šlachové tělíčko, které snímá tah na šlaše svalu a aktivuje se protažením šlachy. Tento receptor působí proti funkci svalového vřeténka. Oba tyto receptory tvoří ochranný míšní mechanismus sloužící k předcházení drobných mikrotraumat, která by mohla vzniknout příliš silnou aktivitou svalu bez včasného utlumení šlachovým tělískem na konci pohybového rozsahu (Enoka, 2008).

Poslední čidla ovlivňující funkci svalu jsou kloubní receptory, jež podávají geometrické (statické) i akcelerometrické (dynamické) informace o pohybu v kloubu.

Každý z těchto receptorů poskytuje podle Schmidt a Wrisberg (2008) více než jeden typ smyslové informace (např. svalová vřeténka poskytují informace o pozici kloubů, rychlosti a napětí svalů a orientaci končetin vzhledem k zemské přitažlivosti). Na základě pohybového příkazu o realizaci specifického pohybu, který přichází do spinálního centra, informuje propioceptivní zpětná vazba CNS o pozici končetin a o tom, zda byl pohyb vykonán dle požadavku.

Svalová aktivita předcházející volnému pohybu

Pro zachování rovnovážné polohy lidského těla dochází ke svalovým kontrakcím ještě před samotným zahájením pohybu. V experimentu, který uvádí ve své práci Enoka (2008) stála testovaná osoba ve vzpřímené pozici a měla za úkol po zaznění akustického signálu co nejrychleji předpažit. Aktivace deltového svalu byla od výskytu podnětu patrná zhruba v čase 120 ms. Při tomto pohybovém úkolu však došlo k aktivaci lýtkového svalu na stejné straně těla (jako paže) přibližně o 50 ms před aktivací zmíněného deltového svalu. Dřívější aktivace svalu na dolní končetině ovlivňuje stabilizaci proti nežádoucím efektům následného pohybu paže, a demonstruje spojení mezi pohybem končetiny a gravitační silou. Schmidt a Wrisberg (2008) uvádějí, že při podobném pokusu, kdy měla testovaná osoba v pravé ruce závaží, byla patrná aktivace bederního svalstva a dolní končetiny až 80 ms před aktivací deltového svalu. Pokud by nedošlo k přípravě pro stabilizaci postoje, mohlo by dojít k posunutí těžiště více dopředu a následné ztrátě rovnováhy. Lee (1980) také zjistil, že jednostranné extenzi paže prováděné ve stoji předchází aktivace některých svalů dolních končetin. Z výše uvedených šetření lze usuzovat na mechanické či nervové spojení ramenního svalstva s dalšími částmi těla prostřednictvím funkčně propojených svalových řetězců.

Aby nemuselo zbytečně docházet k nutným úpravám v průběhu pohybu, dochází k předprogramování vhodných změn polohy těla ve stoji před zahájením pohybu (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Paměť

Zásadní význam v učení sehrávají podle Dragounové et al. (2013) paměťové procesy a typy paměti. Schmidt a Wrisberg (2008) uvádějí, že v procesu motorického učení existují tři druhy paměti. Krátkodobá sensorická paměť má relativně velkou možnost kapacity přichozích informací (audiální, vizuální), ale velice časově krátké udržení této informace. Dalším druhem paměti je krátkodobá paměť, ve které již můžeme získané informace zpracovávat a převádět na základě informací z krátkodobé sensorické paměti. Tato paměť je limitována kapacitou informací a její udržení je do 30 sekund. Dlouhodobá paměť souvisí se zkušeností a její kapacita a trvání jsou prakticky neomezené.

Názory na dobu uchování informací v krátkodobé paměti se však liší. Dragounová et al. (2013) rozlišují krátkodobou paměť, která se mění v paměť pracovní a trvá velmi krátkou

dobu. Pracovní paměť³ je podle Ganong (2005) formou krátkodobé paměti, která udržuje obvykle po velmi krátkou dobu dostupné informace, na jejichž základě plánujeme nějakou činnost. Krátkodobá paměť trvá sekundy až hodiny a během této doby se zpracování informací stává základem pro dlouhodobé změny v účinnosti synapsí. Podstatou paměťové stopy jsou tedy dlouhodobé změny v příslušných synaptických spojeních (Ganong, 2005). Dlouhodobá paměť může být Podle Motlové a Koukolíka (2007) rozdělena do dvou oblastí. První oblastí je paměť explicitní, která je vybavována vědomě. Tato paměť se utváří pomalu prostřednictvím mnohonásobného opakování. Další oblastí je paměť implicitní, která je vybavována nevědomě a souvisí s reflexy a návyky. Ganong (2005) uvádí, že explicitní paměť se může při dokonalém zvládnutí pohybového úkolu stát pamětí implicitní (např. jízda na kole). Explicitní paměť a řada forem implicitní paměti zahrnuje krátkodobou a dlouhodobou paměť. Informace v dlouhodobé paměti může být uchovávána po celý život a paměťové stopy jsou oproti informacím uloženým v krátkodobé paměti velmi odolné i vůči narušení.

Při detailnějším pohledu na proces zapamatování můžeme podle Ganong (2005) vymezit několik fází, které určí jeho výslednou podobu. Nejdříve jde o osvojení nové informace, dále o konsolidaci nové informace (proces, který zajišťuje trvalost a odolnost nově příchozí informace proti poškození), proces uložení informace do příslušných oblastí mozku a proces vybavování uložené informace.

Osvojování, zdokonalování a stabilizace dovedností je jedním z nejsložitějších problémů sportovního tréninku, který může být chápán také jako proces motorického učení. Cílem motorického učení, které vychází ze znalostí řízení a regulace lidského pohybu, je vytvářet, zpevňovat a stabilizovat konkrétní struktury řídicích a regulačních mechanismů pohybového jednání sportovce. Pokud bude pohybová činnost mnohonásobně opakována, může dojít k automatizaci, kde je výsledkem pohybový návyk prováděný podvědomě a při minimálním soustředění (Kocourek & Jansa, 2007).

³ Příkladem této paměti může být zapamatování telefonního čísla na dobu nezbytnou pro následnou volbu tohoto čísla

2.2 Charakteristika klíčových pojmů reakční doba a povrchová EMG

2.2.1 Reakční doba

V této kapitole je pozornost zaměřena v první řadě na vymezení pojmů reakční doba, reakční schopnost, pohybový čas a latence. Dále tato kapitola pojednává o zákonitostech a faktorech, které ovlivňují úroveň reakční doby. Zároveň zde bude objasněn Hickův zákon.

Reakční doba (dále jen RD) je podle Schmidt a Wrisberg (2008) dobrým indikátorem rychlosti a účinnosti procesu rozhodování člověka. Zpoždění (latence) RD je rozdíl mezi výskytem podnětu a odpovědí na něj (reakcí). Sledování RD pomůže určit čas potřebný k rozhodování a následnému zahájení pohybu. Úroveň RD má význam v mnoha sportovních disciplínách (box, šerm, motorismus) i v každodenních činnostech (brzdění automobilu při rozsvícení červeného světla na semaforu, zachycení padajícího předmětu). Vlivem některých faktorů (povaha podnětu, složitost pohybu, kompatibilita) dochází k prodlužování doby potřebné pro jedno či více stádií zpracování informace, což hodnoty RD zvýší.

Reakční doba, reakční schopnost a pohybový čas z pohledu antropomotoriky

Reakční rychlostí se ve sportu rozumí „schopnost reagovat pohybem na určitý podnět, vyjadřuje se dobou reakce mezi počátkem působení podnětu a zahájením pohybu a podle této doby se schopnost hodnotí“ (Dovalil, 2009a). Podle Havla (1993) je reakční rychlostní schopnost definována jako „schopnost odpovídat na daný podnět či zahájit pohyb v co nejkratším časovém úseku. Je to doba, která udává trvání přenosu signálu od receptoru k efektoru“. Reakční schopnost chápe podobně i Hirtz (1985), uvádí však, že jde o reakci na více či méně komplikované signály, předcházející pohybové činnosti či situačním podnětům. Zjednodušeně pak Měkota a Novosad (2005) tuto schopnost definují jako „schopnost zahájit účelný pohyb na daný jednoduchý či složitý podnět v co nejkratším čase“. Schopnost reakce je podle nich „psychofyzický výkonnostní předpoklad, který jedinci umožňuje na podráždění (znamení, signál) reagovat s určitou rychlostí“. Indikátorem reakční schopnosti je reakční doba (reaction time), což je podle Grossera (1991) nebo Měkoty a Novosada (2005) časový interval od vzniku podnětu k první svalové kontrakci. Kelso (1995) reakční dobu vymezuje jako interval mezi výskytem podnětu a první bioelektrickou aktivitou svalu. Schmidt a

Wrisberg zmiňují, že reakční doba je vhodný indikátor rychlého a efektivního procesu zpracování informací z okolí člověka.

Úroveň reakční doby zjišťujeme v laboratorních či terénních podmínkách. Nejčastěji jsou k jejímu měření využívány reaktometry, které poskytují výsledné hodnoty vyjádřené například v milisekundách. Můžeme se však setkat i s testováním, ve kterém jde například o zachycení padajícího pravítka či tyče. Výsledné hodnoty těchto testů jsou vyjádřeny v centimetrech (Havel & Hnízdil, 2010; Votík & Bursová, 1994). Existence různých měřících systémů a programů při měření těchto proměnných má nepochybně vliv na výsledné hodnoty, zároveň však tento fakt limituje možnosti komparace hodnot zjištěných v různých studiích. Přesto zásadní zákonitosti vyplynouší z těchto šetření při dodržení stanoveného protokolu lze vyvodit. Vzhledem k tomu, že reakční doba do jisté míry ovlivňuje výslednou rychlost provedení pohybu, je řazena v některých případech ke schopnostem rychlostním, častěji však ke koordinačním (obrázek 2.6) a někdy ke schopnostem psychickým (Dovalil, 2009a; Hirtz, 1997; Měkota & Novosad, 2005; Raczek, Mynarski, & Ljach, 2002).



Obrázek 2.6 Reakční schopnost v rámci koordinačních schopností (Měkota & Novosad, 2005).

Čas potřebný k uskutečnění pohybových aktů (response time) je součtem RD a pohybového času (movement time, dále jen PČ), který je měřen od okamžiku zahájení pohybu po jeho ukončení (Měkota & Novosad; Williams & Walmsley, 2000a). Kelso (1995) pohybovým časem chápe dobu mezi registrovanou svalovou aktivitou a výsledným provedením pohybu. V některých šetřeních se doporučuje tyto proměnné (RD, PČ) sledovat odděleně. V předložené práci, stejně jako ve studii Harmenberg et al. (1991) a Williams a Walmsley (2000a, 2000b), je RD chápána jako doba od výskytu podnětu po první

registrovanou aktivitu paže. Celková doba výpadu v šermu je určena výskytem podnětu a zasažením terče. PČ je pak chápán jako rozdíl mezi celkovou dobou výpadu a RD.

Zpoždění reakční doby

Vzhledem k tomu, že v CNS dochází ke zpracování informace z externího prostředí, musíme počítat s určitým zpožděním v odpovědi na podnět. Příkladem může být reakce běžců, kteří zůstanou stát na startovní čáře, zatímco kouř ze startovní pistole již stoupá vzhůru od místa výstřelu. Tento fenomén je nazýván zpoždění (latence) RD. Jednotlivé fáze zpracování informace, které přicházejí z okolního prostředí, již byly popsány v kapitole zaměřené na řízení pohybu.

Úroveň RD souvisí mimo jiné s rychlostí zpracování této informace v CNS. Nejdelší úsek zpracování informace je ve fázi identifikace podnětu, kde je analyzován obsah informace z okolního prostředí smyslovými orgány (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Příčiny prodlužování RD mohou souviset také například se složitostí pohybu nebo s nároky na koordinaci končetin. Statisticky významný rozdíl ($p = 0,001$) mezi jednoduchou RD (dále jen RDJ) a RDJ spojenou s nároky na složitost pohybu zjistili Mickevičienė, Motiejūnaitė, Skurvydas, Darbutas, a Karanauskienė (2008). V některých výzkumech však nebyly zjištěny významné rozdíly v RD, která souvisela s různými nároky na složitost pohybu (Shen & Franz, 2005). Při složitějších pohybech je RD delší, protože organizace systému k zahájení pohybu vyžaduje více času. Od výskytu podnětu, vnímání, přenosu vzruchů do CNS, rozhodování, přenosu vzruchů do svalů a zahájení pohybu uplyne doba přibližně 50 – 300 ms. Časovou prodlevu mezi vysláním podnětu a zahájením pohybu způsobuje takzvané zpoždění při příjmu receptorem a vedení vzruchu nervovými vlákny. Průchod vzruchů nervovými drahami a procesy v CNS je časově nejdelší. Úroveň RD může být ovlivněna právě v těchto částech systému (Véle, 2006). Měkota a Novosad (2005) zmiňují, že doba reakce nemůže být z fyziologických důvodů pod hranicí 100 ms, ovšem toto tvrzení je však v rozporu s názorem Periče a Dovalila (2010), že „doba jednoduché reakce bývá u nejrychlejších jedinců kratší než 0,1s“.

Faktory ovlivňující úroveň reakční doby

V tomto pododdílu jsou mimo obecně známé faktory ovlivňující úroveň RD zapracovány i výsledky studií autorů, kteří se zabývali proměnnými, jež mohou ovlivňovat úroveň RD.

Výsledky těchto studií mohou být užitečným zdrojem informací při standardizaci podmínek pro výzkumy orientované na RD.

Obecné faktory ovlivňující úroveň reakční doby

V odborné literatuře (např. Dovalil, 2009a) se dozvídáme, že doba reakce závisí např. na věku, rozcvičení, zácvičku, vnější teplotě, druhu vyskytujícího se podnětu, kvalitě nervových drah, citlivosti receptorů. Alter (1998) však uvádí, že optimálně provedené rozcvičení může pozitivně ovlivnit vedení vzruchu nervy a následně úroveň RD. Ylinen (2008) dokonce zmiňuje, že intenzita strečinku může ovlivnit koordinaci v prováděném pohybu díky negativnímu vlivu strečinku na rychlost. Negativní vliv statického strečinku na úroveň RD zjistili Behm, Bambury, Cahill, a Power (2004). Měkota a Novosad (2005) jako další činitele působící na RD uvádějí intenzitu podnětu, kontrast vzhledem k pozadí nebo například význam podnětu pro jeho příjemce. Havel a Hnízdil (2010) míní, že reakční schopnost je „závislá na době vnímání, době aferentního a eferentního přenosu, zpracování, latentní době reakce svalů a druhu podnětu“. Podobně Pain a Hibbs (2007) řadí mezi faktory ovlivňující RD úroveň zpracování podnětu smyslovými orgány, převedení těchto podnětů na nervový signál, rychlost přenosu signálu a jeho zpracování v CNS, úroveň svalové aktivace a výběr zařízení, které sledované proměnné identifikuje. Šteffl a Bartůňková (2013) uvádějí, že RD ovlivňuje počet synaptických spojení a rychlost uvolnění neurotransmiterů na těchto synapsích.

Většina studií zaměřených na zjišťování RD využívá systémy a zařízení, které měří indikátory reakčních schopností prostřednictvím rychlosti stisknutí tlačítka na zařízení. Pain a Hibbs (2007) však poukazují na to, že tímto postupem může být ovlivněna skutečná úroveň RD. Rozdíly v RD podle Pain a Hibbs (2007) v tomto ohledu vznikají proto, že reakce částí těla zajišťujících jemnou motoriku není tak rychlá jako odpověď částí těla určených k hrubé motorice.

Rozdíly ve výsledných hodnotách RD můžeme však nalézt i při užití různých druhů stimulace. Havel a Hnízdil (2010) například uvádějí, že hodnoty RDJ jsou při akustické stimulaci od 150 do 160 ms a že hodnoty RD u taktilní stimulace jsou ve srovnání s akustickou stimulací až o 20 ms nižší. Nejpomalejší reakce (190 - 210 ms) byla zjištěna u vizuální stimulace. Podobně i Abernethy (1996) a Williams a Grant (1999) uvedli, že nejkratší RD je u taktilní stimulace (90 – 130 ms) a nejdelší u vizuální stimulace (180 – 200 ms). RD při akustické stimulaci je podle těchto autorů od 120 do 150 ms. To potvrzují i studie Abernethy, Woods, a Parks (1999) a Borysiuk (2000b), kde autoři zjistili stejné pořadí úrovně

RD u tří výše uvedených stimulací. Tato zjištění jsou odlišná od výsledků ve studii Luce (1986), ve které je uvedeno, že RD při akustické stimulaci (140 – 160 ms) je o 20 až 40 ms kratší než v případě stimulace taktilní.

Reakce na vizuální podněty jsou ovlivněny velkým počtem synaptických spojení v sítnici, které vedou informace do dalších oblastí mozku. RD na akustické podněty závisí na účinnosti a kvalitě zvukového systému a jeho příslušných oblastí (Borysiuk, 2000b). Úroveň reakce na taktilní podněty je ovlivněna systémem vedení impulsů a rychlostí stimulace příslušných korových oblastí mozku (Enoka, 2008).

Wang (2009) upozorňuje, že na RD má také na vliv ostrost barvy podnětu, kontrast podnětu a pozadí, hluk, intenzita podnětu, ale také genetické předpoklady.

Reakční doba ve vztahu k věku a pohlaví

Hodnoty RD spojené s jednoduchou pohybovou reakcí jsou podle Měkoty a Novosada (2005) u dospělého jedince přibližně 200 ms a u dětí přibližně 500 ms. Havel et al. (2009) uvádějí, že při zjišťování RDJ na vizuální stimulaci byla u sedmileté dívky opakovaně zjištěna hodnota 0,11 s. Uvedené hodnoty jasně poukazují na individuální a věkové zvláštnosti ve vztahu k této proměnné.

U mužů i žen je v období mezi 21 – 55 lety dlouhá perioda stabilizace dosahované úrovně RDJ i složité RD (dále jen RDS). Statisticky významné rozdíly v průměrné RD byly zjištěny mezi skupinou osob až ve věku nad 55 let (v porovnání s mladšími skupinami testovaných osob). V RDJ i RDS na vizuální (pV) i akustický (pA) podnět u skupiny mužů (M) i žen (Ž) nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl (RDJ pV - M: $p = 0,693$, RDJ pA - M: $p = 0,433$, RDS M: $p = 0,497$, RDJ pV - Ž: $p = 0,113$, RDJ pA - Ž: $p = 0,231$, RDS Ž: $p = 0,345$) mezi skupinou I (21 - 35 let) a II (36 - 55 let). Při porovnání RD těchto skupin se skupinou III (56 – 80 let) však byly zjištěny statisticky významné rozdíly (Jaworski, Tchórzewski, & Bujas, 2011). Dále uvedení autoři došli k závěru, že muži mají ve všech věkových skupinách nižší RD než ženy. Flegr, Novotná, Lindová, a Havlíček (2008) upozorňují, že RD snižuje zvýšená koncentrace testosteronu obsaženého ve slinách mužů. Novotná et al. (2008) zároveň uvádí, že muži s negativním RhD faktorem měli delší RDJ než muži s pozitivním RhD faktorem ($p = 0,005$). Z výše uvedených závěrů lze usuzovat na rozdíl mezi muži a ženami v hodnotách RD. Ve studii Štulrajtera (1987) se však prokázalo, že RD v některých případech mohou mít ženy kratší RD než muži, například zkušené šermířky měly výrazně kratší RD než méně zkušené šermíři.

Luchies, Wallece, Pazdur, Young, a De Young (1999) zjistili, že starší osoby, které se zúčastnily experimentu zaměřeného na rychlost reakce dolních končetin, měly o 38% pomalejší RD než osoby mladší. K podobným hodnotám došli také Chen, Ashton-Miller, Alexander, a Schultz (1994) nebo Lombardi, Surburg, Eklund, a Koceja (2000). Stejně proměnné sledovali i White, Gunter, a Snow (2002), jejichž studie byla zaměřena na komparaci RD dolních končetin u mladých osob ($26,5 \pm 3,9$ let) a starých osob ($76,2 \pm 5,7$ let). Výsledky White et al. (2002) jednoznačně potvrdily statistickou významnost vlivu věku na RD dolních končetin ($p < 0,01$).

Reakční doba ve vztahu k provozování sportovní činnosti

Rychlost a efektivita pohybových reakcí na externí podněty je ovlivněna mimo jiné i druhem a zaměřením sportovního odvětví. Na tuto skutečnost upozorňuje ve své práci například Feigenberg (2008). Je obecně známo, že u zkušených sportovců jsou rychleji a efektivněji zpracovány informace v CNS při RDS. Schmidt a Wrisberg (2008) uvádějí, že dostatek zkušeností může tuto proměnnou výrazně ovlivnit, v extrémních případech pak mohou mít elitní sportovci reakce takřka automatické.

Hodnoty RDJ u sportovců jsou o 0,24 – 0,10 s kratší než u nespportující populace (Měkota & Novosad, 2005). Barcelos, Morales, Maciel, Azevedo, a Silva (2009) však uvedli, že mezi déle sportujícími osobami a osobami bez dlouholeté sportovní zkušenosti nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v RDJ ($p = 0,8065$). Toto zjištění odpovídá i výsledkům Kida, Oda, a Matsumura (2005), kteří rovněž nepotvrdili statisticky významný rozdíl v RDJ mezi skupinou elitních pákářů v baseballu a skupinou začátečnicků. Tyto závěry podporují domněnku, že v těchto sportech není úroveň RDJ prioritním prediktorem úspěšného výkonu. Fontani, Lodi, Felici, Migliorini, a Corradeschi (2006) uvádějí, že díky dlouholetému tréninkovému procesu mají zkušení sportovci oproti začátečnickům nižší hodnoty RDS, která souvisí se zpracováním informace z okolního prostředí v CNS.

Se zkušeností úzce souvisí i takzvané předvídání výskytu podnětu. Velmi zkušení sportovci dokáží s předstihem rozpoznat, co a kdy se přihodí. Schmidt a Wrisberg (2008) prezentují experimentální studie, ve kterých byli sportovci - začátečníci předem instruováni o vlastnostech nadcházejícího podnětu, a to vedlo k následnému snížení jejich RD. Zkušení sportovci jsou schopni provádět pohyby efektivněji díky dokončení výběru odpovědi nebo

zpracování odpovědi ještě před výskytem podnětu⁴. Véle (2006) uvádí, že rozhodnutí o účelovém pohybu závisí na sensorických podnětech, ale i na předchozích zkušenostech uložených v paměti. Tyto zkušenosti spolurozhodují o pohybovém záměru a mohou se podílet na zahájení pohybu bez ohledu na sensorickou aferenci, kdy jsou vyvolány předchozí zážitky z paměti.

S dřívějšími zkušenostmi sportovců pak souvisí pojem anticipace, kdy sportovec dokáže předvídat další průběh vyvíjející se situace a adekvátně volit druh a načasování odpovědi. Bartůňková (2013) uvedla, že zkušení tenisté reagovali na úder rychleji než rekreačně hrající sportovci. Stejně výsledky uvádí v souvislosti s rychlostí reakce v šermu i Jirka (1995). U méně zkušených šermířů byly zjištěny vyšší hodnoty RD než u zkušených šermířů.

Schmidt a Wrisberg (2008) vymezují situační a časovou anticipaci. Situační je předvídaní toho, co se stane předtím, než dojde k výskytu podnětu. Pokud sportovec disponuje touto anticipací, je schopen zahájit vhodnou odpověď rychleji než v případě „obvyklé“ RD, která na anticipaci není vázána. Časová anticipace je předvídaní okamžiku, kdy dojde k signálu nebo předvídaní časového průběhu událostí.

S praktickými zkušenostmi souvisí automatické zpracovávání informací. Cvičení automatizace je účinnější v případě, kdy používáme téhož podnětu, který vyvolá vždy tutéž odpověď. Ke zkrácení úrovně RD dochází u zkušenějších sportovců, jak při opakování stejných kombinací při jednoduché reakci, tak i v případě výběrové reakce.

Jednoduchá a složitá reakční doba

Jedním z nejdůležitějších faktorů ovlivňujících úroveň RD je počet možných podnětů a odpovědí na tyto podněty. Pokud je na základě podnětu zvolena vhodná odpověď z několika možností, hovoříme o fenoménu RDS. RDS je podle Schmidta a Wrisberga (2008) interval mezi výskytem jednoho z několika možných podnětů a zahájením jedné z několika možných odpovědí. Šteffl a Bartůňková (2013) označují RDS jako reakci, ve které mohou být při měření zohledněny čas i chybovost. Fenoménem RDS se zabýval již v roce 1885 Merkel, který odhalil její závislost na počtu možných podnětů a odpovědí.

⁴ Příkladem může být reakce pálkaře v baseballu, jehož reakční doba je zhruba 170 ms a pohybový čas švihů 160 ms. Vzhledem k vysoké rychlosti nadhozeného míčku musí pálkař rozhodnout s předstihem o budoucím odpalu. Snížením pohybového času by měl pálkař více času pro vizuální informace (rychlost, trajektorie, okamžik a místo kontaktu s míčkem), které by mohl využít pro účinný odpal. Tato rychlost zpracování informací zkušenějších pálkařů je výsledkem jejich bohatých zkušeností, které získali sledováním a odpalováním různých nadhozů, které zároveň zlepšily jejich anticipaci (Schmidt & Wrisberg, 2008).

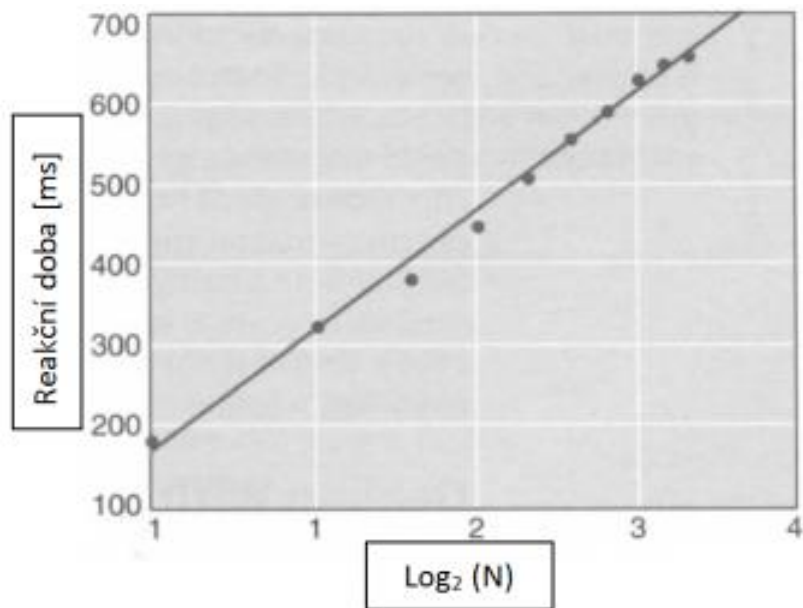
Podněty pro reakci mohou být však i jednoduché nebo předem známé (jednoduchá reakce). Nejsložitější variantou je odpověď na několik podnětů, na něž existuje více odpovědí. RD se pak prodlužuje až o 0,3-0,4 s. K této situaci může dojít např. v herních činnostech jednotlivce brankářů ve sportovních hrách či v motorismu, kdy je potřeba vybrat nejvhodnější řešení z více možností (Havel et al., 1993; Perič & Dovalil, 2010). V řadě sportovních disciplín, ve kterých jsou výkony určeny rychlostí reakce na příslušný podnět, může být snížení hodnot RDS podmínkou úspěchu. Do této kategorie jistě patří úpolové sporty, míčové hry nebo motosport.

RDS může být také reakcí na očekávané či nečekané podněty (pohyb soupeře, změna vnějších podmínek atd.). Rozhodnutí pro výběr vhodné pohybové odpovědi na podnět je ovlivněno zásobou pohybových dovedností, které byly získány soustavným učením a tréninkem.

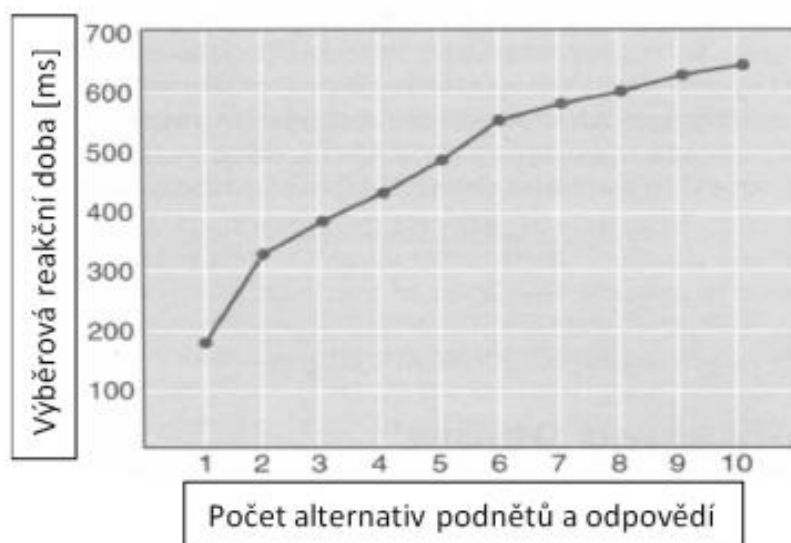
K fenoménu RDS se úzce váže tzv. Hickův zákon⁵. Platnost tohoto zákona, který vyjadřuje, že vztah mezi RDS a logaritmem počtu podnětů je lineární (obrázek 2.7), potvrdili například Jensen (1998) nebo Gignac a Vernon (2004). Autoři zjistili, že úroveň RD je přímo úměrná počtu zpracovávaných podnětů. Na obrázku 2.8 je vidět, že zvyšování počtu možných odpovědí vede k výraznému zvyšování RD, jež za hranicí sedmi podnětů přestane být výrazné. Při volbě ze dvou alternativ se RD prodlužuje asi na 300 ms a při sedmi alternativách zdojnásobuje přibližně na 600 ms.

Borysiuk (2008b) na základě empirických dat uvádí, že RDS je dvakrát delší než je tomu v případě jednoduché reakční doby (180 - 220 ms vs. 380 - 410 ms). Je nutné dodat, že jedinci s rychlou reakcí při RDJ nemusí mít rychlou reakci při RDS, což uvádějí Měkota a Novosad (2005). Příčinou delšího trvání RD při složitých reakcích jsou nároky na zpracování informace v CNS.

⁵ Hick (1952), Hyman (1953)



Obrázek 2.7 Lineární vztah mezi reakční dobou a logaritmem počtu podnětů (Schmidt & Wrisberg, 2008).



Obrázek 2.8 Vztah mezi reakční dobou a počtem alternativ pro odpověď (Schmidt & Wrisberg, 2008).

Vliv genetických faktorů a tréninku na úroveň reakční doby

Na jedné straně existují sporty, v nichž tvoří úroveň reakčních schopností prioritní součást výkonu a sportovci zde vzhledem k vývoji a variabilitě podmínek musí reagovat na nečekané i očekávané vnější podněty. Druhou oblast tvoří disciplíny (plavání, gymnastika), v nichž výsledný výkon na těchto schopnostech není výrazně závislý.

Rozvoj rychlosti reakce je obtížný, má delší trvání a odpovídá specifickým pohybům či nárokům dané sportovní disciplíny. Podle Havla et al. (1993) je zlepšení úrovně RD pravidelným tréninkem možné v rozmezí 10-15%. Podobný názor má i Wang (2009), který uvádí, že hodnoty RD lze prostřednictvím tréninku účinně ovlivnit. Podle Měkoty a Novosada (2005) se však úroveň RDJ vlivem tréninku změní jen minimálně díky silné genetické podmíněnosti.

Z výsledků mnoha výzkumů zaměřených na dědičnost konkrétních motorických schopností vyplývá, že koeficienty dědivosti (heritability) vykazují velké rozdílnosti právě u RD (v rozmezí od 0,22 do 0,86). Genetická podmíněnost fenotypické variace u reakční schopnosti je podle Měkoty a Novosada (2005) silná. Rovněž Sergienko (2000) zmiňuje vysokou míru genetické podmíněnosti u jednoduché reakce stejně jako Barcelos et al. (2009). Szopa, Mleccko, a Žak (1996) však uvádějí, že genetická podmíněnost této schopnosti je slabší.

Rozvoj rychlostních schopností můžeme podle různých autorů (Dovalil, 2009a; Havel & Hnízdil, 2010; Měkota & Novosad, 2005) podporovat metodou opakování, metodou senzoricou a metodou analytickou.

Podle Hirtz (1985) a Szopa (1988) je progresivním obdobím pro ovlivnění úrovně RDJ mezi 16 - 17 rokem u žen a okolo 19 roku u mužů. Podle Raczek a Mynarski (1991) je však toto období u dívek již mezi 11 - 13 rokem a u chlapců mezi 13 - 14 rokem. RDS však má nejvýraznější progresi ve věku od 17 do 20 let (Raczek & Mynarski, 1991). Havel a Hnízdil (2010) uvedli, že pozitivní trend v progresi reakčně rychlostních schopností je v období do 15 roku. Po tomto období je patrná dlouhá perioda stabilizace těchto indikátorů. Je třeba dodat, že jistá progrese závisí na mnoha individuálních faktorech.

Ovlivňováním úrovně RDS se věnovalo mnoho autorů. V některých případech došlo ke snížení hodnot těchto indikátorů díky příslušné intervenci (Adam, Teeken, Ypelaar, Verstappen, & Pass, 1997; Arcelin, Brisswalter, & Delignieres, 1997; Davranche & Audifren, 2004; Chmura, Krysztofiak, Ziembra, Nazar, & Kaciuba-Uscilko, 1998; Kashihara & Nakahara, 2005), avšak v některých studiích se tento trend neprokázal (Hogervorst, Riedel, Jeukendrup, & Jolles, 1996; Lemmink & Visscher, 2005; Travlos & Marisi, 1995).

Vliv zatížení organismu na úroveň reakční doby

Vlivem zatížení organismu na hodnoty RD se zabývala řada výzkumných studií. Převážná většina z nich sleduje úroveň RD při VO_{2max} testu s využitím bicyklového ergometru. Brisswalter, Durand, Delignieres, a Legros (1995) zjistili, že hodnoty RDJ se lineárně zvyšují

se spotřebou kyslíku ($r = 0.79$, $p < 0.01$). Závěry této studie mohou být využity k optimalizaci zatížení s ohledem na možnosti ovlivnění reakční doby. Briswalter a Arcelin (1997) zjistili, že v úrovni RDJ u skupiny sportovců i nespportujících probandů nebyly odhaleny významné rozdíly před VO_{2max} testem a po testu. Autoři se zároveň pokusili sledovat rozdíly v úrovni RDJ při odlišné intenzitě zatížení ve vztahu k maximální srdeční frekvenci (dále jen SF_{max}) a poukazují na významné rozdíly v RD u skupiny sportovců a nespportujících osob v průběhu VO_{2max} testu na úrovni 20 % a 80 % SF_{max} . Nejvyšší rozdíly v RD byly u obou skupin zjištěny na úrovni 80 % SF_{max} . Podobné výsledky v RD sportovců zjistili Collardeau, Brisswalter, Vercruyssen, Audiffren, a Goubault (2001). Hodnoty RDS po použité intervenci (běh na běhátku) byly významně nižší než před samotným testem, kdežto u RDJ nebyl takovýto rozdíl prokázán. Davranche, Audiffren, a Denjean (2006) dospěli k závěru, že v průběhu zatížení organismu elitních sportovců na úrovni 90% VO_{2max} došlo ke zkracování RDS. V souvislosti se zjišťováním rozdílných hodnot RDJ u šermířů s využitím intervence rozdílných forem rozcvičení potvrdili Balkó, Balkó, Cihlář, Týnková, a Hendl (2013), že existují individuální rozdíly efektu intervence jednotlivých fází rozcvičení na úroveň RD. Hodnoty RDJ zjištěné ve fázi, kde bylo využito protahovací techniky kontrakce – relaxace a ve fázi, kde došlo k zahřátí organismu na bicyklovém trenažeru na individuální úrovni 70 % SF_{max} , byly hodnoty RDJ kratší než v případě, kdy nebylo využito žádné formy rozcvičení. Rozdíly mezi jednotlivými fázemi se však neprojeví jako významné.

Další faktory ovlivňující úroveň reakční doby

Na úroveň RD mohou mít vliv i další faktory, které se musí při testování této proměnné patřičně zohlednit. Jde například o konzumaci podpůrných látek, medikamentů, změny v hladině světelnosti, hluku apod.

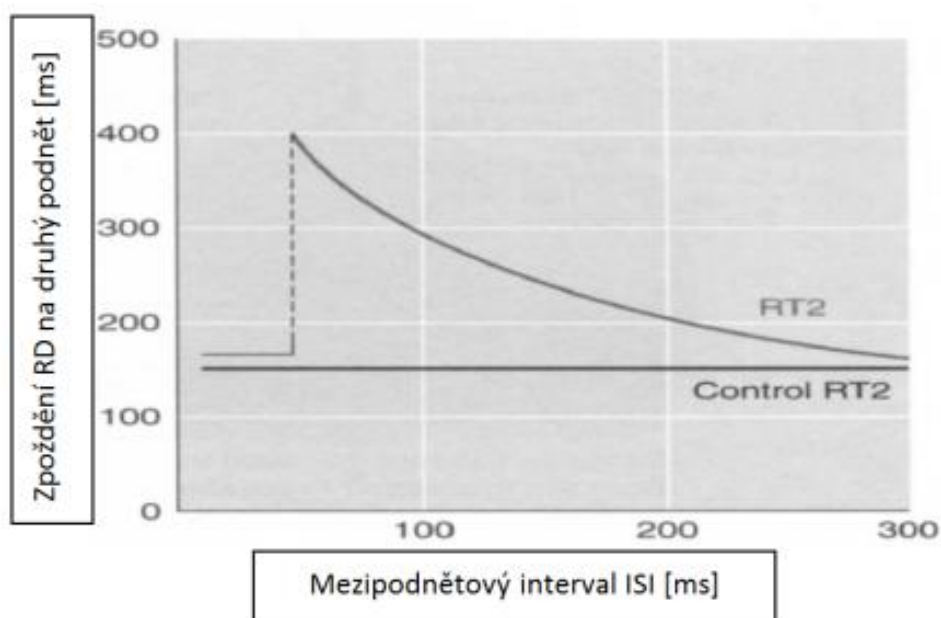
Schneider et al. (2006) například sledovali vliv kofeinu na úroveň RD a zjistili, že konzumace kofeinu neměla vliv na úroveň RD ($p = 0,78$). Tu, Lin, a Chin (2010) uvedli, že na jednoduchou RD nemá vliv ani různá hladina osvětlení (v luxech). Autoři zároveň rozdělují RD na předpohybovou RD („pre-motor reaction time“ - PRT) a pohybovou RD („motor reaction time“ - MRT), přičemž PRT je definována jako čas mezi podnětem a EMG signálem z příslušného svalu a MRT jako čas mezi nástupem EMG signálu z příslušného svalu a prvním záznamem akcelerometru.

Hodnoty RD mohou být naopak pozitivně ovlivňovány prostřednictvím intervence audiální zátěže (zvýšení hlasitosti reprodukováné hudby), jak uvádějí Meško, Strojní, Videmšek, a

Karpljuk (2009). V této studii nebylo prokázáno snížení hodnot RD v průběhu působení zátěže, ale až 45 sekund po jeho ukončení.

Ovlivnění úrovně reakční doby v modelu dvojité stimulace

Úroveň RD může být mimo výše uvedené faktory ovlivněna i intervalem mezi dvěma blízko sebe se vyskytujícími podněty (interstimulus interval, dále ISI). Na obrázku 2.9 je zpoždění v reakci na druhý podnět při různých délkách ISI znázorněna jako RT2. Horizontální přímka (control RT2) představuje RD bez předchozí stimulace prvním podnětem. Pokud je interval mezi podněty 50 až 60 ms, je zpoždění RD u RT2 až dvojnásobně delší než kontrolní RT2. Při zvýšení intervalu ISI klesá RT2, které je však vyšší oproti kontrolnímu RT2 i v případě prodloužení ISI nad 200 ms. Zpracování druhého podnětu je výrazně zpožděno, pokud dojde ke druhé stimulaci bezprostředně po stimulaci prvním podnětem. Toto zpoždění v reakci na druhý ze dvou časově blízkých podnětů je známé jako psychologická refrakterní perioda. Po výskytu druhého podnětu je stále zpracováván první podnět, čímž je narušena odpověď na druhý podnět (Schmidt & Wrisberg, 2008). Pokud je ISI příliš krátký (cca 40 ms), jsou oba podněty detekovány jako jeden.



Obázek 2.9 Vliv dvojité stimulace na úroveň reakční doby (Schmidt & Wrisberg, 2008).

2.2.2 Povrchová elektromyografie

Klíčem k objektivizaci procesu řízení pohybu, jenž byl popsán v úvodních kapitolách této práce, je Podle Vaverky (2011) informace o elektrické aktivitě zúčastněných svalů prostřednictvím elektromyografie (dále jen EMG). Tato metoda nám umožňuje pochopit fyziologické procesy, jež souvisejí například se silovým potenciálem svalů nebo strukturou pohybu (De Luca, 1997). Podle Hug (2011) je při zkoumání pohybu vhodné sledovat koordinaci příslušných svalů. Tuto koordinaci pak definuje jako časovou aktivaci nebo distribuci síly mezi jednotlivými svaly za účelem realizace příslušných pohybů.

V případě povrchové EMG (surface-electro-myography, dále jen SEMG) jsou snímány bioelektrické signály (AP) většího množství aktivních MJ v blízkosti snímacích senzorů (elektrod) umístěných na kůži nad testovaným svalem. Povrchové elektrody poskytují součet bioelektrických potenciálů velkého množství SV, která jsou pod kůží, a to umožní získat informaci o činnosti celého svalu nebo jeho částech (Zedka, 2009). Tato metoda umožňuje analyzovat a objektivizovat pohyb z funkčního hlediska a je vhodným nástrojem pro výzkum v experimentální kineziologii (Krobot & Kolářová, 2011). Jde o registraci elektrické, sumační odpovědi časoprostorové aktivace MJ v průběhu kontrakce svalu (Pánek, Pavlů, & Čemusová, 2009).

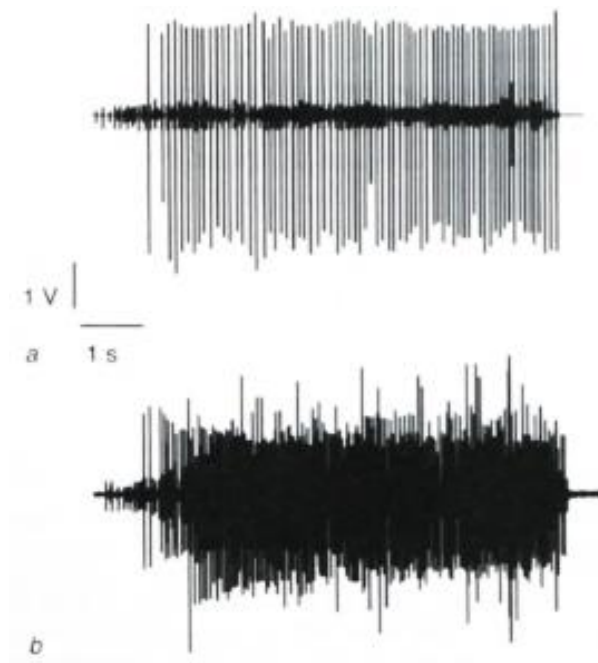
Historický vývoj elektromyografie je podrobně popsán v publikaci Criswell (2011) nebo Krobot a Kolářová (2011). V klinické praxi bylo EMG využito již v padesátých až šedesátých letech minulého století (Criswell, 2011).

Tato neinvazivní metoda poskytuje objektivní kvantifikaci svalové činnosti a umožní získat záznam o synergii pohybových vzorů, které nelze postřehnout pouhým okem (Criswell, 2011; Windhorst & Johansson, 1999). Při získávání EMG záznamu jde vlastně o přenos signálu z oblasti synapse na nervosvalové ploténce do svalového vlákna, což způsobí ve svalu AP šířící se ze synapse až do konců SV. Basmajian a De Luca (1985) uvádí, že myoelektrické (*myo* = muscle, sval) signály vznikají díky změně stavu membrány SV. Na depolarizaci membrány pak navazuje období restituce (Keller, 1999). V tomto období dochází k přípravě na další vzruch a dochází k repolarizaci membrány (Véle, 2006).

Podle Véleho (2006) se „při činnosti svalu aktivují jednotlivé MJ asynchronně postupným náborem v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí“. Ganong (2005) v této souvislosti zmiňuje, že při minimální volní aktivitě dochází k podráždění jen několika málo MJ. Se stoupajícím volním úsilím se jejich počet zvyšuje. Tento děj je známý jako Adrian-Bronckův zákon. Vzájemná činnost MJ je asynchronní, protože každá má svůj vlastní rytmus výbojů.

Zvyšování úsilí pak probíhá prostorovou sumací aktivních neuronů (obrázek 2.10), kdy stoupá nábor počtu aktivovaných neuronů ve svalu (Véle, 2006). Rodová, Mayer, a Janura (2001) uvádějí, že při EMG záznamu prostřednictvím bipolárních či monopolárních elektrod a multielektrod musí být zohledněny i další prostorové vodiče, jako například okolní svaly, kůže nebo vlastnosti samotných elektrod. Roli při záznamu signálu však hraje i délka svalu (Ganong, 2005). Získaným záznamem je pak elektromyogram (Ganong, 2005; Keller, 1999; Merletti & Parker 2004).

Metoda EMG je často využívána klinickými lékaři (neurology, neurofyziology) pro určení diagnóz při problémech nervosvalového systému. Uplatňována je i ergonomy či fyziology, kterým slouží k identifikaci různých adaptačních nervosvalových mechanismů. Široce je využívána i v biomechanice k odhadu síly (Enoka, 2008). Dále může být použita například v ortopedii, fyzioterapii či sportovní medicíně (Clarys, 2000). Často je metody EMG využíváno pro zjišťování časové aktivace svalů (timingu) a intenzity síly při aktivaci svalů nervovým systémem (Enoka, 2008). Podle Hug (2011) se prostřednictvím záznamu EMG relativně snadno sleduje svalová koordinace, která podá obraz o svalové aktivaci v čase při realizovaném pohybu.

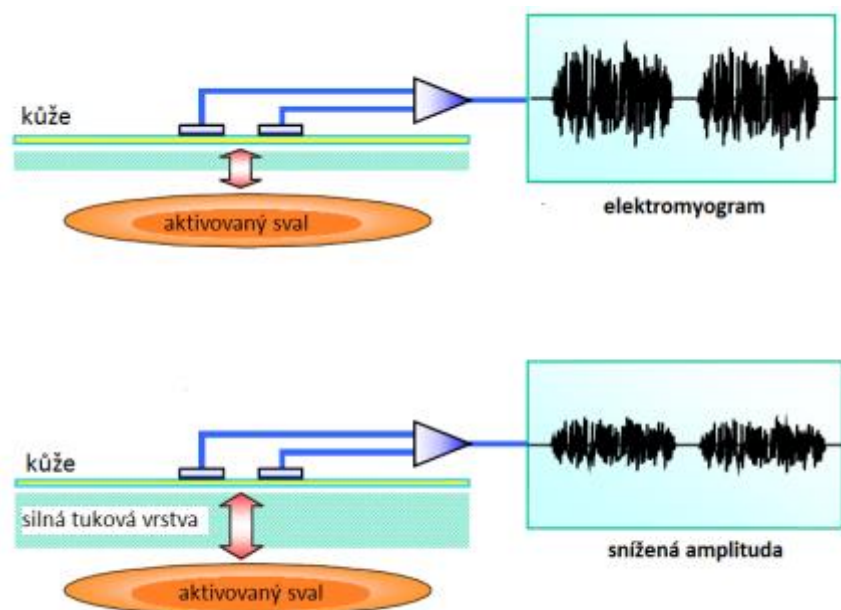


Vysvětlivky: a - akční potenciál svalového vlákna náležící jedné MJ
b - překrývání akčních potenciálů většího počtu MJ

Obrázek 2.10 Příklad záznamu EMG (Enoka, 2008).

Faktory ovlivňující záznam EMG

Karas a Otáhal (1991) uvádějí, že při využití EMG mohou vzniknout v registrovaném signálu odchylky (artefakty), které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu. Podle Farina, Merletti, a Enoka (2004) má na EMG signál, zvláště pak na jeho amplitudu, vliv měřicí technika a fyzikální a fyziologické vlastnosti nervosvalového systému. Do oblasti nefyziologických faktorů autoři řadí faktory anatomické (tvar neuromuskulární soustavy, tloušťka podkožní tkáně, velikost a rozložení MJ, délka, počet a rozložení inervovaných SV), faktory měřicího systému (velikost, tvar a umístění elektrod ovlivňující odpor a šum), faktory geometrické (délka SV, pohyb svalu vzhledem k aktuální pozici elektrod), faktory fyzikální (vodivost tkání, rušení okolními svaly). Do kategorie fyziologických faktorů řadí vlastnosti membrány vlákna (průměrná rychlost vedení, tvar vnitrobuněčných AP) a faktory MJ (počet aktivovaných MJ, synchronizaci). Vliv tukové tkáně na EMG záznam je znázorněn na obrázku 2.11 (Konrad, 2005). De Luca (1993) řadí mezi další faktory jednak průměr a typ svalových vláken, ale i další vlastnosti svalů a šlach.



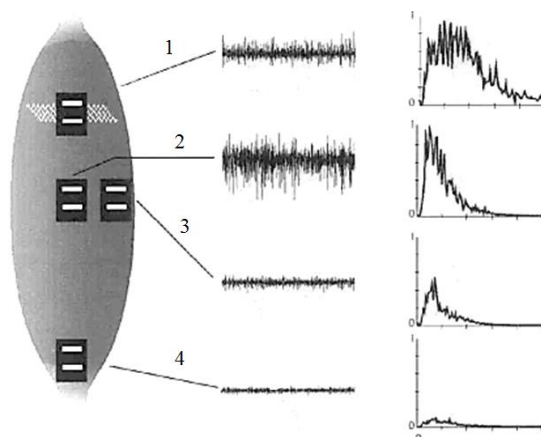
Obrázek 2.11 Vliv tukové vrstvy na EMG záznam (Konrad, 2005).

Existuje několik oblastí, které by podle De Luca (1997) neměl výzkumník při šetřeních EMG opomenout, pokud chce zajistit optimalizaci a objektivizaci získaných dat. Na SEMG signál mají podle De Luca (1997) vliv externí (vnější) a interní (vnitřní) faktory.

Mezi vnější faktory patří:

- a) plocha a tvar elektrod, které určují počet sledovaných motorických jednotek a dále vzdálenost mezi elektrodami,
- b) lokalizace elektrod s ohledem na motorické body ve svalech a šlachová spojení, které ovlivňují amplitudu a frekvenci signálu⁶,
- c) orientace sledované plochy vzhledem ke svalovým vláknům, což ovlivňuje rychlost vedení AP (amplituda a frekvence signálu). Nezbytné je umístit elektrody paralelně s průběhem svalových vláken.

Tyto faktory současně se znalostmi z anatomie, fyziologie a používaného zařízení by při šetřeních v EMG měly být vždy zohledněny. Na obrázku 2.12 je znázorněna oblast pro optimální lokalizaci elektrod v SEMG.



Vysvětlivky: 1 - elektroda na inervační zóně
2 - střední elektroda umístěna na svalovém bříšku mezi inervační zónou a šlachovým spojem
3 - pravá elektroda umístěna na laterálním okraji svalu
4 - dolní elektroda umístěna na šlachovém spojení

Obrázek 2.12 Amplituda a frekvence EMG signálu při rozdílné lokalizaci elektrod (De Luca, 1997).

Vnitřními faktory rozumí De Luca (1997) fyziologické, anatomické a biochemické charakteristiky svalů (např. počet MJ, typ svalového vlákna, pH krve, rychlost odstraňování metabolitů během kontrakce, hloubka a lokalizace vláken, průměr vlákna atd.).

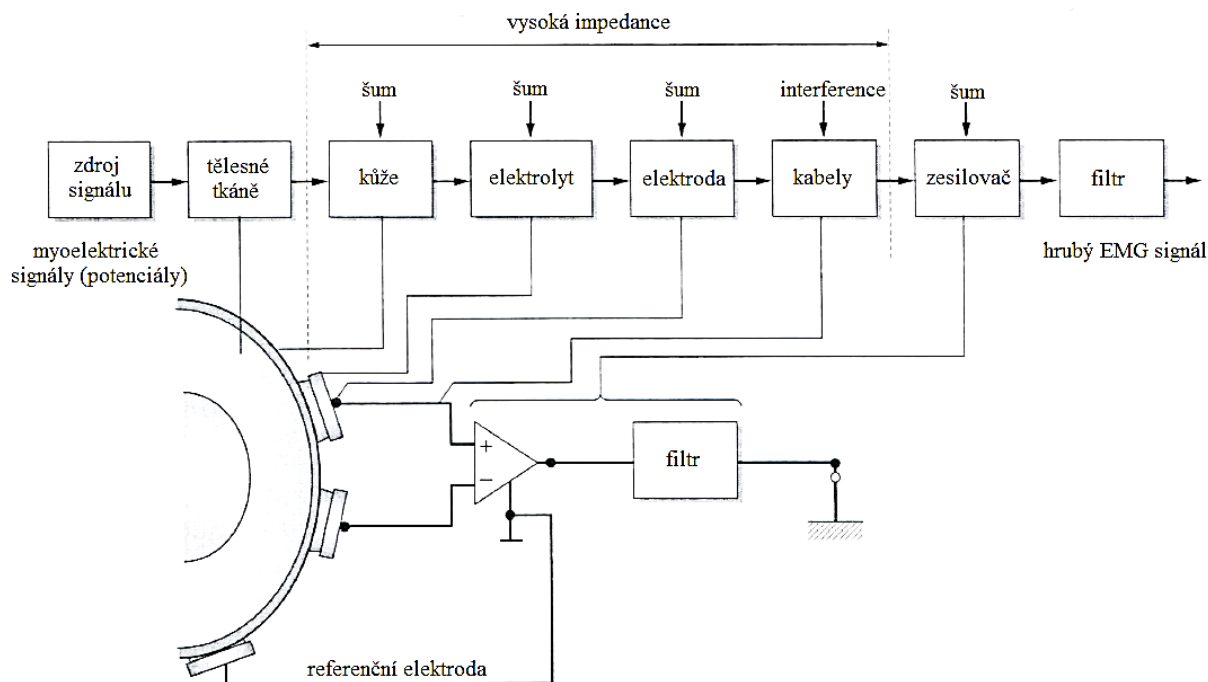
⁶ Optimální signál vychází z elektrod umístěných v oblasti na povrchu středu svalového bříška. V tomto místě má EMG signál nejvyšší amplitudu (obrázek 2.12). Uprostřed svalu mají totiž vlákna větší poloměr a amplituda AP roste s poloměrem svalového vlákna. Umístěním elektrody 4 cm od inervační zóny dojde podle De Luca (1997) ke zpoždění 10 ms.

Stejně jako De Luca (1997) a Hug (2011), tak i Konrad (2005) upozorňuje na možnost ovlivnění EMG signálu aktivitou okolních svalů (tzv. cross talk, přeslech). Tento přeslech představuje nábor elektrické aktivity svalu blízko měřeného svalu. Podle Konrad (2005) mohou být fyziologickými přeslechy chápány i záznamy časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou (elektrokardiogram – EKG), zvláště při lokalizaci elektrod v horní polovině těla, nebo změny v geometrii mezi svalovým bříškem a umístěním elektrody. Krobot a Kolářová (2011) zmiňují, že nežádoucí aktivitu z okolních svalů můžeme výrazně minimalizovat při správném umístění elektrod. Amplituda signálu může být ovlivněna například výškou kožních vrstev nebo potem, na což upozorňují i Roy, De Luca, Cheng, Johansson, Gilmore, & De Luca (2007).

Dalším faktorem, který ovlivňuje signál, je přítomnost okolních elektrických zařízení vydávajících elektrický šum při frekvenci 50 Hz či 60 Hz (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006). EMG signál může být dále ovlivněn například rychlostí vedení AP, počtem MJ, rychlostí nástupu MJ, mechanickou interakcí mezi svalovými vlákny (De Luca, 1997; Raez et al., 2006). K odstranění případných artefaktů ze signálu může dojít frekvenční filtrací (Krobot & Kolářová, 2011).

Lokalizace elektrod je pro zajištění optimálních hodnot možná pouze do jednoho konkrétního místa svalu. V průběhu použití SEMG při dynamických činnostech je podle De Luca (1997) nutné brát v úvahu, že dochází ke změně polohy elektrod umístěných na kůži vůči sledovanému svalu, čímž dochází ke změně charakteru snímaného signálu během měření. Pro eliminaci tohoto faktoru by podle Kračmara, Vystrčilové a Psotové (2007) mělo dojít k expertnímu vyhledávání místa největší svalové kontrakce při aplikaci elektrod.

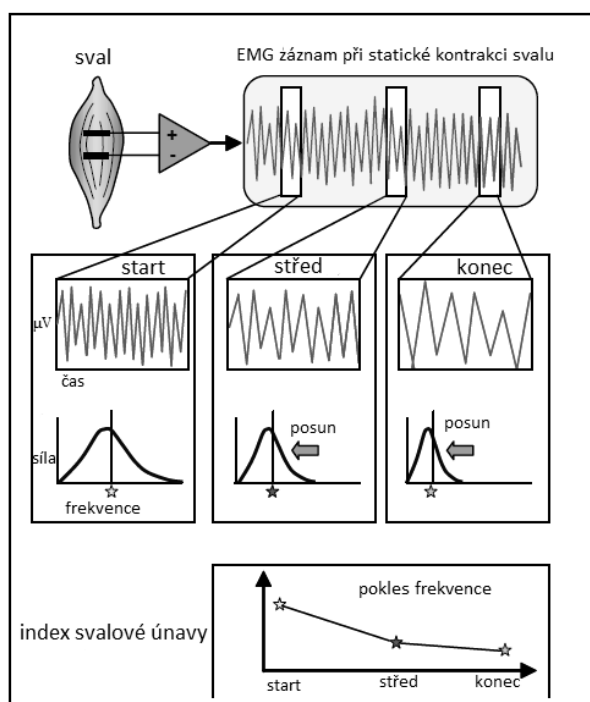
Možné ovlivnění EMG signálu při postupu od zdroje signálu akčního potenciálu po jeho filtraci pro konkrétní potřeby výzkumníka je znázorněno na obrázku 2.13. Rušivé vlivy impedance (šum z kůže, šum z roztoku pro vedení napětí z elektrod, šum z elektrod samotných, rušení při vedení napětí), které mohou průběh signálu ovlivňovat, jsou minimalizovány pomocí předzesilovačů a filtrů (Criswell, 2011).



Obrázek 2.13 Možnosti ovlivnění EMG signálu při jeho zpracování (Criswell, 2011).

Criswell (2011) uvádí, že při hodnocení EMG záznamu je nutné zohlednit například antropometrické zvláštnosti testovaných osob, tloušťku podkožní tukové tkáně, délku svalů, rychlost kontrakce, průřez svalu, typ svalového vlákna, věk, pohlaví, drobné změny v postuře, impedanci kůže atd. Konrad (2005) doporučuje, aby v případě zjištění soustavné aktivity sledovaného svalu v klidovém režimu, která může souviset se svalovou křečí nebo horší stabilitou kloubu, byla testovaná osoba z šetření vyřazena. Zpoždění (latence), které ovlivňuje rychlost aktivace svalu, je podle De Luca (1997) dáno typem svalových vláken. Rychlá (bílá) SV mají rychlejší nástup síly než pomalá (červená) SV. Trvání kontrakce MJ závisí na typu motoneuronu zásobující SV. Delší trvání záškubu mají tonické (pomalé) motoneurony oproti fázickým. Tonický sval pak vyvine nižší sílu po delší dobu, zatímco fázický sval vyvine větší sílu po kratší dobu (Véle, 2006). Podle De Luca (1997) svaly s převahou rychlých vláken mají kratší zpoždění mezi EMG signálem a produkovanou silou.

Zároveň může výsledek šetření ovlivnit svalová únava (obrázek 2.14). Pro hodnocení změny frekvenčního spektra záznamu v průběhu svalové únavy se využívá tzv. frekvenční analýzy. Jde v podstatě o převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční, čímž se získá celkové spektrum EMG signálu (Krobot & Kolářová, 2011).



Obrázek 2.14 Schema EMG záznamu při vlivu svalové únavy (De Luca, 1997).

Elektrody v SEMG

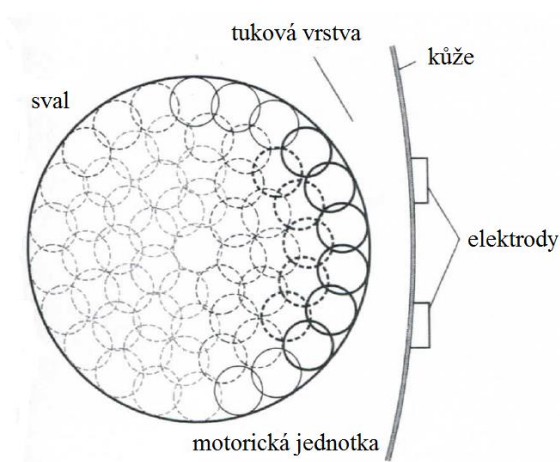
Day (2002) uvádí, že v SEMG mohou být využity suché a gelové elektrody. Suché elektrody z ušlechtilých kovů jsou aplikovány přímo na kůži bez využití vodivého gelu, což způsobuje velký odpor mezi elektrodou a kůží. Pro eliminaci odporu, který vzniká při použití elektrod, se využívá předzesilovač. Gelové elektrody (Ag, AgCl) jsou rovněž aplikovány přímo na kůži za přítomnosti gelu. Pro snímání signálu konkrétních svalových vláken a menších svalových oblastí může být využito invazivní metody s použitím jehlových elektrod (Enoka, 2008). Tutu metodu však kvůli možnosti poškození svalu v průběhu pohybu nedoporučují Windhorst a Johansson (1999). Jehlové elektromyografie je podle Kroboty a Kolářové (2011) široce rozšířena zejména v diagnostice nervosvalových onemocnění. Její výhodou je možnost zaznamenat aktivitu jen jediného svalového vlákna (Ganong, 2005).

Elektrody mohou mít různou velikost a mohou být vyrobeny z různých materiálů. Například mohou být využity velké (30 cm²) gumovo-karbonové, malé (o průměru 4 mm) z chloridu stříbrného a stříbra, nebo jde o jemné drátky o průměru 25 μm, jak uvádí Enoka (2008).

Konrad (2005) s ohledem na doporučení SENIAM⁷ zmiňuje několik pokynů pro optimální použití elektrod:

- a) nejlepší hodnoty impedance kůže mají gelové elektrody,
- b) při použití malých elektrod dojde k eliminaci přeslechů,
- c) čím menší je vzdálenost elektrod, tím vyšší jsou hodnoty impedance,
- d) lepší je umístit vzájemné elektrody blízko sebe,
- e) střed dvou vzájemných elektrod by měl být od sebe vzdálen 2 cm,
- f) aplikace elektrod by měla být směru svalových vláken,
- g) aplikace elektrod by měla být na střední část svalového bříška.

Důležitá je také fixace kabelů a zesilovačů na kůži pomocí pásky či bandáže. Elektrody samotné by však neměly být přelepovány, aby nedošlo k rozdílnému zvyšování tlaku na použité elektrody. Před aplikací elektrod musí být z povrchu kůže odstraněno ochlupení a musí dojít k odstranění staré kůže pomocí abrazivní pasty a odmaštění prostoru určeného k aplikaci elektrody (Konrad, 2005). Při šetřeních, v nichž je využito SEMG může docházet ke zkreslení výsledků kvůli odlišnému postupu při aplikaci elektrod. Pro tento účel jsou k dispozici atlasy pro lokalizaci elektrod. S takovýmto atlasem se setkáme například v práci Criswell (2011) nebo Konrad (2005). Na obrázku 2.15 jsou znázorněny oblasti vhodné aplikace elektrod. Malé kružnice zde reprezentují svalová vlákna související s náborem příslušné MJ. Nejlepší přenosy pro EMG signál při využití SEMG poskytují tmavší kružnice, které jsou blízko povrchu kůže (blízko elektrod).

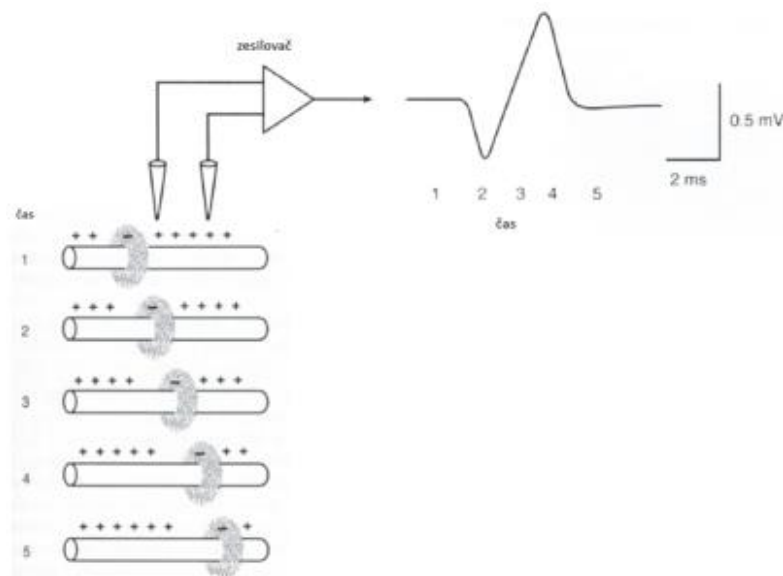


Obrázek 2.15 Oblasti vhodné pro lokalizaci elektrod v SEMG (Criswell, 2011).

⁷ Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles; Společnost pro neinvazivní vyšetření svalů pomocí povrchové elektromyografie

Záznam a zpracování signálu v SEMG

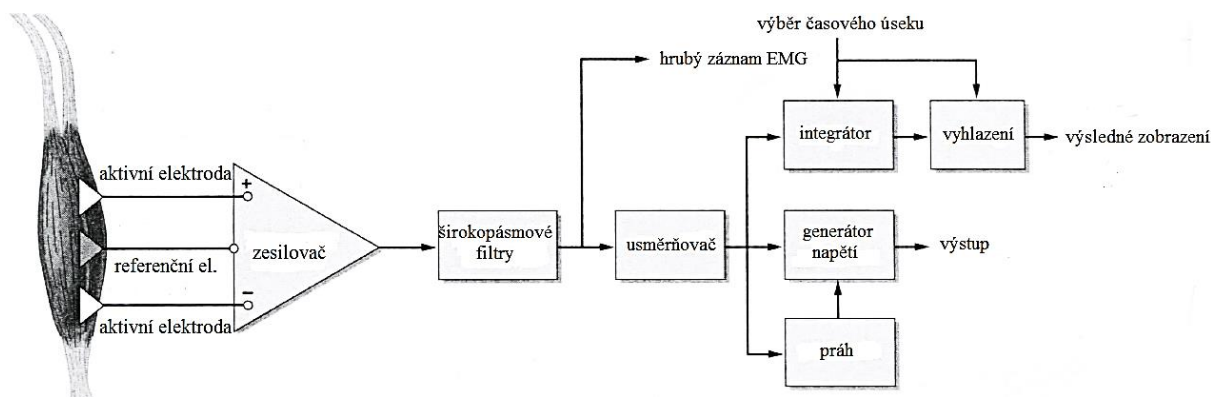
Záznam AP je možné sledovat při využití dvou elektrod, které tento signál dále přenášejí k případnému zpracování (Moritani, Stegeman, & Merletti, 2004). Příklad takového záznamu, nazývaného jako bipolární záznam prostřednictvím dvou elektrod, je na obrázku 2.16. Jak již bylo uvedeno, je vznik EMG signálu výsledkem depolarizace a repolarizace membrány SV. Na obrázku je AP znázorněn kroužkem. Tento AP proudí po vláknu a upravuje signál na daném kanálu (Enoka, 2008).



Obrázek 2.16 Záznam akčního potenciálu jednoho svalového vlákna (Enoka, 2008).

Pro potlačení negativních signálů a pro zesílení signálů z elektrod se využívá zesilovacích zařízení (diferenciální předzesilovače), která vedou signály až do sběrného přístroje. Tato zařízení dokáží zesílit rozdíl dvou vstupních signálů a tím i velikost oblasti záznamu, což umožní zaznamenat celou šíři EMG signálu.

V současnosti existuje celá řada zařízení, která poskytují záznamy amplitud signálu sledovaných svalů při činnosti. Tento signál pak můžeme sledovat v aktuálním čase například v PC. Obecný postup zpracování EMG signálu až po výstupní úroveň použitelnou k interpretaci výsledku je znázorněn na obrázku 2.17 (Criswell, 2011).



Obrázek 2.17 Zpracování signálu EMG (Criswell, 2011).

I při plně relaxovaném svalu je v EMG záznamu patrný šum, který je ovlivněn faktory (artefakty) uvedenými výše. Tento šum, označován jako základní linie, by podle Konrada (2005) neměl přesáhnout 10 – 15 μV . Charakter základní linie by měl být vždy ověřen před započítáním samotného měření. Aktivace svalu je na surovém záznamu zřejmá jako nárůst amplitudy a frekvence signálu (Krobot & Kolářová, 2011).

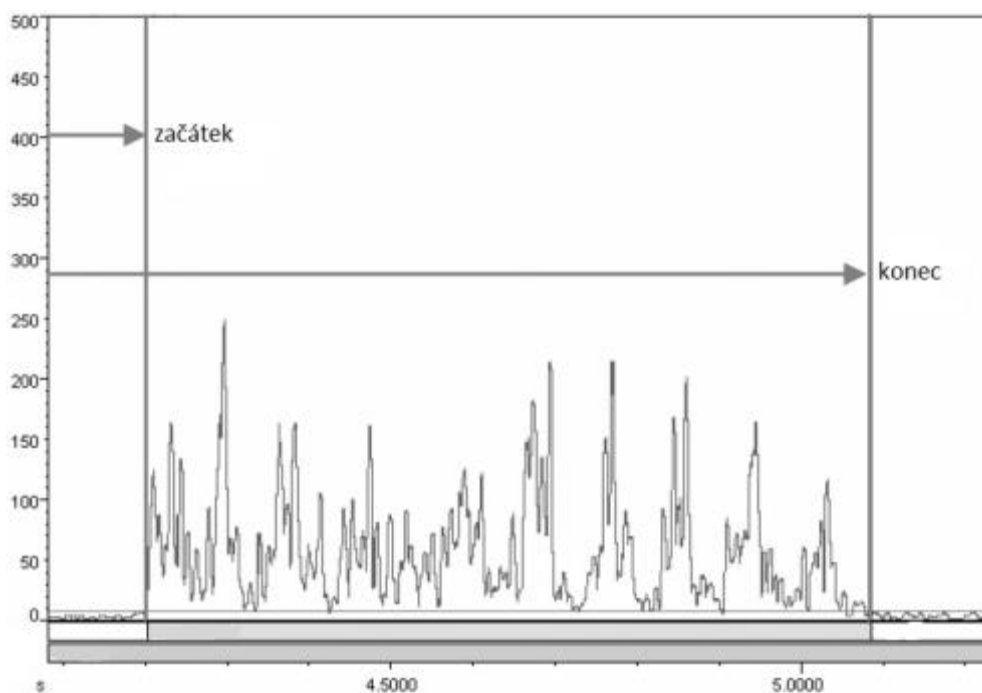
Hrubý (Raw) signál je nezpracovaný a podle potřeb se dále rektifikuje (usměrňuje), popřípadě vyhlazuje (smoothing). Surový elektromyografický záznam se totiž skládá z náhodně uspořádaných amplitud, a není tedy objektivně prezentovatelný. Z tohoto důvodu je nutné jeho další zpracování (Winter, 2005). Rektifikací dochází k eliminaci negativních hodnot surového záznamu (half wave rectification) nebo k jeho převedení (převrácení) do pozitivních hodnot (full wave rectification). Vyhlazením dojde k potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu. Výsledný signál je pak tzv. lineární obálkou. Nejčastěji se podle Krobot a Kolářové (2011) využívá vyhlazení pomocí zprůměrování rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu (AVR – average rectified value). Výsledkem je vyhlazená křivka skládající se z několika po sobě jdoucích zprůměrovaných časových intervalů (posuvných oken). Čím je interval kratší, tím méně jsou výsledné hodnoty vyhlazeny. Besmajian a De Luca (1985) doporučují rozsah tohoto okna v rozmezí 100 – 200 ms. Obecně se doporučuje volit při hodnocení rychlejších pohybů kratší časový úsek. Často je využito i zpracování signálu na úrovni střední kvadratické hodnoty (RMS – root mean square), jež více reflektuje fyziologický vztah mezi chováním motorických jednotek a svalovou kontrakcí (Krobot & Kolářová, 2011).

Raez et al. (2006) doporučují zpracovat signál ještě před jeho uložením, čímž nedojde k jeho ovlivnění šumem apod. Při objektivizaci dat získaných prostřednictvím SEMG je nutné výsledky chápat v širších souvislostech (De Luca, 1997; Hug, 2011).

Časová aktivace svalů (timing)

Existují různé názory na určení časové aktivace svalů (časové souslednosti náboru svalů, timingu). Odlišný přístup se předpokládá ve fyzioterapii, medicíně nebo při analýze aktivity svalů při pohybu ve sportu.

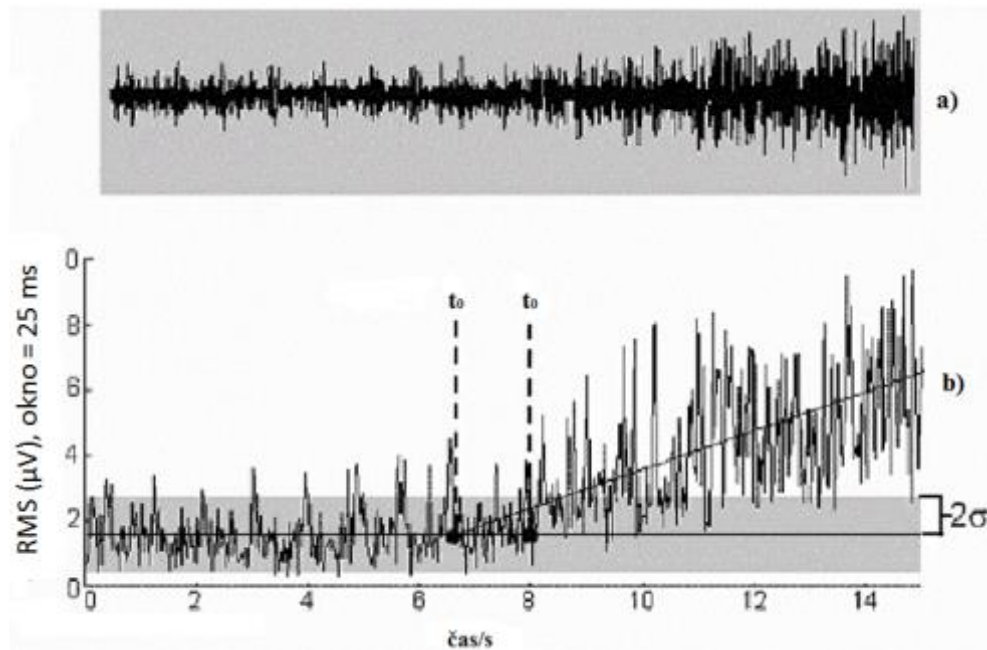
Při sledování aktivity určitého svalu po určitou dobu můžeme určit aktivaci nebo deaktivaci svalu vzhledem k průběhu aktuální amplitudy signálu (obrázek 2.18). Pro analýzu EMG signálu je nutné tento signál filtrovat a rektifikovat, jak bylo již uvedeno výše. S upravenou křivkou může výzkumník dále pracovat (Konrad, 2005).



Obrázek 2.18 Aktivace a deaktivace svalu na EMG záznamu (Konrad, 2005).

Názory na určení aktivace svalů jsou i v současné době stále předmětem mnoha diskusí. Sledováním funkce svalů v čase můžeme hodnotit svalové synergie nebo rychlost reakce na daný podnět (Besmajian & De Luca, 1985). Před samotným hodnocením aktivace sledovaných svalů je nutné určit tzv. aktivační hodnotu (práh), od níž může být sval považován za aktivní. Konrad (2005) uvádí, že tento práh může být určen okamžikem překročení hodnoty dvou nebo tří směrodatných odchylek od klidové svalové aktivity. Dodává však, že tento postup není vzhledem k opakovatelnosti výsledků objektivní. Určení aktivačního prahu na základě směrodatných odchylek ze základní linie je podle něj variabilní v rámci jednotlivých pokusů i v rámci komparace různých osob. Podobně i De Luca (1997)

doporučuje sledovat aktivaci svalu při překročení střední hodnoty signálu o dvě směrodatné odchylky (obrázek 2.19). Autor tento postup prezentuje na aktivaci svalu při pomalém zvyšování napětí ve svalu a dodává, že je nutné zohlednit šum a chování amplitudy signálu. Stejně jako De Luca (1997), tak i Krobot a Kolářová (2011) doporučují určit minimální dobu (např. 20 ms) pro registraci aktivace svalu. V některých studiích se však můžeme setkat i s časovým úsekem 10 ms (Pavelka, 2011).



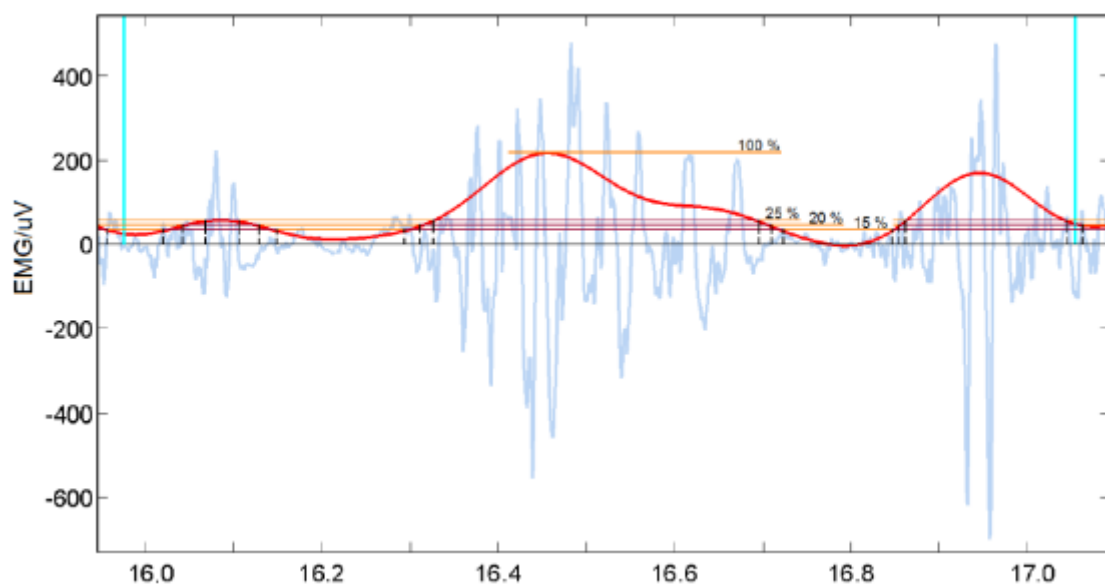
Vysvětlivky: a - surový (hrubý) záznam
b - záznam s vyznačením aktivace na úrovni dvou směrodatných odchylek

Obrázek 2.19 Určení aktivace svalu na úrovni dvou směrodatných odchylek (De Luca, 1997).

Někteří autoři hodnotí aktivaci svalu při dosažení určité procentuální hodnoty z lokálního maxima sledované fáze. Podle Konrad (2005) tato hranice může být hodnocena už při dosažení 5 % z tohoto maxima. Někde se setkáváme s prahem na úrovni 50 % maximální registrované aktivity v průběhu hodnocené fáze (Jurák, Pánek, & Požgayová, 2011). Podle Hug (2011) není žádoucí zbytečně zvyšovat tuto hladinu. Williams a Walmsley (2000a, 2000b) sledovali aktivaci svalů při výpadu v šermu na úrovni aktivačního prahu 10% z hodnoty lokálního maxima křivky sledované fáze. Pavelka (2011) tento práh při úderu v karate hodnotil na úrovni 20 % maximální hodnoty hodnocené fáze podle doporučení Hug a Dorel (2009), kteří tento postup označují jako single-treshold. Krobot a Kolářová (2011) jsou toho názoru, že práh může být zvolen podle typu prováděného pohybu.

Podle doporučení De Luca (1997) by měla být pro účelné hodnocení aktivace svalů zároveň považována hranice rozlišitelnosti minimálně 10 ms. Využitím této hranice získáme přehled o tom, zda došlo například k současné aktivaci dvou či více svalů, nebo zda byly svaly aktivovány postupně. Dále může být aktivace určena na základě dosažené procentuální hodnoty z maximální volní kontrakce (MVC).

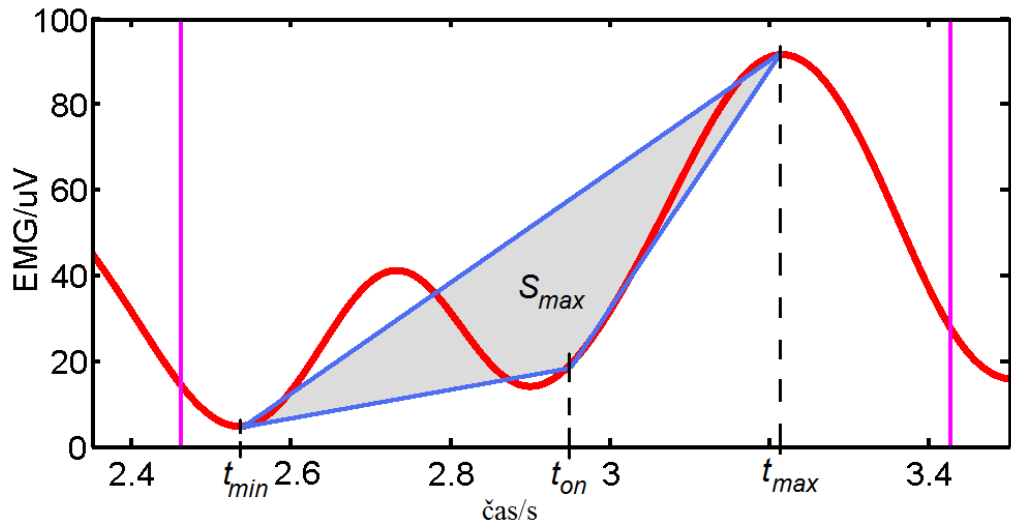
Určení aktivace svalů na úrovni zvoleného prahu z maximální hodnoty amplitudy (lokálního maxima) v příslušné obálce je vidět na obrázku 2.20 (Špulák et al. 2012). Tento postup je vhodný například při hodnocení acyklických pohybů, které mají snadno definovatelný začátek a konec sledované fáze.



Obrázek 2.20 Metoda prahování pro vyhodnocení EMG záznamu (Špulák et al., 2012).

Na obrázku 2.20 je vidět průběh získaného signálu (bledě modrá barva) v průběhu pohybového cyklu (označený vertikálními modrými liniemi). Získaný signál převedeme do absolutní hodnoty a prostřednictvím filtru (typ dolní propust) jej vyhladíme, čímž získáme obálku EMG (červená křivka). Detekce aktivace svalů touto metodou je relativně snadná a umožňuje variabilitu při prahování vzhledem k maximální hodnotě obálky daného kanálu. Prahová úroveň je zde chápána jako úroveň vztažená k maximální hodnotě EMG obálky. Při cyklických činnostech může být využita například metoda „trojúhelníkové“ detekce (obrázek 2.21). Podle Špuláka a Mikulíkové (2012) můžeme k určení okamžiku začátku a konce svalové aktivity využít právě tuto metodu určení aktivačního prahu. Z obrázku je patrné, že došlo k propojení t_{\min} a t_{\max} . Tato úsečka se následně spojila s bodem na křivce průběhu

signálu, kde zjištěný trojúhelník dosahoval největší možné plochy (S_{max}). Místo časové aktivace svalu t_{on} leží pod touto spojnicí. Uvedený postup se využije v každé sledované fázi a následně zprůměruje. Stejně je tomu i při zjišťování deaktivace svalu.



Obrázek 2.21 Zjištění začátku aktivace svalu na základě trojúhelníkové detekce u jednoho cyklu pohybu (Špulák & Mikulíková, 2012).

Pro zajištění objektivizace dat vzhledem k časovému průběhu realizovaného pohybu doporučuje De Luca (1997), Criswell (2011), Hug (2011) a Konrad (2005) provést normalizaci časové osy ve vztahu k procentuálnímu hledisku. Tento postup, který se doporučuje při cyklických pohybech, eliminuje interindividuální i intraindividuální variabilitu průběhu pohybu a lze tedy porovnávat jak jednotlivé pokusy jedné osoby, tak pokusy provedené více osobami mezi sebou. Při rychlých dynamických pohybech by však tato normalizace mohla mít negativní vliv na důležité časové charakteristiky v prováděném pohybu. Z tohoto důvodu se doporučuje zvolit určitý okamžik v pohybu a následně se zprůměruje čas před okamžikem a po tomto okamžiku (Konrad, 2005). Tímto postupem je možné z časového hlediska hodnotit svalové synergie nebo rychlost reakce na určitý podnět (Basmajian & De Luca, 1985).

Krobot a Kolářová (2011) uvádějí, že ze zpracovaného či z normovaného záznamu lze pozorovat mimo jiné i svalovou aktivitu mezi různými jedinci. Autoři zároveň zmiňují, že průměrné hodnoty EMG amplitudy vzhledem k časovému trvání analyzovaných intervalů poměrně dobře reflektují míru aktivity vybraného svalu při daném pohybu.

Vzorkovací frekvence v EMG by neměla být nižší než 1000 vzorků za sekundu (1000 Hz). V opačném případě by mohlo dojít ke ztrátě dat (De Luca, 1997; Kondrad, 2005; Pánek, Pavlů, & Čemusová, 2009).

2.3 Šerm ve stručných historických souvislostech

V šermu šlo vždy o boj dvou ozbrojených soupeřů, jejichž cílem bylo zasažení a poražení nepřítele. Nejinak je tomu i dnes ve sportovním šermu, ovšem je nutné přiznat, že ve srovnání s dřívějším šermem je ten současný v mnohém odlišný. Rozdíl souvisí například s technickými parametry zbraně (hmotnost, materiál, apod.), použitými ochrannými pomůckami, způsobem zápasu, pravidly, ale i specifickými nároky na výkon.

Neustálý vývoj používaných zbraní souvisel s uplatňováním nových útoků, způsobů obrany a vedl tak k novému způsobu šermování, které se účelně zdokonalovalo pro zajištění ochrany vlastního zdraví či života šermíře (Trohař, 1973). Na základě dlouholetého vývoje se postupně ustanovila pravidla pro konkrétní zbraně. Celkové zrychlení útočných či obranných akcí v průběhu vývoje šermu bylo základem sportovní formy šermu, jak ji v hrubých rysech známe i dnes (Trohař, 1973).

První doložený mezinárodní šermířský turnaj byl uspořádán v Londýně roku 1825. Na tomto skutečně sportovním turnaji byly použity cvičné zbraně a ochranné masky. Šerm mužů fleretem a šavlí byl součástí OH (v Aténách) od roku 1896, kord od roku 1900 (Roi & Bianchedi, 2008). V roce 1924 byl do programu OH zahrnut šerm fleretem žen, ženský šerm kordem až od r. 1996. Výraznou zásluhu na rozvoji šermu má bezpochyby Pierr de Coubertin, který byl sám aktivním šermířem šavlí a kordem a který byl zakladatelem dalšího sportovního odvětví – moderního pětiboje. Ten je v programu OH od roku 1912.

V průběhu vývoje se měnila pravidla šermu, způsob hodnocení, počet rozhodčích a způsob registrace a uznávání platnosti zásahů. V dnešní době, kdy lze zásahy identifikovat elektrickým signalizačním zařízením, platí ve fleretu zásahy na omezený prostor soupeřova těla, respektive na část trupu soupeře, která je vymezena vodivou vestou a částí ochranného límce masky. V kordu platí zásahy hrotem na celém povrchu těla (včetně masky či nohy). V šavli (bodno-sečná zbraň) jsou platné nejen zásahy koncem čepele, ale také celou její plochou na oblast masky, trupu, rukávů vesty a části rukavice z vodivého materiálu, v níž je zbraň.

Ještě na konci 19. století a začátkem 20. století byla platnost zásahů v zápase registrována čtyřmi rozhodčími a hlavním sudím, kteří byli rozmístěni kolem prostoru určeného pro zápas

(planše). V roce 1936 byl pro soutěže nově zaveden „elektrický“ kord, čímž bylo minimalizováno riziko někdy nesprávného rozhodnutí přihlízejících rozhodčích. Od roku 1955 byl pro soutěže předepsán elektrický fleret. Elektrický záznam zásahů šavlí se stal součástí olympijského programu na hrách až v roce 1992.

2.4 Faktory ovlivňující sportovní výkon v šermu

Průběh zápasu ve sportovním šermu může být charakterizován jako neustálý sled akcí, které probíhají nečekaně s ohledem na prostorové podmínky, časové omezení a pohyb (tempo) soupeře. Šermíř musí vzhledem k variabilním podmínkám zápasu reagovat velice rychle. Tato skutečnost souvisí s nároky na úroveň RD a svalové koordinace, kterou šermíři uplatňují v průběhu zápasu. Na základě výskytu podnětu (pohyb vybraných segmentů soupeřova těla) musí šermíř ve velice krátkém okamžiku adekvátně reagovat. Rychlost, s jakou šermíř reaguje na zmíněné vizuální podněty a úroveň svalové koordinace, často rozhodují o budoucím úspěchu či neúspěchu akce. Pro útok bývá velice často využit výpad. Cheris (2002) uvádí, že výpad je nejvíce využívanou a nejrychlejší útočnou akcí v průběhu zápasu. Útokem v šermu je míněna každá útočná akce, která vychází z intence útočníka, předchází (nebo je vedena současně v případě simultánního útoku) akci protivníka a pokračuje kontinuálně až do provedení zásahu bez ohledu na jeho úspěšné provedení (Torán, 1996).

Vliv vrozených dispozic, prostředí a řízeného ovlivňování výkonnostního růstu jedince organizovaným sportovním tréninkem vytváří postupně skladbu předpokladů k různým typům sportovních činností. Kromě motorických schopností mají na úspěšnost ve sportu podle Měkoty a Novosada (2005) vliv i další předpoklady (tělesná konstituce, vlastnosti osobnosti, výkonová motivace atd.)

Každý sportovní výkon je charakterizován počtem a uspořádáním - relativně samostatných součástí sportovního výkonu - faktorů, které jsou ve vzájemné interakci. Tyto faktory vycházejí ze somatických, kondičních, technických, taktických a psychických základů výkonů a jejich společným znakem je to, že jsou ovlivnitelné tréninkem. Chápeme je jako relativně samostatné součásti sportovních výkonů (Dovalil & Choutka, 2009). Pro praxi, teorii i výzkum je podstatné znát, na kterých faktorech sportovní výkon závisí.

Sportovní výkon obecně ovlivňují faktory:

- a) somatické (konstituční znaky jedince pro příslušný sportovní výkon),
- b) kondiční (pohybové schopnosti),
- c) technika (souvisí se specifickými sportovními dovednostmi a technickým provedením),
- d) taktika (tvořivé jednání sportovce),
- e) psychika (kognitivní, emoční a motivační procesy vycházející z osobnosti sportovce).

Pro dosažení vyšší sportovní výkonnosti je nezbytné pochopit optimální skladbu faktorů podmiňující výkonnost. Absence či nízká úroveň některého z faktorů v rámci integrovaného systému sportovního výkonu může znamenat oslabení konkrétního sportovního výkonu (Dovalili & Choutka, 2009).

Na úkor nedostatečně zastoupeného faktoru může dojít k jeho kompenzaci či zvýraznění jiného faktoru. Barth a Beck (2007) tuto kompenzaci prezentuje v tabulce 2.1.

Tabulka 2.1 Kompenzace nedostatečné úrovně vybraných faktorů v šermu

Faktor	Kompenzace
Strategické myšlení	Úroveň reakční doby a rychlosti
Pozornost	Úroveň reakční doby a cit pro tempo
Rychlost	Cit pro tempo, anticipace, pozornost, strategické a taktické myšlení
Přesnost	Soustředění, rychlost a cit pro tempo

Předchozími studiemi bylo zjištěno, že při fyzické únavě šermíře dojde v probíhajícím zápase k automatickému přesunu a novému zaměření ve strategii boje. Fyzickou únavu se pak soustavným tréninkem naučí kompenzovat prostřednictvím vhodné změny stylu zápasu (Cheris, 2002).

Dovalil a Choutka (2009) zmiňují, že šerm patří do skupiny heuristických sportů (anticipačních), v nichž jde o rychlé a efektivní řešení aktuální problémové situace, vyžadující předvídatost a tvořivost.

Sportovní šerm vyžaduje rychlé a přesné pohyby šermíře ve stále se měnících podmínkách zápasu a klade nároky na dobře vyvinuté mentální i fyzické dovednosti. Jedná se o úpolový sport uskutečňovaný komplexem pohybů těla a účinnou strategií. Pro samotný zápas jsou charakteristické krátké rychlé úseky s vysokou intenzitou činnosti, které jsou střídány s úseky, kde je intenzita činnosti nižší (Szabo, 1982). Cheris (2002) uvádí, že šerm je intenzivní fyzická aktivita, ve které je nutné rychle řešit nečekané úkoly. Šerm klade nároky mimo jiné i

na koordinační schopnosti. Na koordinaci řízení pohybu má vliv „časový tlak“ a prostorové omezení (planš).

V šermu je výkon podle Jirky (1977), Vlasáka (1983) a dalších autorů ovlivněn:

- a) volnými vlastnostmi, psychologickými vlastnostmi osobnosti šermíře (např. temperament) a rychlostí procesu rozhodování (zpracování informace v CNS),
- b) genetickými předpoklady, které souvisí se somatotypem,
- c) technikou v realizovaném pohybu (kvalitou a úrovní pohybových návyků a dynamických stereotypů), smyslem pro nejjemnější koordinované pohyby,
- d) kvalitou a rychlostí prováděných pohybů,
- e) zdravotním stavem (tělesný i duševní),
- f) funkční zdatností dýchacího systému
- g) exogenními vlivy (teplota, vlhkost, osvětlení – včetně rozptylu a intenzity, ruch okolního prostředí) a stavem techniky výstroje a zbraní (oblečení, obutí, zbraně a dalšího vybavení).

Na komplexním výkonu se podílejí jak individuální dovednosti, tak i antropometrické charakteristiky, doplněné jinými faktory, které tvoří „faktory komplexního výkonu“ (Barth & Beck, 2007). Na tento fakt upozorňují i Roi a Bianchedi (2008). Uvádějí, že vliv morfologických faktorů je v šermu poměrně malý, pokud fyziologické, technické a taktické faktory nejsou na odpovídající úrovni.

Faktory tělesného zdraví se vztahují k pohybovému aparátu, kardiovaskulárnímu systému, svalům, smyslovým orgánům atd. S těmito faktory souvisí síla, rychlost a vytrvalost. Koordinačně – technickými faktory (regulace pohybu) rozumí Barth a Beck (2007) svalovou koordinaci, vnímání a schopnost ovládat pohyb. Strategicko – taktické faktory souvisí s představivostí, myšlením, cítěním a vnímáním. Tento soubor faktorů určuje vhodné pohybové jednání v rámci zápasu. Plánování, hodnocení, rozhodování, motivace (zájmy, cíle, touhy, očekávání) a emoce (radost, hněv, důvěra, nejistota) patří mezi psychologické faktory.

Vnějšími faktory ovlivňujícími výkon jsou pak podle Barth a Beck (2007):

- a) psychologické faktory (emoce spojené např. se vztahem k soupeři),
- b) sociální faktory (hodnocení a uznávání výkonu okolím, sportovní vědecké poznatky atd.),

- c) materiálně-technické faktory (vybavení, zbraně, oblečení),
- d) soutěžní faktory (průběh soutěže, místo soutěže, hodnocení rozhodčími atd.).

Cheris (2002) uvádí, že světovým šampionem se může stát stejně jako šestnáctiletý, tak i šedesátiletý šermíř. Dovalil (2009b) uvádí, že průměrný věk vrcholové výkonnosti v šermu podle dosavadních studií spadá do období 26-28 let a počátek vrcholového věku 19 let. Jirka (1995) posouvá horní věkovou hranici konce vrcholové výkonnosti v šermu na 35 let, dolní pak na 25 let. Při porovnání studií Bidla, Geži, a Pálky (1980) se současností, nebyl zjištěn rozdíl ve věku elitních šermířů (v průměru 25 let).

Někteří odborníci míní, že o úspěšnosti šermíře nerozhoduje věk, laterální či somatické předpoklady, nýbrž že výkon určuje technická a taktická vyzrállost získaná tréninkovým procesem a zkušenostmi ze soutěží, které se projevují v individuálním šermířském stylu.

Somatické faktory

Z řady šetření lze vyvodit závěry, že stavba těla jedince je jedním z faktorů ovlivňující výkonost v různých sportovních specializacích a příslušných sportech. To platí i pro šerm.

Pro výkonost je potřebná odpovídající stavba těla sportovce (výška, hmotnost). Většina šermířů (dle BMI) patří do skupiny s normální váhou s rozdílným procentem tělesného tuku. Z hlediska somatotypu mohou být šermíři obecně charakterizováni jako endo-ektomorfní (Roi & Bianchedi, 2008). Tsolakis a Vagenas (2010) svou studii zaměřenou na zkoumání rozdílností ve vybraných antropometrických parametrech u 33 (18 žen, 15 mužů) šermířů řeckého národního týmu zjistili, že u některých proměnných existují statisticky významné rozdíly mezi skupinou elitních ($n = 14$) a subelitních ($n = 19$) šermířů (tloušťka kožní řasy na dominantních končetinách, délka dolních končetin). Průměrná výška elitních šermířů se dle několika šetření pohybuje u mužů v průměru okolo 180 cm a u žen 166 cm.

Antropometrické charakteristiky šermířů ukazují na svalovou asymetrii horních i dolních končetin, což je výsledkem působení asymetrického zatížení v průběhu tréninkového procesu. Sapega, Minkoff, Nicholas, a Valsamis (1978) a Sapega, Minkoff, Valsamis, a Nicholas (1984) zjistili, že elitní šermíři měli obvod dominantní končetiny (v níž drží zbraň) v průměru o 5-8 % větší než u druhé končetiny a že svalová síla dominantních končetin byla o 25 % vyšší u extenzorů kolene, flexorů kotníku, a svalů předloktí ozbrojené paže. Nyström, Lindvall, Ceci, Harmenberg, Swedenhag, a Ekblom, (1990) došli k podobným zjištěním a

poukazují na svalovou asymetrii a odlišnou svalovou sílu šermířů, konkrétně v dynamické síle dolních končetin.

Kondiční faktory

Mezinárodní turnaje ve sportovním šermu trvají při různém počtu zúčastněných závodníků až 9 hodin, čas trvání vlastních zápasů však představuje jen 18 % celkového času trvání turnaje, což znamená, že čas aktivního šermu činí 17 - 48 minut čistého času (Roi & Bianchedi, 2008). Čas aktivního zapojení šermíře do zápasu se u jednotlivých šermířů liší, neboť v průběhu turnaje někteří pro neúspěšnost nepostupují do dalšího kola (eliminací).

Podle pravidel je vítězem utkání v základní skupině (celkem 5 - 6 utkání) ten, kdo v průběhu tří minut získá větší počet zásahů nebo má po uplynutí této doby vyšší počet zásahů než soupeř. Umístění v dané skupině rozhodne o nasazení do eliminačních zápasů, kde se vítězem stane ten šermíř, který v průběhu 3 x 3 minut s dvěma minutovými pauzami (po první a druhé sérii) dosáhne první patnácti zásahů, anebo zvítězí před uplynutím této doby s vyšším kontem zásahů.

Kondiční nároky zápasů ve sportovním šermu, při němž se uplatňuje aerobní i anaerobní alaktátový a laktátový metabolismus, jsou poměrně vysoké (Sombczak & Smulsky, 2006). Úroveň a intenzita zápasu je také ovlivněna věkem, pohlavím, tréninkovým zaměřením, technickými a taktickými dovednostmi, které šermíř využívá ve vztahu k protivníkovi.

V zápase se střídají krátké rychlé úseky s vysokou intenzitou činnosti a úseky s nižší intenzitou zatížení. Šermíř se v průběhu celého zápasu pohybuje střídavě pomocí poskoků, posunů v různých směrech, výpadů, které kladou značné nároky na nervosvalový systém a na úroveň koordinačních schopností (Szabo, 1982). Celkově překoná vzdálenost 250 – 1000 metrů. Uplatňovány jsou činnosti, které trvají delší dobu v submaximální intenzitě a činnosti, které jsou velice intenzivní a trvají zlomek vteřiny (Roi & Bianchedi, 2008).

Li, So, & Yuan (1999) zjistili, že se srdeční frekvence pohybuje v průběhu 2/3 celkové doby zápasu od 167 do 191 tepů/minutu, což představuje v průměru 70 % - 80 % maximální srdeční frekvence šermířů. Podobné výsledky zjistil i Jirka (1995), který dodává, že zatížení cirkulace při utkání je v průměru 73 % z maximální hodnoty srdeční frekvence. Kyslíkový dluh dosahuje relativní hodnoty 25 - 30 % celkové spotřeby kyslíku. Průměrná spotřeba kyslíku při turnajových zápasech 39,6 až 53,9 ml/kg/min (Roi & Bianchedi, 2008). Podle Jirky (1995) je funkční a metabolická náročnost utkání v šermu poměrně vysoká (50 až 65

$\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$), což představuje intenzitu zatížení odpovídající 1120 % nál. BM, respektive 70 % hodnoty VO_2max .

Ve vzorku 11 elitních šermířů bylo výskokovým testem zjištěno, že výkon (W) byl v průměru 56 W/kg. Maximální spotřeba kyslíku ($\text{VO}_{2\text{max}}$) šermířů vykazuje nižší hodnoty v porovnání s kontrolními skupinami, provozující vytrvalostní aktivity (Koutedakis, Ridgeon, Sharp, & Boreham (1993). Ve stair run anaerobním testu byly u šermířů zjištěny hodnoty $15 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ (Jirka, 1995).

Faktory techniky a taktiky

Dlouhodobá výkonnost v šermu je závislá na rozsahu znalostí a osvojování techniky. Podle Koglera (1979) je technika základní a nejdůležitější podmínkou vyrovnaného a trvalého výkonu. Technika v šermu je vázána i na pravidla a průběh boje. Prostřednictvím techniky se projevuje také rychlost, výbušnost, rytmus, menzúra (vzdálenost od soupeře) atd.

Podle Czajkowski (2009) souvisí efektivita provádění šermířských akcí v zápasu s dlouholetým tréninkovým procesem, v němž se rozvíjí předpoklad pro využívání taktických dovedností. Tyto dovednosti zde autor definuje jako dovednost šermíře, v nichž jsou využity všechny pohybové akce takovým způsobem, aby došlo k zabránění zasažení soupeřem a zároveň vedlo k zasažení soupeře. Jde tedy o uplatnění efektivní techniky při zápase.

Mezi základní činitele ovlivňující taktické dovedností patří:

- a) automatizace pohybů,
- b) vnímání časoprostorových vztahů v průběhu boje a jejich operativní a flexibilní řešení,
- c) rychlostní předpoklady,
- d) úroveň jednoduché a složité reakční doby,
- e) kvalita neurofyzilogických procesů.

Psychické faktory

V průběhu zápasu působí na šermíře velké množství externích vlivů, které mohou ovlivňovat výkon. S těmito vlivy se daný jedinec učí vypořádat díky dlouholeté závodní i tréninkové praxi. Podle Koglera (1979) je nutné z hlediska psychologické přípravy u šermíře

rozvíjet a formovat sportovní morálku, koncentraci pro zajištění optimální pozornosti, paměť pro včasné uplatnění taktických kombinací, regulaci emočních stavů a volní vlastnosti.

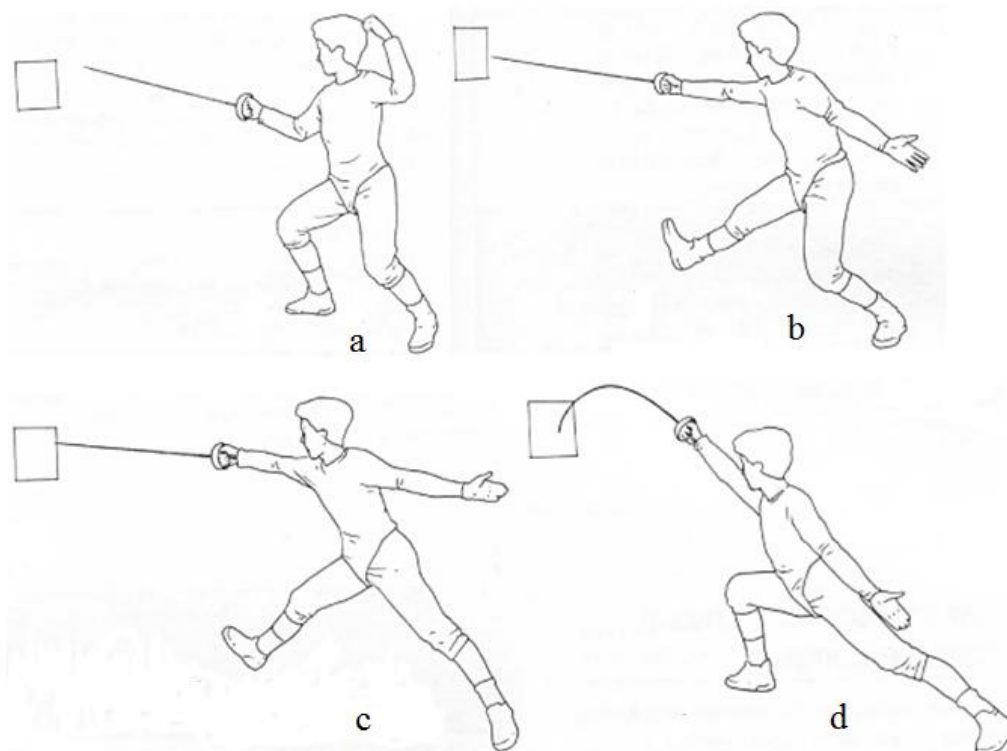
Při sledování osobnostních znaků 30 elitních šermířek zjistili Williams, Hopner, Moody a Ogilvie (1970), že byly ambiciózní s touhou být úspěšné, s vysokou mírou abstraktního myšlení, představitivosti a kreativity. Zároveň se u nich projevila nezávislost, nízký zájem o týmovou spolupráci, agresivita a dominance či vůdcovství⁸. Z toho může být vyvozen závěr, že se v šermu prosazují zejména osobnosti ambiciózní, individualistické, abstraktně myslící bez potřeby spolupráce a vedení druhých.

2.5 Základní charakteristika výpadu v šermu

Šermíř se v průběhu zápasu pohybuje prostřednictvím posunů a odsunů po vymezeném prostoru (planši) za neustálého udržování střehového postoje (obrázek 2.22a), ze kterého je v případě rychlého útoku prováděn například výpad (obrázek 2.22b,c,d) či flèche (fleš)⁹. Výpad umožní při správné aktivaci zúčastněných svalů zasáhnout soupeře velice rychle a z relativně velké vzdálenosti. Se správným a úspěšným provedením výpadu souvisí i síla svalů dominantní i nedominantní dolní končetiny (Nyström et al., 1990, Sapega et al., 1978). Podle Jirky (1995) je při výpadu důležitá činnost deltového svalu a flexorů a extenzorů kyčelních a kolenních kloubů.

⁸ Temperamentem (osobnostními vlastnostmi šermířů) se zabývali ve své studii také například Gracz a Tomczak (2008).

⁹ Rychlý útok (skok) proti soupeři, ve kterém je šermíř mimo kontakt s podložkou (kombinace letové fáze a běhu).



- Vysvětlivky:
- a - střehová pozice před výpadem
 - b - extenze v loketním kloubu ozbrojené paže spolu s extenzí výpadové dolní končetiny
 - c - pohyb šermíře směrem k zásahovému terči (dynamický odraz z odrazové dolní končetiny)
 - d - zasažení terče ve výpadu

Obrázek 2.22 Struktura výpadu (Cheris, 2002).

Pohybová struktura výpadu by podle Cheris (2002) a Trohaře (1973) měla být vedena v těchto fázích:

- a) výchozí postoj před výpadem - střeh
 - chodidla svírají pravý úhel v pomyslné přímce pohybu šermíře
 - váha těla je rozložena rovnoměrně na obou dolních končetinách
 - obě nohy jsou v mírném podřepu
 - koleno přední dolní končetiny je nad středem chodidla výpadové nohy
 - koleno zadní dolní končetiny je nad špičkou chodidla odrazové dolní končetiny
 - trup kolmo k zemi v bočním postavení

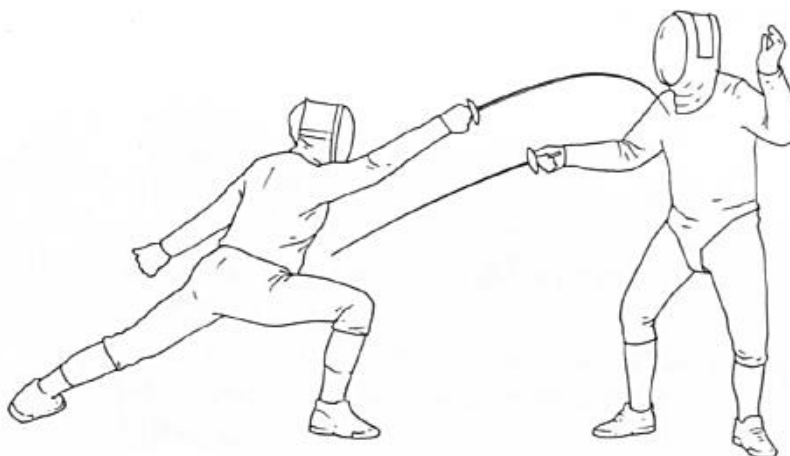
b) činnosti segmentů těla při výpadu

- aktivní práce paže se zbrání směrem k místu zásahu (extenze v loketním kloubu)
- rychlá extenze výpadové dolní končetiny se současnou extenzí odrazové dolní končetiny
- aktivní práce volné paže (rychlé přemístění paže vzad) se současným pohybem těla vpřed

V průběhu zápasu dochází podle Czajkowski (2005) k situacím vyžadujícím prodloužení pohybu, což může ovlivnit zažitě pohybové modely a přesnost zásahu při provádění výpadu.

2.6 Přehled výzkumných prací ve sportovním šermu

Adrian a Klinger (1976) ve své studii zjistili, že zkušenější šermíři měli v porovnání se začátečníky kratší celkovou dobu výpadu. Tento závěr sdílí i Harmenberg et al. (1991). V jejich studii byl také zjištěn rozdíl v rychlosti provedení výpadu mezi elitními šermíři a začátečníky. Rozdíly mezi těmito skupinami šermířů byly zjištěny i v hodnotách RD, která byla měřena od pohybu ozbrojené paže trenéra (obrázek 2.23).



Obrázek 2.23 Výpad provedený na základě výzvy trenéra (Cheris, 2002).

Sanderson (1983) do svého experimentu zahrnul směrovou nejistotu při provádění výpadu bez předchozích znalostí o směru provádění výpadu. Experimentu se účastnilo 15 studentů (mužů, praváků), kteří prošli kurzem šermu. Pro výběrovou (složitou) reakci bylo využito 5 terčů, nad nimiž byla LED dioda. Každá testovaná osoba měla kord opřený o mikrosplínač, který zaznamenával hodnoty RD. Výsledky studie jasně prokázaly, že zvýšením počtu

podnětů z jednoho na pět dochází k prodloužení RD, což souvisí s Hickovým zákonem (Hick, 1952; Hyman, 1953).

V důsledku nejistoty směru zásahu se zvýšila RD i pohybový čas (PČ), což bylo způsobeno, jak uvádí Rabbitt (1981), tzv. „mrtvým časem“ souvisejícím se zaměřovacím pohybem. K obdobným výsledkům došel i Norrie (1974), který zároveň uvedl, že u komplexních pohybů dochází k samotnému výběru místa zásahu až na konci samotného pohybu. Rozhodovací proces může tedy probíhat již při zahájení pohybu, což snižuje vliv na RD.

Některé studie jsou zaměřené na sledování rychlosti výpadu po tělesné zátěži. V tomto ohledu se ve studii Devienne, Audiffren, Ripoll, a Stein (2000) se neprojevil vliv tělesné zátěže na PČ a složitou RD u šermířů ve věku od 20 do 30 let. Působením svalové únavy tedy nedošlo ke zvýšení PČ a RD při výpadu. Uvedený výsledek je však v rozporu se studií Stull a Kearney (1978), kteří naopak tvrdí, že PČ se zvyšuje s únavou. Podobně i Jirka (1995) uvádí, že zvyšování hodnot RD souvisí s počtem odšermovaných zápasů, tedy i s jistou mírou únavy.

Ve studii zaměřené na sledování úroveň RD a přesnosti při výpadu uvedl Del Rey (1972), že kratší RD pozitivně korelovala s vysokou přesností.

Williams a Walmsley (2000a) pomocí SEMG zjistili, že při výpadu existují rozdíly ve svalové koordinaci mezi skupinou elitních šermířů a šermířů nižší výkonnostní úrovně. U elitních šermířů došlo k výrazně rychlejší aktivaci pěti ze šesti sledovaných svalů. Autoři sledovali také RD a celkovou dobu provedení výpadu (dále jen CDV) a zjistili, že kratších časů těchto proměnných dosahovali elitní šermíři oproti šermířům nižší výkonnostní úrovně.

Ve studii Williams a Welmsley (2000b) byly potvrzeny výsledky přechozí studie, které se vztahovaly k aktivaci svalů. RD byla registrována v této studii na úrovni 40 % z CDV u elitních šermířů na úrovni 66 % u šermířů nižší výkonnostní úrovně. Časově kratší CDV však byla zjištěna u elitních šermířů. Úroveň a vztah těchto proměnných může výrazně ovlivnit rychlost realizovaného pohybu, což může ovlivnit výsledný výkon (Harmenberg et al., 1991).

Williams a Walmsley (2000b) dospěli k závěru, že při výpadu byl první aktivován *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině, *m. deltoideus pars anterior* na výpadové straně (paže se zbraní blíže k zásahovému terči), *m. biceps femoris* na odrazové dolní končetině a *m. triceps* na výpadové straně. Aktivace svalů *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* výpadové dolní končetině proběhla výrazně později. Toto zjištění souhlasí s tvrzením Adrian a Klinger (1976) a Szilagyí (1993), že činnost svalů na odrazové dolní končetině zahajuje výpad. Tyto výsledky jsou rovněž v souladu s tvrzením Harmenberg et al. (1991), že zkušenější šermíři

zahajují výpad činností svalů paže na výpadové straně před činností svalů výpadové dolní končetiny.

V několika studiích byl řešen i kinematický profil výpadu u různých výkonnostních skupin šermířů. Gutierrez-Davila et al. (2013) sledovali prostřednictvím 3D analýzy rychlost a zrychlení vybraných segmentů těla při výpadu. Autoři zjistili, že při výpadu měli elitní šermíři vyšší rychlost a zrychlení sledovaného pohybu. Mezi skupinami též objevili rozdíly v celkovém rozsahu pohybu a dalšími proměnnými, které jsou vztaženy k časové posloupnosti vybraných segmentů těla při realizovaném pohybu. Stewart a Kopetka (2005) dávají do souvislosti rychlosti pohybu lokte ozbrojené paže a obou kolen a rychlost výpadu. Gholipour, et al. (2008) provedli kinematickou analýzu výpadu mezi dvěma výkonnostně odlišnými skupinami šermířů. Výsledky jejich měření mimo jiné ukázaly, že výpad elitních šermířů byl průměrně o 15 cm delší než u šermířů začátečníků a že elitní šermíři mají ve střehu před zahájením výpadu více nakloněný trup než začátečníci. Geil (2002) připouští, že při použití sálové obuvi dochází ke zvyšování rozsahu pohybu, upozorňuje zároveň, že nebyly zjištěny rozdíly v rychlosti segmentu paže se zbraní a dolních končetin při použití různé obuvi (šermířské či sálové). Kinematickou analýzou odhalili Sillero et al. (2008), že při modifikované vnitřní i vnější rotaci kolene zadní dolní končetiny nedochází k rozdílné rychlosti provedení výpadu. Rotací dolních končetin a optimálním nastavením kolenního a kyčelního kloubu při výpadu prostřednictvím 3D analýzy se zabývali i Sinclair a Bottoms (2013a). Sinclair a Bottoms (2013b) dále prokázali, že v kinematickém profilu výpadu není rozdíl mezi muži a ženami. Bottoms et al. (2013) na základě výsledků studie upozorňují na fakt, že s rychlostí ruky se zbraní souvisí další proměnné (např. flexe v kolenním kloubu zadní dolní končetiny před výpadem, flexe v kyčelním kloubu na výpadové i odrazové dolní končetině). Balkó, Balkó, a Süss (2014) zmiňují, že v pohybové struktuře výpadu zjišťované prostřednictvím kinematické analýzy existují mezi dvěma odlišnými skupinami šermířů rozdíly. Doplnují zároveň, že mezi zkušenými šermíři a začátečníky byly zjištěny rozdíly v hodnotách RD při výpadu, rychlosti extenze v loketním kloubu a rozsahu realizovaného pohybu. Elitní šermíři zároveň oproti začátečníkům využili při výpadu letové fáze, kde byla obě chodidla nad podložkou. Celková doba potřebná pro provedení výpadu však byla prakticky shodná. Z výše uvedených výsledků lze usuzovat na význam podílu RD na CDV.

Ketlinski a Pickens (1973) sledovali vliv úrovně RD na pořadí šermířů na turnajích. V jejich studii nebyl nalezen vztah mezi úrovní RD, celkovou dobou odpovědi a přesností zásahu s pořadím šermířů na turnajích. Tuto skutečnost potvrzuje i Jirka (1995). Colin (2008) uvádí příklad komparace dvou sportovních odvětví (šerm a karate), v nichž tvoří úroveň RD

podstatnou komponentu výsledného výkonu, a zmiňuje, že šermíři mají kratší RD než karatisté. Uvádí také, že fleretisté mají kratší RD než kordisté.

V některých studiích bylo zjištěno, že rychlost reakce na optický podnět je u šermířů kratší než u nesportující populace. Tento trend se podle Jirky (1995) projevuje i v porovnání úrovně RD s hodnotami, kterých dosahují sportovci v jiných sportovních disciplínách.

Borysiuk (2008a, 2008b) rozdíl v RD mezi zkušenými šermíři a začátečníky a zjistil, že nejrychleji reagovali šermíři na taktilní stimulaci, dále na akustické podněty a nejpomaleji na vizuální podněty. Zkušení šermíři (aktivní v šermu průměrně 8,2 roku) měli rychlejší RD u taktilní a vizuální stimulace než začínající šermíři (aktivní v šermu průměrně 2,8 roku). Při akustické stimulaci nebyly zjištěny významné rozdíly. Největší rozdíly byly zjištěny při vizuální stimulaci, kdy zkušení šermíři dosahovali výrazně nižších hodnot. Z těchto výsledků můžeme usuzovat na význam taktilní a vizuální stimulace pro sportovní šerm (Borysiuk & Waskiewicz, 2008). Rovněž ve studii Tyshler a Tyshler (1995) se prokázalo, že zkušenější šermíři dosahovali kratší RD na vizuální podněty než šermíři méně zkušení. Studie Gutierrez-Davila et al. (2013) zaměřená na porovnání složité reakční doby mezi elitními a subelitními šermíři však neprokázala rozdíly v této proměnné.

Borysiuk (2008a, 2008b) při komparaci pokročilých a začínajících šermířů dospěl k závěru, že zkušenější šermíři mají významně nižší hodnoty RD. EMG analýzou bylo zároveň při měření RD zjištěno nižší svalové bioelektrické napětí u zkušených šermířů oproti začátečníkům ve všech využitých stimulacích (audiální, vizuální, taktilní). Na základě těchto výsledků lze konstatovat, že zkušení šermíři reagují rychleji a bez nadbytečného bioelektrického napětí svalů.

2.7 Souhrn a vymezení problému

Záměrem předložené práce je zjistit rozdíly v aktivaci (pořadí aktivace, časová aktivace) vybraných svalů při výpadu v šermu a ověřit vliv počtu podnětů na úroveň reakční doby mezi sledovanými, výkonnostně odlišnými skupinami šermířů.

Aktivace svalů při konkrétním pohybovém aktu (např. výpad, flèche apod.), kterou šermíři uplatňují za přítomnosti vizuálního podnětu (pohyb soupeřovi paže), souvisí s upevňováním pohybových vzorů v CNS v průběhu tréninkového procesu. Vincenc (2000) v této souvislosti uvádí, že veškeré pohyby šermíře jsou „umělé“, a musí se tedy učit relativně dlouhou dobu. Podle Véleho (2006) a dalších autorů (Enoka, 2008; Kelso, 1995; Schmidt, 1982; Schmidt & Wrisberg, 2008; Vaverka, 2011) vedou opakované situace k vytvoření specifického účelového pohybového programu, který je uplatněn v budoucím pohybu. Samotná aktivace svalů přímo souvisí s fixovanými a využívanými pohybovými programy uloženými v paměti.

Ve výzkumu, který je stěžejní částí předložené práce, jsou zohledněny předchozí studie zaměřené na analýzu výpadu v šermu (Harmenberg et al., 1991; Tsolakakis & Vagenas, 2010; Williams & Walmsley 2000a, 2000b) a také zákonitosti, které ovlivňují výsledný sportovní výkon v této disciplíně (Barth & Beck, 2007; Borysiuk, 2008a, 2008b; Borysiuk & Waskiewicz, 2008; Czajkowski, 2005; Roi & Bianchedi, 2008; Trohař, 1973; Trohař, 2013).

Interakce jednotlivých segmentů těla při výpadu byla dosud sledována převážně prostřednictvím kinematické analýzy (Bottoms et al., 2013; Geil, 2002; Gholipour et al., 2008; Sillero et al., 2008; Sinclair & Bottoms, 2013a, 2013b; Stewart & Kopetka, 2005).

Roi a Bianchedi (2008) s ohledem na studii Do a You (1999) a Williams a Walmsley (2000a, 2000b) uvádějí, že vhodným objektivizačním nástrojem pro identifikaci rozdílů v technicko – dovednostních předpokladech šermířů je metoda povrchové elektromyografie. V oblasti sportovního šermu se této problematice věnovali například Borysiuk (2008a, 2008b) či Williams a Walmsley (2000a, 2000b).

Pro výzkum byl vybrán koordinačně náročný pohyb – výpad, který je považován za nejčastější formu útoku v zápase. V souvislosti s problematikou povrchové elektromyografie bude v práci sledován rozdíl mezi třemi výkonnostně odlišnými skupinami šermířů v aktivaci vybraných svalů při výpadu. Na základě doporučení autorů předchozích studií a díky trenérské praxi byly pro zjišťování aktivace svalů v průběhu výpadu sledovány na výpadové straně (blíže k zásahovému terči) *m. deltoideus pars anterior*, horní část *m. trapezius* a *m.*

rectus femoris. Na odrazové straně (vzdálenější od zásahového terče) byly sledovány *m. deltoideus pars medialis* a *m. rectus femoris*.

Kromě aktivace svalů při výpadu bude ve vztahu ke sledovaným skupinám šermířů pozornost věnována zjišťování rozdílů v úrovni jednoduché a složité reakční doby při vizuální stimulaci. Při měření složité reakční doby bude využito tzv. „dodatečné“ stimulační, která sice zvyšuje počet podnětů, ale nemá vést šermíře k pohybové reakci. Výsledky předložené práce související se složitou reakční dobou pak lze konfrontovat s tzv. Hickovým zákonem (Hick, 1952; Hyman, 1953), který prokázal vztah hodnot reakční doby na počtu generovaných podnětů.

Zároveň bude mezi sledovanými skupinami šermířů pozorován vztah mezi reakční dobou při výpadu a celkovou dobou potřebnou pro realizaci výpadu. S ohledem na výkonnostní úroveň šermířů bude následně sledován rozdíl v reakční době při dvou odlišných pohybových úkolech (při výpadu a při přímém bodu).

Práce vychází z předpokladu, že u vybraných proměnných budou zjištěny rozdíly mezi šermíři odlišné výkonnostní úrovně. Tento předpoklad je založen na výsledcích a tvrzeních předchozích studií a odborné literatury, ve které autoři upozorňují na skutečnost, že existují rozdíly v efektivitě uplatňovaného pohybu a rychlosti zpracování informací z okolního prostředí mezi zkušenými a méně zkušenými sportovci.

3 CÍL A HYPOTÉZY PRÁCE

3.1 Cíl práce

Cílem práce je zjistit, zda existují rozdíly mezi výkonnostně rozdílnými soubory šermířů ve vybraných charakteristikách (proměnných):

- a) aktivace (pořadí, časová aktivace) vybraných svalů při výpadu,
- b) úroveň jednoduché a složité reakční doby (1 – 3 vizuální podněty),
- c) reakční doba při odlišném pohybovém úkolu (výpad vs. přímý bod),
- d) doba provedení výpadu.

3.2 Hypotézy práce

H1

Mezi výkonnostně odlišnými skupinami šermířů budou zjištěny významné rozdíly v pořadí aktivace svalů měřených při výpadu.

H2

Mezi výkonnostně odlišnými skupinami šermířů budou zjištěny významné rozdíly v časové aktivaci svalů měřených při výpadu.

H3

Mezi výkonnostně odlišnými skupinami šermířů budou zjištěny významné rozdíly v hodnotách jednoduché i složité reakční doby.

H4

Mezi výkonnostně odlišnými skupinami šermířů budou zjištěny významné rozdíly v celkové době provedení výpadu a reakční dobou při výpadu.

H5

Mezi výkonnostně odlišnými skupinami šermířů budou zjištěny významné rozdíly mezi reakční dobou měřenou při přímém bodu a při výpadu.

3.3 Zdůvodnění hypotéz

Řešení uvedených charakteristik (proměnných) bylo založeno na závěrech předchozích výzkumných studií, které jsou uvedeny v kapitolách 2.6 a 2.7.

Je nutné uvést, že sledovaný pohyb (výpad) byl vybrán díky jeho častému využití ve výzkumech a relativně snadnému laboratornímu testování. Lze ho zároveň označit za nejčastěji využívanou útočnou akci při zápase v šermu (Cheris, 2002). Na základě dostupných studií lze konstatovat, že mezi elitními šermíři a začátečníky existují při výpadu rozdíly v aktivaci vybraných svalů (například Balkó et al., 2012; Harmenberg et al., 1991; Williams & Walmsley, 2000a, 2000b), kinematickém profilu (například Balkó et al., 2014; Gholipour et al. 2008; Gutierrez-Davila et al., 2013) a rychlosti provedení výpadu (například Adrian & Klinger, 1976; Harmenberg et al., 1991; Williams & Walmsley, 2000a). Svaly vybrané pro měření byly zvoleny na základě předchozích studií (Szilagyi, 1993; Williams & Walmsley, 2000a, 2000b).

Pro úspěšný sportovní výkon v šermu lze mimo jiné považovat také rychlost zpracování podnětu z okolního prostředí. V některých případech souvisí odpověď organismu na tento podnět (např. vizuální či taktilní) s automatizací či anticipací (Schmidt & Wrisberg, 2008). V šermu, stejně jako v řadě jiných úpolových sportů, je rychlost reakce na vizuální podnět velice důležitou komponentou sportovního výkonu (Borysiuk, 2008a, Czajkowski, 2005). Ve studiích zaměřených na testování reakční doby v šermu byly také zjištěny rozdíly mezi zkušenými šermíři a začátečníky (Borysiuk, 2008a, 2008b; Gutierrez-Davila et al., 2013; Harmenberg et al., 1991, Tyshler & Tyshler, 1995; Williams & Walmsley, 2000a, 2000b).

4 METODA

Před vlastním výzkumem bylo nezbytné provést pilotní studii (popsáno níže), která umožnila standardizovat podmínky pro budoucí výzkum a minimalizovat působení nežádoucích faktorů, které by mohly ovlivnit výsledky výzkumu.

4.1 Pilotní studie

Pilotní studie byla zaměřena na ověření metodiky povrchové elektromyografie při výpadu a reakční doby. Před měřením byly testované osoby seznámeny s cílem výzkumu a potvrdily svým podpisem souhlas s jeho průběhem a následným použitím získaných dat.

Cílem pilotní studie byla komparace časové aktivace svalů participujících na výpadu u skupiny elitních šermířů a šermířů nižší výkonnostní úrovně prostřednictvím povrchové elektromyografie (SEMG).

Výzkumný soubor byl tvořen šesti elitními šermíři, kteří se zúčastňují soutěží světového poháru. Druhou skupinu tvořilo pět šermířů zúčastňujících se domácích soutěží na úrovni seriálu poháru mistrovství ČR. Doba aktivního tréninku u skupiny elitních šermířů činila v průměru $13,8 \pm 4,6$ roku a u skupiny neelitních šermířů v průměru $3,8 \pm 1,1$ roku.

4.1.1 Metody měření

K vizuální stimulaci pro zahájení výpadu bylo využito zařízení Fitrosword. Vizuální podněty toto zařízení generovalo díky předem vytvořenému protokolu (interval výskytu podnětu 550 – 1900 ms). Testované osoby měly po rozsvícení červené LED diody provést výpad a zasáhnout terč. Registrovány byly hodnoty reakční doby (čas od rozsvícení červené LED diody do okamžiku, kdy číška kordu opustila vodorovnou vysoce citlivou překážku) a pohybového času (čas od opuštění číšky kordu z vodorovné překážky po zasažení terče). Součtem těchto hodnot byla zjištěna celková doba výpadu.

Pro sledování elektrické aktivity svalů bylo využito systému ME6000 s nastavenou vzorkovací frekvencí na 1000 Hz.

Gelové elektrody byly aplikovány na bříška vybraných svalů. Získaná data byla zpracována v software MegaWin. Na výpadové straně (blíže k terči) byla sledována aktivace

svalu *m. rectus femoris*, *m. deltoideus pars anterior*. Na odrazové straně (dále od terče) byly elektrody aplikovány na *m. rectus femoris* a *m. deltoideus pars medialis*.

4.1.2 Průběh a organizace měření

Před zahájením měření byly testované osoby individuálně rozcvičeny. Před každým měřením byli šermíři instruováni tak, aby prováděli výpad v maximální možné rychlosti. Celkem bylo měřeno 15 pokusů (výpadů). Pohybová vzdálenost pro výpad byla určena podle studie Williams a Walmsley (2000a), kde byla výška testované osoby vynásobena koeficientem 1,5. Výsledná hodnota (pohybová vzdálenost) byla vyznačena na podložce směrem od terče.

Aktivace vybraných svalů byla v tomto případě určena na úrovni 15 % z hodnoty lokálního maxima sledované fáze (od stimulace po zásah terče). Studie byla realizována v listopadu a prosinci 2011 ve sportovním centru USK Praha a na katedře tělesné výchovy a sportu PF UJEP Ústí nad Labem.

4.1.3 Výsledky a závěr

Průměrná doba celkové doby výpadu (od vizuální stimulace po zásah terče) činila u skupiny elitních šermířů 825 ms. Všechny čtyři sledované svaly dosáhly prahu 15 % z maximální registrované aktivity v průměru do 459 ms, což bylo na úrovni 57 % z celkové doby výpadu. Rozdíl mezi aktivací posledního a prvního sledovaného svalu činil v průměru 140 ms.

Průměrné hodnoty celkové doby výpadu činily u skupiny neelitních šermířů 745 ms, což bylo o 80 ms méně než u skupiny elitních šermířů. Sledované svaly dosáhly 15 % prahu z maximální registrované aktivity v průměru do 422 ms. Toto zjištění odpovídá hodnotám zjištěným u skupiny elitních šermířů (57 % z celkové doby výpadu). Rozdíl mezi aktivací posledního a prvního sledovaného svalu činil v průměru 85 ms, což bylo o 55 ms méně než u skupiny elitních šermířů.

Na základě zprůměrování všech hodnot na prahu 15 % z maximální registrované hodnoty v průběhu sledované fáze bylo zjištěno, že *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině byl u skupiny elitních šermířů aktivován v průměru o 27 ms dříve než v případě skupiny neelitních šermířů. U skupiny neelitních šermířů však došlo k dřívější aktivaci *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině (o 95 ms) a *m. deltoideus pars medialis* na odrazové

straně (o 17 ms) než u skupiny elitních šermířů. U skupiny elitních šermířů byl zároveň *m. deltoideus* na výpadové straně aktivován o 89 ms dříve. Skupina neelitních šermířů zaktivovala všechny sledované svaly průměrně o 55 ms rychleji než skupina elitních šermířů. Z výsledků uvedených v pilotní studii vyplývá, že existují rozdíly mezi zkušenými a méně zkušenými šermíři v časové aktivaci vybraných svalů při výpadu. Z pohledu pohybu realizovaného elitními šermíři lze usuzovat na ideální model výpadu uplatňovaný touto skupinou. Svalová koordinace při výpadu zjištěná u skupiny začátečníků může naopak negativně ovlivnit pokus o úspěšné zasažení soupeře v průběhu zápasu. Podrobnější analýza interakcí svalů při výpadu u většího počtu probandů by mohla být využita při zefektivnění tréninkového procesu šermíře.

4.2 Základní členění zkoumaných oblastí

V předložené práci je pozornost orientována na dvě dílčí rozdílné části:

a) Výzkum zaměřený na sledování aktivace vybraných svalů při výpadu prostřednictvím povrchové elektromyografie (zařízení ME6000). Tato část práce se zabývá mimo aktivace svalů (pořadí a časová aktivace svalů) i reakční dobou při výpadu prostřednictvím zařízení Fitrosword.

b) Výzkum zaměřený na ověřování vlivu počtu podnětů na úroveň reakční doby prostřednictvím zařízení Fitrosword. V této části jsou sledovány hodnoty jednoduché (1 podnět) i složité (2 – 3 podněty) reakční doby pouze ve střežové pozici testovaných osob s následným zasažením terče.

4.3 Výzkumné soubory

Výzkumný soubor tvořilo celkem 43 šermířů (kordistů) ve věku $22,7 \pm 6,4$ let. Na základě aktuální výkonnosti byli šermíři rozděleni do příslušných skupin.

První skupinu, označenou jako skupina A, tvořilo 14 elitních šermířů. Tito šermíři se účastní kromě domácích soutěží a domácích mistrovských soutěží i mezinárodních soutěží a

soutěží světového poháru. Výkonnost těchto šermířů odpovídá úrovni první výkonnostní třídy určené podle žebříčku Českého šermířského svazu (dále jen ČSS)¹⁰.

Skupinu, označenou jako B, tvořilo 15 „subelitních“ šermířů. Šermíři z této skupiny se účastní domácích soutěží a domácích mistrovských soutěží. Jejich výkonnost odpovídá druhé výkonnostní třídě v rámci žebříčku ČSS. Skupina s označením C byla zastoupena 14 začátečníky. Šermíři z této skupiny se nezúčastnili žádných soutěží. Přehled základních charakteristik o výzkumném souboru podává tabulka 4.1.

Všechny testované osoby byly před zahájením výzkumu seznámeny s průběhem měření a použitými metodami. Dobrovolnou účast na výzkumu potvrdili šermíři podpisem v informovaném souhlasu (příloha 2). Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS byla schválena 12. 12. 2011 (příloha 1).

Tabulka 4.1 Základní charakteristiky sledovaných skupin šermířů

Základní charakteristiky	n	věk/SD (roky)	šerm/SD (roky)	výška/SD (m)	váha/SD (kg)
Skupina					
A	14	25,9/6,2	14,8/5,9	184,9/6,3	77,7/10,1
B	15	21,2/6,5	8,6/5,1	181,2/5,2	74,8/6,8
C	14	21,3/5,7	1,6/0,7	179,4/5,7	73,1/8,8

Vysvětlivky: SD - směrodatná odchylka
n - počet testovaných osob v dané skupině
šerm - počet let aktivního tréninku
A - elitní šermíři
B - subelitní šermíři
C - začátečníci

4.4 Metody měření

V následující kapitole jsou charakterizovány technické specifikace zařízení využitých při měření. Pro povrchovou elektromyografii bylo využito systému ME6000 a pro měření reakční doby byl použit systém Fitrosword.

¹⁰ Výkonnostní třídy jsou udělovány podle umístění v žebříčku ČSS následovně: prvních 10 % (1. výkonnostní třída), dalších 20 % (2. výkonnostní třída), dalších 40 % (3. výkonnostní třída). Zbylí (posledních 30 %) šermíři nemají udělenou žádnou výkonnostní třídu (Český šermířský svaz, výnos STK č. 13).

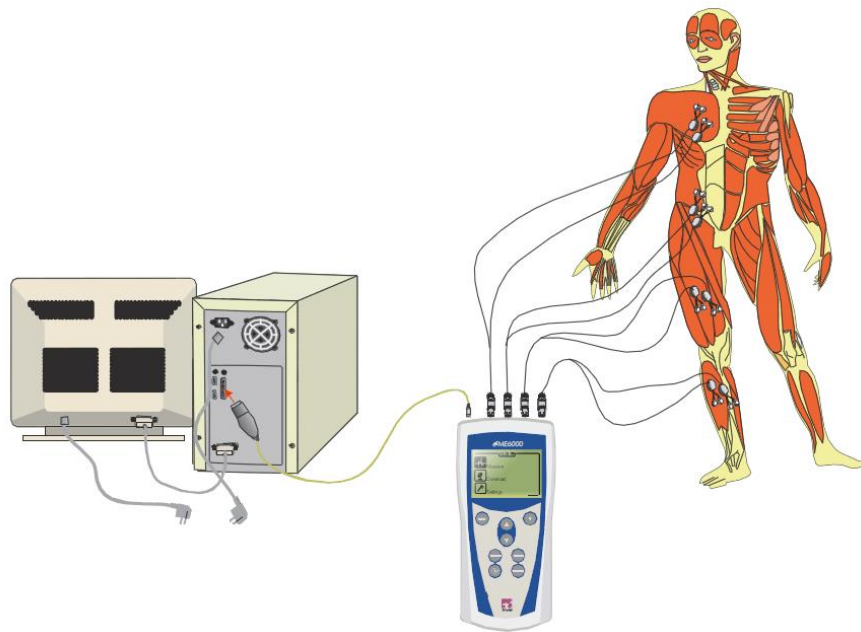
Ve výzkumu bylo k měření proměnných využito těchto zařízení:

1. Měření EMG signálů (ME6000, MEGA Electronics, Ltd., Finsko, software MegaWin, obrázek 4.1)
2. Měření jednoduché a složité reakční doby (Fitrosword, Bratislava, Slovensko, software SWORD)
3. Měření antropometrických ukazatelů (kalibrovaný metr a váha)

Technické specifikace zařízení využitých ve výzkumu

A) Zařízení na sledování časové aktivace svalů (technické specifikace)

- Výrobce: MEGA Electronics, Ltd., Finsko
- Charakteristika: sběrné telemetrické mobilní zařízení ME6000 (příloha 3)
- Typ signálu EMG: hrubý/průměrný/RMS/sjednocený s měřicím rozpětím +/- 8192 μV pro EMG
- Počet měřicích kanálů: 16
- Vzorkovací frekvence: až 10000 Hz
- Citlivost přístroje: 1 μV na dílek
- Pásmová propust 8 - 500 Hz
- Interní paměť: 256 MB – 2 GB, možnost sledování záznamu bezdrátově
- Rozlišení: 14 bit
- Rozměry 181 x 85 x 35 mm
- Váha: 344 g
- Software: MegaWin (MEGA Electronics, Ltd., Kuopio, Finsko)
- Kruhové elektrody Ambu (Blue Sensor P) s Ag/AgCl senzorem překrytým vlhkým gelem (měřicí gelová oblast 154 mm² a impedance 400 Ω)



Obrázek 4.1 Ilustrativní schema systému ME6000 (MegaWin, 2010).

B) Zařízení pro měření reakční doby při vizuální stimulaci (technické specifikace)

- Výrobce: Fitronic, s.r.o., Bratislava, Slovenská republika
- Charakteristika: systém Fitrosword: zásahový terč, vodorovná a svislá překážka, interfejs, kabelové propojení s PC, kordem a zásahovým terčem (příloha 3)
- Vzorovací frekvence: 1000 Hz
- Interface: propojený s PC, zásahovým terčem a kordem
- Podněty: jednoduchá reakce (červená LED dioda), složitá reakce (červená, zelená, žlutá LED dioda)
- Rozměry terče: 35 x 28 cm, zásahové kruhy (šířka 2 cm), střední kruh (průměr 5 cm)
- Ocelové zásahové kruhy: hodnota 1 - 5 (5 = nejvyšší hodnota)
- Interfejs (příloha 3): upravený pro MegaWin: $\log 1$ (5 V) = normální režim, $\log 0$ (5 V) = výskyt podnětu, zásah terče (marker v SW MegaWin)
- Možný interval výskytu podnětů: 0 - 6000 ms
- Umístění barevných LED diod: ve středu terče nad zásahovou plochou (příloha 3)
- Software: SWORD (Fitronic, s.r.o., Bratislava, Slovenská republika)

C) Další zařízení a software

- Multiformátová AVCHD kamera Panasonic AG-HMC 41 s rychlostí snímkování 50 snímků/sec a zápisem 720/50p.
- Software Dartfish 6 TeamPro data
- Kord Uhlmann pro levoruké i pravoruké šermíře o hmotnosti 400 g (příloha 3)
- Pásmo pro vymezení pohybové vzdálenosti
- Kalibrovaná váha

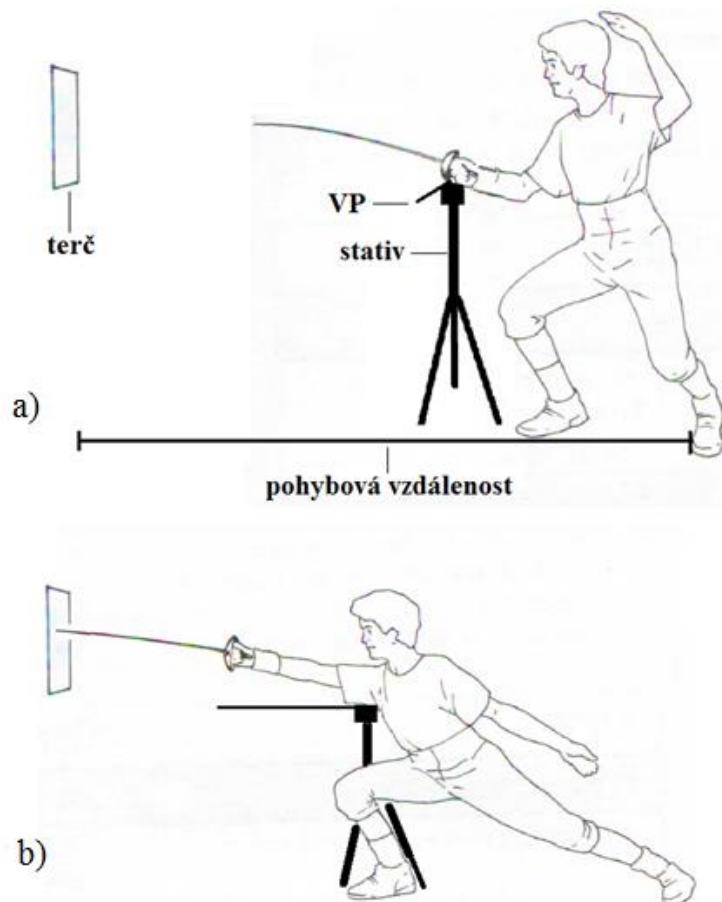
Pro videozáznam sledovaného pohybu bylo využito digitální videokamery, pro analýzu videozáznamu program Dartfish 6 TeamPro data. Průběh výpadu je prezentován v příloze 4. Videokamera snímala celý průběh výpadu a byla umístěna vždy ve vzdálenosti 3,5 metru od testovaných osob a výšce 1,6 metrů.

4.5 Měření pohyb a výběr proměnných

4.5.1 Měření aktivace svalů a reakční doby při výpadu

V této části výzkumu zaměřené na zjišťování aktivace vybraných svalů měly testované osoby po rozsvícení příslušné (červené) LED diody provést výpad ze střežové pozice (obrázek 4.2a) a zasáhnout zásahový terč (obrázek 4.2b). Pro přehlednost byly určeny dvě základní strany, výpadová a odrazová. Na odrazové straně (vzdálenější od zásahového terče) byla sledována aktivace *m. rectus femoris* (odrazová dolní končetina) a *m. deltoideus pars medialis*. Na výpadové straně (blíže k zásahovému terči) pak *m. rectus femoris* (výpadová dolní končetina), *m. deltoideus pars anterior* a *m. trapezius*. Aktivace pěti vybraných svalů byla registrována pomocí povrchové elektromyografie (SEMG). Spolu s časovou aktivací vybraných svalů byla zjišťována i reakční doba při výpadu (dále jen RDV) měřená od výskytu uvedené červené LED diody a celková doba výpadu (dále jen CDV), která byla měřena od výskytu podnětu po zasažení terče.

Každá testovaná osoba měla k dispozici pět zkušebních pokusů, které předcházely vlastnímu měření. Mezi pokusy a vlastním měřením byl stanoven třiminutový interval odpočinku pro vyloučení vlivu únavy.



Vysvětlivky: VP – vodorovná překážka
 a) – testovaná osoba stojí ve stehové pozici; číška kordu na VP
 b) – testovaná osoba na základě výskytu podnětu (měřena RDV) provede výpad a zasáhne terč (od výskytu podnětu po zasažení terče měřena CDV)

Obrázek 4.2 Průběh pohybu při měření aktivace svalů při výpadu¹¹

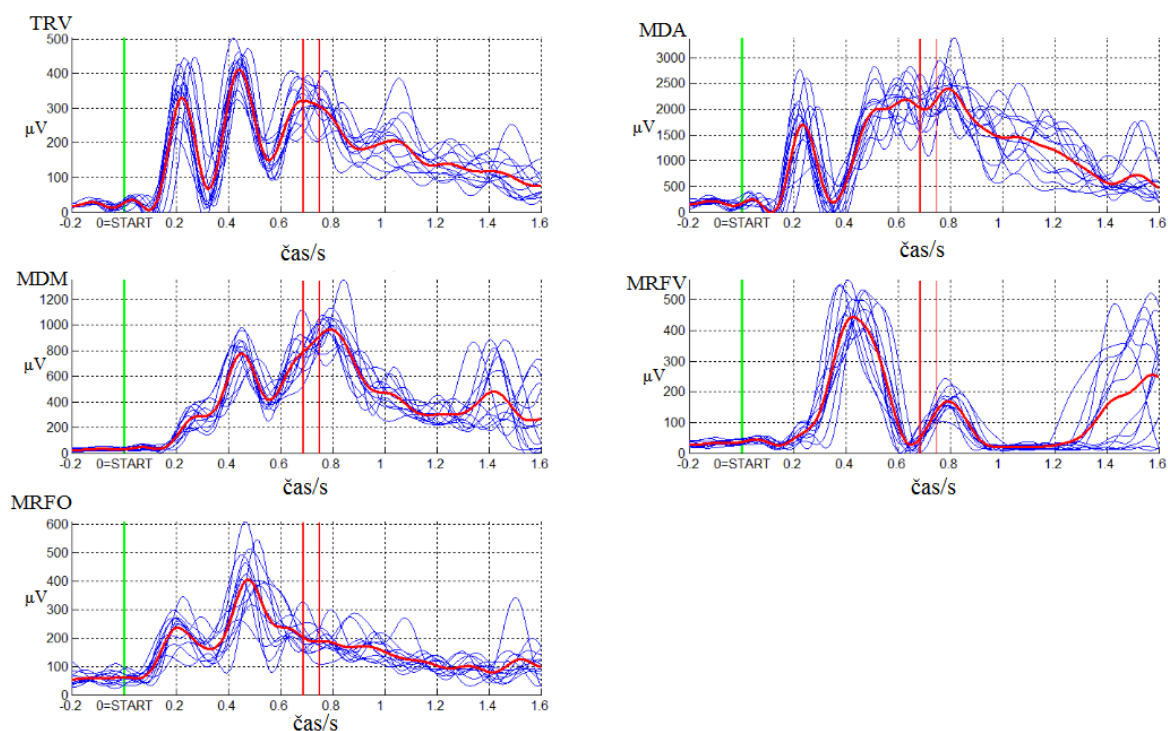
Měření zahrnovalo 20 pokusů (výpadů), mezi nimiž byl stanoven interval odpočinku maximálně 15-20 vteřin. Pro analýzu dat bylo z důvodu možného vlivu únavy zpracováno pouze prvních 15 korektních pokusů.

Pro určení časové aktivace byla zvolena metoda prahování vztaženého k lokálnímu maximu EMG obálky ve sledované fázi, jak doporučují Špulák et al. (2012). Obálka byla ze signálu EMG převedeného do absolutní hodnoty získána pomocí dolní propusti (mezní frekvence propustného pásma 3,6 Hz).

Průběh EMG signálů sledovaných svalů je prezentován v obrázku 4.3. Zelená svislá čára označuje okamžik výskytu podnětu a červená svislá čára okamžik zasažení terče (CDV).

Uvedené grafy poskytují přehlednější informaci o průběhu aktivity příslušného svalu.

¹¹ V obrázku 4.2 byly využity obrázky z publikace Cheriš (2002).



Vysvětlivky: TRV – *m. trapezius* (výpadová strana)
MDM – *m. deltoideus pars medialis* (odrazová strana)
MRFO – *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
MDA – *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
MRFV – *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

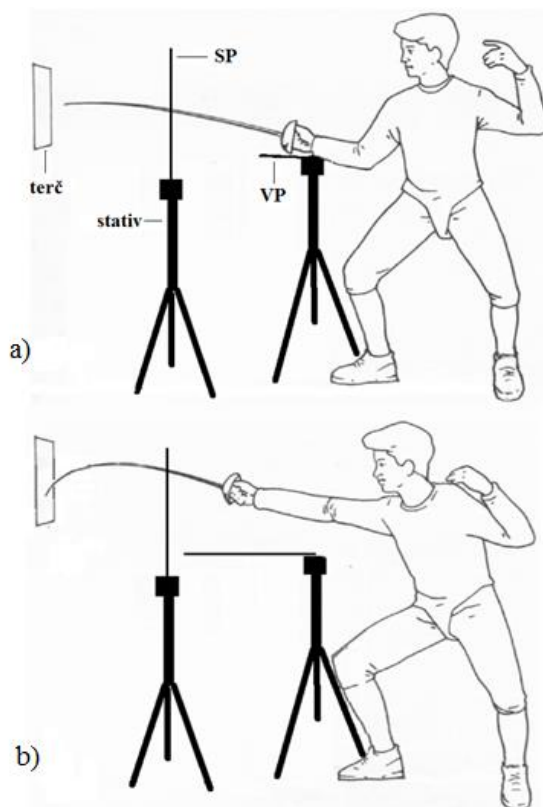
Obrázek 4.3 Příklad průběhu aktivity sledovaných svalů.

Před výpadem stály testované osoby ve střehové pozici, kdy byly svaly aktivní. Vzhledem k tomuto faktu byla určena tzv. „umělá“ základní linie, která odpovídala průměrné hodnotě signálu v intervalu 550 ms před výpadem. V okamžiku, kdy přesáhla amplituda signálu 20 % lokálního maxima chápaného od této „umělé“ základní linie, byl sval považován za aktivovaný. Podobně určili práh na procentuální hodnotě z lokálního maxima například Hug a Dorel (2009) nebo Pavelka (2011). Sval byl zároveň považován za aktivní, pokud byl nad tímto prahem minimálně po dobu 50 milisekund¹². Hodnota rozlišitelnosti časové aktivace jednotlivých svalů byla stanovena na 10 milisekund.

4.5.2 Měření jednoduché a složité reakční doby

¹² Podle doporučení De Luca (1997) nebo Krobot a Kolářové (2011)

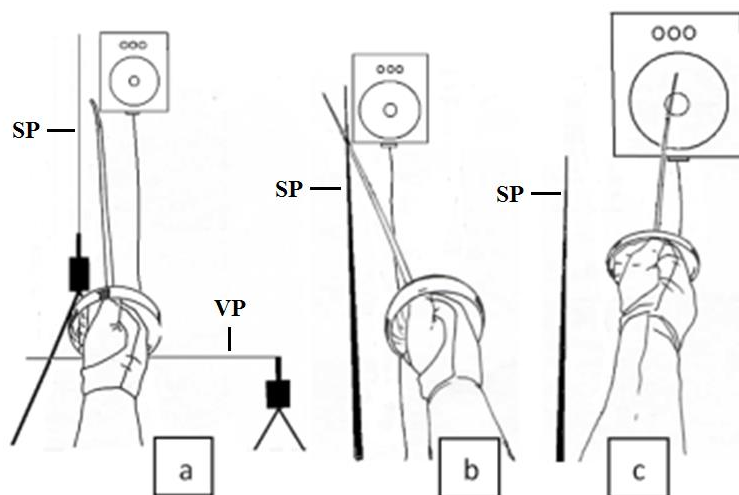
V této části výzkumu zaměřené na sledování úrovně jednoduché a složité reakční doby při vizuální stimulaci bylo využito tzv. „dodatečné“ stimulační, která sice zvyšovala celkový počet podnětů, ovšem nesouvisela s žádným pohybovým úkolem. Šermíři ve střehové pozici (obrázek 4.4a) s číškou umístěnou na kordu (obrázek 4.5a) měli provést při rozsvícení příslušné LED diody (červená, zelená) buď přímý bod (obrázek 4.5c), nebo odraz (obrázek 4.5b) a následně zasáhnout terč (obrázek 4.5c). Při rozsvícení žluté LED diody neměli šermíři reagovat na tuto stimulaci žádným pohybem. Reakce na jeden podnět (červená LED dioda) byla označena jako jednoduchá reakční doba (RDJ). Reakce na dva podněty (červená a zelená LED dioda) byla označena jako složitá (výběrová) reakční doba (dále jen RDS2). Pro složitou reakční dobu na tři podněty (červená, zelená a žlutá LED dioda) bude je využito označení RDS3. Ve všech případech stimulace měla testovaná osoba udržovat střehovou pozici (střehový postoj).



Vysvětlivky: VP – vodorovná překážka
 SP – svislá překážka
 a) – testovaná osoba stojí ve střehové pozici; číška kordu na VP
 b) – testovaná osoba na základě výskytu podnětů (RDJ, RDS2) zasáhne terč nebo nereaguje žádným pohybem (RDS3)

Obrázek 4.4 Celkový průběh pohybu při měření jednoduché a složité reakční doby¹³

¹³ V obrázku 4.4 byly využity obrázky z publikace Cheris (2002).



- Vysvětlivky:
- a – číška kordu je umístěna na vodorovné překážce (VP)
 - b – odraz čepele kordu od svislé překážky (SP) – pouze při rozsvícení zelené LED diody
 - c – pohyb paže se zbraní směrem k zásahovému terči

Obrázek 4.5 Jednotlivé fáze pohybu při měření jednoduché a složité reakční doby¹⁴

V případě rozsvícení červené LED diody, kdy měli šermíři provést pouze přímý bod, se dioda rozsvítila 20 krát po sobě. Tento protokol byl pro všechny testované osoby totožný, Z tohoto důvodu bylo nutné zajistit, aby ostatní testované osoby nesledovaly průběh měření. V případě měření RDS2 bylo generováno 10 podnětů pro přímý bod (červená LED dioda) a 10 podnětů pro odraz bod (zelená LED dioda). Časový interval protokolu výskytu podnětů byl stejný jako v předchozím případě (600 – 2000 ms). V případě RDS3 došlo 10 krát k výskytu červené LED diody, 10 krát k výskytu zelené LED diody a 7 krát k výskytu žluté LED diody.

Na základě doporučení Tanaka, Hasegawa, Kataoka, a Katz (2010) byly u jednoduché reakce vyloučeny hodnoty, které přesáhly 1000 ms. Vyloučeny byly také hodnoty pod úrovní 100 ms, které označuje Iida, Miyazaki, & Uchida (2010) a Schneider et al. (2006) jako anticipační. U SRD2 i SRD3 byly vyloučeny hodnoty pod úrovní 160 ms, které byly označeny jako anticipační a hodnoty nad úrovní 2000 ms, které byly označeny jako chybné stejně jako Arcelin, Delignieres, & Brisswalter (1998), Davranche, Audiffren, & Denjean (2006) a Delignières, Brisswalter, & Legros (1994). Pro statistické zpracování bylo využito vždy prvních 15 korektních pokusů (RDJ i SRD2 a SRD3).

¹⁴ V obrázku 4.5 byly využity obrázky z publikace Cheris (2002).

4.6 Průběh a organizace měření

Výzkum probíhal v období od května 2012 do května 2013 v prostorách šermírny SC Praha, sportovního centra HASA, sportovního centra Mladost' Bratislava a Katedry tělesné výchovy a sportu PF UJEP Ústí nad Labem.

Na základě realizace pilotní studie a prostudování odborné literatury byly zohledněny podmínky okolí (stejná podložka, minimální okolní hluk, vždy stejná teplota vzduchu) a další proměnné (rozcvičení, váha zbraně, pohybová vzdálenost, oblečení, lateralita, zácvik), jež by mohly ovlivnit jak průběh šetření, tak i výsledky výzkumu.

Vždy bylo využito rovného podkladu (linoleum) a totožné teploty vzduchu (22°C). Testované osoby nebyly vyrušovány audiálními podněty z okolí. U žádného šermíře nebyla indikována žádná pohybová omezení či zranění, která by mohla průběh šetření ovlivnit. Před měřeními se testované osoby důkladně rozcvičily podle předem stanoveného protokolu z doporučení Alter (1996), Anderson a Anderson (2010), Batůňkové (2007) a Ylinen (2008). Testované osoby byly instruovány k provádění všech pokusů v maximální rychlosti.

4.6.1 Průběh a organizace měření u aktivace svalů při výpadu

K eliminaci možného ovlivnění výsledků interindividuálními výškovými rozdíly testovaných osob byla využita metodika ze studie Williams a Walmsley (2000a, 2000b). Stejně jako v uvedené studii byla výška testované osoby vynásobena stanoveným koeficientem. Pohybová vzdálenost byla určena od místa průsečíku svislice směřující kolmo od středu zásahového terče směrem k podložce. Od tohoto místa na podložce směrem od terče byla naměřena vzdálenost podle daného koeficientu (výška v cm • koeficient 1,5). Noha na odrazové straně (resp. vnitřní okraj boty) nesměla přesahovat značku před výskytem podnětu a byla vždy bezprostředně za ní. Střed terče byl umístěn ve výšce mečovitého výběžku testované osoby ve vzpřímeném postoji.

Podnětem pro výpad, realizovaný ze střežové pozice, bylo vždy rozsvícení červené LED diody s intervalem výskytu podnětů od 600 do 2000 ms. Na základě výskytu podnětu měli testovaní provést co nejrychleji výpad z předem určené pohybové vzdálenosti. Výška vodorovné překážky vzhledem k podložce byla umístěna individuálně podle výšky testovaných osob tak, aby úhel v loketním kloubu byl přibližně 90°. Reakční doba byla zjištěna časovým úsekem, který byl určen rozsvícením LED diody po pohyb čísky kordu na

vodorovné vysoce citlivé překážce, kterým byla identifikována motorická reakce. Od tohoto okamžiku po zásah terče byl sledován pohybový čas (PČ). Celkovou dobu výpadu (dále jen CDV) tvořil součet RD a PČ.

Aby bylo možné zjistit začátek výpadu v software MegaWin, byl dodatečně doplněn interfejs systému Fitrosoft o výstup, díky němuž byl v okamžiku rozsvícení červené LED diody ($\log_0 = 5 \text{ V}$) označen v záznamu EMG marker, poté opět došlo k přepnutí do normálního režimu ($\log_1 = 5 \text{ V}$). Stejně tomu bylo i v případě zasažení terče (opět došlo k označení místa v EMG záznamu markrem).

4.6.2 Průběh a organizace měření u jednoduché a složité reakční doby

Pro všechny probandy byla určena totožná pohybová vzdálenost. Od středu terče byla určena pohybová vzdálenost 125 cm od terče, kam byla umístěna vodorovná vysoce citlivá překážka, na kterou šermíři umístili před výskytem podnětu (600-2000 ms) číšku kordu. Střed zásahového terče byl umístěn do výšky mečovitého výběžku testované osoby při její vzpřímené poloze stejně jako v metodice využití ve studii Williams a Walmsley (2000a, 2000b). V případě měření SRD2 a SRD3 byla použita ještě svislá překážka, která byla lokalizována do poloviny této pohybové vzdálenosti (62,5 cm od terče a 62,5 cm od vodorovné překážky). Tato překážka byla umístěna pro praváky na spojnici levého okraje zásahového terče a pro leváky na spojnici pravého okraje zásahového terče tak, aby vzdálenost pro odraz bod byla ze středu vodorovné překážky vždy stejná.

Na základě výskytu podnětu reagovaly testované osoby ze střežové pozice příslušným pohybem. V okamžiku, kdy proband položil číšku kordu na vodorovnou překážku, došlo ke spuštění systému pro daný pokus. Interval mezi položením číšky na překážku a výskytem podnětu byl předem nastaven v softwaru SWORD (v rozmezí 600 – 2000 ms).

4.6.3 Aspekce a palpce měřených svalů a aplikace elektrod pro SEMG

Při výběru svalů vybraných pro EMG analýzu bylo v předložené práci využito předchozích studií Williams a Walmsley (2000a, 2000b) zaměřených na zjišťování elektrické aktivity svalů při výpadu v šermu. Zároveň bylo využito publikací Criswell (2011), Čiháka (2001), Fleischmanna a Lince (1975), Naňka a Eliškové (2009) a Véleho (2006), které podávají podrobný popis a funkce těchto svalů. Detailní popis a funkce těchto svalů lze vidět v příloze 7.

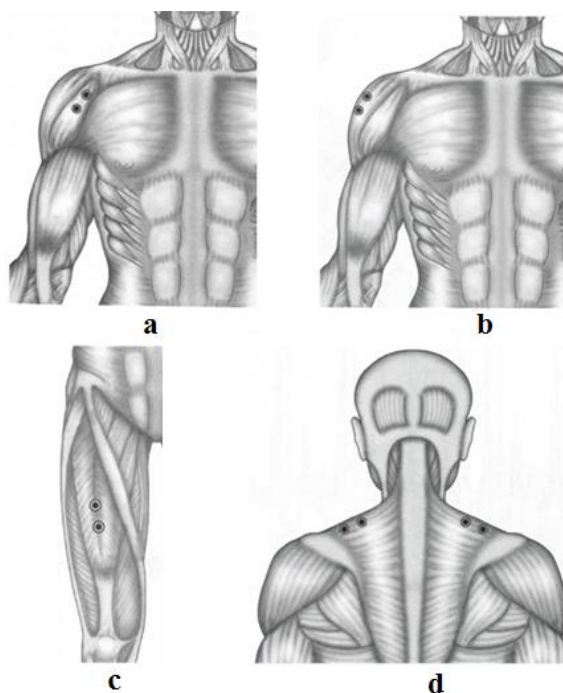
Při zjišťování aktivace svalů při výpadu byly sledovány níže uvedené svaly:

- a) *m. rectus femoris* (odrazová dolní končetina – dále od terče, dále jen MRFO),
- b) *m. rectus femoris* (výpadová dolní končetina – blíže k terči, dále jen MRFV),
- c) *m. deltoideus pars medialis* (odrazová strana – vzdálenější od terče, dále jen MDM),
- d) *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana – blíže k terči, dále jen MDA),
- e) *m. trapezius*, horní část (výpadová strana – blíže k terči, dále jen TRV).

Aktivace vybraných svalů je díky jejich lokalizaci při povrchu těla a relativně snadné identifikaci dobře měřitelná prostřednictvím SEMG. Podle Fleischmanna a Lince (1975) se horní část *m. trapezius* rýsuje pod kůží při pokusu o zdvižení ramene proti odporu. Dolní část se dobře rýsuje při pokusu o snížení ramene a střední část při pokusu o přiblížení lopatek k sobě. Při pokusu o abdukci paže proti odporu se dobře rýsuje pod kůží jako celek. Jeho klíčková část vystoupí při pohybu upažené paže dopředu a dolů proti odporu. Část hřebenová je dobře patrná při pohybu upažené končetiny dolů a nazad. *M. rectus femoris* zřetelně vystoupí při pokusu o flexi v kyčli proti odporu při nataženém kolenu (Fleischmann & Linc, 1975).

Z míst určených pro aplikaci elektrod bylo odstraněno ochlupení a následně došlo k očištění tohoto místa abrazivní pastou a odmaštění lihobenzínem. Použité elektrody měly Ag/AgCl senzor překrytý vlhkým gelem. Měřicí gelová oblast byla 154 mm² se vzdáleností středů dvou elektrod vždy 34 mm. Elektrody byly aplikovány s ohledem na atlas lokalizace elektrod (Criswell, 2011; Konrad, 2005) a skutečnost, že je pro opakovaná měření nezbytné dodržovat totožnou vzdálenost dvou elektrod a místa pro jejich aplikaci (Krobot & Kolářová, 2011). Elektrody byly aplikovány (po expertním posouzení vhodných míst fyzioterapeutem) vždy na střed břicha vybraného svalu ve směru svalových vláken, jak doporučuje SENIAM nebo Criswell (2011), De Luca (1997), Travel a Simons (1999) a další. Detailní „electrode atlas“ (obrázek 4.6 a - d) pro aplikaci elektrod prezentují Cram, Kasman, a Holzt (2011). Předzesilovače byly umístěny ke kůži testovaných osob pomocí pásky, čímž došlo k eliminaci ovlivnění signálu potenciální změnou jejich pozice. Zemní elektrody byly použity podle doporučení Konrad (2005). Na *m. trapezius* (horní část) byly elektrody aplikovány podle doporučení Criswell (2011) mezi trnem C7 krční páteře a akromionem. Na *m. deltoideus – pars anterior* byly elektrody umístěny přibližně 4 cm pod klavikulou na přední části paže. Na *m. deltoideus – pars medialis* byly elektrody umístěny do laterální oblasti horní části končetiny přibližně 3 cm pod akromionem. U *m. rectus femoris* (pro odrazovou dolní

končetinu a pro výpadovou dolní končetinu) byly elektrody umístěny na střed přední části stehna, přibližně v poloviční vzdálenosti mezi kolenem a *iliac spine* (Criswell, 2011). Elektrody aplikovala s ohledem na individuální anatomii svalů testovaných osob vždy stejná osoba (fyzioterapeut Fakulty zdravotnických studií UJEP Ústí nad Labem). Aplikace elektrod je znázorněna v příloze 5.



Vysvětlivky: a - *m. deltoideus pars anterior* (klavikulární část)
 b - *m. deltoideus pars medialis* (akromiální část)
 c - *m. rectus femoris*
 d - *m. trapezius* – horní část

Obrázek 4.6 Lokalizace elektrod pro SEMG. (Cram, Kasman, & Holtz, 2011).

4.7 Statistická analýza dat

Zpracování EMG záznamu

V části výzkumu zaměřeném na zjišťování aktivace vybraných svalů byla data zaznamenána v softwaru MegaWin. Měřený signál byl v záznamovém zařízení hardwarově filtrován frekvenční filtrací 15 - 500 Hz a převeden do digitální podoby se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Tento digitální signál byl následně rektifikován (převeden do absolutních

hodnot). Časová aktivace svalů byla zjištěna pomocí skriptů v programu Matlab (verze R 2012b).

Dále byl vypočítán aritmetický průměr, medián a směrodatná odchylka časové aktivace na prahu 20 % z lokálního maxima EMG obálky podobně jako Williams a Walmsley (2000a, 2000b). Výsledné hodnoty byly vztaženy k časovému (ms) i procentuálnímu (výpad = 100 %) hledisku.

Celkem bylo zaznamenáno 20 pokusů (výpadů). Pro zpracování výsledků však bylo z důvodu možného vlivu únavy zpracováno pouze prvních 15 korektních pokusů.

Registrována byla data, která odpovídala korektním pokusům zaznamenaným v software MegaWin i SWORD. Zpracována byla data uvedená v příloze 6.

Zpracování hodnot reakční doby (jednoduchá, složitá)

Pro analýzu dat z části výzkumu zaměřeného na zjišťování úrovně RD (RDJ, SRD2, SRD3) a CDV byl využit software SWORD, ze kterého byla data exportována do Microsoft Excel 2010 k dalšímu zpracování. Následně (po vyloučení chybných pokusů) byl vypočítán aritmetický průměr, medián a směrodatná odchylka.

Pro potřeby statistického zpracování výsledků bylo využito programu Statistica 6,1 a programu Microsoft Excel 2010.

Použité statistické testy

Na základě testu normality (Shapiro Wilks W test) bylo zjištěno, že u výsledných hodnot časové aktivace vybraných svalů nelze usuzovat na normální rozdělení četností. Z tohoto důvodu budou tato data považována za neparametrická (Havel & Cihlár, 2011). Vzhledem k této skutečnosti a díky nízkému počtu probandů ve sledovaných skupinách byly výsledky zpracovávány pomocí neparametrických statistických postupů.

V případě zjišťování rozdílů v pořadí aktivovaných dvojic svalů mezi skupinami byl využit Chí quare test.

Pro test rovnosti mediánů všech sledovaných skupin byl využit Kruskal-Wallis test. Tento test se využívá, pokud je zapotřebí porovnat rozdíly mezi více než dvěma skupinami a nelze vycházet z předpokladu, že hodnoty měření jsou v souladu s normálním rozdělením četností. Nulová hypotéza předpokládá, že měření ve skupinách mají stejné mediány (Hendl, 2009). Kruskal-Wallis testu bylo využito při sledování všech tří skupin dohromady.

Pokud byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi všemi třemi skupinami, byl následně využit Mann-Whitney U test pro zjištění rozdílu mezi dvojicí skupin (A vs. B, A vs. C, B vs. C). Tento test porovnává mediány ve dvou nezávislých souborech (Havel & Cihlář, 2011).

Za statisticky významné rozdíly byly považovány výsledky, kdy hodnota p byla nižší než 0,05. Na výsledky výzkumu mohl mít vliv malý rozsah skupin šetřených ve výzkumu. Z tohoto důvodu byla dopočítána věcná významnost (effect size), která „eliminuje vliv rozsahu souboru na statistické významnosti (Corder & Foreman, 2009). Vzorce pro výpočet ES jsou uvedeny v příloze 8. Za významný rozdíl byl považován výsledek, kdy byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi skupinami a zároveň náležely výsledné hodnoty minimálně do středního efektu věcné významnosti (příloha 8).

5 VÝSLEDKY

Výsledky práce jsou rozděleny na dvě základní části:

1) Výsledky z měření rozdílů v aktivaci (pořadí i časová aktivace) vybraných svalů při výpadu.

V této části jsou nejprve popsány výsledky pořadí aktivace svalů a rozdíly časové aktivace svalů hodnocené na základě zvoleného aktivačního prahu vztažené k okamžiku výskytu vizuálního podnětu a zasažení terče. Následně jsou zde prezentovány časové interakce (vztahy) mezi vybranými dvojicemi svalů.

2) Výsledky z měření RD (jednoduchá - RDJ, složitá – RDS2, RDS3), vztahu RDV (dále jen reakční doba při výpadu) a CDV (celková doba výpadu) a dále RD (RDJ vs. RDV) při odlišném pohybovém úkolu mezi sledovanými skupinami šermířů.

5.1 Aktivace svalů při výpadu

V tomto oddíle jsou prezentovány výsledky aktivace svalů při výpadu získané z EMG záznamu. Výsledky budou prezentovány v tomto pořadí:

- a) pořadí aktivace vybraných dvojic svalů,
- b) časová aktivace vybraných svalů,
- c) časové vztahy vybraných dvojic svalů.

5.1.1 Pořadí aktivace vybraných dvojic svalů při výpadu

Pro určení pořadí aktivace vybraných svalů bylo nutné převést zjištěné hodnoty do procentuálního vztahu s CDV (celková doba výpadu; čas od výskytu po zasažení terče = 100 %). Časová osa byla v tomto případě transformována na procenta. Pořadí aktivace svalu bylo určeno podle procentuálního vztahu všech pěti sledovaných svalů vzhledem k CDV. Tímto postupem byly eliminovány nároky na rychlost provedení výpadu.

Tabulka 5.1 Rozdíly v pořadí aktivace vybraných dvojic svalů (MRFO vs. MDA)

Skupina	MRFO před MDA (n / %)	MDA před MRFO (n / %)	N
A	14 / 100	0 / 0	14
B	14 / 93,3	1 / 6,7	15
C	13 / 92,9	1 / 7,1	14
			43
p		0,6016	
χ^2		1,02	
ES		0,01	

Vysvětlivky:

- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- χ^2 - hodnota Chi-square testu
- ES - effect size (věcná významnost, η^2)
- n - četnost v dané skupině
- N - celkový počet testovaných osob v dané skupině
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)

Tabulka 5.1 prezentuje rozdíly v pořadí aktivace MRFO vs. MDA u sledovaných skupin šermířů. Na základě výsledků Chi-square (χ^2) testu lze konstatovat, že mezi sledovanými skupinami nebyly zjištěny významné rozdíly ($p = 0,6016$, $\eta^2 = 0,01$) v pořadí aktivace MRFO před MDA. MRFO byl vzhledem k CDV aktivován před MDA u 95,3 % všech testovaných osob. Toto zjištění lze přisuzovat funkci MRFO při výpadu, která souvisí se stabilizací těla proti nežádoucím efektům následného pohybu paže a souvisí s přípravou odrazu nutného k provedení výpadu.

Tabulka 5.2 Rozdíl v pořadí aktivace vybraných svalů (MDA vs. MDM)

Skupina	MDA před MDM (n / %)	MDM před MDA (n / %)	N
A	14 / 100	0 / 0	14
B	11 / 73,3	4 / 26,7	15
C	11 / 78,6	3 / 21,4	14
			43
p		0,1236	
χ^2		4,18	
ES		0,05	

Vysvětlivky:

- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- χ^2 - hodnota Chi-square testu
- ES - effect size (věcná významnost, η^2)
- n - četnost v dané skupině
- N - celkový počet testovaných osob v dané skupině
- MDM - *m. deltoideus pars medialis* (odrazová strana)
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)

Tabulka 5.2 prezentuje pořadí aktivace MDA před MDM. Na základě výsledků Chi-square (χ^2) testu lze konstatovat, že mezi sledovanými skupinami nebyly zjištěny významné rozdíly ($p = 0,1236$, $\eta^2 = 0,05$) v pořadí aktivace MDA před MDM. Šermíři ze skupiny A aktivovali MDA vždy před MDM. U šermířů ze skupiny B a C došlo u několika testovaných osob k dřívější aktivaci MDM před MDA. Tato skutečnost se však neprojevila jako významná. Lze konstatovat, že 84 % šermířů (ze všech testovaných osob) aktivuje MDA před MDM.

Tabulka 5.3 Rozdíl v pořadí aktivace vybraných svalů (MRFO vs. MRFV)

Skupina	MRFO před MRFV (n / %)	MRFV před MRFO (n / %)	N
A	14 / 100	0 / 0	14
B	15 / 100	0 / 0	15
C	13 / 92,9	1 / 7,1	14
			43
p		0,3463	
χ^2		2,12	
ES		0,02	

Vysvětlivky:

- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- χ^2 - hodnota Chi-square testu
- ES - effect size (věcná významnost, η^2)
- n - četnost v dané skupině
- N - celkový počet testovaných osob v dané skupině
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

Tabulka 5.3 prezentuje pořadí aktivace MRFO před MRFV v závislosti na výkonnostní skupině šermířů. Na základě výsledků Chi-square (χ^2) testu lze konstatovat, že mezi sledovanými skupinami nebyly zjištěny významné rozdíly ($p = 0,3463$, $\eta^2 = 0,02$) v pořadí aktivace MRFO před MRFV. Lze tedy učinit závěr, že 98 % ze všech testovaných aktivuje MRFO před MRFV.

Na základě výše uvedených výsledků, v nichž nebyl zjištěn významný rozdíl v pořadí aktivace vybraných dvojic svalů, lze usuzovat na význam aktivace svalů vyjádřené v čase.

5.1.2 Časová aktivace vybraných svalů při výpadu

Pro objasnění časových charakteristik aktivace pěti sledovaných svalů byla aktivace svalu vzhledem k výskytu podnětu určena dosažením aktivačního prahu příslušným svalem na úrovni 20 % z lokálního maxima EMG záznamu.

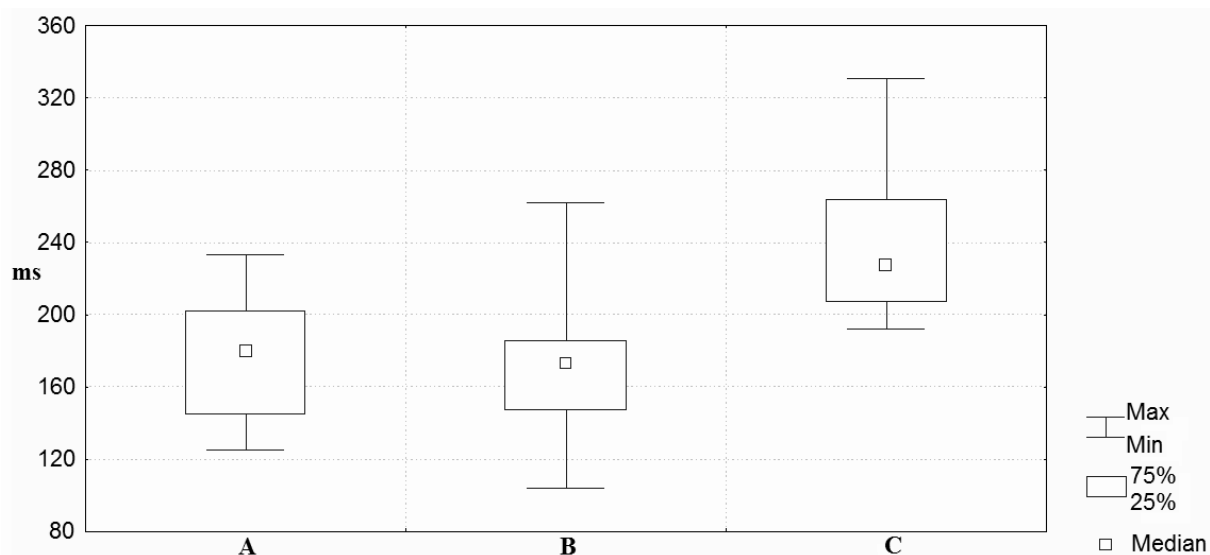
Tabulka 5.4 Základní charakteristiky aktivace svalů u skupin A, B a C

Skupina	n	Sval	Me	Min	Max	DQ	HQ
A	14	MDA	179,5	125	233	144	202
		MRFO	131	97	157	114	148
		MRFV	300	166	430	237	371
		TRV	170	134	513	161	207
		MDM	247	153	407	183	316
B	15	MDA	173	104	262	147	186
		MRFO	148	98	226	125	157
		MRFV	237	157	447	197	281
		TRV	187	136	472	152	267
		MDM	195	146	333	164	256
C	14	MDA	227,5	192	331	207	264
		MRFO	144	117	346	124	197
		MRFV	236	200	417	219	277
		TRV	240,5	174	316	199	270
		MDM	277,5	207	681	237	339

Vysvětlivky:

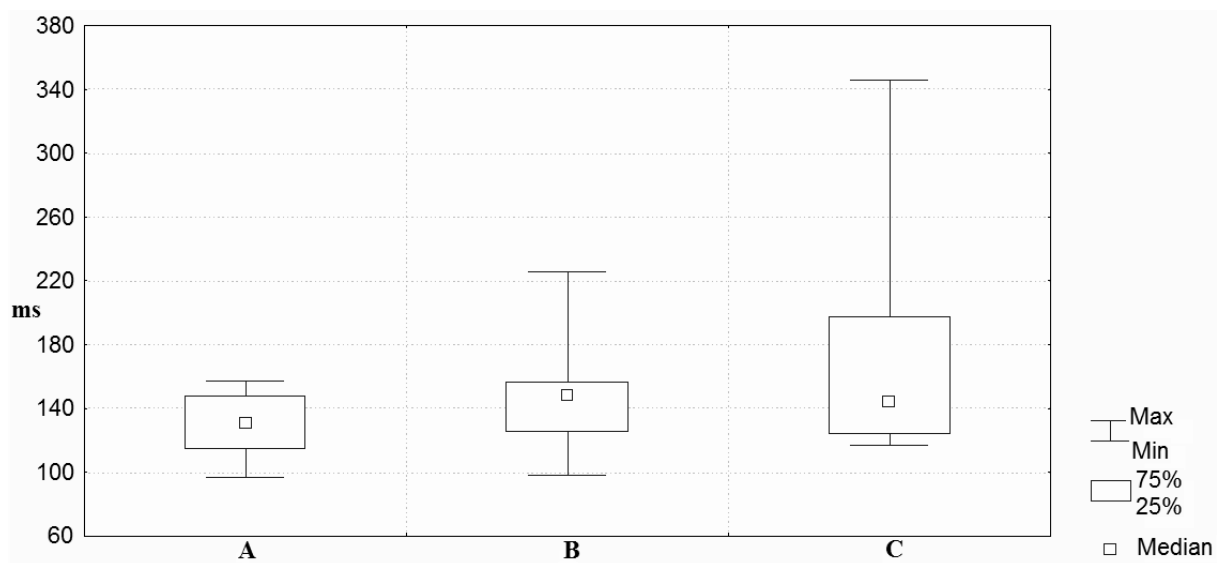
- Me - medián
- Sval - sledovaný sval
- Min - minimální hodnota
- Max - maximální hodnota
- DQ - dolní kvartil
- HQ - horní kvartil
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině
- TRV - *m. trapezius* (výpadová strana)
- MDM - *m. deltoideus pars medialis* (výpadová strana)

V tabulce 5.4 jsou uvedeny základní charakteristiky sledovaných proměnných. Detailní prezentace aktivace sledovaných svalů mezi skupinami šemířů je uvedena v krabicových grafech (obrázek 5.1 až 5.5).



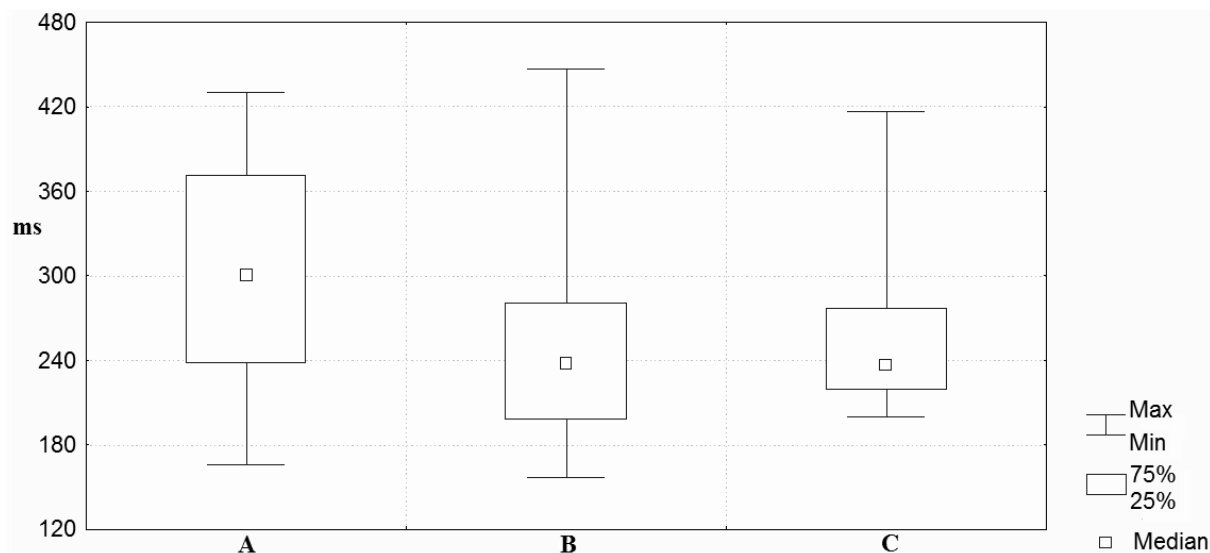
Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.1 Aktivace MDA u všech tří sledovaných skupin šermířů



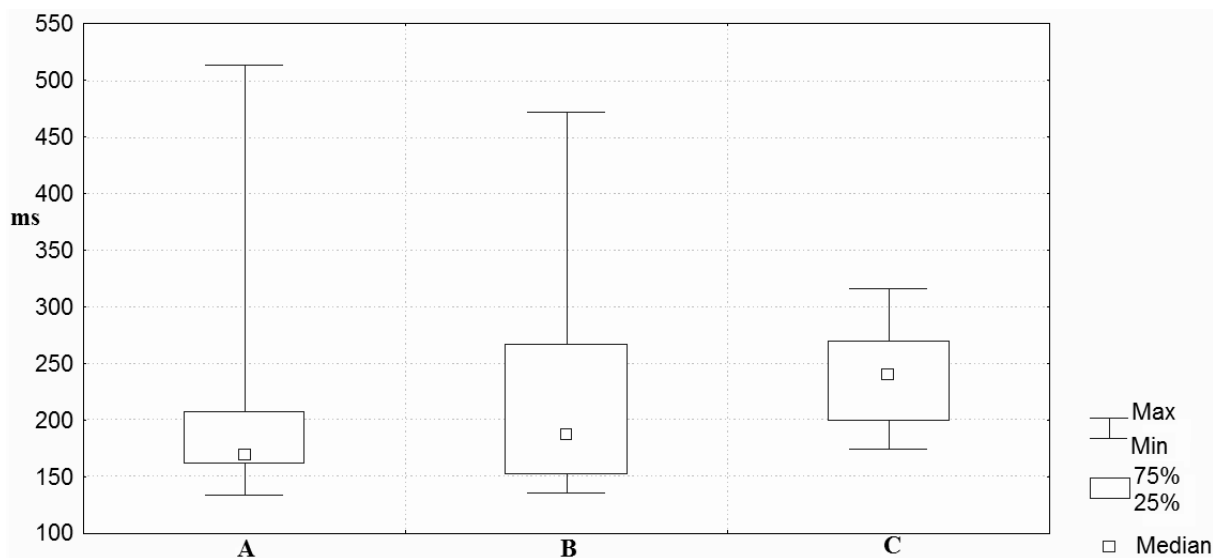
Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.2 Aktivace MRFO u všech tří sledovaných skupin šermířů



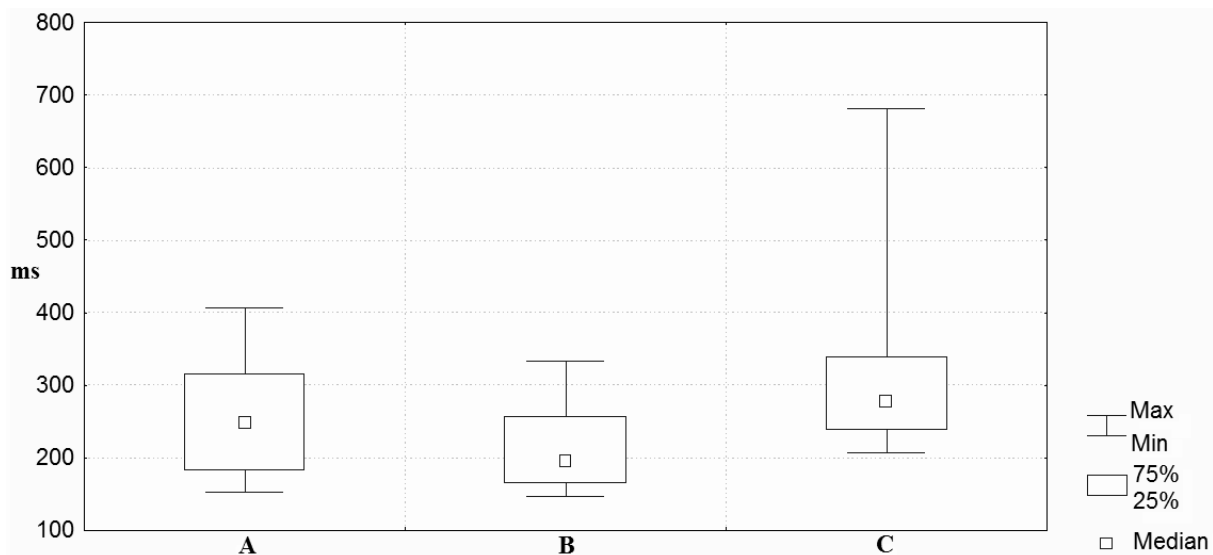
Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.3 Aktivace MRFV u všech tří sledovaných skupin šermířů



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.4 Aktivace TRV u všech tří sledovaných skupin šermířů



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.5 Aktivace MDM u všech tří sledovaných skupin šermířů

Z obrázků 5.1 až 5.5 je zřejmé, že mezi sledovanými skupinami šermířů existují rozdíly v časové aktivaci sledovaných svalů. Rozdíly lze vidět v aktivaci MDA. Skupina A a B aktivovala tento sval dříve než skupina C. Podobný průběh lze mezi skupinou A a C pozorovat v případě TRV. Naopak výrazně později byl aktivován MRFV skupinou A oproti dvěma dalším skupinám šermířů. Časově vyrovnaná se u všech tří skupin šermířů jeví aktivace MRFO i MDM.

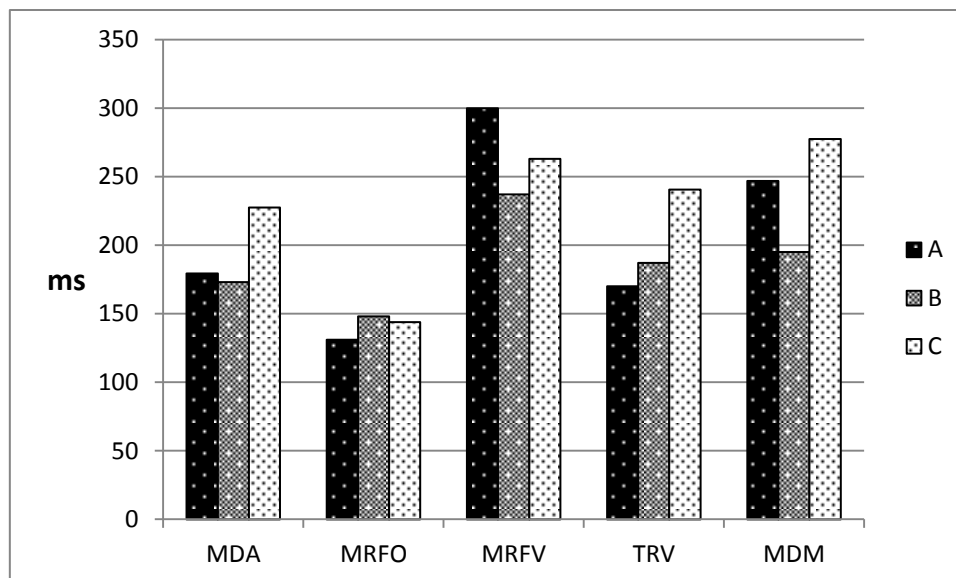
Tabulka 5.5 Rozdíly v časové aktivaci sledovaných svalů mezi skupinami A, B a C

	n	MDA(Me)	MRFO(Me)	MRFV(Me)	TRV(Me)	MDM(Me)
A	14	179,5	131	300	170	247
B	15	173	148	237	187	195
C	14	227,5	144	236	240,5	277,5
H		16,89	3,59	4,17	6,95	10,2
p		0,0002	0,1657	0,1243	0,0309	0,0061
ES		0,4	0,09	0,1	0,17	0,24

Vysvětlivky:

- H - hodnota Kruskal-Wallis testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, η^2)
- MDA(Me) - *m.deltoideus pars anterior* na výpadové straně (medián)
- MRFO(Me) - *m.rectus femoris* na odrazové dolní končetině (medián)
- MRFV(Me) - *m.rectus femoris* na výpadové dolní končetině (medián)
- TRV(Me) - *m.trapezius* na výpadové straně (medián)
- MDM(Me) - *m.deltoideus pars medialis* na odrazové straně (medián)

Pomocí Kruskal-Wallis testu byly zjištěny u všech sledovaných skupin šermířů významné rozdíly časové aktivace u MDA ($p = 0,0002$, $\eta^2 = 0,4$), TRV ($p = 0,0309$, $\eta^2 = 0,17$) a MDM ($p = 0,0061$, $\eta^2 = 0,24$). Výsledky Kruskal-Wallis testu jsou prezentovány v tabulce 5.5. Pro detailnější charakterizaci rozdílů časové aktivace sledovaných svalů mezi jednotlivými skupinami šermířů byl využit dále Mann-Whitney U test.



Vysvětlivky: MDA - *m.deltoideus pars anterior* na výpadové straně
 MRFO - *m.rectus femoris* na odrazové dolní končetině
 MRFV - *m.rectus femoris* na výpadové dolní končetině
 TRV - *m.trapezius* na výpadové straně
 MDM - *m.deltoideus pars medialis* na odrazové straně
 A - skupina A
 B - skupina B
 C - skupina C

Obrázek 5.6 Časová aktivace sledovaných svalů u skupin A, B a C.

Z obrázku 5.6 je zřejmá podobnost hodnot (sloupců) v aktivaci MDA u všech tří sledovaných skupin. Vzhledem k vizuální stimulaci došlo nejdříve k aktivaci MRFO u všech sledovaných skupin. U všech tří skupin je minimální rozdíl v aktivaci tohoto svalu.

Tabulka 5.6 Rozdíly v časové aktivaci svalů mezi skupinami A a B

Sval	A(Me)	B(Me)	Z	p	ES
MDA	179,5	173	0,15	0,8786	0,03
MRFO	131	148	-1,27	0,2056	0,24
MRFV	300	237	1,81	0,0701	0,34
TRV	170	187	-0,57	0,5705	0,11
MDM	247	195	1,66	0,0972	0,31

Vysvětlivky: Z - hodnota Mann-Whitney U testu
 p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
 ES - effect size (věcná významnost, d)
 A(Me) - skupina A (medián)
 B(Me) - skupina B (medián)
 Sval - sledovaný sval

Mezi skupinou A a B nebyl zjištěn významný rozdíl v časové aktivaci u žádného ze sledovaných svalů (viz tabulka 5.6).

Tabulka 5.7 Rozdíly v časové aktivaci svalů mezi skupinami A a C

Sval	A(Me)	C(Me)	Z	p	ES
MDA	179,5	227,5	-3,63	0,0003	0,69
MRFO	131	144	-1,84	0,0661	0,35
MRFV	300	236	1,68	0,0935	0,32
TRV	170	240,5	-2,73	0,0062	0,52
MDM	247	277,5	-1,15	0,2507	0,22

Vysvětlivky:
 Z - hodnota Mann-Whitney U testu
 p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
 ES - effect size (věcná významnost, d)
 A(Me) - skupina A (medián)
 C(Me) - skupina C (medián)
 Sval - sledovaný sval

Mezi skupinou A a C (tabulka 5.7) byl zjištěn významný rozdíl v časové aktivaci u MDA ($p = 0,0003$, $d = 0,69$) a TRV ($p = 0,0062$, $d = 0,52$). Elitní šermíři tedy aktivovali MDA a TRV dříve (významný rozdíl) než začátečníci.

Tabulka 5.8 Rozdíly v časové aktivaci svalů mezi skupinami B a C

Sval	B(Me)	C(Me)	Z	p	ES
MDA	173	227,5	-3,47	0,0005	0,65
MRFO	148	144	-0,63	0,5268	0,12
MRFV	237	236	-0,37	0,7107	0,07
TRV	187	240,5	-1,66	0,0972	0,31
MDM	195	277,5	-3,32	0,0009	0,62

Vysvětlivky:
 Z - hodnota Mann-Whitney U testu
 p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
 ES - effect size (věcná významnost, d)
 B(Me) - skupina B (medián)
 C(Me) - skupina C (medián)
 Sval - sledovaný sval

Mezi skupinou B a C (tabulka 5.8) byl zjištěn významný rozdíl v časové aktivaci u MDA ($p = 0,0005$, $d = 0,65$) a MDM ($p = 0,0009$, $d = 0,62$). Stejně jako v případě elitních šermířů

došlo k dřívější aktivaci MDA u subelitních šermířů než u začátečníků. Zároveň byl u subelitních šermířů oproti začátečníkům aktivován dříve MDM (významný rozdíl).

5.1.3 Časová aktivace vybraných dvojic svalů při výpadu

V této části práce jsou prezentovány výsledky rozdílů v časové aktivaci vybraných dvojic svalů (vztahů) mezi sledovanými skupinami šermířů. Uvedené dvojice (vztahy) svalů byly zvoleny pro objasnění časových charakteristik aktivace svalů při výpadu, které mohou mít na sledovaný pohyb (výpad) vliv.

Pro objasnění časových charakteristik v rozdílech aktivace vybraných dvojic svalů bylo využito určeného aktivačního práhu na úrovni 20 % z lokálního maxima EMG záznamu.

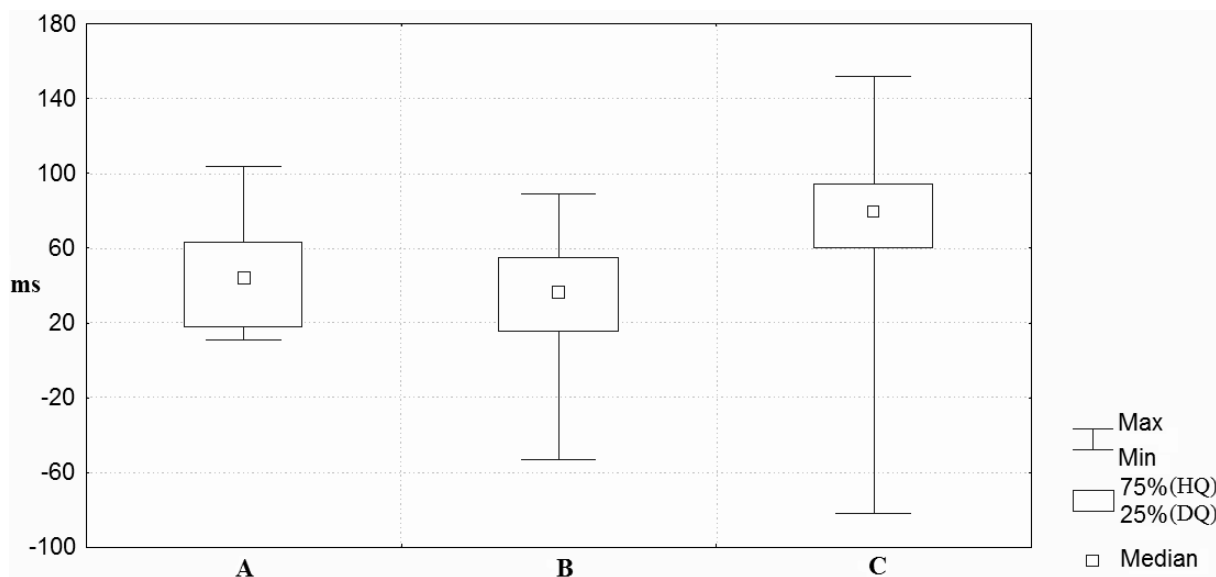
Tabulka 5.9 Základní charakteristiky vztahů vybraných dvojic svalů u skupin A, B a C

Skupina	n	Vztah	Me	Min	Max	DQ	HQ
A	14	MRFO vs. MDA	44	11	103,5	18	63
		MRFO vs. MRFV	192,5	62	280	107	240
		MDA vs. MRFV	131	3,5	244	38	217
B	15	MRFO vs. MDA	36	-53	89	15	55
		MRFO vs. MRFV	80	19	308	55	145
		MDA vs. MRFV	50	-28	304	11	112
C	14	MRFO vs. MDA	79,5	-82	152	60	95
		MRFO vs. MRFV	82	-16	262	44	111
		MDA vs. MRFV	11,5	-110	177	-13	63

Vysvětlivky:

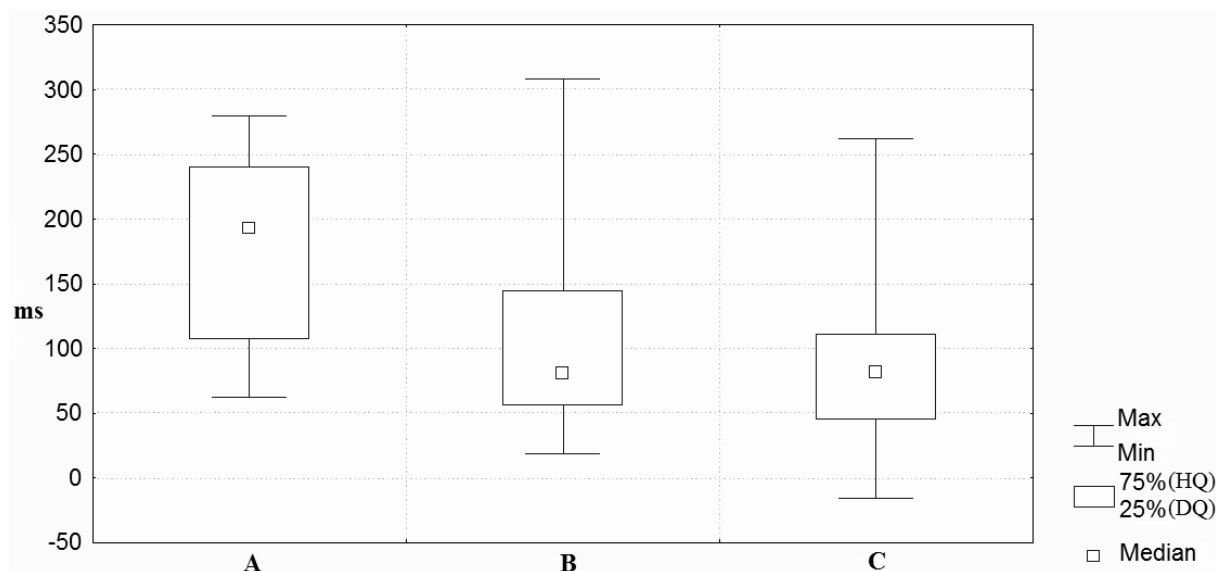
- Me - medián
- Min - minimální hodnota
- Max - maximální hodnota
- DQ - dolní kvartil
- HQ - horní kvartil
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

V tabulce 5.9 jsou uvedeny základní charakteristiky (vztahy) zjištěné u sledovaných skupin šermířů. Detailněji jsou výsledné základní charakteristiky prezentovány v krabicových grafech (obrázky 5.7 až 5.9).



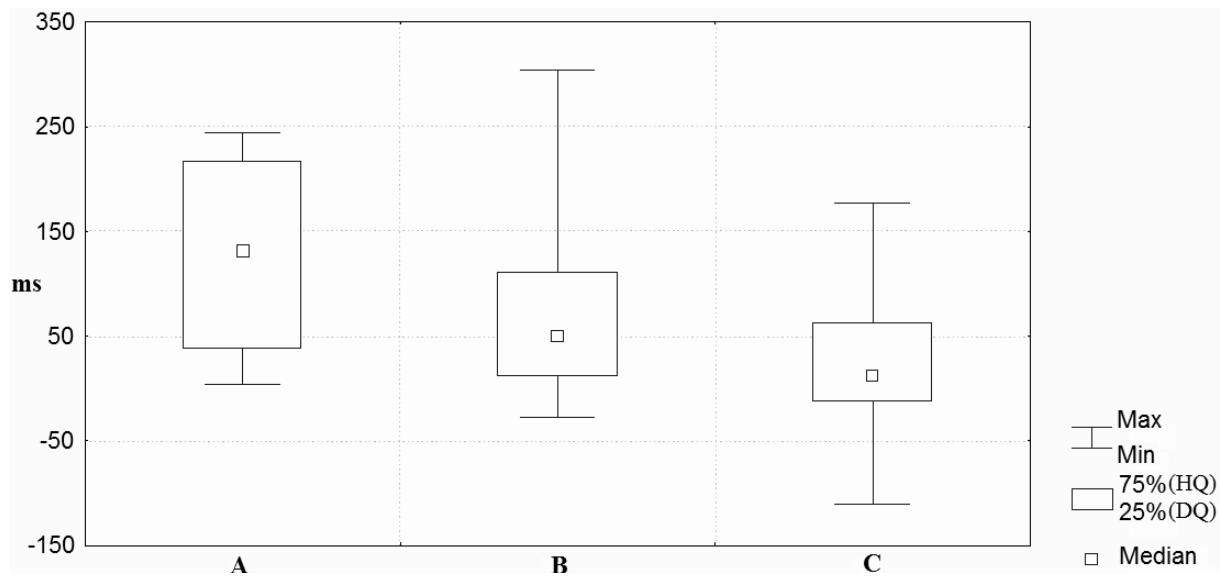
Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.7 Vztah MRFO a MDA u všech tří sledovaných skupin šermířů



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.8 Vztah MRFO a MRFV u všech tří sledovaných skupin šermířů



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.9 Vztah MDA a MRFV u všech tří sledovaných skupin šermířů

V krabicových grafech (obrázky 5.7 až 5.9) jsou mezi sledovanými skupinami šermířů patrné časové rozdíly mezi aktivací vybraných dvojic svalů. Z tohoto důvodu lze usuzovat na skutečnost, že se tyto rozdíly projeví jako významné.

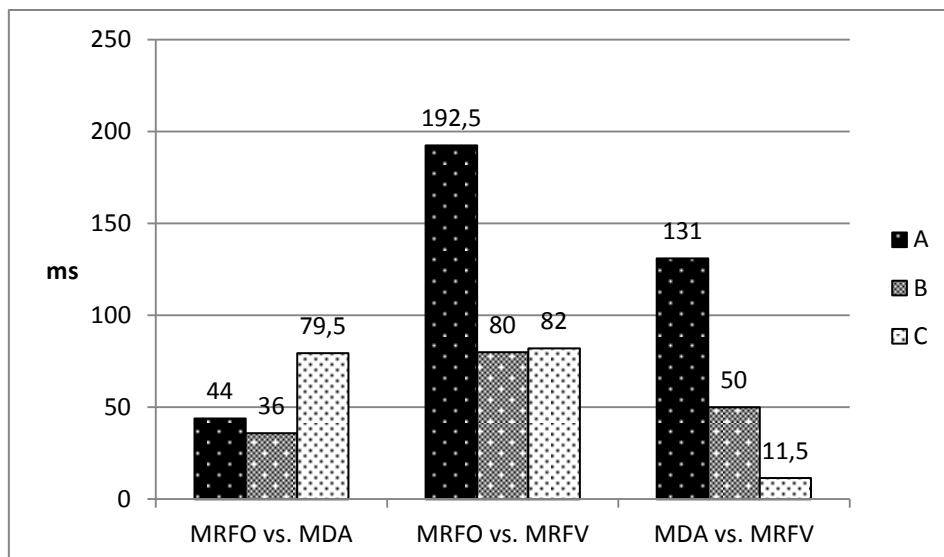
Tabulka 5.10 Rozdíly v aktivaci vybraných svalů mezi skupinami A, B a C

Skupina	n	MRFO vs. MDA (Me)	MRFV vs. MRFO (Me)	MDA vs. MRFV (Me)
A	14	44	192,5	131
B	15	36	80	50
C	14	79,5	82	11,5
H		6,05	10,29	9,96
p		0,0485	0,0058	0,0069
ES		0,14	0,25	0,24

Vysvětlivky:

- H - hodnota Kruskal-Wallis testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, η^2)
- Me - medián
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

Pomocí Kruskal-Wallis testu byly zjištěny mezi všemi skupinami šermířů významné rozdíly ve vztahu MRFO vs. MDA ($p = 0,0485$, $\eta^2 = 0,14$), MRFO vs. MRFV ($p = 0,0058$, $\eta^2 = 0,25$) i MDA vs. MRFV ($p = 0,0069$, $\eta^2 = 0,24$). Uvedené vztahy jsou společně s výsledky Kruskal-Wallis testu prezentovány v tabulce 5.10. Pro detailnější charakterizaci rozdílů v časové aktivaci vybraných dvojic svalů mezi jednotlivými skupinami šermířů byl využit dále Mann-Whitney U test (tabulky 5.11, 5.12, 5.13).



Vysvětlivky:

- A - skupina A (elitní šermíři)
- B - skupina B (subelitní šermíři)
- C - skupina C (začátečníci)
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

Obrázek 5.10 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami A, B a C.

Z obrázku 5.10 je patrné, že mezi jednotlivými skupinami šermířů existují rozdíly ve vztahu MRFO vs. MRFV a MDA vs. MRFV. Není patrný rozdíl mezi skupinou A a B ve vztahu MRFO vs. MDA a mezi skupinou B a C ve vztahu MRFO vs. MRFV.

Tabulka 5.11 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami A a B

Vztah	A(Me)	B(Me)	Z	p	ES
MRFO vs. MDA	44	36	0,70	0,4849	0,13
MRFO vs. MRFV	192,5	80	2,69	0,0088	0,5
MDA vs. MRFV	131	50	1,53	0,1266	0,28

Vysvětlivky:

- Z - hodnota Mann-Whitney U testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, d)
- A(Me) - skupina A (medián)
- B(Me) - skupina B (medián)
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

Významný rozdíl mezi skupinou A a B byl pomocí Mann-Whitney U testu zjištěn pouze u MRFO vs. MRFV ($p = 0,0088$, $d = 0,5$). Na obrázku 5.10 je sice patrný rozdíl i ve vztahu MDA vs. MRFV, avšak neprojevil se jako významný.

Tabulka 5.12 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami A a C

Vztah	A(Me)	C(Me)	Z	p	ES
MRFO vs. MDA	44	79,5	-1,84	0,0661	0,35
MRFO vs. MRFV	192,5	82	2,85	0,0044	0,54
MDA vs. MRFV	131	11,5	3,08	0,0021	0,58

Vysvětlivky:

- Z - hodnota Mann-Whitney U testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, d)
- A(Me) - skupina A (medián)
- C(Me) - skupina C (medián)
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

Z tabulky 5.12 je patrné, že mezi skupinou A a C byl zjištěn významný rozdíl v časové aktivaci u MRFO vs. MRFV ($p = 0,0044$, $d = 0,54$) a také u MDA vs. MRFV ($p = 0,0021$, $d = 0,58$).

Tabulka 5.13 Rozdíly v aktivaci vybraných dvojic svalů mezi skupinami B a C

Vztah	B(Me)	C(Me)	Z	p	ES
MRFO vs. MDA	36	79,5	-2,27	0,0233	0,42
MRFO vs. MRFV	80	82	0,65	0,5127	0,12
MDA vs. MRFV	50	11,5	1,77	0,0771	0,33

Vysvětlivky:

- Z - hodnota Mann-Whitney U testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, d)
- B(Me) - skupina B (medián)
- C(Me) - skupina C (medián)
- MRFO - *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině
- MDA - *m. deltoideus pars anterior* (výpadová strana)
- MRFV - *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině

Mezi skupinou B a C byl zjištěn významný (statisticky) rozdíl ($p = 0,0233$, $d = 0,42$) u vztahu MRFO vs. MDA (viz tabulka 5.13). Rozdíly tohoto vztahu mezi skupinou A a C byly také patrné (viz obrázek 5.10), avšak rozdíl se neprojevil jako významný. Další rozdíl mezi skupinou B a C je patrný i ve vztahu MDA vs. MRFV (viz obrázek 5.10), ani zde se však tento rozdíl neprojevil jako významný.

5.2 Reakční doba

5.2.1 Jednoduchá a složitá reakční doba

Tato část bude zaměřena na zjišťování rozdílů v reakční době šermířů zjišťované ve střehové pozici, kdy měli šermíři na základě rozsvícení různě barevné LED diody provést buď přímý bod (přímo zasáhnout terč – červené světlo), anebo odrazit svislou překážku a následně zasáhnout terč (odraz bod – zelené světlo). Při rozsvícení LED diody (žlutá) pro „dodatečnou“ stimulaci neměli šermíři reagovat žádným pohybem.

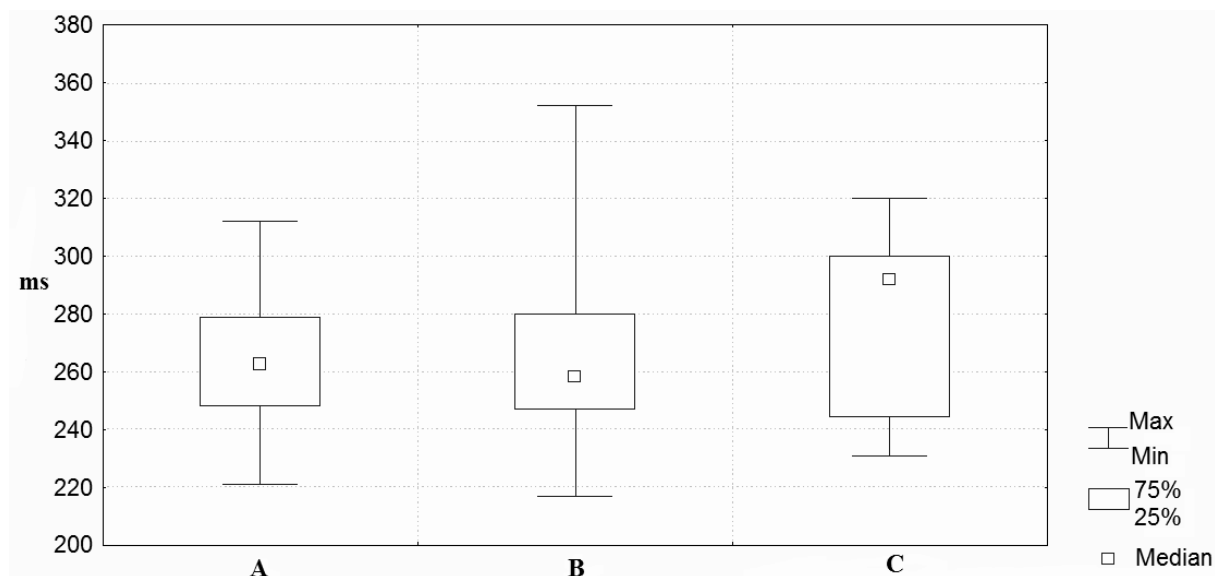
Tabulka 5.14 Základní charakteristiky pro reakční dobu u skupin A, B a C

Skupina	n	Reakce	Me	Min	Max	DQ	HQ
A	14	RDJ	262,5	221	312	248	279
		RDS2	360,5	318	422	343	382
		RDS3	416,5	317	493	390	465
B	15	RDJ	258	217	352	247	280
		RDS2	364	295	453	331	391
		RDS3	424	279	541	400	469
C	14	RDJ	292	231	320	244	300
		RDS2	381	279	451	332	410
		RDS3	447,5	397	528	425	482

Vysvětlivky:

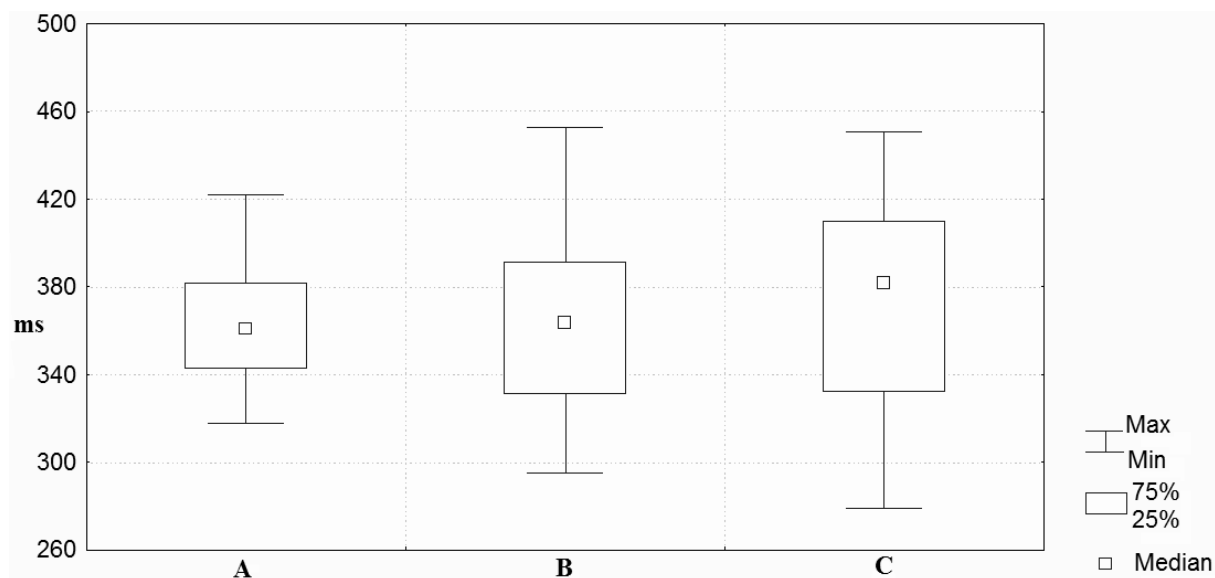
- Me - medián
- Min - minimální hodnota
- Max - maximální hodnota
- DQ - dolní kvartil
- HQ - horní kvartil
- RDJ - jednoduchá RD (1 podnět)
- RDS2 - složitá RD (2 podněty)
- RDS3 - složitá RD (3 podněty)

V tabulce 5.14 jsou uvedeny základní charakteristiky sledovaných skupin šermířů, které se vztahují k reakční době zjišťované ve střehové pozici. Podrobnější prezentace těchto charakteristik je zobrazena v níže uvedených krabicových grafech (obrázky 5.11 až 5.13).



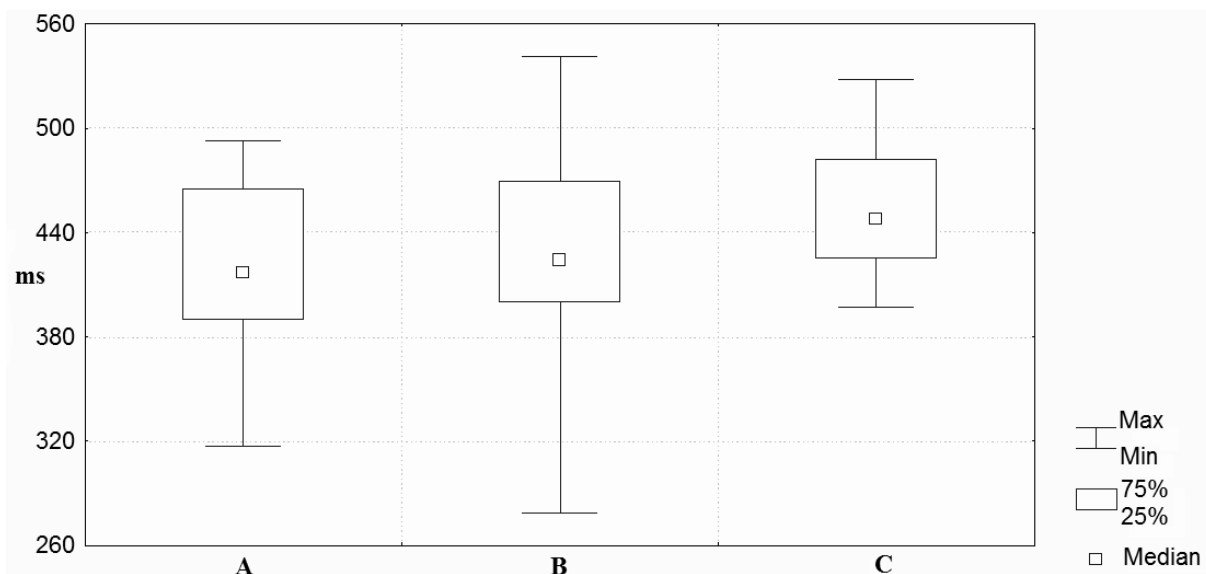
Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.11 Úroveň jednoduché reakční doby (RDJ) u sledovaných skupin šermířů



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.12 Úroveň složité reakční doby (RDS2) u sledovaných skupin šermířů



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

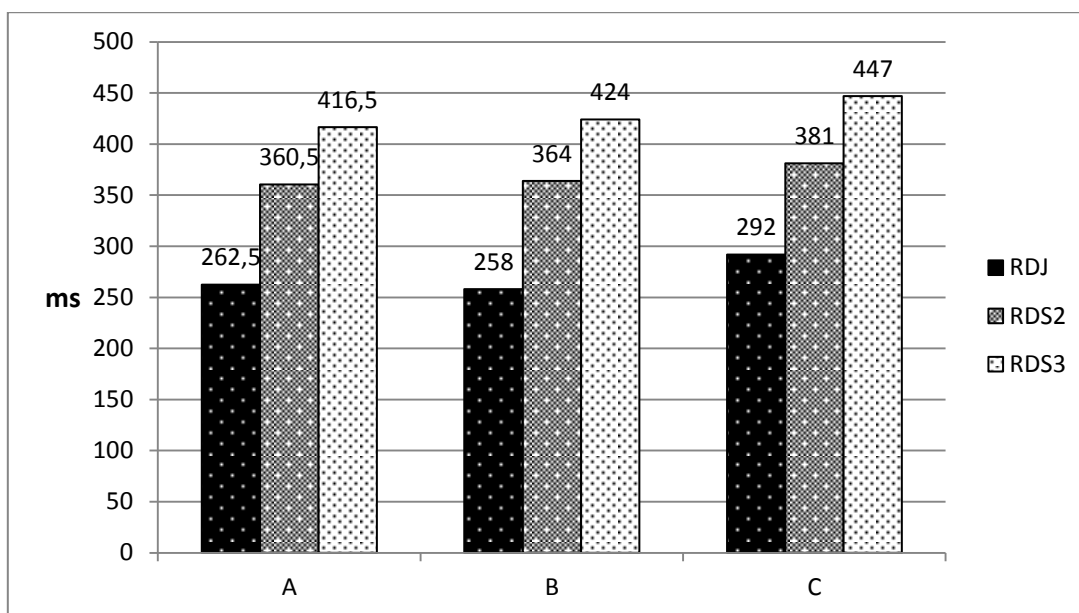
Obrázek 5.13 Úroveň složité reakční doby (RDS3) u sledovaných skupin šermířů

Tabulka 5.15 Rozdíl v RD mezi skupinami A, B a C

Skupina	n	RDJ(Me)	RDS2(Me)	RDS3(Me)
A	14	262,5	360,5	416,5
B	15	258	364	424
C	14	292	381,5	447,5
H		2,92	0,69	3,15
p		0,2328	0,7077	0,2075
ES		0,07	0,02	0,08

Vysvětlivky: H - hodnota Kruskal-Wallis testu
 p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
 ES - effect size (věcná významnost, η^2)
 RDJ(Me) - jednoduchá RD (1 podnět, medián)
 RDS2(Me) - složitá RD (2 podněty, medián)
 RDS3(Me) - složitá RD (3 podněty, medián)

Pomocí Kruskal-Wallis testu, jehož výsledky jsou prezentovány v tabulce 5.15, nebyly zjištěny v rámci sledovaných skupin významné rozdíly v hodnotách RD (RDJ, RDS2, RDS3). Nelze tedy potvrdit, že dodatečná stimulace měla na šermíře různých výkonnostních úrovní vliv.



Vysvětlivky: A, B, C - skupina A, B, C
 RDJ - jednoduchá RD (1 podnět)
 RDS2 - složitá RD (2 podněty)
 RDS3 - složitá RD (3 podněty)

Obrázek 5.14 Hodnoty reakční doby (1-3 podněty) u skupin A, B a C

Z obrázku 5.14 je patrný lineární trend nárůstu RD se zvyšujícím se počtem podnětů. Lze tedy uvažovat, že počet podnětů zvyšuje úroveň RD.

5.2.2 Vztah celkové doby výpadu a reakční doby při výpadu

Tato část je zaměřena na sledování vztahu CDV a RDV mezi sledovanými skupinami šermířů. Uvedený vztah je řešen díky předpokládanému významu hodnot reakční doby při sledovaném pohybu (výpadu) na celkovou rychlost jeho provedení. Rychlost reakce může výrazně ovlivnit čas potřebný pro realizaci výpadu.

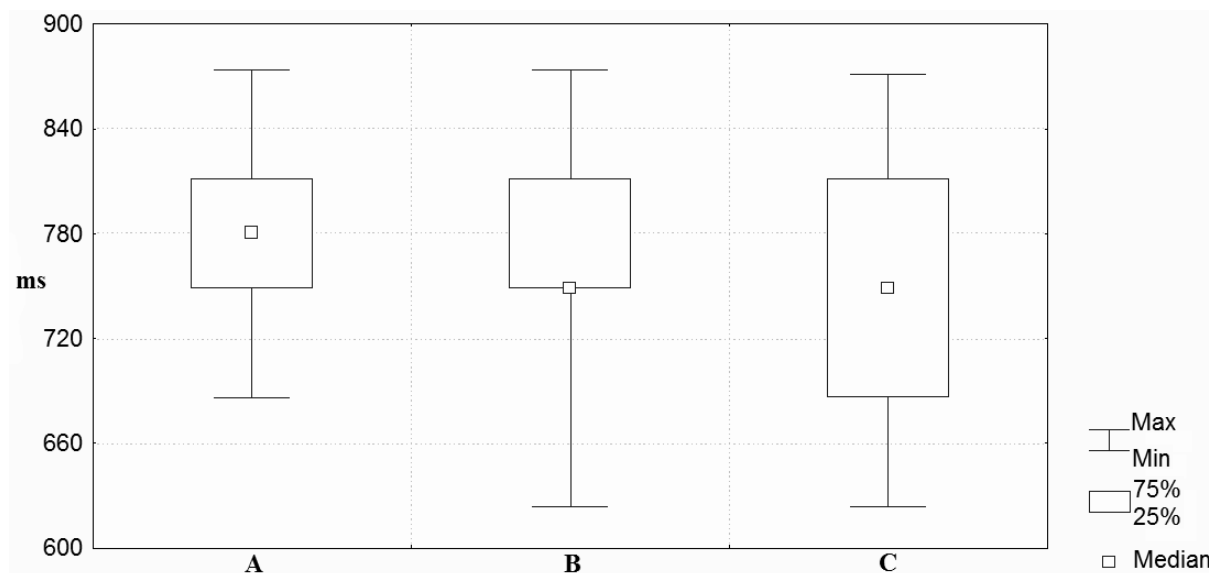
Tabulka 5.16 Základní charakteristiky CDV a RDV při výpadu u skupin A, B a C

Skupina	n	Proměnné	Me	Min	Max	DQ	HQ
A	14	CDV	780	686	874	749	811
		RDV	274	242	401	255	321
B	15	CDV	749	624	874	749	811
		RDV	281	237	413	266	354
C	14	CDV	749	624	871	686	811
		RDV	355	255	391	320	364

Vysvětlivky:

- Me - medián z rozdílu mediánů
- Min - minimální hodnota
- Max - maximální hodnota
- DQ - dolní kvartil
- HQ - horní kvartil
- RDV - reakční doba při výpadu
- CDV - celková doba výpadu

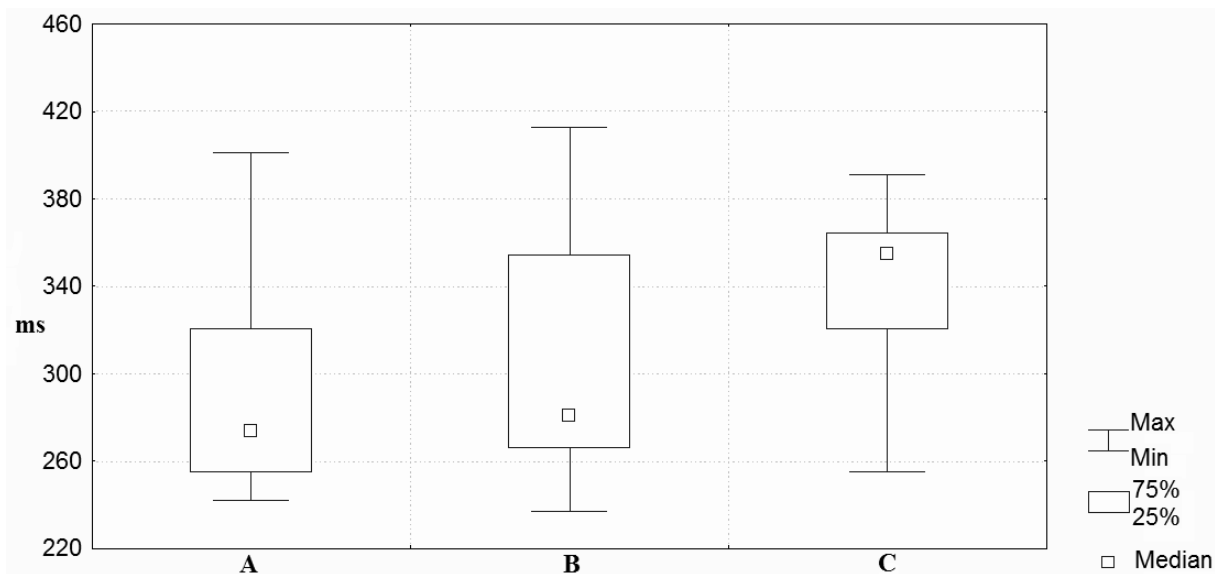
Z tabulky 5.16 patrné, že rozdíly v CDV jsou mezi skupinami minimální. Rozdíly v hodnotách RDV jsou však zřejmé. Detailní vztahy sledovaných proměnných je možné vidět v níže uvedených krabicových grafech (obrázky 5.15 až 5.17).



Vysvětlivky:

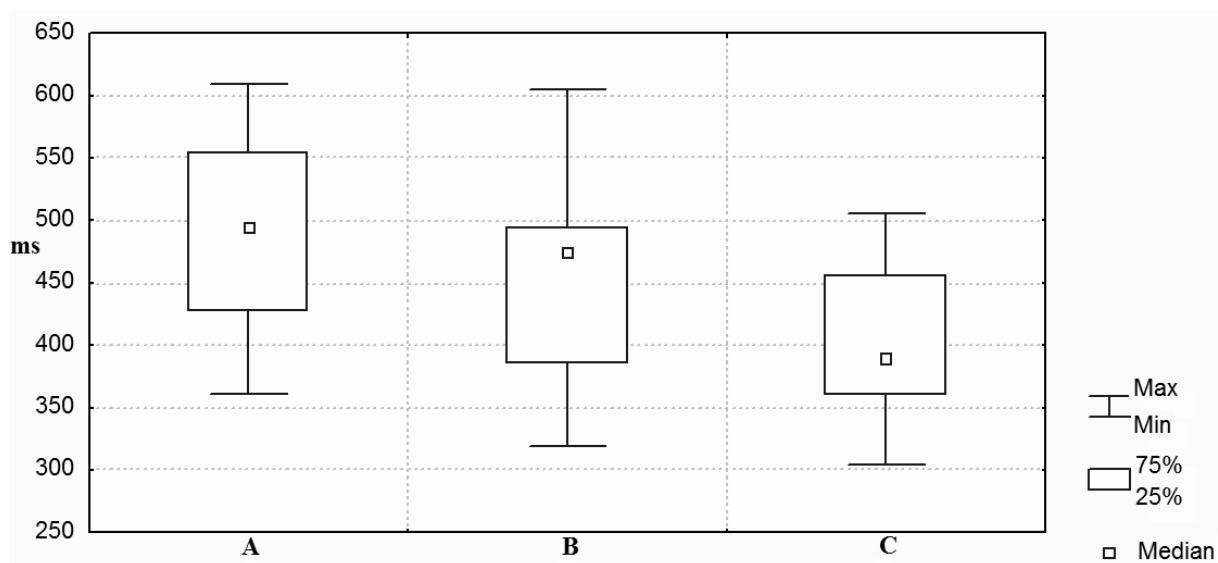
- Min - minimální hodnota
- Max - maximální hodnota
- DQ - dolní kvartil
- HQ - horní kvartil

Obrázek 5.15 Celková doba výpadu (CDV) u skupin A, B a C



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

Obrázek 5.16 Reakční doba při výpadu (RDV) u skupin A, B a C



Vysvětlivky: Min - minimální hodnota
 Max - maximální hodnota
 DQ - dolní kvartil
 HQ - horní kvartil

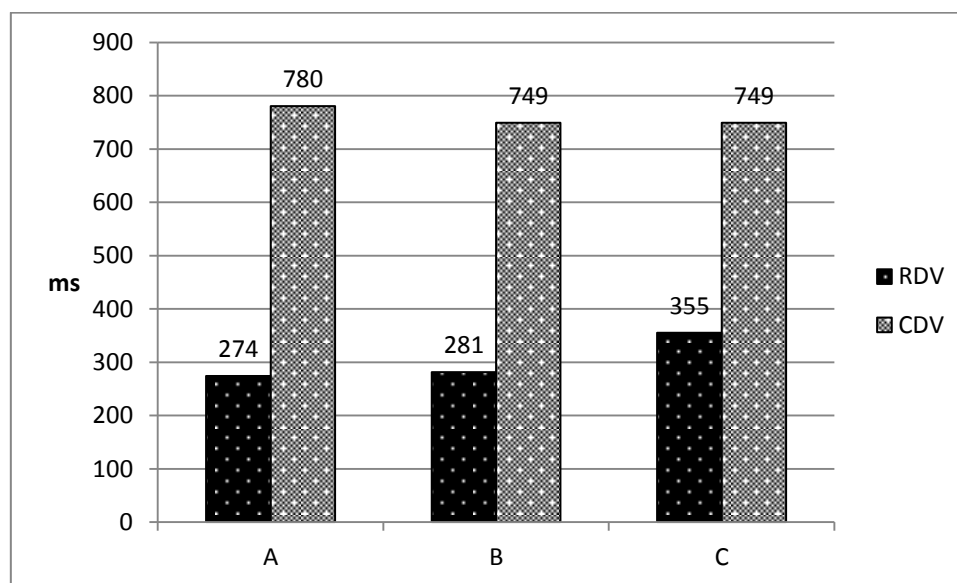
Obrázek 5.17 Rozdíl mezi CDV a RDV u skupin A, B a C

Z obrázků 5.15 až 5.17 je patrné, že hodnoty CDV byly vyrovnané u všech tří sledovaných skupin šermířů. Rozdíly se projeví v hodnotách RDV. Z obrázku 5.17 je zároveň zřejmé, že šermíři skupiny A a B měli výrazně delší pohybový čas (hodnota rozdílu CDV a RDV) výpadu než šermíři ze skupiny C. Na základě tohoto výsledku lze usuzovat na význam uplatnění zažité techniky při provádění výpadu zkušenějšími šermíři (skupina A a B).

Tabulka 5.17 Rozdíly mezi skupinami A, B a C v hodnotách CDV a RDV

Skupina	n	CDV(Me)	RDV(Me)	CDV vs. RDV (Me)
A	14	780	274	494
B	15	749	281	474
C	14	749	355	389
H		1,71	7,77	8,21
p		0,4244	0,0205	0,0165
ES		0,04	0,19	0,2

Vysvětlivky: H - hodnota Kruskal-Wallis testu
p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
ES - effect size (věcná významnost, η^2)
CDV(Me) - celková doba výpadu (medián)
RDV(Me) - reakční doba při výpadu (medián)
CDV vs. RDV(Me) - rozdíl mezi CDV a RDV (medián)



Vysvětlivky: A, B, C - výkonnostní skupina
RDV - reakční doba při výpadu
CDV - celková doba výpadu

Obrázek 5.18 Vztah CDV a RDV u skupin A, B a C

Mezi sledovanými skupinami byl pomocí Kruskal-Wallis testu zjištěn významný rozdíl ($p = 0,0205$, $\eta^2 = 0,19$) v hodnotách RDV (viz tabulka 5.17). Nebyl zjištěn významný rozdíl v CDV. Významný rozdíl byl zjištěn i ve vztahu CDV vs. RDV ($p = 0,0165$, $\eta^2 = 0,2$). Vyrovnané hodnoty CDV u všech sledovaných skupin šermířů jsou zřejmé i v obrázku 5.18. Dále byly sledovány vztahy mezi skupinami hodnocené pomocí Mann-Whitney U testu.

Tabulka 5.18 Rozdíl mezi CDV a RDV mezi skupinami A, B a C

Proměnné	Skupiny		Z	p	ES
	A(Me)	B(Me)			
CDV	780	749	0,69	0,4849	0,13
RDV	274	281	-0,92	0,3594	0,17
CDV vs. RDV	494	474	1,35	0,1761	0,25
	A(Me)	C(Me)			
CDV	780	749	1,26	0,2064	0,24
RDV	274	355	-2,71	0,0067	0,51
CDV vs. RDV	494	389	2,78	0,0054	0,53
	B(Me)	C(Me)			
CDV	749	749	0,59	0,5557	0,11
RDV	281	355	-1,85	0,0636	0,34
CDV vs. RDV	474	389	1,66	0,0972	0,31

Vysvětlivky:

- Z - hodnota Mann-Whitney U testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, d)
- A(Me) - skupina A (medián)
- B(Me) - skupina B (medián)
- C(Me) - skupina C (medián)
- CDV - celková doba výpadu
- RDV - reakční doba při výpadu
- CDV vs. RDV - rozdíl CDV a RDV (medián)

Významný rozdíl v RDV se projevil pouze mezi skupinami A vs. C ($p = 0,0067$, $d = 0,51$). Zároveň byl mezi těmito skupinami zjištěn rozdíl ve vztahu CDV vs. RDV ($p = 0,0054$, $d = 0,53$). Rozdíly mezi skupinami jsou prezentovány v tabulce 5.18.

5.2.3 Reakční doba při odlišném pohybovém úkolu (výpad vs. přímý bod)

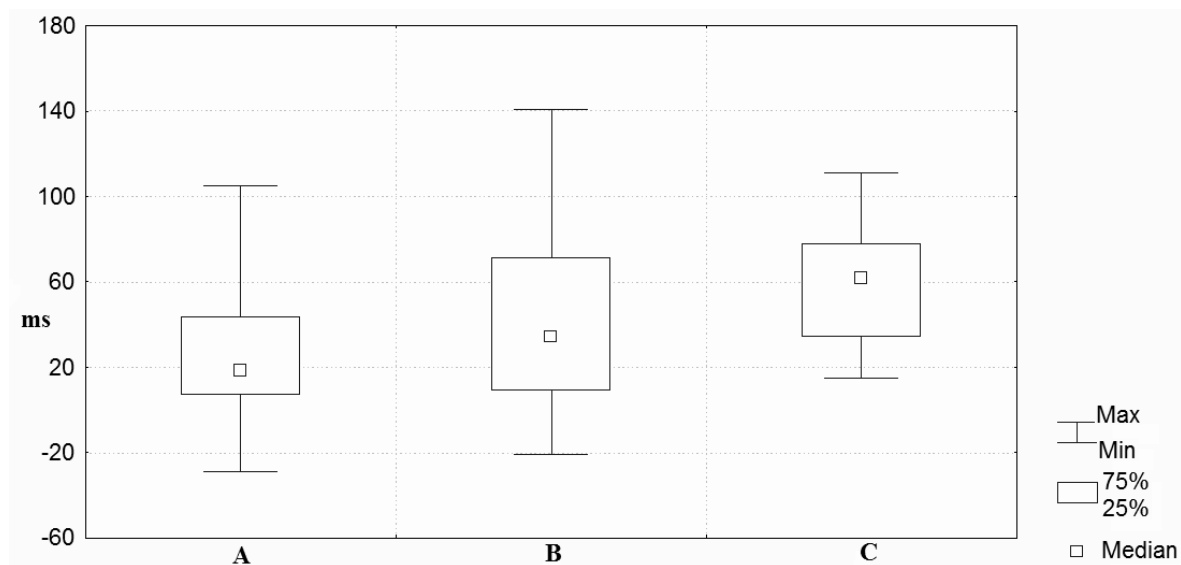
Vztah RDV a RDJ je sledován z důvodu ověření vlivu rozdílného pohybového úkolu na úroveň reakční doby u šermířů různých výkonnostních úrovní.

Tabulka 5.19 Základní charakteristiky rozdílu RDV a RDJ u skupin A, B a C

Skupina	n	RDV (Me)	RDJ (Me)	Me	Min	Max	DQ	HQ
A	14	274	263	18,5	-29	105	7	44
B	15	281	258	34	-21	141	9	71
C	14	355	292	61,5	15	111	34	78

Vysvětlivky:
Me - medián
Min - minimální hodnota
Max - maximální hodnota
DQ - dolní kvartil
HQ - horní kvartil
RDV(Me) - reakční doba při výpadu (medián)
RDJ(Me) - reakční doba ve střehu (medián)

V tabulce 5.19 je vidět, že největší rozdíl mezi RDV a RDJ byl zjištěn u skupiny C. Detailní charakterizace těchto rozdílů mezi skupinami je uvedena v níže uvedeném krabicovém grafu (obrázek 5.19).



Vysvětlivky:
Min - minimální hodnota
Max - maximální hodnota
DQ - dolní kvartil
HQ - horní kvartil

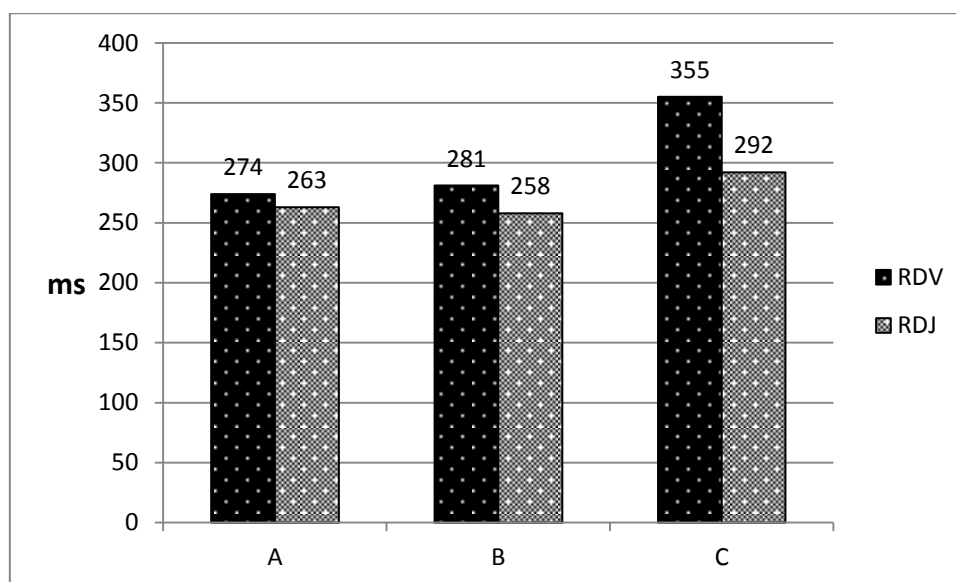
Obrázek 5.19 Rozdíl mezi RDV a RDJ u skupin A, B a C

Jak ukazuje obrázek 5.19, mezi sledovanými skupinami šermířů existují rozdíly v hodnotách RD při odlišném pohybovém úkolu. Vyrovnané hodnoty je možné sledovat u skupin A a B oproti skupině C, u které byl tento rozdíl největší.

Tabulka 5.20 Rozdíl mezi RDV a RDJ mezi skupinami A, B a C

	n	RDV vs. RDJ (Me)
A	14	18,5
B	15	34
C	14	61,5
H		6,54
p		0,0381
ES		0,16

Vysvětlivky: H - hodnota Kruskal-Wallis testu
p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
ES - effect size (věcná významnost, η^2)
RDV vs. RDJ(Me) - rozdíl mezi RDV a RDJ (medián)



Vysvětlivky: A, B, C - výkonnostní skupina
RDV - reakční doba při výpadu
RDJ - reakční doba při stěhu

Obrázek 5.20 Rozdíly mezi RDV a RDJ u skupin A, B a C.

Pomocí Kruskal-Wallis testu byl zjištěn významný rozdíl ($p = 0,0381$, $\eta^2 = 0,16$) mezi RDV a RDJ v rámci sledovaných skupin šermířů (viz tabulka 5.20). Rozdíl mezi sledovanými hodnotami lze vidět na obrázku 5.20. Na základě tohoto zjištění byl dále pro odhalení konkrétních rozdílů mezi dvojicemi skupin použit Mann-Whitney U test.

Tabulka 5.21 Rozdíl hodnot RDV a RDJ mezi skupinami A, B a C

Vztah	Skupiny		Z	p	ES
RDV vs. RDJ	A(Me)	B(Me)	-0,81	0,4194	0,15
	18,5	34			
	A(Me)	C(Me)	-2,62	0,0088	0,5
	18,5	61,5			
	B(Me)	C(Me)	-1,53	0,1266	0,28
	34	61,5			

Vysvětlivky:

- Z - hodnota Mann-Whitney U testu
- p - pravděpodobnost chyby při zamítnutí H_0
- ES - effect size (věcná významnost, d)
- A(Me) - skupina A (medián)
- B(Me) - skupina B (medián)
- C(Me) - skupina C (medián)
- RDV vs. RDJ - reakční doba při výpadu vs. reakční doba při přímém bodu

Pomocí Mann-Whitney U testu byl zjištěn významný rozdíl mezi hodnotami RDV a RDJ (tabulka 5.21) pouze mezi skupinami A vs. C ($p = 0,0088$, $d = 0,5$).

6 DISKUSE

V této části práce, kde se pojednání opírá o získané výsledky měření, bude nejprve objasněna problematika pořadí aktivace vybraných svalů při výpadu u tří výkonnostně odlišných skupin šermířů. Následně bude pozornost zaměřena na časovou aktivaci konkrétních svalů a časovou aktivaci vybraných dvojic svalů při výpadu mezi sledovanými skupinami šermířů.

V druhé oblasti je řešena problematika reakční doby (jednoduchá, složitá) u sledovaných skupin šermířů. Zde bylo využito tzv. „dodatečné“ stimulační, která zvyšovala počet generovaných podnětů, ovšem neměla vést testované osoby k pohybu. V této oblasti bude diskutován vztah celkové doby výpadu a reakční doby při výpadu. Dále zde bude diskutována problematika reakční doby při dvou odlišných pohybových úkolech (výpad vs. přímý bod) realizovaných na základě výskytu vizuálního podnětu.

V poslední části diskuse budou uvedeny návrhy využití výsledků práce v praxi či dalších výzkumných záměrech.

Na základě dostupných studií bylo možné usuzovat na skutečnost, že zkušení sportovci disponují díky dlouholetému tréninkovému procesu rychlejšími zpracováními informací z okolního prostředí, a že jejich pohybové projevy jsou efektivnější (Borysiuk, 2008a, 2008b; Schmidt & Wrisberg, 2008, Véle, 2006).

6.1 Aktivace svalů při výpadu

Na význam svalové koordinace při průběhu výpadu upozorňují například Czajkowski (2005), Gutierrez-Davila et al. (2013) a Harmenberg et al. (1991). Dosud však byly sledovány převážně rozdíly v rychlosti a zrychlení vybraných segmentů těla při výpadu prostřednictvím kinematické analýzy (Bottoms et al., 2013; Gholipour et al. 2008; Sillero et al., Sinclair & Bottoms, 2013a; Stewart & Kopetka, 2005). S problematikou sledování časové aktivace vybraných svalů při výpadu se lze setkat ve studiích Williams a Walmsley (2000a, 2000b).

V práci bylo nejprve posuzováno pořadí aktivace vybraných dvojic svalů (kapitola 5.1.1), kde byla časová osa transformována na procenta. Určené pořadí aktivace svalů souviselo s procentuální hodnotou časové aktivace zaznamenanou na časové ose, jež byla vztažena k celkové době výpadu (čas od výskytu podnětu po zásah terče = 100 %). Uvedené vztahy dvojic svalů byly vybrány na základě předpokládaného významu aktivace jednoho svalu před

druhým. Z celkového počtu 43 testovaných osob (tabulka 5.1) aktivovalo vzhledem k celkové době výpadu (CDV) 95,3 % šermířů *m. rectus femoris* na dorazové dolní končetině (MRFO) před *m. deltoideus pars anterior* na výpadové straně (MDA). Tento výsledek podpořil tvrzení Enoka (2008), který zjistil, že aktivace lýtkového svalu předcházela při předpažení aktivaci deltového svalu o 50 ms. Podobně i Schmidt a Wrisberg (2009) zmiňují, že aktivaci deltového svalu při předpažení předchází o 80 ms aktivace svalů dolních končetin. Stejně výsledky uvádí i Lee (1980). Tato zjištění nejsou v rozporu ani s tvrzením Adrian a Klinger (1976) a Szilagyí (1993), že činnost odrazové DK zahajuje výpad v šermu. Z výše uvedených šetření můžeme usuzovat i na mechanické spojení ramenního svalstva s dalšími částmi těla prostřednictvím funkčně propojených svalových řetězců, které popisuje Véle (2006). Současně je třeba uvést, že největší zpoždění pohybové odpovědi před zahájením pohybu vzniká z důvodu aktivace posturálního systému (vytváření potřebných předpokladů pro následný pohyb), což souvisí se zachováním rovnováhy. Včasnější aktivace svalu MRFO poskytuje stabilizaci těla proti nežádoucím efektům následného pohybu paže a souvisí s přípravou odrazu nutného k provedení výpadu.

Vztah pořadí aktivace *m. deltoideus pars anterior* na výpadové straně (MDA) před *m. deltoideus pars medialis* na odrazové straně (MDM) byl sledován ve vztahu k výsledkům studie Balkó, Jelínka, Kratochvílové, Týnkové, a Hendla (2013), při níž se u několika šermířů projevilo pořadí aktivace MDM před MDA. V předložené práci však všechny testované osoby ze skupiny A aktivovaly MDA před MDM. Uvedené pořadí bylo zjištěno (tabulka 5.2) i u většiny testovaných osob ze skupiny B (73 %) a C (78,6 %). Ani zde nebyl prokázán významný rozdíl mezi skupinami v uvedeném pořadí aktivace svalů. Véle (2006) v tomto ohledu uvádí, že obě horní končetiny pracují jako párový uchopovací orgán a pracují jako uzavřený funkční řetězec. Dominantní končetina má vedoucí roli a druhá končetina (nedominantní) spíše podporuje funkci dominantní končetiny. Vzhledem k tomu, že nebyly v žádném z uvedených vztahů mezi skupinami zjištěny významné rozdíly v pořadí aktivace těchto svalů, lze usuzovat na vhodnost určení jejich očekávaného pořadí.

Předpoklad, že *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině (MRFO) bude aktivován před *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině (MRFV) se potvrdil: ze všech testovaných osob aktivovalo 98 % MRFO před MRFV (tabulka 5.3). Logická posloupnost aktivace těchto svalů spočívá v samotné pohybové struktuře výpadu související s odrazem ze zadní dolní končetiny, díky kterému se šermíři přiblíží k zásahovému terči.

Na základě výše uvedených výsledků však bylo nutné kromě pořadí aktivace sledovat rozdíly mezi skupinami šermířů i z hlediska časové aktivace určené aktivačním prahem. Tímto postupem byly zjištěny časové interakce v aktivacích svalů při výpadu po výskytu vizuálního podnětu podobně jako Williams a Walmsley (2000b, 2000b). Význam těchto interakcí je zřejmý i v průběhu zápasu, neboť i během něj musí šermíři adekvátně reagovat na vizuální podněty, neboť rychlost aktivace příslušných svalů často rozhoduje o úspěchu či neúspěchu realizovaného pohybu.

Nejprve byla hodnocena aktivace všech pěti svalů, jejichž činnost a vzájemná koordinace je v průběhu výpadu zásadní. Uvedené svaly byly vybrány na základě závěrů studií Williams a Walmsley (2000a, 2000b), v nichž šlo o komparaci časové aktivace vybraných svalů u dvou skupin šermířů (elitní vs. začátečníci). Na základě doporučení uvedených studií bylo v této práci testováno více osob, z nichž dvě jsou podobné (skupina A a C) výkonnostním skupinám sledovaných ve studii Williams a Walmsley (2000a, 2000b). Na rozdíl od uvedené studie byla v předložené práci sledována navíc aktivace TRV a MDM.

Po porovnání skupin A a B lze konstatovat, že nebyly zjištěny významné rozdíly v časové aktivaci u žádného ze sledovaných pěti svalů (tabulka 5.6). Rozdíly se však projeví (tabulka 5.7) v porovnání skupiny A se skupinou C v časové aktivaci *m. deltoideus pars anterior* (MDA). Aktivace tohoto svalu byla u skupiny A identifikována dříve než u skupiny C ($p = 0,0003$, $d = 0,69$). Podobný rozdíl byl zjištěn (tabulka 5.8) i mezi skupinami B a C ($p = 0,0005$, $d = 0,65$). Z uvedeného výsledku jasně vyplývá, že včasná (myšleno k okamžiku výskytu podnětu) aktivace MDA na ozbrojené paži při zahájení výpadu může být důležitým faktorem pro úspěšné provedení pohybu. Na základě aktivace uvedeného svalu lze usuzovat na následnou činnost ozbrojené paže.

Na základě výsledků zjištěných v časové aktivaci svalů mohou být podpořeny závěry studií Williams a Walmsley (2000a, 2000b), že po výskytu podnětu došlo při výpadu nejprve k aktivaci *m. rectus femoris* na odrazové dolní končetině (MRFO) a následné aktivaci *m. deltoideus* na ozbrojené paži (MDA). Stejně tomu bylo i v případě všech tří skupin sledovaných v této práci. Zároveň lze potvrdit, že *m. rectus femoris* na výpadové dolní končetině (MRFV) byl aktivován později než MRFO (obrázek 5.6). Nelze však potvrdit jejich závěry, že u elitních šermířů došlo k rychlejší aktivaci všech uvedených tří svalů než u začátečníků. MRFV byl totiž v případě této práce aktivován u elitních šermířů později než u subelitních šermířů a začátečníků. Od výskytu podnětu byly svaly u skupiny A aktivovány v pořadí MRFO, TRV, MDA, MDM a MRFV. Mezi aktivací prvního (MRFO) a posledního (MRFV) sledovaného svalu byl u této skupiny zjištěn časový rozdíl 169 ms. U šermířů ze

skupin B a C bylo toto pořadí podobné s tím rozdílem, že TRV byl aktivován až po MDA. Mezi prvním (MRFO) a posledním (MRFV) aktivovaným svalem byl u skupiny C zjištěn časový odstup 92 ms a u skupiny B jen 89 ms.

Současně s časovou aktivací svalů byla v práci sledována úroveň reakční doby při výpadu (RDV), kterou někteří autoři (např. Tu, Lin, & Chin, 2010) definují jako motorickou odpověď (reakci). Tato proměnná byla sledována v průběhu výpadu například i ve studii Williams a Walmsley (2000a, 2000b).

Vzhledem k tvrzení, že zkušenější sportovci disponují účelnějším pohybovým projevem, lze považovat výsledky zjištěné u skupiny A za „optimální“. Činnost ozbrojené paže, kterou se šermíři snaží zasáhnout cíl (terč) v „ideálním“ modelu výpadu, předchází aktivaci MRFV. Toto zjištění je z pohledu úspěšného provedení výpadu logické, neboť činností výpadové dolní končetiny může být snadno odhalen pohybový záměr (útok) protivníka. Činnost výpadové dolní končetiny před činností paže tak může být zdrojem nežádoucího podnětu pro soupeře, který tento záměr (výpad) dříve rozpozná. Tuto eventualitu se snaží šermíři postřehnout i v průběhu tréninkového procesu. Správná a včasná identifikace této „chyby“ protivníka je označována za vrcholnou dovednost šermíře.

V návaznosti na zjišťování pořadí vybraných dvojic svalů a časovou aktivaci všech sledovaných svalů byly dále analyzovány rozdíly časové aktivace vybraných dvojic svalů (vztahy). Vztahy těchto dvojic svalů byly podrobeny rozboru na základě obecně známého doporučení, že výpad má být na základě výskytu podnětu zahájen činností ozbrojené paže a až poté dalších svalů. Z hlediska efektivity sledovaného pohybu lze informace o interakci mezi těmito dvojicemi svalů při zahájení výpadu považovat za zásadní.

Překvapivý výsledek byl zjištěn v rozdílu časové aktivace mezi MRFO vs. MRFV. U elitních šermířů byl zjištěn větší časový rozdíl (obrázek 5.10) mezi aktivací MRFO a MRFV než u ostatních skupin šermířů. Tento rozdíl se zároveň projevil jako významný ($p = 0,0088$, $d = 0,5$) mezi skupinou A a B (tabulka 5.11) i mezi skupinami A a C ($p = 0,0044$, $d = 0,54$). Rozdíl mezi skupinami A a C prezentuje tabulka 5.12. Zajímavé bylo zjištění, že rozdíl mezi skupinami B a C, prezentovaný v tabulce 5.13, se neprojevil jako významný ($p = 0,5127$, $d = 0,12$). Toto zjištění je vzhledem k velkému rozdílu ve výkonnostní úrovni těchto skupin překvapivé.

Na základě zjištěných rozdílů v časové aktivaci MDA, vztahu RDV vs. MRFV a MRFO vs. MRFV mezi skupinami lze usuzovat na význam časové aktivace MRFO, na níž bezprostředně navazuje aktivace MDA. Pro úspěšné provedení výpadu však zřejmě není žádoucí aktivovat MRFV časově blízko aktivaci MRFO.

Při sledování časového rozdílu mezi MRFO vs. MDA bylo zjištěno, že 95,3 % všech sledovaných šermířů aktivovalo MRFO před MDA (chápáno ve smyslu pořadí). Mezi skupinami se v tomto vztahu však objevily rozdíly v časové aktivaci (obrázek 5.7, tabulka 5.10). Tento rozdíl byl při porovnání skupin A a B poměrně malý (tabulka 5.11). Větší časový rozdíl mezi aktivací MRFO a MDA se projevil mezi skupinami A a C i B a C (tabulky 5.12, 5.13). Tyto výsledky jasně vypovídají o tom, že kratší časový interval mezi aktivací MRFO a MDA je pro sledovaný pohyb žádoucí.

Jako poslední byl sledován vztah MDA a MRFV. Skupina A aktivovala oproti skupině C MDA výrazně dříve než MRFV (obrázek 5.10). Tento rozdíl se projevil (tabulka 5.12) jako významný ($p = 0,0021$, $d = 0,58$). Mezi skupinou B a C nebyl prokázán významný rozdíl ($p = 0,0771$, $d = 0,33$) tohoto vztahu (tabulka 5.13). Z výsledků znázorněných v obrázku 5.6 uvedeného v kapitole 5.1.2 může být zároveň potvrzen závěr Harmenberg et al. (1991), že zkušební šermíři aktivují dříve svaly ozbrojené paže a až poté svaly na výpadové dolní končetině. V této práci se tato skutečnost projevila u všech tří skupin šermířů. Zároveň lze usuzovat na význam delšího časového rozdílu mezi aktivací MDA před MRFV.

Vzhledem k tomu, že v práci byla zjišťována pouze aktivita sledovaných svalů při zahájení pohybu, lze usuzovat pouze na možný následný průběh svalové aktivity. Nicméně lze předpokládat, že aktivace svalů na počátku pohybu může být faktorem ovlivňujícím následnou pohybovou strukturu výpadu a výsledek pohybu jako celku. To platí i v případě, kdy šermíř musí v průběhu výpadu nečekaně svůj úmysl o přímé zasažení cíle přehodnotit na základě nečekané protiakce soupeře. V úvahu připadá i situace, kdy šermíř musí výrazně zkrátit či prodloužit pohyb na základě pohybu soupeře (například posun či odsun protivníka). Z výše uvedených výsledků týkajících se časové aktivace sledovaných svalů lze usuzovat na význam rychlé aktivace MDA na ozbrojené paži. Podobné závěry přinášejí i Bottoms et al. (2013) poukazující na souvislost rychlosti definovaného segmentu ruky se zbraní s činností dalších segmentů těla. Pro zkrácení celkové doby výpadu při zachování optimální svalové koordinace zjištěné u skupiny A přichází v úvahu i účelné ovlivňování aktivace MRFO související s následným odrazem směrem k cíli (terči) prostřednictvím činnosti svalů odrazové dolní končetiny. Zkrácení doby latence MRFO je jistě důležitým prediktorem pro rychlost pohybu. Časově menší rozdíl mezi aktivací MDA a MRFO se může rovněž podílet na úspěšné realizaci pohybu, a díky němu vznikne časový prostor pro optimální koordinaci ostatních svalů před zasažením cíle (terče). Je zřejmé, že aktivita MRFV identifikovaná u skupiny A až po reakční době ozbrojené paže má při výpadu také význam. Na základě výsledků může být považována dřívější aktivace tohoto svalu za nežádoucí.

Použité zařízení Fitrosword generující vizuální podněty sice neodpovídá reálným variabilním podmínkám, v nichž šermíř reaguje v průběhu zápasu na činnosti protivníka, avšak lze jím objektivně sledovat proměnné související s rychlostí reakce či rychlostí výpadu. S potřebou vytvořit reálné podmínky zápasu byl v případě měření využit postup podobný jako ve studii Harmenberg et al. (1991). Stimulem pro zahájení příslušné pohybové akce byl v této studii pohyb ozbrojené paže výzkumníka (v roli trenéra). Zde lze ovšem počítat i s působením dalších faktorů, jež limitují možné porovnání výsledků s dalšími. Tato omezení souvisí například s možnými rozdíly ve vzdálenosti trenéra k testované osobě nebo rozsahem a rychlostí pohybu paže výzkumníka.

6.2 Reakční doba

Další oblastí zájmu předložené práce byla identifikace rozdílů hodnot jednoduché i složité reakční doby (RD) mezi elitními šermíři, subelitními šermíři a začátečníky. Očekávané zjištění rozdílů vycházelo kromě praktických zkušeností trenérské praxe i z dostupné literatury, ve které se autoři často zmiňují o tom, že u zkušených sportovců dochází k rychlejšímu zpracování informací z okolního prostředí díky dlouholeté tréninkové praxi. Výsledky řady studií to jasně potvrzují (např. Bartůňková, 2013; Borysiuk, 2008; Czajkowski, 2005; Fontani et al., 2006; Schmidt & Wrisberg, 2008; Štulrajter, 1987).

Na šermíře během jejich tréninkové i závodní praxe soustavně působí široká paleta podnětů (převážně vizuální, taktilní), a proto může být považován sportovní šerm za disciplínu, ve které se úroveň reakční doby výrazně podílí na celkové rychlosti příslušného pohybu tvořeného reakční dobou a pohybovým časem. V průběhu zápasu dochází velice často k situacím, v nichž není vhodné na podnět (např. činnost soupeřovi paže) reagovat žádným pohybem. Šermíř se tedy musí velice rychle rozhodnout, na který pohyb bude reagovat a který bude ignorovat.

V případě této práce byl ověřován vliv počtu podnětů a složitosti pohybu na úroveň RD. K uvedené problematice se vztahuje tzv. Hickův zákon (Hick, 1952; Hyman, 1953), v němž platí, že lineárně stoupá reakční doba se zvýšením počtu generovaných podnětů. Na existenci tohoto vztahu lze usuzovat i z výsledků studie Sanderson (1983). Tuto přímou úměru potvrzují i výsledky studie Gignac a Vernon (2004).

S objektivním posouzením vlivu zkušenosti (tréninkové praxe) na hodnoty této proměnné u šermířů odlišných výkonnostních úrovní souvisí vytvoření optimálních podmínek pro

vlastní měření. Principiálně jde o přiblížení měření reálným podmínkám, v nichž může nastat situace, že by některý z podnětů měl být ignorován. V případě předložené práce bylo v této souvislosti využito systému Fitrosword umožňujícího do jisté míry tyto podmínky simulovat. Jeden z generovaných podnětů využitých ve výzkumu zvyšoval celkový počet možných podnětů, ale nesouvisel s pohybovou reakcí šermířů. Tímto systémem byl v rámci sledovaných skupin ověřován rozdíl v reakční době s využitím tzv. „dodatečné“ stimulace, která měla vytvořit podmínky, kterým je šermíř vystaven i v průběhu zápasu.

Předpokladem bylo, že zkušeni (elitní) šermíři budou podnět „dodatečné“ stimulace (RDS3) vyhodnocovat podobně jako při působení dvou podnětů (RDS2) a že šermíři ze skupin nižších výkonnostních úrovní budou tento podnět vyhodnocovat jako třetí podnět (RDS3), což zvýší hodnoty složité RD.

Oproti obvyklému měření RD na reaktometru, kdy testovaná osoba reaguje na vizuální podnět stlačením příslušného tlačítka prstem ruky, simulovalo zařízení použité v tomto výzkumu reálné podmínky: šermíř stojí ve střehové pozici a reaguje činností paže na stimulaci soupeře. Zároveň bylo tímto postupem respektováno tvrzení Pain a Hibs (2007) upozorňující na skutečnost, že různé části těla mohou díky delší dráze vedení signálu a rozdílnému účelu motoriky (jemná vs. hrubá) různou reakci. Z uvedeného vyplývá, že mohou existovat intraindividulární rozdíly v hodnotách RD měřených na odlišných zařízeních.

Skutečnost, že mezi šermíři nebude zjištěn rozdíl v hodnotách jednoduché RD, se dal očekávat. Je totiž jednak geneticky silně podmíněná, jednak ji nelze dostatečně účinně ovlivnit tréninkem, na což upozorňují například Měkota a Novosad (2005) nebo Sergienko (2000). Toto potvrzují i studie zaměřené na zjišťování rozdílu jednoduché RD mezi sportující a nesportující populací (Barcelos et al. 2009; Kida et al., 2005), ve kterých nebyl prokázán rozdíl v hodnotách této proměnné mezi uvedenými skupinami. Podobné výsledky byly zjištěny i v předložené práci. Mezi skupinami A, B a C nebyl zjištěn významný rozdíl (tabulka 5.15) v hodnotách jednoduché RD ($p = 0,2328$, $\eta^2 = 0,07$). Rozdíl se neprojevil ani při vzájemném srovnávání výsledků dvojic skupin (A vs. B, B vs. C, A vs. C). Tato zjištění jsou v kontrastu se závěry Borysiuk (2008a, 2008b) a Tyshler a Tyshler (1995) informujících, že zkušeni šermíři mají kratší jednoduchou RD než začátečníci. Je však nutno upozornit, že v těchto měřeních bylo využito jiného měřicího zařízení, kdy testované osoby reagovali vsedě na podnět stiskem tlačítka na reaktometru.

V předložené práci nebyly mezi skupinami zjištěny rozdíly (tabulka 5.15) v hodnotách RDS2 ($p = 0,7077$, $\eta^2 = 0,02$) ani RDS3 ($p = 0,2075$, $\eta^2 = 0,08$). Uvedené výsledky podporují platnost Hickova zákona u všech tří skupin šermířů. Tento závěr je však v rozporu

s předpokladem, že na elitní šermíře nebude mít „dodatečná“ stimulace vliv na zvyšování hodnot RD. Podobná zjištění uvádějí i Gutierrez-Davila et al. (2013). V jejich studii také nebyl prokázán rozdíl ve složité RD mezi elitními a subelitními šermíři. Zároveň nelze potvrdit tvrzení Fontani et al. (2006) či Schmidt a Wrisberg (2008), že zkušení sportovci mají nižší hodnoty složité RD.

Výsledky práce jasně poukazují na to, že všechny sledované skupiny dosahovaly podobných hodnot CDV (nebyl prokázán významný rozdíl). Zároveň je nutné připomenout, že u šermířů skupin A a B byl zjištěn výrazně nižší podíl hodnot RDV na CDV než u šermířů skupiny C (obrázek 5.18). Mezi skupinou A a C byl zjištěn významný rozdíl (tabulka 5.18) v hodnotách RDV ($p = 0,0067$, $d = 0,51$). Mezi skupinami B a C byl sice rozdíl patrný, ale neprojevil se jako významný ($p = 0,0636$, $d = 0,35$).

Vysvětlení lze opřít o zjištěné rozdíly v aktivaci MDA a následné motorické činnosti ozbrojené paže. Včasná aktivace tohoto svalu a činnost ozbrojené paže zřejmě dává elitním a subelitním šermířům časový prostor pro účelnou koordinaci pohybu v průběhu výpadu. Pro technicky správné provedení výpadu může být považován za podstatný také podíl RDV na CDV. Lze se tedy domnívat, že čím jsou nižší hodnoty RDV při výpadu, tím delší jsou časové možnosti pro efektivní koordinaci pohybu. RDV byla u skupiny C zjištěna na úrovni 47 % z CDV, u skupiny B na úrovni 38 % a u skupiny A na úrovni 35 %. Významný rozdíl (CDV vs. RDV) byl prokázán (tabulka 5.18) pouze mezi skupinami A a C ($p = 0,0054$, $d = 0,53$). Z tohoto výsledků lze usuzovat na skutečnost, že elitní šermíři oproti začátečníkům při výpadu rychleji reagují na podnět a mají časově delší pohybový čas výpadu. Zkrácením RDV tedy může vzhledem k CDV vzniknout časový prostor pro uplatnění „optimální“ aktivace svalů při výpadu. Tyto výsledky částečně podporují závěry studie Williams a Walmsley (2000a) upozorňující na skutečnost, že elitní šermíři mají při výpadu kratší RDV než začátečníci. Nelze však souhlasit s tvrzením, že elitní šermíři mají kratší CDV. Ve studii Williams a Walmsley (2000b) autoři zmiňují, že u elitních šermířů byla RDV registrována na úrovni 40 % z CDV a u začátečníků na úrovni 66 %. Tyto hodnoty jsou ve srovnání s výsledky této práce výrazně vyšší. Je ovšem nezbytné upozornit na odlišnosti v použitém zařízení, které na výsledné hodnoty měly nepochybně vliv.

Z uvedeného je zřejmé, že šermíři ze skupiny A a B dosahovali nižších hodnot RDV, ale zároveň u nich nebyl zjištěn kratší pohybový čas výpadu (rozdíl mezi CDV a RDV) než u šermířů ze skupiny C. Lze předpokládat, že zkušenější (elitní, subelitní) šermíři měli zároveň delší časový prostor pro zaměření cíle ozbrojenou paží. Podobně se tento fenomén projevil i ve studii Rabbitt (1981) nebo Norrie (1974). Lze usuzovat, že technicky správné provedení

výpadu není primárně založeno na rychlosti pohybu, nýbrž na optimální koordinaci pohybu. Na základě výsledků této práce nelze tedy potvrdit závěry Adrian a Klinger (1976) naznačující, že zkušení šermíři provádějí výpad rychleji než šermíři méně zkušení.

Přestože nebyly zjištěny rozdíly v hodnotách RD měřených ve střežové pozici, dalo se očekávat, že bude zjištěn rozdíl v těchto proměnných při odlišném pohybovém úkolu souvisejícím s jinými nároky na koordinaci pohybu. V tomto případě byl sledován rozdíl mezi hodnotami RD při střežové pozici (RDV), kdy se na základě rozsvícení červené LED diody prováděl výpad, a hodnotami RD při střežové pozici, kdy byl po rozsvícení stejné LED diody prováděn přímý bod (RDJ). Předpoklad, že nároky související s koordinací svalů zvýší hodnoty RD, byl potvrzen. Mezi skupinou A a C byl zjištěn významný rozdíl (tabulka 5.21) mezi RD při výpadu a RD při přímém bodu ($p = 0,0088$, $d = 0,5$). Mezi skupinou A vs. B a B vs. C se významný rozdíl neprojevil. U skupiny C byl rozdíl mezi hodnotami RD při výpadu a přímém bodu 63 ms, u skupiny B 23 ms a u skupiny A pouze 11 ms. Lze tedy tvrdit, že u elitních a subelitních šermířů jsou rozdíly mezi těmito proměnnými velice vyrovnané a zvýšení nároků na koordinaci budoucího pohybu u nich neovlivňují úroveň RD výrazně, zatímco u začátečníků je tento rozdíl zřejmý.

7 ZÁVĚRY

Z výsledků práce vyplývá, že mezi šermíři různé výkonnostní úrovně byly zjištěny rozdíly¹⁵ v měřených proměnných.

7.1 Aktivace svalů při výpadu

A) Pořadí vybraných dvojic svalů při výpadu

Mezi sledovanými skupinami šermířů nebyl zjištěn rozdíl v pořadí aktivace vybraných dvojic svalů (MRFO před MDA, MDA před MDM, MRFO před MRFV) vztažené celkové době výpadu (CDV).

B) Aktivace vybraných svalů při výpadu

Mezi elitními šermíři a začátečníky byl zjištěn rozdíl:

- v časové aktivaci MDA a TRV (elitní šermíři aktivovali MDA a TRV dříve než začátečníci),
- v časové aktivaci vztahu MRFO vs. MRFV (u elitních šermířů byl zjištěn delší časový rozdíl mezi aktivací MRFO a MRFV než u skupiny začátečníků).

Mezi subelitními šermíři a začátečníky byl zjištěn rozdíl:

- v časové aktivaci MDA a MDM (subelitní šermíři aktivovali MDA a MDM dříve než začátečníci),
- v časové aktivaci vztahu MDA vs. MRFV (u elitních šermířů byl zjištěn delší časový rozdíl mezi aktivací MDA a MRFV než u začátečníků).

Mezi elitními a subelitními šermíři byl zjištěn rozdíl:

- v časové aktivaci MRFO vs. MRFV (u elitních šermířů byl zjištěn delší časový rozdíl mezi aktivací MRFO a MRFV než u skupiny subelitních šermířů).

¹⁵ Jako rozdíl je označen výsledek, kdy byl rozdíl současně statisticky významný a dosahoval minimálně středního efektu věcné významnosti v měřených proměnných mezi skupinami.

7.2 Reakční doba (jednoduchá, složitá)

A) Jednoduchá reakční doba (RDJ)

Mezi sledovanými skupinami šermířů nebyl zjištěn rozdíl v jednoduché reakční době (jeden podnět) zjišťované ve střehové pozici s následným zasažením terče přímým bodem.

B) Složitá reakční doba (RDS2, RDS3)

Mezi sledovanými skupinami šermířů nebyl zjištěn rozdíl ve složitě reakční doby (dva až tři podněty) zjišťované ve střehové pozici s následným zasažením terče. Nebyl prokázán vliv „dodatečné stimulace na složitou reakční dobu s ohledem na výkonnostní úroveň sledovaných skupin šermířů.

C) Vztah reakční doby při výpadu a celkové doby výpadu (RDV vs. CDV)

Mezi elitními šermíři a začátečníky byl zjištěn rozdíl:

- v reakční době při výpadu (u elitních šermířů byla zjištěna kratší reakční doba při výpadu než u začátečníků),
- v pohybovém čase při realizaci výpadu (u elitních šermířů byl zjištěn delší pohybový čas výpadu než u začátečníků).

D) Reakční doba při odlišném pohybovém úkolu (RDV vs. RDJ)

Mezi elitními šermíři a začátečníky byl zjištěn rozdíl mezi hodnotami reakční doby při výpadu a reakční dobou při přímém bodu (u elitních šermířů byl zjištěn kratší časový rozdíl mezi RDV a RDJ než u začátečníků).

Pro optimální provedení výpadu může být s ohledem na výsledky zjištěnými u skupiny elitních šermířů důležitá přednostní aktivace MDA na ozbrojené paži před MRFV. Rovněž menší časový rozdíl mezi aktivací MRFO a MDA lze považovat za další faktor, který může ovlivnit efektivitu pohybu. Na základě výsledků nelze usuzovat na vliv výkonnostní úrovně šermířů na hodnoty jednoduché i složitě reakční doby, avšak kratší reakční doba při výpadu

vztažená k celkové době výpadu může souviset s výkonnostní úrovní šermířů. Přestože byly zjištěny podobné hodnoty celkové doby výpadu u všech tří sledovaných skupin šermířů, reagovali elitní šermíři na vizuální podnět rychleji než skupina začátečníků. „Ušetřený“ čas mohli elitní šermíři využít k zamíření cíle a efektivní koordinaci svalů při výpadu.

7.3 Doporučení pro praxi a další výzkum

Doporučení pro praxi

Sportovní dovednost není jen spontánní odpovědí svalového systému, ale je společně s CNS součástí komplexního procesu, a tudíž lze považovat za vhodný prostředek pro ovlivňování uvedených proměnných například trénink zrakového systému zaměřený na vizuálně motorickou výkonnost (reakce a koordinace vybraných segmentů těla na vizuální podnět, ovlivňování reakční doby). Ke stimulaci reakční rychlosti lze doporučit využití analytické metody, která předpokládá rozdělení struktury pohybu na dílčí části, které jsou nejprve stimulovány odděleně a následně komplexně. Pozitivní efekt této intervence se pozitivně projevuje také například u tenistů, střelců či fotbalových brankářů. Lze předpokládat, že v šermu by mohlo mít ovlivňování reakční doby a svalové koordinace po výskytu vizuálního podnětu zásadní vliv na sportovní výkon. V současné době se problematice reakční doby a svalové koordinace intenzivně věnují trenéři v asijských zemích (Japonsko, Čína, J. Korea). Sportovní výkony jejich svěřenců dokazují, že záměrné zohlednění těchto proměnných a jejich implementace v tréninkovém procesu se pozitivně projevuje zvláště v poslední době v umístění na předních pozicích na významných světových soutěžích.

Výsledky této práce mohou být využity při organizaci sportovní přípravy šermíře v tréninkovém procesu s důrazem na zlepšování úrovně reakční doby a svalové koordinace při výpadu.

Výsledky vypovídající o časové souvztažnosti svalů při výpadu lze implementovat v tréninkovém procesu s přihlédnutím k „optimálnímu“ modelu zahájení pohybu, který je uplatňován u skupiny elitních šermířů. Je možné se domnívat, že využití tohoto modelu u skupin šermířů nižší výkonnostní úrovně se pozitivně projeví na zvyšování jejich výkonnosti. Na význam svalové koordinace a rychlost reakce na vizuální podnět lze usuzovat zvláště proto, že celková doba výpadu se v rámci sledovaných skupin nelišila. Uplatněná časová

souvztažnost svalů a kratší reakční doba mohla elitním šermířům poskytnout dostatečný prostor pro úspěšné zasažení cíle (terče), které souviselo s nároky na přesnost.

Doporučení pro další výzkum

Další podobné výzkumy mohou sledovat například vliv audiální zátěže a únavy na hodnoty RD. S těmito proměnnými se sportovci při svém snažení o dosažení nejlepšího výkonu potkávají na soutěžích všech úrovních. Zároveň by bylo zajímavé řešit vliv požadavku na přesnost zásahu s ohledem na úroveň RD. Dalším námětem pro výzkum by mohlo být zjišťování efektu intervence tréninku zaměřeného na ovlivňování RD.

V dalších výzkumech mohou být závěry této práce, především ty, které se týkají vztahů mezi sledovanými proměnnými, inspirativní pro měření, v nichž budou kombinovány různé metody (např. kinematická analýza, dynamometrie) a kineziologická analýza pohybu.

Činnost svalů v průběhu pohybu by v dalších studiích bylo možné sledovat prostřednictvím SEMG se současným měřením vynaloženého svalového úsilí vztaženého k maximální volní kontrakci daného svalu či distribuci svalové síly při výpadu. Další alternativou možného výzkumu může být exaktní přístup v podobě kombinace EMG a kinematické analýzy se současným dynamometrickým měřením síly při výpadu (například síla vynaložená při odrazu na Kistlerově desce). Lze sledovat rovněž rozdíly v bioelektrickém napětí svalů prostřednictvím SEMG před realizací výpadu u výkonnostně odlišných skupin šermířů. Výsledky takového výzkumu by doplnily závěry Borysiuk (2008a, 2008b), které naznačují, že elitní šermíři mají nižší bioelektrické napětí ve svalech při očekávání vizuálních, taktilních a audiálních podnětů než začátečníci. V případě realizace dalšího podobně zaměřeného výzkumu by bylo vhodné zařadit do šetření i svaly patřící do skupiny flexorů kolena, svalů gluteálních nebo *mm. vasti*.

Je nutné zmínit, že k výsledkům zjištěným v předložené práci je nutné přistupovat s jistou rezervou hlavně z toho důvodu, že výkon v šermu se skládá z velkého množství faktorů, které nelze ve srovnání se zjištěnými výsledky rozhodně bagatelizovat.

Přestože byla při realizaci výzkumu snaha o eliminaci nežádoucích faktorů, které by mohly ovlivnit výsledky, lze usuzovat na skutečnost, že výkonnostní rozdíl mezi skupinami mohl souviset s výskytem únavy u začátečníků při opakování pokusů. Dalším faktorem, který mohl negativně působit na testované osoby, byla přítomnost kabelového systému na použitém zařízení ME6000. V dalších výzkumech by bylo vhodné využití bezdrátově propojené elektrody s telemetrickým zařízením přijímající signály ze svalů. Výchozí poloha šermířů

před výpadem, kdy měli šermíři umístěnou číšku kordu na vodorovné překážce, mohla způsobit při zvýšené motivaci testovaných osob sesmeknutí kordu z této překážky. Vhodnější by bylo využít mikrospínače, který by byl umístěn v číšce kordu a při pohybu paže vpřed by byl aktivován čas pro měření reakční doby.

Rozdíly v měřených proměnných, nejzjištěných v této práci, by se mohly projevit například ve studii s vyšším počtem testovaných osob. V předložené práci mohl mít na výsledky vliv malý rozsah skupin.

Předložená práce a její výsledky pojednávající o aktivaci svalů mohou svou povahou obohatit například oblast řízení pohybu či biomechaniku pohybu. Problematiku reakční doby lze konfrontovat s podobnými výzkumy v dalších sportovních disciplínách nebo se studii zabývajícími se vlivem sportovního tréninku na reakční doby. V této oblasti je nutné usuzovat na vliv tréninku, fyziologických zákonitostí a genetické podmíněnosti na reakční dobu.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- Abernethy, B. (1996). Training the visual-perceptual skills of athletes: insights from the study of motor expertise. *American Journal of Sports Medicine*, 24, 589-592.
- Abernethy, B., Wood, J., & Parks, S. (1999). Can the anticipatory skills of experts be learned by novices? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70, 313-318.
- Adam, J. J., Teeken, J. C., Ypelaar, P. J. C., Verstappen, F. T. J., & Paas, F. G. W. (1997). Exercise-induced arousal and information processing. *International Journal of Sport Psychology*, 28, 217-226.
- Albers B., Bray, D., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K., & Walter, P. (1998). *Základy buněčné biologie. Úvod do molekulární biologie buňky*. Ústí nad Labem: Espero Publishing.
- Alter, M. J. (1996). *Science of flexibility*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Alter, M. J. (1998). *Sport stretch. 311 stretches for 41 sports*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Anderson, B., & Anderson, J. E. (2010). *Stretching: 30th anniversary edition*. California: Shelter Publications.
- Adrian, M., & Klinger, A. (1976). A biomechanical analysis of the fencing lunge. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 8(1), 56.
- Arcelin, R., Brisswalter, J., & Delignieres, D. (1997). Effect of physical exercise duration on decisional performance. *Journal of Human Movement Studies*, 32, 123-140.
- Arcelin, R., Delignieres, D., & Brisswalter, J. (1998). Selective effects of physical exercise on choice reaction processes. *Perceptual and Motor Skills*, 87, 175-185.
- Balkó, Š., Balkó, I., Cihlář, D., Týnková, H., & Hendl, J. (2013). Vliv rozcvičení na jednoduchou reakční dobu a pohybový čas při výpadu v šermu. *Studia Kinanthropologica*, 14(2), 77-84.
- Balkó, Š., Balkó, I., & Süß, V. (2014). Analýza pohybové struktury výpadu u dvou výkonnostně odlišných skupin šermířů. *Studia Sportiva*, 1, 85-92.
- Balkó, Š., Jelínek, M., Kratochvílová, I., Týnková, H., & Hendl, J. (2012). Komparace timingu vybraných svalů participujících na výpadu u skupiny elitních šermířů a šermířů nižší výkonnostní úrovně. *Studia Kinanthropologica*, 13(3), 160-165.

- Barcelos, J. L., Morales, P. A., Maciel, R. N. Azevedo, M. M. A., & Silva, V. F. (2009). Time of practise: a comparative study of the motor reaction time among volleyball players. *Fitness Performance Journal*, 8(2), 103-109.
- Barth, B., & Beck, E. (2007). *The complete guide to fencing*. Oxford: Meyer & Meyer.
- Bartůňková, S. (2007). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení. Učební texty pro studenty fyzioterapie a studia tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. Praha: Karolinum.
- Bartůňková, S. (2013). Senzorické funkce. In S. Bartůňková et al. (Eds.) *Fyziologie pohybové zátěže* (pp. 118-121). Praha: FTVS UK.
- Basmajian, J. V., & De Luca C. J. (1985). *Muscles alive - Their function revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Behm, D. G., Bambury, A., Cahill, F., & Power, K. (2004). Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time and movement time. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 1397-1402.
- Bidlo, B., Geža, F., & Pálka, O. (1980). *Vývoj stylu šermu fleretem a kordem*. Praha: ČSTV.
- Borysiuk, Z. & Waskiewicz, Z. (2008). Information processes, stimulation and perceptual training in fencing. *Journal of Human Kinetics*, 19, 63-82.
- Borysiuk, Z. (2008a). Psychomotor reactions in fencing dependence of stimuli type. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 10(3). 223-229.
- Borysiuk, Z. (2008b). The significance of sensorimotor response components and EMG signals depending on stimuli type in fencing. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 38(1), 43-54.
- Bottoms, L., Greenhalgh, A., & Sinclair, J. (2013). Kinematic determinants of weapon velocity during the fencing lunge in experienced épée fencers. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 15(4), 109-113.
- Brisswalter, J., & Arcelin, R. (1997). Influence of physical exercise on simple reaction time: effect of physical fitness. *Perceptual and Motor Skills*, 85, 1019-1027.
- Brisswalter, J., Durand, M., Delignieres, D., & Legros, P. (1995). Optimal and non-optimal demand in a dual task of pedalling and simple reaction time: Effects on energy expenditure and cognitive performance. *Journal of Human Movement Studies*, 29, 15-34.
- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), 1750-1762.
- Colin, W. (2008). Apects of fencing technology. *Sword*, 94, 24.

- Collardeau, M., Brisswalter, J., Vercruyssen, F., Audiffren, M., & Goubault, C. (2001). Single and choice reaction time during prolonged exercise in trained subjects: influence of carbohydrate availability. *European Journal of Applied Physiology*, 86, 150-156.
- Corcos, D. M., Gottlieb, G. L., Latash, M. L., Almeida, G. L., & Agarwal, G. C. (1992). Electomechanical delay: An experiment artifact. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2, 59-68.
- Corder, G. W., & Foreman, D. I. (2009). *Nonparametric statistics for non-statisticians. A step-by-step approach*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (2011). Atlas for electrode placement. In E. Criswell (Ed.), *Cram's introduction to surface electromyography* (pp. 247-283). Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers.
- Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers.
- Czajkowski, Z. (2005). *Understanding Fencing: the unity and practise*. Staten Island, NY: SKA Swordplay Books.
- Czajkowski, Z. (2009). Tactics in fencing – preparatory actions. *Studies in Physical Culture and Tourism* 16(4), 371-377
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing.
- Davranche, K., & Audiffren, M. (2004). Facilitating effects of exercise on information processing. *Journal of Sports Sciences*, 22, 419-428.
- Davranche, K., Audiffren, M., & Denjean, A. (2006). A distributional analysis of the effect of physical exercise on a choice reaction time task. *Journal of Sports Sciences*, 24(3), 323-329.
- Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement [Web log post]. Retrieved from http://www.andrewsterian.com/courses/214/EMG_measurement_and_recording.pdf
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- De Luca, C. J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 16(2), 210-216.
- Del Rey, P. (1972). A target device to measure speed and accuracy in an open and closed environment. *Research Quarterly*, 43, 239-242.

- Delignières, D., Brisswalter, J., & Legros, P. (1994). Influence of physical exercise on choice reaction time in sport experts: the mediating role of resource allocation. *Journal of Human Movement Studies*, 27, 173-188.
- Devienne, M. F., Audiffren, M., Ripoll, H., & Stein, J. F. (2000). Local muscular fatigue and attentional processes in a fencing task. *Perceptual and Motor Skills*, 90(1), 315-318.
- Do M. C., & You E. (1999). Do centrally programmed anticipatory postural adjustments in fast stepping affect performance of an associated „touche" movement? *Experimental Brain Research*, 129(3), 462-466.
- Dovalil, J. (2009a). Kondiční příprava. In J. Dovalil et al. (Eds.), *Výkon a trénink ve sportu* (pp. 107-163). Praha: Olympia.
- Dovalil, J. (2009b). Dlouhodobá koncepce sportovního tréninku. In J. Dovalil et al. (Eds.), *Výkon a trénink ve sportu* (pp. 240 – 253). Praha: Olympia.
- Dovalil, J., & Choutka, M. (2009). Sportovní výkon a jeho struktura jako východisko racionálního tréninku. In J. Dovalil et al. (Eds.) *Výkon a trénink ve sportu* (pp. 11 – 59). Praha: Olympia.
- Dylevský, I. (2007). *Obecná kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Enoka, R. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1486-1495.
- Feigenberg, I. M. (2008). Motor reaction time and probabilistic prognosis. *Human Physiology*, 34(5), 581-591.
- Flegr, J., Novotná, M., Lindová, J., & Havlíček, J. (2008). Neurophysiological effect of the Rh factor. Protective role of the RhD molecule against Toxoplasma-induced impairment of reaction times in women. *Neuroendocrinology Letters*, 29(4), 475-481.
- Fleischmann, J., & Linc, R. (1975). *Anatomie I*. Praha: SPN.
- Fontani, G., Lodi, L., Felici, A., Migliorini, S., & Corradeschi, F. (2006). Attention in athletes of high and low experience engaged in different open skill sports. *Perceptual and Motor Skills*, 80(4), 308-317.
- Gholipour, M., Tabrizi, A., & Farahmand, F. (2008). Kinematics analysis of lunge fencing using stereophotogrametry. *World Journal of Sport Sciences*, 1(1), 32-37.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Geil, D. M. (2002). The role of footwear on kinematic and plantar foot pressure in fencing. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 155-162.

- Gignac, G. E., & Vernon, P. A. (2004). Reaction time and the dominant and non-dominant hands: An extension of Hick's Law. *Personality and Individual Differences*, 36, 733-739.
- Gracz, J., & Tomczak, M. (2008). Selected temperamental properties and achievement motivation of fencers. *Studies in Physical Culture and Tourism*, 15(2), 109-118.
- Grosser, M. (1991). *Schnelligkeitstraining*. München: BLV Verlagsgesellschaft.
- Gutierrez-Davila, M., Rojas, F. J., Antonio, R., & Navarro, E. (2013). Response timing in the lunge and target change in elite versus medium-level fencers. *European Journal of Sport Science*, 13(4), 364-371.
- Harmenberg, J., Ceci, R., Barvestad, P., Hjerpe, K., & Nyström, J. (1991). Comparison of different tests of fencing performance. *International Journal of Sports Medicine*, 12, 573-576.
- Havel, Z. (1993). Rychlostní schopnosti. In Z. Havel, L. Bláha, L. Valter, J. Vlach, & M. Žák, (Eds.), *Rozvoj rychlostních schopností I* (pp. 5-16). Ústí nad Labem: PF UJEP.
- Havel, Z., & Cihlár, D. (2011). Vybrané neparametrické statistické postupy v antropomotorice. Ústí nad Labem: PF UJEP.
- Havel, Z., & Hnízdil, J. (2010). *Rozvoj a diagnostika rychlostních schopností*. Ústí nad Labem: PF UJEP.
- Havel, Z., Hnízdil, J., Černá, L., Horkel, V., Horklová, H., Kresta, J.,...Žák, M. (2009). *Rozvoj a diagnostika koordinačních a pohyblivostních schopností*. Ústí nad Labem: PF UJEP.
- Hendl, J. (2009). *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál.
- Hick, W. E. (1952). On the rate of gain of information. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 4(1), 11-26.
- Hirtz, P. (1985). *Coordinative abilities in sports school*. Berlin: VU Wissen.
- Hirtz, P. (1997) Psychomotorisch-koordinative Fähigkeiten. In P. Hirtz, G. Kirschner & M. Pöhlman, (Eds.), *Sportmotorik. Grundlagen, Anwendungen und Grenzgebiete* (pp.125-136). Kassel: Universität Gesamthochschule.
- Hirtz, P. et al. (1985). *Koordinative Fähigkeiten im Schulspor*. Berlin: Volk und Wissen.
- Hogervorst, E., Riedel, W., Jeukendrup, A., & Jolles, J. (1996). Cognitive performance after strenuous physical exercise. *Perceptual and Motor Skills*, 83, 479-488.
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 1 – 12.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 182-198.

- Hyman, R. (1953). Stimulus information as a determinant of reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 45, 188-196.
- Chen, H. C. Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., & Schultz, A. B. (1994). Effects of age and available response time on ability to step over an obstacle. *Journal of Gerontology*, 49, 227-233.
- Cheris, E. (2002). *Fencing. Step to Success*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Chmura, J., Krysztofiak, H., Ziemba, A. W., Nazar, K., & Kaciuba-Uscilko, H. (1998). Psychomotor performance during prolonged exercise above and below the blood lactate threshold. *European Journal of Applied Physiology*, 77, 77-80.
- Iida, Y., Miyazaki, M., & Uchida, S. (2010). Developmental changes in cognitive reaction time of children aged 6-12 years. *European Journal of Sport Science*, 10(3), 151 – 158.
- Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.
- Jaworski, J., Tchórzewski, D., & Bujas, P. (2011). Involution of simple and complex reaction time among people aged between 21 and 80 – the results of computer tests. *Human Movement* 12(2), 153-158.
- Jensen, A. (1998). *The G factor: The science of mental ability*. Westport: Praeger.
- Jirka, Z. (1977). *Metodika lékařskopedagogického sledování se zaměřením na šerm*. Praha: ČSTV.
- Jirka, Z. (1995). Šerm. In J. Melichna et al. (Eds.), *Fyziologie tělesné zátěže II. Speciální část, 2. díl* (pp. 155-160). Praha: UK.
- Jurák, D., Pánek, D., & Požgayová, Š. (2011) Analýza chybného provedení přenosu horní končetiny u plaveckého způsobu kraul. *Studia Kineanthropologica*, 12(2), 90-95.
- Karas, V., & Otáhal, S. (1991). *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: UK, FTVS.
- Karas, V., Otáhal, S., & Sušanka, P. (1990). *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: UK.
- Kashihara, K., & Nakahara, Y. (2005). Short-term effect of physical exercise at lactate threshold on choice reaction time. *Perceptual and Motor Skills*, 100, 275-291.
- Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.
- Kelso, J. A. S (1995). *Dynamic patterns. The self-organization of brain and behavior*. Massachusetts, Cambridge: MIT Press.
- Keltinski, R., & Pickens, L. (1973). Characteristics of male fencers in the 28th annual NCAA fencing championships. *Research Quarterly*, 44, 434-439.

- Kida, N. Oda, S., & Matsumura, M. (2005). Intensive baseball practise improves the Go/No go reaction time, but not the simple reaction time. *Brain Research Cognitive Brain Research*, 22(2), 20-27.
- Knudson, D. V., & Morrison, C. S. (1997). *Qualitative analysis of human movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Kogler, A. (1979). *Příprava vrcholového šermiara*. Praha: ČSTV.
- Kohlíková, E. (2013). Pohybový systém a jeho řízení. In S. Bartůňková et al. (Eds.), *Fyziologice pohybové zátěže* (pp. 58-81). Praha: FTVS UK.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography [Web log comment]. Retrieved from <http://demotu.org/aulas/control/ABCofEMG>
- Koutedakis, Y. Ridgeon, A., Sharp, N. C., & Boreham, C. (1993). Seasonal variation of selected performance parameters in epee fencers. *British Journal of Sports Medicine*, 27, 171-174.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2007). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 3, 101-106.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Urbana, IL: Human Kinetics.
- Lemmink, K. A., & Visscher, C. (2005). Effect of intermittent exercise on multiple-choice reaction times of soccer players. *Perceptual and Motor Skills*, 100, 85-95.
- Lee, W. A. (1980). Anticipatory control of postural and task muscles during rapid arm flexion. *Journal of Motor Behavior*, 12, 185-196.
- Li, J. X., So, R. C. H., & Yuan, Y. W. I. (1999, November). *Muscle strain and cardiovascular stress in fencing competition*. Paper session presented at proceedings of the 5th IOC world congress on sport sciences, Sydney.
- Lombardi, J. A., Surburg, P., Eklund, S., & Kocejka, D. (2000). Age differences and changes in midline-crossing inhibition in the lower extremities. *Journal of Gerontology*, 55, 293-298.
- Luce R. D. (1986). *Response times: their role in inferring elementary mental organization*. New York: Oxford Science Publications.

- Luchies, C. W., Wallece, D., Pazdur, R., Young, S., & DeYoung, A. J. (1999). Effects of age on balance assessment using voluntary and involuntary step tasks. *Journal of Gerontology, 54*, 140-144.
- Měkota, K. & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti*. Olomouc: FTK UPOL.
- Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, NJ: Wiley.
- Meško, M. Strojnik, V., Videmšek, M., & Karpljuk, D. (2009). The effect of listening to techno music on reaction times to visual stimuli. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica. 39(1)*. 67-73
- Mickevičienė, D., Motiejūnaitė, K., Skurvydas, A., Darbutas, T., & Karanauskienė D. (2008). How do reaction time and movement speed depend on the complexity of the task? *Sportas 69(2)*, 57-62.
- Moritani, T., Stegeman, D., & Merletti, R. (2004). Basic physiology and biophysics of EMG signal generation. In R. Merletti & P. A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications* (pp. 1-25). Hoboken, NJ: Wiley.
- Morse, D. T. (1999). Minisize2: A computer program for determining effect size and minimum sample for statistical significance for univariate, multivariate, and nonparametric tests. *Educational and Psychological Measurement, 59(3)*, 518-531.
- Motlová, L., & Koukolík, F. (2007). *Citový mozek. Neurobiologie, klinické poruchy, terapie*. Praha: Galén.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., & Kenehisa, H. J. (2004). Influence of tendon slack on electromechanical delay in human medial gastrocnemius in vivo. *Applied Physiology, 96*, 540-544.
- Naňka, O., & Elišková, M. (2009). *Přehled anatomie*. Praha: Galén.
- Norrie, M. L. (1974). Effects of movement complexity on choice reaction and movement times. *Research Quarterly, 45*, 154-161.
- Novotná, M., Havlíček, J., Smith, A. P., Kolbeková, P., Skallová, A.,...Flegr, J. (2008). Toxoplasma and reaction time: role of toxoplasmosis in the origin, preservation and geographical distribution of Rh blood group polymorphism. *Parasitology, 135*, 1235-1261.
- Nyström, J., Lindwall, O., Ceci, R., Harmenberg, J., Swedenhag, J., & Ekblom, B. (1990). Physiological and morphological characteristics of world class fencers. *International Journal of Sports Medicine, 11(2)*, 136-139.

- Pain, M., & Hibbs, A. (2007). Sprint stars and the minimum auditory reaction time. *Journal of Sport Sciences*, 25(1), 79-86.
- Pánek, D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 16(4), 177-180.
- Pavelka, R. (2011). *Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate* (Disertační práce, FTVS UK Praha). Retrieved from <http://www.ftvs.cuni.cz/images/stories/Pavelka.pdf>
- Perič, T., & Dovalil, J. (2010). *Sportovní trénink*. Praha: Grada Publishing.
- Rabbitt, P. M. A. (1981). *Sequential reactions in human skills*. New York: John Wiley.
- Raczek J., & Mynarski W. (1991). From the research on coordination motor abilities. *Antropomotoryka*, 5, 3–19.
- Raczek, J., Mynarski, W., & Ljach, W. (2002). Kształtowanie i diagnozowanie koordynacyjnych zdolności motorycznych. Katowice: Akademia Wychowania Fizycznego.
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1), 11-35.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173 – 177.
- Roi, G. S., & Bianchedi, D. (2008). The science of fencing: implications for performance and injury prevention. *Sports Medicine*, 38(6), 465-481.
- Roy, S. H., De Luca, G., Cheng, M. S., Johansson, A., Gilmore, L. D., & De Luca, C. J. (2007). Electromechanical stability of surface EMG senzore. *Medical and Biological Engineering and Computing* 45(5), 447-457.
- Sanderson, F. H. (1983). The effect of directional uncertainty on reaction time and movement time in a fencing task. *Journal of Sports Sciences*, 1(2), 105-110.
- Sapega, A., Minkoff, J, Nicholas, J. A., & Valsamis, M. (1978). Sport-specific performance factor profiling. Fencing as a prototype. *American Journal of Sports Medicine*, 6, 232-235.
- Sapega, A., Minkoff, J., Valsamis, M., & Nicholas, J. A. (1984). Musculoskeletal performance testing and profiling of elite competitive fencers. *Clinics in Sports Medicine*, 3, 231-244.
- Scripture, C. W. (1905). *The new psychology*. New York: Scott.
- Sergienko, L. (2000). Genetische grenzen sportlicher Leistungen. *Lesungsport*, 30(1), 39-42.

- Shen, Y. Ch., & Franz, E. A. (2005). Hemispheric competition in left-handers on bimanual reaction time tasks. *Journal of Motor Behavior*, 37(1), 3-9.
- Schmidt, R. A. (1982). *Motor control and learning: A behavior emphasis*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Schmidt, R. A., & Wrisberg, C. A. (2008). *Motor learning and performance: A situation-based learning approach*. 4th ed. Champaign IL: Human Kinetics.
- Schneider, R., Grüner, M., Heiland, A., Keller, M., Kujanová, Z., Peper, M.,... Walach, H. (2006). Effects of expectation and caffeine on arousal, well-being and reaction time. *International Journal of Behavioral Medicine*, 13(4), 330-339.
- Sillero, M., Saucedo, F., López, E., De Antonio, R., & De Quel, O. M. (2008, February). *Analysis of the rear leg rotation movement during the fencing lunge*. *Fencing, Science & Technology*. Paper session presented at 1st International congress on science and technology in fencing, Barcelona.
- Sinclair, J., & Bottoms, L. (2013a). Methods of determining hip joint centre: Their influence on the 3-d kinematics of the hip and knee during the fencing lunge. *Human Movement*, 14(3), 229-237.
- Sinclair, J., & Bottoms, L. (2013b). Gender differences in the kinetics and lower extremity kinematics of the fencing lunge. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 13(2), 440-451.
- Sobczak, A. & Smulsky, V. (2006). Aerobic and anaerobic capacities of different age and performance female fencers. *MedSportpress*, 12(2), 214-217.
- Stewart, S. I., & Kopetka, B. (2005). The kinematic determinants of speed in the fencing lunge. *Journal of Sports and Science*, 23(2), 105.
- Stull, G., & Kearney, J. (1978). Effects of variable fatigue levels on reaction time components. *Journal of Motor Behavior*, 10(3), 223-231.
- Szilagyi, T. (1993, July). *Dynamic characterisation of fencing lunge*. Paper session presented at the International Society of Biomechanics XIVth Congress, Paris.
- Szabo, L. (1982). *Fencing and the master*. Budapest: Franklin.
- Szopa J. (1988). Changeability of basic somatic and functional traits among adult citizens of Cracow aged 19–62 bearing in mind their social and professional diversity. *Materiały i Prace Antropologiczne*, 109, 73–103.
- Szopa, J., Mleczko, E., & Żak, S. (1996). *Podstawy antropomotoryki*. Warszawa: Wydawnictwo naukowe.

- Špulák, D., & Mukulíková, P. (2012). *Segmentation of electromyographic signal during periodic movements*. Poster session presented at the 16th International Student Conference on Electrical Engineering, Technical University Prague.
- Špulák, D., Čmejla, R., Mikulíková, P., Bezoušková Paulů, J., & Kračmar, B. (2012). *Muscle activity detection using emg envelope thresholding—comparison of various approaches*. Paper session presented at the 20th Annual Conference Proceeding's Technical Computing, Bratislava.
- Šteffl, M., & Bartůňková, S. (2013). Fyziologické základy tréninku. In S. Bartůňková et al. (Eds.), *Fyziologice pohybové zátěže* (pp. 125-141). Praha: FTVS UK.
- Štulrajter, V. (1987). Situation-specific reaction time measurement in sportsmen (fencers). *Activitas Nervosa Superior*, 29(3), 170-171.
- Svoboda, B. (2000). *Pedagogika sportu*. Praha: Karolinum.
- Tanaka, K., Hasegawa M., Kataoka, T., & Katz, L. (2010). The effect of self-position and posture information on reaction time. *International Journal of Computer Science in Sport*, 9(3), 4-14.
- Thomas, J. R., & Nelson, J. K. (2001). *Research methods in physical activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Toran, G. (1996). *Introduzione alla tattica schermistica*. Rome: Societa Stampa Sportiva.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1999). *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Upper half of body*. Baltimore: && Wilkins.
- Travlos, A. K., & Marisi, D. Q. (1995). Information-processing and activation to exhaustion. *Perceptual and Motor Skills*, 80, 15-26.
- Trojan, S., Druha, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2001). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Trohař, R. (1973). *Základy šermu*. Praha: Olympia.
- Trohař, R. (2013). *Začínáme šermovat kordem*. Praha: Denit.
- Tsolakis, Ch., & Vagenas, G. (2010). Anthropometric, physiological and performance characteristics of elite and sub-elite fencers. *Journal of Human Kinetics*, 23, 89-95.
- Tsolakis, Ch., Kostaki, E., & Vagenas, G. (2010). Anthropometric, flexibility, strength-power, and sport-specific correlates in elite fencing. *Perceptual and Motor Skills*, 110(3), 1015-1028.
- Tu, J. H., Lin, Y. F., & Chin, S. Ch. (2010). The influence of ball velocity on court illumination on reaction time for tennis volley. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 56-61.

- Tyshler, D., & Tyshler, G. (1995). *Fencing*. Moscow: Physical Education and Science Press.
- Vaverka, F. (2011). *Vliv vybraných faktorů na přesnost jednoduchého pohybu. Lateralita, rychlost, zraková kontrola, zátěž, rozsah pohybu*. Ostrava: Universitas Ostraviensis.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie, přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Vincenc, J. (2000). *Stručná historie šermu*. Praha: Elka Press.
- Vlasák, P. (1983). *Faktory výkonnosti v šermu jako východisku výběru talentů a zaměření tréninku*. Praha: ČSTV.
- Votík, J., & Bursová, M. (1994). *Přehled metod stimulace motorických schopností*. Plzeň: PFZU.
- Wang, J. (2009). Reaction-time training for elite athletes: a winning formula for champions. *International Journal of Coaching Science*, 3(2), 67-78.
- White, K. N., Gunter, K. B., & Snow, Ch. M. (2002). The quick step: a new test for measuring reaction time and lateral stepping velocity. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 271-277.
- Williams, A. M., & Grant, A. (1999). Training perceptual skills in sport. *International Journal of Sport Psychology*, 30, 194-220.
- Williams, J. M., Hoepner, B. J., Moody, D. L., & Ogilvie, B. (1970). Personality traits of champion level female fencers. *Research Quarterly*, 41, 446-453.
- Williams, L. R. T., Walmsley, A. (2000a). Response amendment in fencing: differences between elite and novice subjects. *Perceptual and Motor Skills*, 91, 131-142.
- Williams, L. R. T., Walmsley, A. (2000b). Response timing and muscular coordination in fencing: A comparison of elite and novice fencers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(4), 460-475.
- Windhorst, U., & Johansson, H. (1999). *Modern techniques in neuroscience research*. Berlin: Springer.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Ylinen, J. (2008). *Stretching therapy for sport and manual therapies*. New York: Elsevier.
- Zedka, M. (2009). Laboratorní vyšetření pohybu. In Z. Kolář, et al. (Eds.), *Rehabilitace v klinické praxi*, (pp. 197 – 209). Praha: Galén.

Software

- MEGA Electronics Ltd. (2010). Quick manual for ME6000 and MegaWin [CD].

9 PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1 Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha 2 Vzor informovaného souhlasu pro účastníky výzkumu

Příloha 3 – zařízení použítá pro měření

Příloha 4 – záznam pohybu

Příloha 5 – aplikace elektrod v SEMG

Příloha 6 – data pro zpracování

Příloha 7 – popis a funkce sledovaných svalů

Příloha 8 – vzorce pro výpočet effect size

Příloha 1 Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

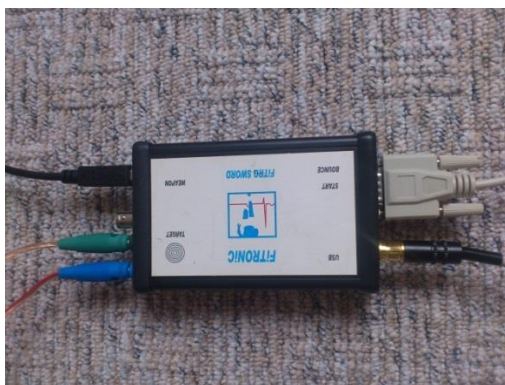
Příloha 3 Zařízení použitá pro měření



Sběrné telemetrické mobilní zařízení ME6000



Zařízení Fitosword (svislá a vodorovná překážka vlevo, zásahový terč vpravo)

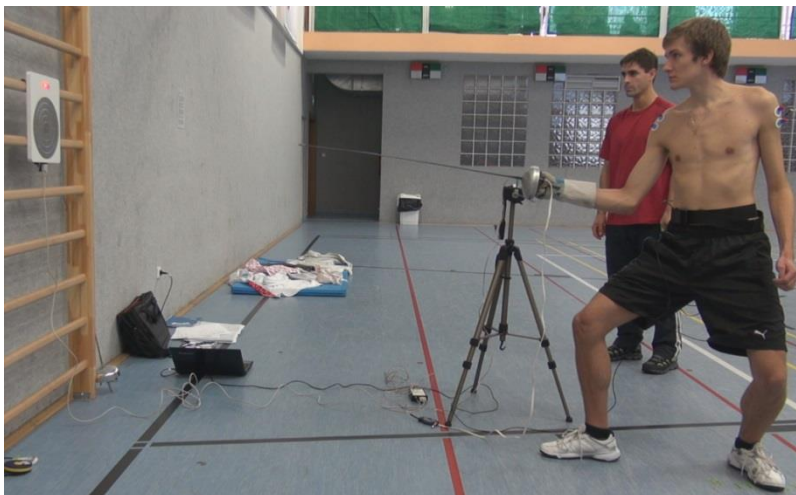


Interfejs pro zařízení Fitrosword

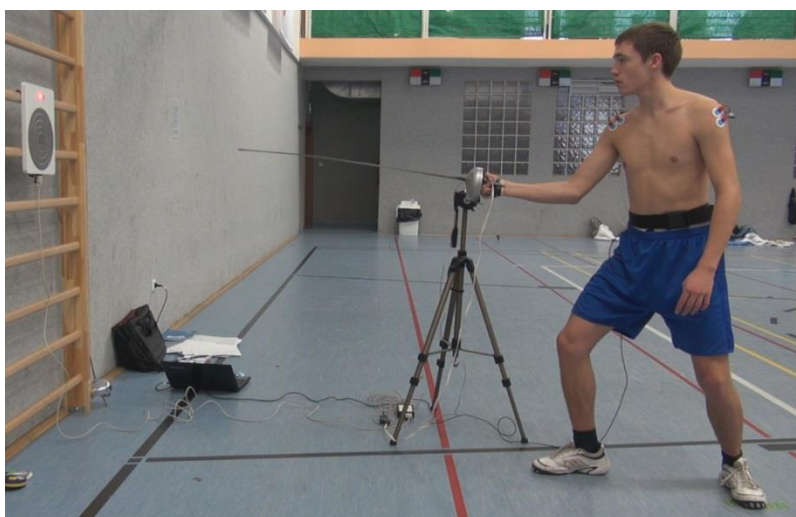


Kord Uhlmann (čepel, číška)

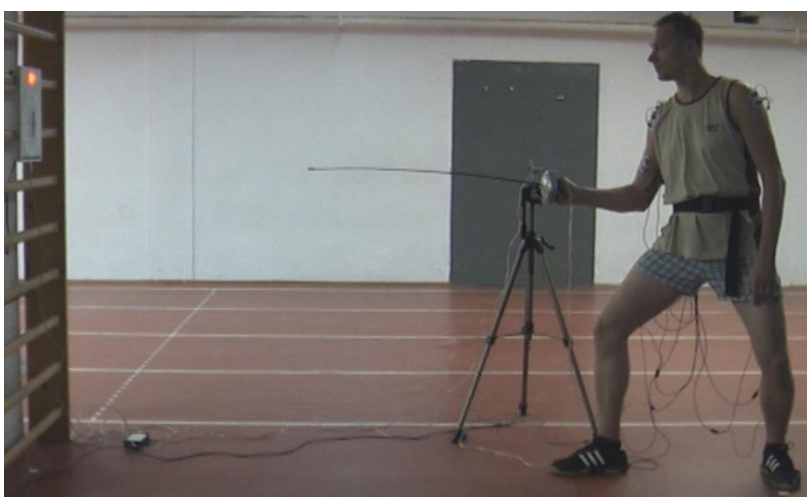
Příloha 4 Záznam pohybu



Šermíř skupiny A (střehová pozice)



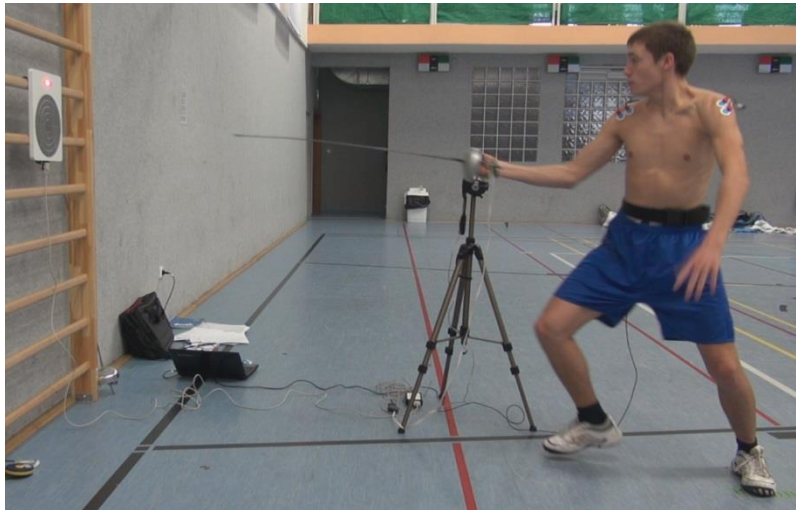
Šermíř skupiny B (střehová pozice)



Šermíř skupiny C (střehová pozice)



Šermíř skupiny A (okamžik identifikace RDV)



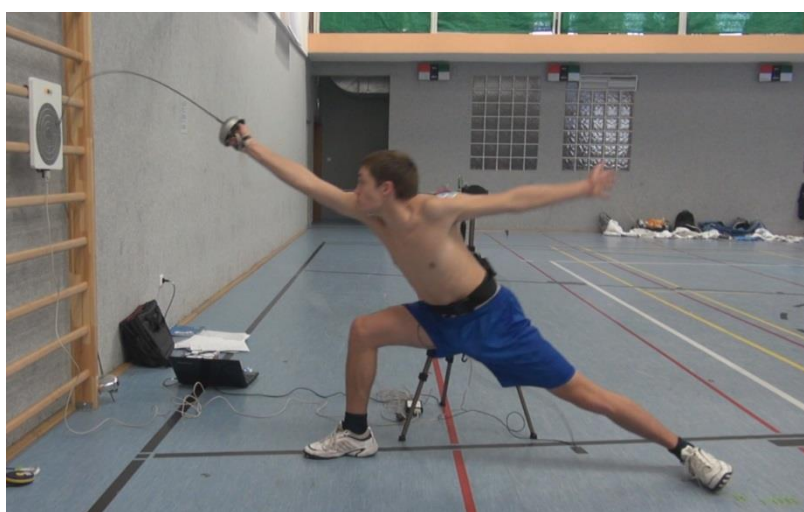
Šermíř skupiny B (okamžik identifikace RDV)



Šermíř skupiny C (okamžik identifikace RDV)



Šermíř skupiny A (okamžik zasažení terče)



Šermíř skupiny B (okamžik zasažení terče)

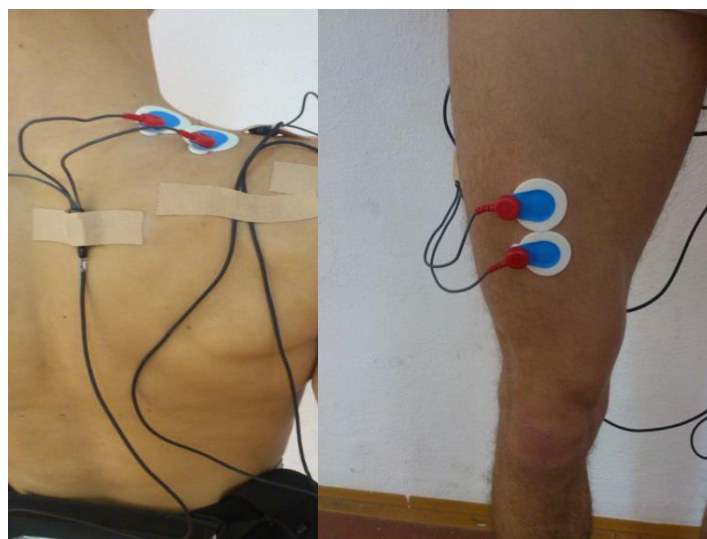


Šermíř skupiny C (okamžik zasažení terče)

Příloha 5 Aplikace elektrod v SEMG



Aplikace elektrod (vlevo *m. deltoideus pars anterior*; vpravo *m. deltoideus pars anterior*)



Lokalizace elektrod (vlevo *m. trapezius* – horní část; vpravo *m. rectus femoris*)

Příloha 6 Data pro zpracování

Sledované proměnné (aktivace svalů, RDV, RD)

Subjekt	CDV	TRV	MDA	MDM	MRFV	MRFO	RDV	PČ	RDJ	RDS2	RDS3
A1	749	134	144	348	350	126	266	486	250	382	381
A2	811	161	148	196	166	104	253	523	246	343	354
A3	811	174	192	266	279	113	257	526	262	347	413
A4	811	159	143	382	360	120	255	549	284	376	481
A5	811	513	234	252	237	130	401	448	296	383	493
A6	874	165	173	183	413	157	265	612	251	395	465
A7	749	202	211	407	229	148	303	463	263	318	390
A8	812	201	186	286	430	150	303	529	279	330	406
A9	871	214	212	243	250	142	344	509	275	361	470
A10	686	166	125	153	218	114	242	450	221	364	317
A11	686	157	141	165	322	97	282	386	238	422	420
A12	687	207	202	316	371	152	326	378	312	343	395
A13	749	219	191	233	265	132	321	439	264	360	463
A14	749	162	154	176	395	143	244	520	248	356	445
Subjekt	CDV	TRV	MDA	MDM	MRFV	MRFO	RDV	PČ	RDJ	RDS2	RDS3
B1	874	453	180	260	292	125	354	504	283	384	426
B2	749	151	172	193	281	136	255	501	253	396	469
B3	749	216	240	193	212	151	356	384	280	340	400
B4	624	472	104	163	217	157	261	357	268	453	541
B5	687	172	186	160	197	148	302	416	266	364	406
B6	749	152	182	164	237	157	275	458	254	362	400
B7	749	136	129	146	171	98	237	524	228	313	456
B8	812	267	229	240	260	149	394	430	282	375	512
B9	811	187	180	206	230	129	331	473	352	391	488
B10	749	139	143	164	447	139	272	504	258	319	387
B11	749	173	156	256	264	172	281	497	247	295	348
B12	749	216	172	195	176	157	274	506	217	331	279
B13	871	185	147	333	317	112	266	577	250	364	402
B14	624	189	173	202	157	105	305	349	243	350	437
B15	749	292	262	262	281	226	413	361	272	452	424
Subjekt	CDV	TRV	MDA	MDM	MRFV	MRFO	RDV	PČ	RDJ	RDS2	RDS3
C1	687	199	204	237	267	135	356	338	294	335	397
C2	811	316	273	266	219	121	391	430	302	381	425
C3	687	211	223	243	210	131	326	379	292	401	462
C4	749	254	232	208	222	172	356	394	288	410	482
C5	686	280	311	280	282	298	355	359	244	306	440
C6	624	270	331	365	221	197	255	400	233	382	528
C7	811	290	264	307	360	346	378	388	300	381	412
C8	749	229	219	362	246	124	364	397	292	412	511
C9	624	190	196	207	227	135	320	324	231	407	446
C10	749	188	192	275	202	117	273	467	258	279	432
C11	811	211	212	681	277	233	332	471	310	418	461
C12	871	252	240	303	417	155	365	473	320	451	500
C13	686	174	207	215	200	123	303	407	242	320	449
C14	811	254	251	339	264	153	355	428	300	332	418

Příloha 7 Popis a funkce sledovaných svalů

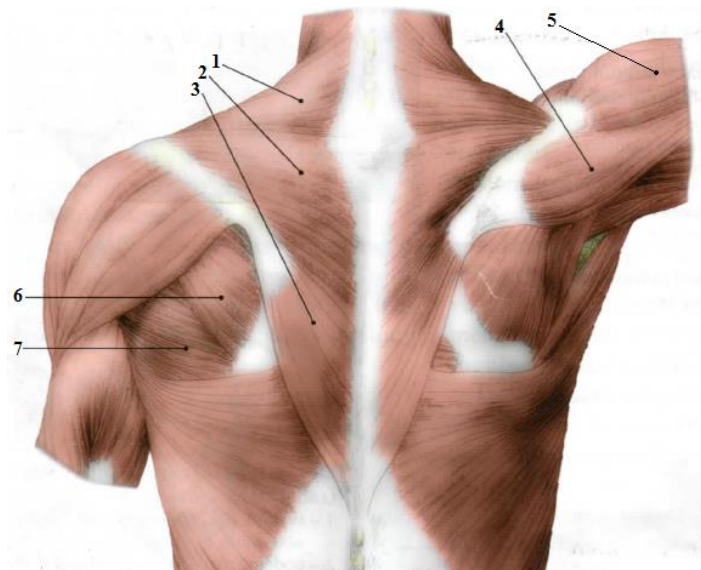
M. trapezius

M. trapezius (obrázek 4.5) propojuje hlavu s osovým orgánem (obrále, lopatka, klíční kost) a ovlivňuje držení těla. Dělí se na tři části, které mají odlišnou funkci (Véle, 2006). Fleischmann a Linc (1975) uvádí, že jde o rozsáhlý plochý sval skupiny zádových svalů. Jeho základna jde od kosti týlní po trnech obratlových k Th12 a dále až k rameni. Podle průběhu svalových snopců se pak rozeznávají tři části:

- a) horní – sestupné (kraniální, descendentí),
- b) střední – příčné (transverzální),
- c) dolní – vzestupné (kaudální, ascendentní).

Horní snopce (obrázek 4.5 - 1) sestupující zevně dolů se upínají na zevní konec klavikuly, akromion a *spina scapulae*. Střední snopce (obrázek 4.5 - 2) jdou horizontálně a upínají se na *spina scapulae*. Dolní snopce (obrázek 4.5 - 3) vystupují zevně nahoru a končí na vnitřní polovině hřebene lopatky.

Horní část elevuje (zdvihá) ramenní pletenec, extenduje hlavu proti šíji a rotuje ji kontralaterálně. Střední část addukuje lopatku a posouvá rameno dozadu. Dolní část provádí depresi lopatky a ramene (Čihák, 2001; Fleischmann & Linc, 1975; Naňka & Elišková, 2009; Véle, 2006). Čihák (2001) dodává, že *m.trapezius* fixuje a stabilizuje lopatku a dále uvádí, že sval jako celek přitahuje lopatku k páteři.



- Vysvětlivky:
- 1 - *m. trapezius* – horní část
 - 2 - *m. trapezius* – střední část
 - 3 - *m. trapezius* – dolní část
 - 4 - *m. deltoideus* – spinální část
 - 5 - *m. deltoideus* – akromiální část
 - 6 - *m. infraspinatus*
 - 7 - *m. teres major, m. teres minor*

M. trapezius. (Naňka & Elišková, 2009).

M. deltoideus

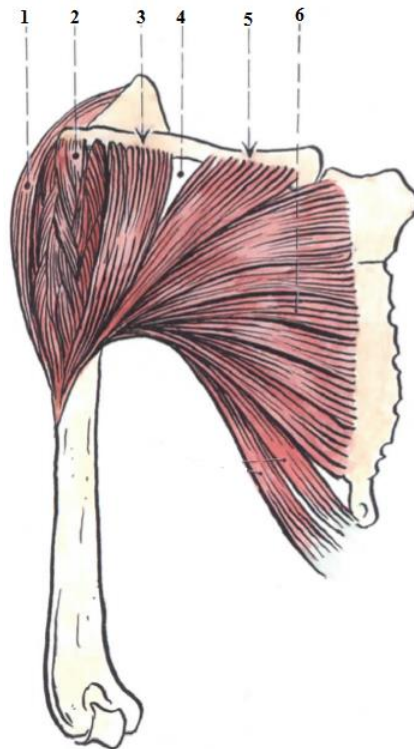
Naňka a Elišková (2009) uvádí, že *m. deltoideus* tvoří plášť kolem ramenního kloubu a náleží do krajiny *regio deltoidea* proximální části horní končetiny. Tento sval spojuje klíční kost s lopatkou a s humerem (Véle, 2006). Jeho základnou je *spina scapulae, acromion a clavícula* (Čihák, 2001). Fleischmann a Linc (1975) člení tento sval na klíčkovou část (obrázek 4.6 - 3), nadpažkovou část (obrázek 4.6 - 2) a hřebenovou část (obrázek 4.6 - 1), které se paprskovitě sbíhají k drsnatině kosti pažní (*tuberositas deltoidea humeri*), na niž se upínají. Od okraje *m. pectoralis major* je oddělen štěrbinou *trigonum deltoideopectorale* a sám je rozdělen na tři části:

- a) část přední (část klavikulární či klíčková, *pars anterior, pars clavicularis*),
- b) část střední (část akromiální či nadpažková, *pars medialis, pars acromialis*),
- c) část zadní (část spinální či hřebenová, *pars posterior, pars spinalis*).

Z vývojového hlediska se akromiální a klavikulární část vyvíjejí společně, zatímco spinální část je samostatnou částí.

M. deltoideus má tři funkčně odlišné části, jejichž uplatnění v pohybu souvisí s aktuální pozicí paže. Ventrální flexi paže (předpažení) provádí přední část. Tato část působí při horizontální addukci, anteverzi ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže. Za abdukci paže je zodpovědná střední část deltového svalu. Horizontální extenzi, extenzi a zevní rotaci paže provádí zadní část deltového svalu, jak uvádí Fleischmann a Linc (1975) a Véle, (2006).

Tonus tohoto svalu přispívá k udržení hlavice glenoidálního kloubu v kloubní jamce a tím přispívá ke stabilizaci ramenního kloubu (Naňka & Elišková, 2009).



- Vysvětlivky:
- 1 - *m. deltoideus* - spinální část
 - 2 - *m. deltoideus* - akromiální část
 - 3 - *m. deltoideus* - klavikulární část
 - 4 - *trigonum deltoideopectorale*
 - 5 - *m. pectoralis major* – klavikulární část
 - 6 - *m. pectoralis major* – sternokostální část

M. deltoideus - pohled zepředu. (Čihák, 2001).

M. rectus femoris

Skupina čtyřhlavého svalu stehenního (*m. quadriceps femoris*) se skládá ze čtyř svalů (obrázek 4.7), z nichž jsou tři jednokloubové (*mm. vasti*) a jeden dvoukloubový (*m. rectus*

femoris). Tyto svaly spolu s *m. sartorius* řadíme mezi ventrální skupinu svalů stehna (Čihák, 2001). Všechny svaly (*m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus intermedius*, *m. rectus femoris*) mají společnou šlachou s vmezeřenou patelou a upínají se na tibiai.

Všechny *mm. vasti* extendují bérce (Véle, 2006). *M. rectus femoris* je spolu s *m. sartorius* svalem dvoukloubovým a provádí flexi v kyčli a extenzi v koleně. Na kyčelní kloub však působí jako svaly pomocné (Čihák, 2001). Extenční účinek na bérce *m. rectus femoris* je při flexi v kyčli menší než při extenzi v kyčli. Význam tohoto svalu je patrný například při skoku dalekém jak uvádí Véle (2006).



- Vysvětlivky:
- 1 - *m. sartorius*
 - 2 - *m. pectineus*
 - 3 - *m. adductor brevis*
 - 4 - *m. adductor longus*
 - 5 - *m. gracilis*
 - 6 - *m. rectus femoris*
 - 7 - *m. vastus lateralis*
 - 8 - *m. vastus medialis*
 - 9 - úpon hlav *m. quadriceps* na patelu

Svaly stehna; pohled zepředu. (Čihák, 2001).

Příloha 8 Vzorce pro výpočet effect size

Rovnice pro ES použitých testů:

a) Kruskal-Wallis test

$$\eta^2 = \frac{H}{n-1},$$

b) Mann-Whitney U test

$$d = \frac{Z}{\sqrt{n}},$$

c) Chí square test¹⁶

$$\eta^2 = \frac{\chi^2}{n \cdot df}.$$

Hodnocení koeficientu η^2 odpovídají podle Havla a Cihláře (2011) a Morse (1999) následující škály: $\eta^2 = 0,01 - 0,059$ (malý efekt), $0,06 - 0,139$ (střední efekt) a $0,14$ a více (velký efekt). Nejčastější hodnocení efekt size pro d je následující: $0,2$ - malý efekt, $0,5$ - střední efekt a $0,8$ velký efekt (Havel & Cihlár, 2011; Thomas & Nelson, 2001). Celkové posouzení výsledků statistické a věcné významnosti pro objektivní prezentaci výsledků uvádí Fan (2001).

¹⁶ Pro Chí square test jsou $df = \text{stupně volnosti} (3-1)$