

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Kateřina Knorová

**Sledování vlivu zevní zátěže na timing svalů
ramenního pletence při abdukci paže ve
skapulární rovině - pilotní sEMG studie.**

Bakalářská práce

Praha 2012

Autor práce: **Kateřina Knorová**

Vedoucí práce: **Mgr. Zdeněk Čech**

Oponent práce: **Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.**

Datum obhajoby: **2012**

Bibliografický záznam

KNOROVÁ, Kateřina. *Sledování vlivu zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině - pilotní sEMG studie*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2012. 69 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Zdeněk Čech

Anotace

Bakalářská práce „Sledování vlivu zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině - pilotní sEMG studie“ se zabývá změnami pohybového stereotypu abdukce paže v návaznosti na zvýšení silových nároků na pohyb.

V teoretické části jsou na základě literární rešerše shrnuty poznatky zabývající se faktory ovlivňujícími průběh pohybového stereotypu a silových možností pohybového aparátu.

V praktické části byla provedena pilotní sEMG studie sledující timing zapojení pletencových svalů při abdukci paže ve skapulární rovině. V rámci této studie byla použita data z měření u 13 probandů (z toho 3 muži) ve věku od 20 do 30 let (medián 21 let). Měření probíhalo ve třech modelových situacích: A) bez zevní zátěže, B) s lehkou zátěží (1kg) a C) s nadlimitní zátěží (3-10kg).

Se zvyšující se zátěží došlo v průměru k dřívějšímu zapojení pletencových svalů. Zároveň se setřely rozdíly mezi onset time jednotlivých svalů vůči sobě.

Na základě výsledků této studie byly vysloveny závěry podporující teorii výskytu koordinačně-silové funkční rezervy pohybového aparátu. V diskusi jsou uvedeny možné důsledky a možnosti využití tohoto fenoménu jak v testování, tak v terapii a sledování jejího účinku.

Klíčová slova

koordinace, svalová síla, abdukce, skapulární rovina, zevní zatížení

Annotation

Bachelor's thesis „Monitoring of the impact of external load on timing of shoulder girdle muscles during abduction in scapular plane - pilot sEMG study“ is focused on the changes of muscle activation pattern in response to increase of strength demands.

Theoretical part contains a review on factors influencing the movement outcome and the strength capability of musculoskeletal system.

Experimental part is based on pilot sEMG study monitoring the impact of external load on timing of shoulder girdle muscles during abduction in scapular plane. Thirteen subjects (10 females, 3 males) at the age range from 20 to 30 years (median 21 years) were included in this study. The experiment consisted of 3 model situations: A) without external load, B) with light load (1kg) and C) with excess load (3-10kg).

All muscles were activated earlier with increasing load. The differences between mean onset times of individual muscles were decreasing with increasing load.

Results of this study support the theory of coordination-strength functional reserve of musculoskeletal system. Discussion summarizes possible consequences and possibilities of using this phenomenon; both in testing, therapy and monitoring its effects.

Keywords

coordination, muscle strength, abduction, scapular plane, external load

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Čecha, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 16. dubna 2012

Kateřina Knorová

Poděkování

Děkuji Mgr. Zdeňkovi Čechovi za cenné rady a čas, který mi při vedení bakalářské práce věnoval. Děkuji Mgr. Radce Crhonkové za pomoc při měření a za zpracování sEMG záznamu. Dále děkuji MUDr. Kryštofovi Slabému za statistické zpracování naměřených dat. V neposlední řadě patří mé díky všem probandům, kteří se zúčastnili výzkumu.

Seznam použitých zkratek

Ag	stříbro
AP	akční potenciál motorické jednotky
ATP	adenosintrifosfát
ATrP	aktivní myofasciální trigger point
C	krční oblast páteře
CGRP	calcitonin gene-related peptide
Cl	chlor
CNS	centrální nervová soustava
CPG	central pattern generator
CT	computed tomography (počítačová tomografie)
DOF	degrees of freedom (stupně volnosti)
EBM	evidence based medicine
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
ES	m. erector spinae
FO	fast oxidative
FOG	fast oxidative glycolytic
HK	horní končetina
Inf	m. infraspinatus
KSFR	koordináčně-silová funkční rezerva
L	bederní oblast páteře
LBP	low back pain (bolest v bederní oblasti)
Lev	m. levator scapulae
LT	m. trapezius pars ascendens
LTrP	latentní myofasciální trigger point
m.	musculus (sval)
MD	m. deltoideus pars acromialis
MJ	motorická jednotka
MTrP	myofasciální trigger point
MUAP	motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)
PCSA	physiological cross-sectional area (fyziologický průřez svalů)
PMi	m. pectoralis minor

PPT	pain pressure threshold (tlakový práh bolesti)
RA	m. rectus abdominis
RMS	root mean square (střední kvadratická hodnota)
ROM	range of motion (rozsah pohybu)
SA	m. serratus anterior
sEMG	povrchová elektromyografie (z anglického surface electromyography)
SHR	skapulo-humerální rytmus
SO	slow oxidative
Th	hrudní oblast páteře
TNF	tumor necrosis factor
UT	m. trapezius pars descendens
VAS	vizuální analogová škála

Obsah

ÚVOD.....	11
1 PŘEHLED POZNATKŮ	13
1.1 SVALOVÁ SÍLA	13
1.1.1 Aktivní svalová síla.....	13
1.1.2 Vazivová složka svalu.....	17
1.1.3 Vliv architektury svalu na sílu svalu	20
1.2 POHYBOVÉ VZORCE.....	23
1.2.1 Pohybové učení.....	26
1.2.2 Řízení pohybu	27
1.2.3 Vliv nocicepce na pohyb.....	29
1.3 MYOFASCIÁLNÍ TRIGGER POINT JAKO MODEL LOKÁLNÍ NOCICEPCE	30
1.3.1 Vliv LTrP na zapojení funkčně souvisejících svalů	32
1.4 STEREOTYP ABDUKCE A JEHO HODNOCENÍ.....	33
1.5 METODA POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE	36
2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	38
2.1 CÍLE PRÁCE	38
2.2 HYPOTÉZY.....	38
3 METODIKA	40
3.1 VÝBĚR PROBANDŮ	40
3.2 POSTUP MĚŘENÍ.....	40
3.2.1 Klinické vyšetření	40
3.2.2 sEMG	42
3.2.3 Instruktaž probandů.....	43
4 VÝSLEDKY.....	44
4.1 VÝSKYT MTrPS U PROBANDŮ	44
4.2 DATA SEMG	45
4.2.1 Timing při abdukci bez zátěže	46
4.2.2 Timing při abdukci s lehkou zátěží	46
4.2.3 Timing při abdukci s nadlimitní zátěží.....	46
4.2.4 Změny onset time u všech svalů v závislosti na zátěži	47
4.3 VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ.....	47
5 DISKUSE	51
ZÁVĚR	56
REFERENČNÍ SEZNAM	57
SEZNAM PŘÍLOH.....	63
PŘÍLOHY.....	64

ÚVOD

Pojetí moderní fyzioterapie a celkový náhled na pohybový projev člověka se v České republice odvíjí ze znalosti vývojové kineziologie. V takovýchto konceptech se na jakoukoli pohybovou činnost nahlíží z hlediska náročnosti na řízení pohybu a svalové koordinace a tato náročnost se hodnotí podle časové posloupnosti dozrání daných dovedností v časném období života. Pro ověření kvality koordinace se používá mnoho nestandardizovaných testů, které nás informují o případné poruše koordinace a pohybového programu jako takového, ale pouze v silově a posturálně nenáročných situacích, v situacích o určité silové náročnosti dané tíhou tělesných segmentů a jejich prostorovou konfigurací. V praxi se však ukazuje, že využití pohybového programu je v běžných denních činnostech limitované i dalšími podmínkami, které musí být splněny. Jedním z hlavních faktorů podílejících se na správné koordinaci a volbě fyziologického pohybového vzorce je silová náročnost pohybového úkonu, zejména pak při nutnosti překonávat zevní odpor.

Jak už bylo řečeno, v praxi se pro sledování kvality komplexních pohybových stereotypů využívá mnoho testů volených právě na základě pozic z prvního roku života dítěte. Při hodnocení těchto testů sledujeme kvalitu koordinace a míru koaktivace jednotlivých svalů. Často se setkáváme se situací, kdy pacient určitou koordinační spolupráci svalů zvládá v posturálně jednoduchých pozicích a silově nenáročných cvicích. Při následném zvýšení náročnosti dojde k „poruše“ koordinace. Tuto poruchu však nemůžeme považovat za poruchu pohybu a jeho řízení jako takovou, ale za nedostatečnou „koordinačně-silovou funkční rezervu“. Jako „koordinačně-silovou funkční rezervu“ definujeme rozpětí náročnosti, ve kterém je jedinec schopen provést pohyb ve fyziologickém vzorci. Tato rezerva bývá velmi často limitována shora, tzn., že

pohybový vzorec „sklouzne“ do patologie při překročení určité nadměrné hranice náročnosti (Čech, Tlapák, 2010).

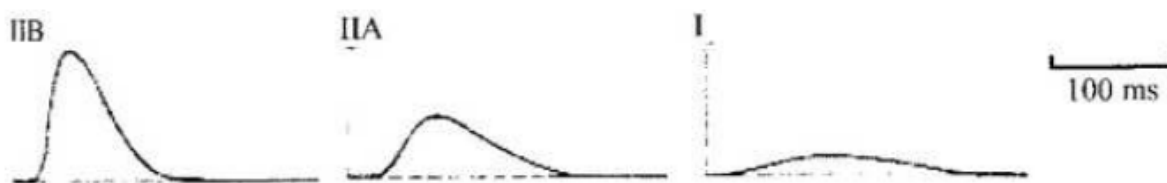
Ve své práci jsem se v teoretické části zabývala faktory ovlivňujícími koordinační a silové schopnosti pohybového systému. V praktické části jsem s využitím sEMG sledovala timing svalů ramenního pletence ve třech situacích odlišujících se mírou přidané zevní zátěže. Na tomto modelu jsem se snažila prokázat změnu pohybového stereotypu vlivem překročení silově-koordinačních schopností pomocí metod EBM (evidence based medicine) a ověřit tak koncept „koordinačně-silové funkční rezervy“.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Svalová síla

1.1.1 Aktivní svalová síla

Svalstvo sestává z buněk, které se na podnět mohou zkracovat. Kontraktilní vlákna kosterního svalu jsou aktivována prostřednictvím příslušného motoneuronu. Jednotlivý motoneuron tvoří se všemi svalovými vlákny, které inervuje tzv. motorickou jednotku (MJ) (Silbernagl, Despopoulos, 2004). Motorické jednotky jsou vždy homogenní; v jedné MJ se nachází pouze vlákna jednoho typu. Svalová vlákna (a tedy i motorické jednotky) se liší v závislosti na různém stupni aerobní kapacity, ATP aktivity (Janura, 2003) a rychlosti svalového záškubu (Silbernagl, Despopoulos, 2004). Vlákna typu SO (slow oxidative) mají malý průměr, pomalý průběh kontrakce a vyvinou nejmenší sílu (Janura, 2003). Jejich práh únavy je vysoký a uplatní se tedy při dlouhodobém výkonu (Silbernagl, Despopoulos, 2004). Vlákna typu FOG (fast oxidative glycolytic) mají střední průměr a rychlý průběh kontrakce. Jsou schopna vyvinout větší sílu než vlákna typu SO, ale zároveň si zachovávají relativně vysoký práh únavy. Uplatňují se tak v rychlých a silových pohybech. Vlákna typu FO (fast oxidative) mají velký průměr a produkují nejrychlejší a nejsilnější kontrakci. Díky nízkému obsahu myoglobinu, oxidativních enzymů a kapilár jsou málo odolná proti únavě. Jsou aktivovány při nejrychlejších a reflexních pohybech. (Janura, 2003; Dylevský, Druga, Mrázková 2000).



Obr. 1. Vliv typu motorického vlákna na způsob odezvy při záškubu (Janura, 2003)

Pro správné (ekonomické) provedení pohybové činnosti je důležité dosažení a udržení odpovídajícího svalového napětí v daném čase (Janura, 2003). Při nízké až střední zátěži svalu dochází k asynchronnímu zapojování motorických jednotek. Tím se docílí plynulosti pohybu a zároveň tak nedochází k vyčerpání metabolických zásob jednotlivých motorických jednotek. Při maximálním úsilí dochází k synchronizaci výbojů motorických jednotek (Véle, 2006).

Standardní nábor motorických jednotek je zahájen zapojením vláken typu SO (slow oxidative), následují vlákna typu FOG (fast oxidative glycolytic) a jako poslední se zapojí vlákna typu FG (fast glycolytic) (Janura, 2003; Gans, 1982).

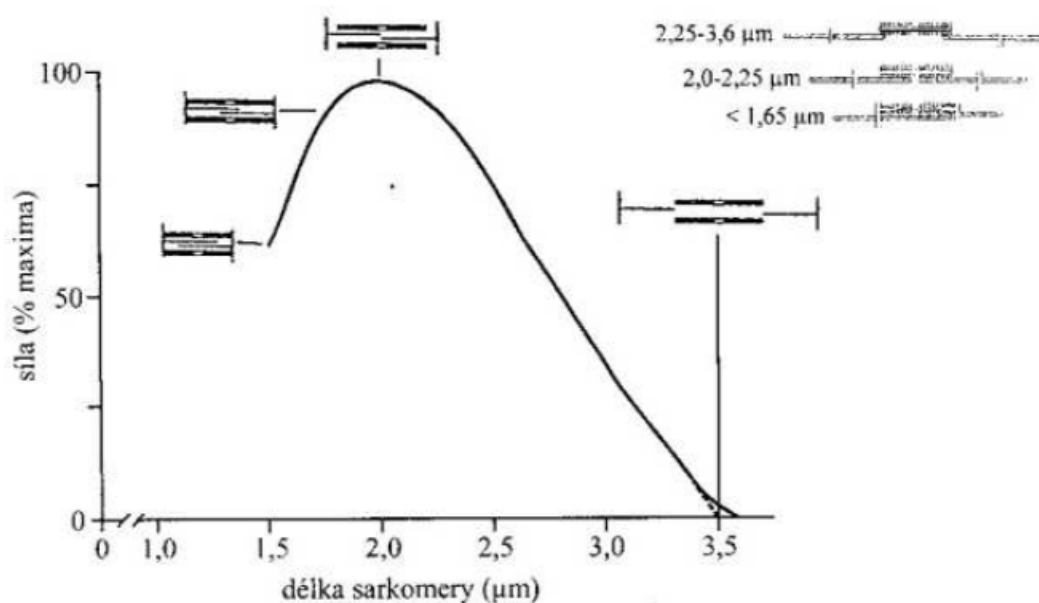
Při zvyšujícím se úsilí dochází k zvyšování počtu aktivních motorických jednotek pomocí prostorové sumace (Véle, 2006). Hennemanovo pravidlo říká, že během svalové kontrakce se s narůstajícím napětím zapojují motorické jednotky od nejmenší po největší. Adrian-Bronckův zákon tuto informaci doplňuje o prohlášení, že při snižování svalového napětí se motorické jednotky odpojují v opačném pořadí, než ve kterém byly zapojeny, tzn., že poslední připojená MJ se odpojí jako první (Janura, 2003).

Je-li potřeba vyvinout nadměrné úsilí, dojde ke zvýšení frekvence AP – časová sumace (Véle, 2006). Mnohonásobné impulzy vyprodukují větší sílu než jednotlivé AP. První impulz způsobí zkrácení sarkomer a přenosem síly dojde k předpětí pasivních struktur. Následující AP a jím vyvolaná kontrakce je tak schopna vykonat větší sílu neboť je přenášena přes již napnuté elastické struktury. Princip časové sumace však není ideální strategií pro regulaci síly, protože při malé síle, kdy je nízká frekvence, dochází k velkým výkyvům svalového napětí, což znemožňuje koordinační kontrolu svalu (Lieber, 2010).

Při provádění pohybových aktivit dochází ke kombinaci všech výše uvedených mechanismů. Zároveň mohou být tyto obecné principy při některých volných pohybech nebo při požadavku na rychlý nárůst síly porušeny (Janura, 2003).

1.1.1.1 Vztah mezi délkou sarkomery a generovanou silou

Velikost síly závisí na počtu vytvořených příčných můstků mezi aktinem a myozinem (Lieber, 2010). Maximální počet můstků se vytváří v klidové délce sarkomery, tj. 2 až 2,5 μm . Při zvětšování nebo zmenšování délky sarkomery dochází ke snižování napětí svalu (Janura, 2003). Křivka vyjadřující vztah mezi délkou sarkomery a napětím svalu je vytvořena na základě změřeného napětí při maximální stimulaci kosterního svalu v různých délkách. Tato křivka tudíž popisuje vlastnosti svalu při izometrické kontrakci (Lieber, 2010).

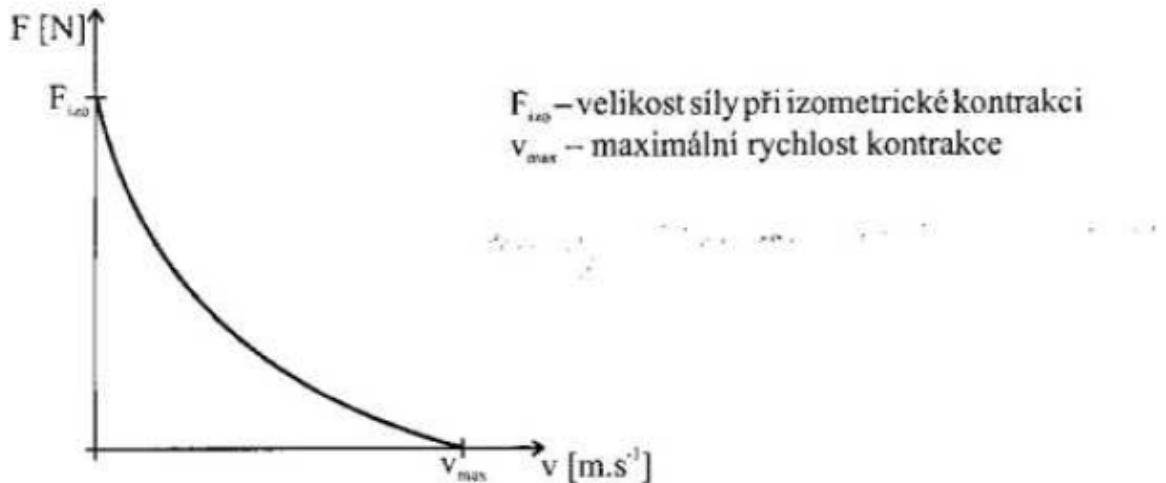


Obr. 2. Vztah mezi velikostí síly, délkou sarkomery a překrytím myofilament (Janura, 2003)

1.1.1.2 Vztah mezi rychlostí kontrakce a generovanou silou

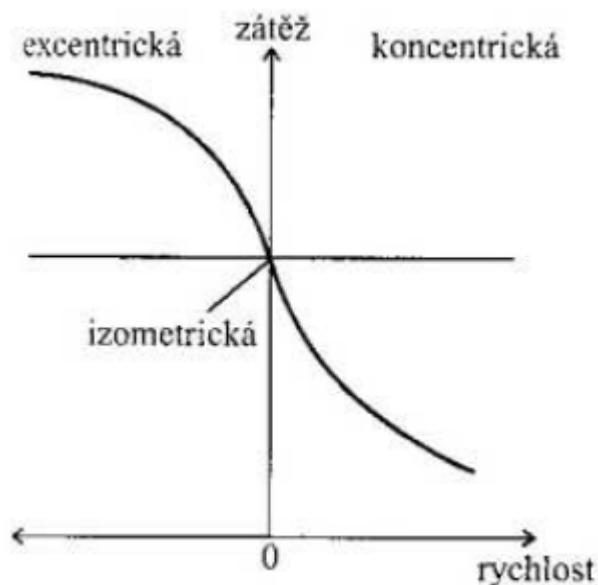
Křivka popisující vztah mezi silou a rychlostí kontrakce udává vlastnosti svalu při konstantním zatížení, tj. při izotonické kontrakci. Jak již bylo zmíněno, síla svalu závisí na počtu vytvořených příčných můstků mezi aktinem a myozinem. Z biochemického

hlediska je k vytvoření příčného můstku zapotřebí určitá reakční doba. Při rychlém pohybu filament vůči sobě není mezi aktinem a myozinem dostatečně dlouhý kontakt, aby došlo k vytvoření můstku. Proto při rostoucí rychlosti kontrakce dochází k poklesu generované síly (Lieber, 2010).



Obr. 3. Závislost mezi velikostí síly a rychlostí kontrakce u izolovaného svalu (Janura, 2003)

Jinými slovy se tento vztah dá popsat tak, že při zvyšujících se nárocích na svalovou sílu (při rostoucí zátěži) klesá rychlost (koncentrické) kontrakce (Lieber, 2010). Čím lehčí zátěž, tím rychleji je sval schopen se kontrahovat a provádět koncentrickou kontrakci. Při působení maximální zátěže je rychlost nulová a sval přechází do kontrakce izometrické. Při dalším nárůstu zátěže sval pomalu přechází do kontrakce excentrické a rychlost kontrakce opět narůstá (Janura, 2003).



Obr. 3. Charakteristika svalové kontrakce v závislosti na velikosti zátěže a rychlosti kontrakce (Janura, 2003)

1.1.2 Vazivová složka svalu

Sval vedle své kontraktilní hmoty generující sílu obsahuje prvky přenosu síly – šlachy a povázky (Karas, Otáhal, 1991).

Sval se dá považovat za kompozit tvořený extracelulární matrix, který je třikrát vyztužen vláknitým materiálem. Pevnost zajišťuje (1) aktivní složka - svalová vlákna, a pasivní složka tvořená (2) bazální laminou a (3) soustavou vazivových obalů. Mezibuněčný prostor svalu je převážně vyplněn sítí makromolekul, které tvoří extracelulární matrix. Hlavní složkou této mezibuněčné hmoty jsou vlákna kolagenu. Obecně se dá vlastní vazivová tkáň svalu rozdělit na 3 úrovně: (1) epimysium, obklopuje celý sval, (2) perimysium, obklopuje snopce svalových vláken a (3) endomysium, obklopuje každé svalové vlákno (Huijing, 1999).

Svalová vlákna jsou primárními zdroji mechanické energie a vazivo ve svalu je svojí pružností sekundárním zdrojem energie. Nejprve je nutno energii pružnému vazivu dodat, aby se z něho mohla opět uvolnit (Véle, 2006). Sval lze v klidovém stavu protáhnout, k čemuž je na počátku zapotřebí jen malá síla, která při dalším protahování

narůstá exponenciálně. Klidová elastická síla se stává podstatnou složkou celkové síly svalu již při protažení svalu na 130% jeho klidové délky (Silbernagl, Despopoulos, 2004). Na elastickém odporu neboli pasivní síle svalu se podílí pojivová tkáň, ale hlavní roli zde hraje titin (Silbernagl, Despopoulos, 2004; Lieber, 2010). Titin je protein uložený uvnitř svalového vlákna (Lieber, 2010). Jeho molekula tvoří pružné vlákno, které je zabudované přímo v sarkomeře. Titin slouží k udržování polohy myozinového vlákna v centru sarkomery a zároveň působí proti pasivnímu protažení svalu a podstatně se podílí na určování rychlosti zkracování svalu (Silbernagl, Despopoulos, 2004).

Vazivo zpevňuje sval a zároveň vymezuje i rozsah jeho pohyblivosti (Véle, 2006). Jeho konstrukce je vhodná pro přenos síly ze svalových vláken na vlákna šlachy. V nejjednodušším přiblížení se síla generovaná svalovými vlákny přenáší na šlachu a odtamtud na kosti kde způsobuje pohyb – „myo-tendinous transmission“. Aby mohlo dojít k přenosu síly tímto mechanismem, klesá na konci svalových vláken jejich průměr a sarkolema se skládá do výběžků probíhajících podélně s osou vláken. Tyto výběžky sarkolemy zvětšují plochu pro přenos síly. Jejich tvar snižuje úhel působení síly a tak se na jejím přenosu podílí hlavně tření. Délka výběžku a délka vlákna, po kterou klesá jeho průměr, se považují za vlastnosti ovlivněné typem svalového vlákna (Huijing, 1999).

Dalším mechanismem přenosu síly generované svalovým vláknem je laterální přenos přes celou plochu vlákna (Huijing, 1999). Délka svalu se obecně považuje za jeden z hlavních faktorů určujících sílu, kterou je sval schopen generovat. Práce zabývající se tímto vztahem byly většinou prováděny na svalech nebo jejich částech (např. svalových snopcích), které byly pokud možno zbaveny vazivových obalů a okolních struktur. Dále se předpokládalo, že generovaná síla je shodně vyjádřena na obou koncích svalu a tudíž se měřila jen na jednom z nich (Huijing, Baan, 2003). Síly generované na proximálním a distálním úponu svalu jsou téměř vždy odlišné. To značí,

že přenos síly ve svalu se děje i jinou cestou než přes šlachy – „myo-tendinous transmission“ (Huijing, Baan, 2008). Poměr sil generovaných na obou koncích svalu je určován relativním protažením. Relativním protažením je míněna určitá délka svalu, které dosáhneme buď protažením na distálním, nebo proximálním konci svalu. Se změnou délky se síla zvětšuje mnohem rychleji na konci, který byl protahován. Aktivní síla generovaná na obou koncích je shodná pouze při jedné konkrétní délce svalu. Tato délka je stejná při protažení z proximálního i distálního konce. Nad tuto délku je větší síla generovaná na konci, který je protahován. Pod tuto délku je to naopak (Huijing, Baan, 2003).

Přenos svalové síly pomocí vazivové hmoty ovlivňuje i svalovou sílu antagonistických svalů. Při prodlužování svalu z distálního konce dochází ke snížení produkované síly na distálním úponu antagonistických svalů, aniž by se změnila jejich výchozí délka. Při prodlužování svalu na proximálním konci se tato síla zvětšuje. Za nejdůležitější mechanický spoj mezi synergistickými svaly se považuje neurovaskulární trakt vyztužený kolagenovými vlákny. Nervy a cévy procházejí i mezi kompartmenty a tudíž Huijing (2008) předpokládá, že hrají důležitou roli v přenosu síly mezi antagonisty. Na základě této studie se ukazuje, že tento mechanismus přenosu svalové síly snižuje nezávislost jednotlivých svalů vůči sobě a vůči tkáním, které je obklopují. Dále se předpokládá, že „myofascial force transmission“ mezi antagonisty má kvantitativně větší význam pokud jsou oba svaly přibližně podobné velikosti (Huijing, Baan, 2008).

Pro svoji funkci vyžaduje sval volný prostor a pružnou vazivovou tkáň uvnitř svalu i v okolní tkáni, která na funkci svalu participuje. Delší doba klidu vede ke zkrácení vaziva, které následně omezuje sílu svalu snížením pohybové možnosti vláken při kontrakci (Véle, 2006). Opačným problémem je hypermobilita. Ta je

charakterizovaná zvýšenou laxitou ligament a tím pádem zvětšením kloubního rozsahu nad běžnou normu, lehkou svalovou hypotonií, nízkou svalovou silou a sníženou viskoelasticitou (Janda, 2001).

1.1.3 Vliv architektury svalu na sílu svalu

Z naměřených hodnot svalové hmoty, délky vláken, délky sarkomer, délky svalu a úhlu zpeřených vláken můžeme spočítat několik parametrů, které společně definují architekturu svalu. Tyto parametry mají přímý vliv na kontraktilní vlastnosti celého svalu (Lieber, 2010).

Vzájemné uspořádání svalových vláken je důležitým faktorem určujícím vlastnosti svalu. Svaly s vlákny ležícími rovnoběžně se směrem výsledné síly se nazývají svaly paralelní. Svaly s vlákny, které s osou síly svírají určitý úhel, jsou svaly jednozpeřené. Většina svalů však spadá do kategorie vícezpeřených, kde jsou vlákna orientována v několika různých úhlech vzhledem ke směru výsledné síly. Úhel zpeření se v klidové délce pohybuje mezi 0° a 30° (Lieber, 2010).

Paralelně orientovaná vlákna umožňují přenos veškeré produkované síly na šlachu. Vlákna zpeřená svírají se šlachou úhel až 30° což znamená, že generovaná síla se na šlachu přenesou pouze z 87%. Sklon vláken však umožňuje umístění stejného počtu vláken do menšího prostoru a tudíž se zpeření svalu považuje za strategii šetřící prostor (Lieber, 2010). Během kontrakce v normálním rozsahu pohybu dochází u zpeřeného svalu k rotaci vláken okolo jejich začátku a tím se výrazně mění jejich úhel (Gans, 1982; Lieber, 2010). Pokud je při kontrakci přítomná rotace vláken, rychlost zkrácení vláken je mnohem menší než rychlost zkrácení celého svalu. To ústí v předpoklad vyšší generované síly svalu (Lieber, 2010).

Délka svalu je definovaná jako vzdálenost mezi začátkem nejproximálnějších vláken a koncem nejdálčejších vláken (Lieber, 2000). Je prokázáno, že v mnoha

svalech nejsou jednotlivá svalová vlákna napnuta od jedné šlachy k druhé (Lieber, 2010). Hodnoty poměru délky svalových vláken k délce svalu se pohybují mezi hodnotami od -0,2 do -0,6. Jinými slovy i nejdelší svalová vlákna zaujímají pouze 60% délky celého svalu (Lieber, 2000). Také se ukázalo, že vlákna jedné motorické jednotky neprobíhají v celé délce svalového snopce a dokonce mají některé motorické jednotky začátek i konec uprostřed svalového bříška (Lieber, 2010). Podle návaznosti svalových vláken ve svalovém snopci můžeme rozlišit dva typy svalů: (1) svaly s vlákny, která se na obou koncích napojují do aponeurosy nebo na kost a (2) svaly, které se převážně skládají z vláken, která se navzájem překrývají a neprobíhají v celém rozsahu mezi dvěma úpony svalu. Tyto dva typy svalů se dají odlišit na základě počtu zón, kde se na vlákna napojují motoneurony (Huijijing, 1999).

Jak rychle a o kolik se umí svalové vlákno kontrahovat, závisí na jeho délce (Lieber, 2000; Lieber, 2010). Čím delší je svalové vlákno, tím více sériově uspořádaných sarkomer obsahuje a tím více a rychleji se vlákno zkrátí při určitém zatížení. Zároveň čím delší vlákno je, tím menší je poměrná délka zkrácení na každou sarkomeru. Menší poměrné zkrácení udržuje sarkomeru v ideálním intervalu length-tension křivky déle a tak se zvyšuje síla, kterou je vlákno schopno vyprodukovat. Dlouhé svaly tak mohou udržet určitou sílu po delší úsek zkracování (Gans, 1982).

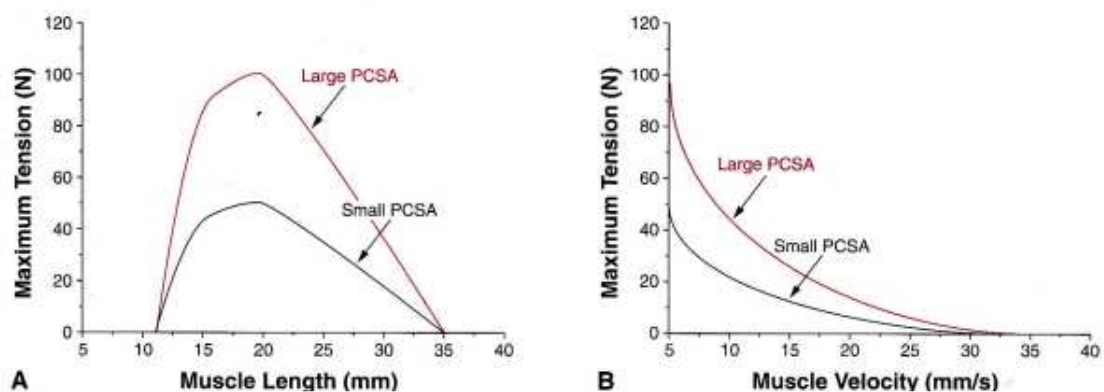
Síla svalu je poměrnou veličinou k fyziologickému průřezu svalu (Lieber, 2010). Fyziologický průřez se měří kolmo na průběh vláken (Gans, 1982) a teoreticky vyjadřuje sumu průřezů všech vláken svalu (Lieber, 2000).

Hodnotu fyziologického průřezu lze vypočítat dle vzorce:

$$\text{PCSA (mm}^2\text{)} = \frac{M \text{ (g)} \times \cos\theta}{\rho \left(\frac{\text{g}}{\text{mm}^3}\right) \times L_f \text{ (mm)}} \quad (\text{Lieber, 2000; Lieber, 2010})$$

kde ρ značí hustotu svalu ($1,056 \text{ g/cm}^3$) a θ udává úhel zpeření na povrchu svalu. V této rovnici se uvažuje, že úhel zpeření je během kontrakce konstantní, což se ukázalo jako nepravdivé. Podle tohoto vzorce se zpeření jeví jako případ, kdy se oproti svalu se stejnou délkou vláken, stejnou hodnotou svalové hmoty a nulovým úhlem zpeření, svalová síla sníží (Lieber, 2000). Obecně se však porovnávají svaly, které mají stejnou délku a šířku. V takovém případě má zpeřený sval větší fyziologický průřez, menší zkrácení a schopnost generovat větší sílu (Janura, 2003). Z toho vyplývá, že odhad síly pomocí tohoto vzorce je poněkud nepřesný (Lieber, 2010).

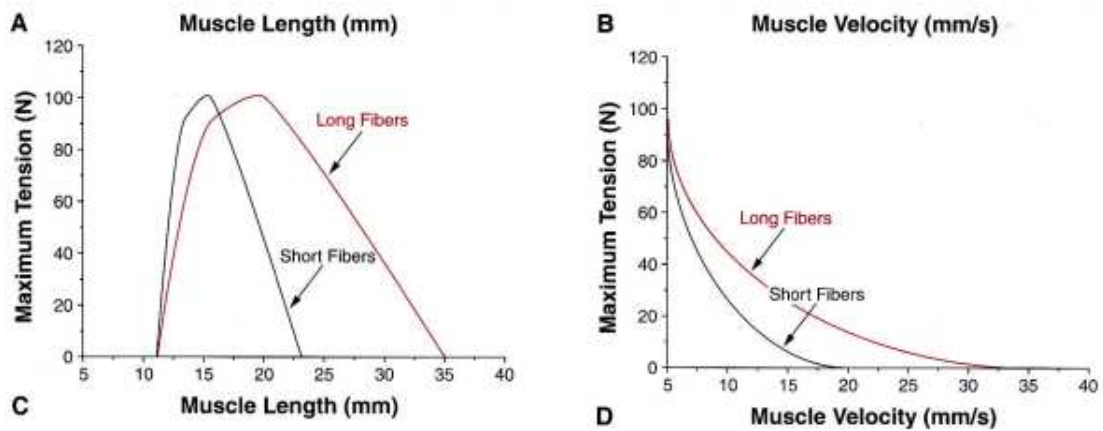
Vliv hodnot fyziologického průřezu na vlastnosti svalu lze demonstrovat na tvaru křivek length-tension a force-velocity (Obr. 4). Uvažujeme, že jeden sval má dvojnásobnou hodnotu PCSA než druhý. Ostatní parametry svalů jsou shodné. Graf znázorňující length – tension křivku ukazuje, že sval s větším PCSA má pouze větší maximální sílu, ale délka po kterou je schopen sílu generovat je nezměněná. Podobný vliv má větší PCSA i na force – velocity křivku kde se pouze zvýší hodnota P_0 , ale tvar křivky je zachován (Lieber, 2010).



Obr. 4. Porovnání length-tension a force-velocity křivek pro svaly s identickou délkou vláken a odlišnými fyziologickými průřezy (Lieber, 2010)

Nyní vezmeme v úvahu dva svaly s totožnými PCSA a úhly zpeření, které se liší délkou svalových vláken (Obr. 5). Větší délka vláken způsobí zvětšení aktivního

rozsahu svalu při totožné hodnotě maximální produkované síly. Stejně tak roste i maximální rychlost kontrakce (Lieber, 2010).



Obr. 5. Porovnání length-tension a force-velocity křivek pro svaly se shodným fyziologickým průřezem a odlišnou délkou vláken (Lieber, 2010, str. 63)

1.2 Pohybové vzorce

Pohybový vzor (pattern) je časoprostorové schéma určitého pohybového úkonu uloženého v paměti ve formě „pohybové matice“, ze které se může tento vzor přenášet do výstupních drah (Véle, 1997 a 2006). Ke stejnému úkonu může být použito různé kombinace svalů v závislosti na individualitě motorického projevu, na svalech, na dané osobnosti a na stavu zevního i vnitřního prostředí (Véle, 2006). Mozek pracuje na principu pohybů (Janda, 1982) a volba určitého pohybového vzoru se řídí ekonomikou pohybu (Véle, 2006). Centrální nervový systém (CNS) vybírá takové seskupení svalů, které vykoná pohyb nejehospodárněji a jehož použití je pro organismus nejvýhodnější. Pohybový cíl má však přednost před standardními prostředky a často je nutné použít pomocné prostředky, abychom cíle dosáhli (Véle, 2006).

Aktivace svalu během pohybu (hlavně její stupeň) je velmi často individuálně různá a záleží na tom, jak si jednotlivec individuálně své hybné stereotypy vypracoval. Rozdíly mohou být značné a může docházet k aktivaci svalů, kdy bychom to vůbec

nepředpokládali, nebo jejichž funkce z hlediska mechaniky je dokonce antagonistická (Janda, 1982).

Kvalita hybných stereotypů a stupeň jejich fixace závisí na řadě faktorů. Za základní faktory Janda (1982) považuje fyziologické předpoklady, vlastnosti centrálních složek hybného systému a způsob jak byly a jsou stereotypy vypracovány, posilovány a korigovány. Během života může docházet ke změnám hybných stereotypů. Stabilita nebo labilita stereotypu je závislá na řadě faktorů, od individuálně podmíněné kvality nervových funkcí až k tomu, o jak vývojově starý stereotyp jde (Janda, 1982).

V současné době se mezi odbornou veřejností objevují dva výrazně odlišné názory na otázku geneticky preformovaných pohybových programů (Čápková, 2008). První z nich se opírá o biomechanické zákonitosti. Za hlavní biomechanické faktory Vařeka (2006a,b) považuje zajištění postury proti působení gravitace a Bernsteinův princip omezování a uvolňování stupňů volnosti (DOF - degrees of freedom). Teorie omezení DOF má tři fáze: (1) „freezing“ - omezení pohyblivosti na minimum, (2) „freeing“ - postupné proximo-distální uvolňování pohybu a (3) selekce - vybrání nejefektivnějšího způsobu provedení. Vařeka chápe motorický vývoj jako formu učení se. Během intrauterinního vývoje se pravděpodobně aktivuje geneticky determinovaný anatomický substrát tzv. „central pattern generators“ (CPG) což je síť neuronů se spontánní aktivitou. Dochází pak k vytvoření učebního programu, při kterém systém hledá nejvhodnější řešení problému. Vzory, které se osvědčily, použije systém i příště, opakováním je zdokonalí a použije je jako základ pro složitější motorické programy. Jedná se tak o učení se metodou „pokus-omyl“. „Učební“ programy se během ontogeneze dále vyvíjejí od primitivních k více výběrovým jako je řízené učení (Vařeka 2006a,b).

Vzhledem k relativně uniformním anatomicko-biomechanickým, fyziologickým a zevním podmínkám, za kterých probíhá motorické učení všech jedinců, dospějí nakonec všichni k téměř stejnému výsledku (Vařeka, 2006b).

Druhý názor na tvorbu pohybových programů je postaven na předpokladu genetického předprogramování základních pohybových vzorů a jejich uvolňování v průběhu zrání CNS (Čápková, 2008; Věle, 2006). Během intrauterinního vývoje se vytváří bazální rámcové pohybové modely, které jsou geneticky fixované a jsou základem pro tvorbu pozdějších podrobných pohybových vzorů. Během extrauterinního vývoje se na podkladě informací z telereceptorů a proprioceptorů formují posturální a lokomoční funkce (Věle, 1997).

Posturální funkce zajišťuje nastavení a udržení polohy segmentu či celého systému v prostoru. Postura provází pohyb jako stín. Tato funkce je automatická, řízená multisenzorickou aferencí, ale je vůli přístupná (Věle, 1997).

Lokomoční funkce provádí změnu polohy. Aby mohla být realizována, musí inhibovat posturální funkci. Orientace lokomoce je dána vyhodnocením smyslové aference telereceptorů, která poskytuje informace o stavu zevního prostředí a umožňuje anticipaci jeho stavu v nejbližších okamžicích (Věle, 1997).

Automatické ovládání polohy těla je dle Koláře (1997) integrovaný posturální program zahrnující funkce stabilizační, vzpřimovací a fázické. Je geneticky preformován a uplatňuje se v průběhu motorického vývoje. Tento program je založen na integrovaném zpracování rozsáhlé aferentace na řídicí úrovni a má následující zákonitosti: (1) děje se prostřednictvím geneticky stanovených programů, které mají shodný funkční účel; (2) vrozené programy jsou v mozku jako hotové matrice; (3) jsou vždy vyjádřením pohybového systému jako celku (Kolář, 1997).

Janda (1982) dělí pohybové programy na dvě skupiny. „Stereotypy prvního řádu“ jsou dány anatomicky a představují základní pohybovou matici, která je zhruba pro všechny jedince stejná. „Stereotypy druhého řádu“ vznikají na podkladě vypracování funkčních spojení. Jejich vypracování je individuální a je vysvětlením veliké pohybové variability (Janda, 1982).

Kombinací obou názorů na tvorbu pohybových programů v průběhu ontogeneze je koncept bazálních programů a podprogramů J. Čáповé. Ta předpokládá, že každý bazální program se skládá z několika podprogramů. Bazální programy jsou individuální, avšak elementy, ze kterých jsou složeny (bazální podprogramy), jsou geneticky preformované prvky a jsou shodné pro všechny lidi jakožto živočišný druh. Čáповá dále předpokládá, že čím více těchto geneticky preformovaných prvků pohyb obsahuje, tím je fyziologičtější. Ke spuštění bazálního programu je nutná určitá kombinace aferentních vjemů - „heslo“. Pokud je motivace provést pohyb silná, dojde k jeho vykonání i při odlišnostech v aferentním setu. Tento pohyb bude ale proveden náhradním vzorem, který se bude od fyziologie lišit tím víc, čím víc se aferentní set odkloní od normy (Čáповá, 2008).

1.2.1 Pohybové učení

Hybné stereotypy nejsou během života neměnné, ale podléhají vývoji v průběhu času a to v závislosti na změnách uvnitř organismu, tak i na změnách zevních podmínek. Schopnost přebudovávat hybné stereotypy klesá s věkem, avšak individuální rozdíly jsou veliké (Janda, 1982).

Svalové řetězce mají vedle strukturální organizace i programové propojení v CNS. Jejich funkci je proto možno ovlivňovat vůlí a měnit ji učením (Véle, 2006). Pro nácvik aktivní kontrakce Janda (1982) doporučuje začínat v izometrii a postupně přecházet k nácviku síly a výcviku přesně kontrolovaných hybných stereotypů. Pro rychlejší a

snadnější včlenění svalu do reflexního pohybového řetězce dále doporučuje zahájit terapii pro pacienta nezvyklým pohybem, který nemá fixován a musí si tudíž tento program vypracovat nově (Janda, 1982).

Tsao a Hodges (2007) prokázali ve své studii schopnost změny zapojení m. transversus abdominis do posturální funkce na základě tréninku jeho izolované kontrakce. Funkce m. transversus abdominis je narušena u jedinců s neurologickou či muskuloskeletální poruchou. Autoři tvrdí, že opakovaná volní aktivace daného svalu vede k okamžitým změnám v jeho náboru ještě před zahájením pohybu. Tato změna zapojení se projeví i při úkonech a pohybech, které nebyly přímo trénovány (Tsao, Hodges, 2007).

Vypracování složitějšího dynamického pohybového stereotypu je provázeno velikou nervovou námahou, která se s fixací stereotypu stále snižuje a nervová činnost se stává ekonomičtější a automatickou (Janda, 1982). Opakování pohybu facilituje neuromuskulární adaptaci, ze které vyplývá lépe koordinovaný pohyb a lepší schéma náboru svalů. Tato adaptace je charakterizována změnami v míře a délce aktivace jednotlivých svalů, zvýšenou kontrolou variability amplitudy svalové aktivity během pohybu, sníženou mírou koaktivace a menšími rozdíly v provedení pohybu a vzorech zapojení svalů mezi jednotlivými opakováními (Chapman et al., 2008). Kvalitnější výkon během nácviku vede k výraznějším změnám v provedení pohybu. Větší počet opakování trénovaného pohybu bez přesnosti nevyvolává nezbytně obdobné zlepšení v feedforward aktivaci (Tsao, Hodges, 2007).

1.2.2 Řízení pohybu

Při pohybu motivovaném zevním nebo vnitřním podnětem je pohybový program spuštěn vědomě, ale jeho řízení probíhá podvědomě nebo na okraji vědomí. Vědomě pak není sledován průběh spuštěného pohybu, ale jeho cíl. Tento cíl je určen vědomě

individuálním rozhodnutím ovlivněným předchozími zkušenostmi a současným stavem obou prostředí, na které se pohyb adaptuje. Opakováním situace dochází k vytvoření specifického účelového pohybového programu (Véle, 2006).

Bez účasti CNS není účelný pohyb možný (Véle, 2006). Příprava a realizace každého složitějšího pohybu vychází z mozkové kůry (Dylevský, 2009). Výběr použitých programů probíhá ve spolupráci s bazálními ganglii a asociačními oblastmi kůry kde jsou programy paměťově fixovány (Véle, 2006). Plán pohybu je z mozkové kůry předáván do kůry mozečku, takže pohybové schéma každého motorického programu je zároveň obsaženo v kůře mozku i v kůře mozečku. Po spuštění pohybu dostává mozeček průběžně senzitivní informace z pohybujícího se segmentu těla a podle vytvořeného schématu je trvale komparuje (Dylevský, 2009). Mozeček tak rozhoduje o timingu svalů po celý průběh pohybu. Receptory v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách, fasciích a ve svalech se tak podílí na vzniku zpětnovazebných informací (feedback), současně tyto informace slouží k přednastavení dráždivosti systému (feedforward) (Véle, 2006). Aference tak umožňuje přesné provedení pohybu (Janda, 1982).

I bazální ganglia mají svojí roli jak při přípravě tak při provedení pohybu (Dylevský, 2009). Volí pohybové programy uložené v mozkové kůře (Véle, 2006), tlumí aktivitu korových neuronů a modulují struktury přivádějící informace do kůry (Dylevský, 2009). Výsledkem aktivity bazálních ganglií je ve všech případech selektivní inhibice korových výstupů a nakonec i omezení aktivity alfa-motoneuronů míšních a hlavových nervů (Dylevský, 2009).

Motorická kůra zastává integrační funkci pro vytvoření pohybových programů a podprogramů (Véle, 1997). Kortikální kontrola pohybu umožňuje přechod z režimu reciproční inhibice do režimu koaktivace (Véle, 2006).

Celý řídicí proces vedoucí k provedení pohybu má několik kroků. Po rozhodnutí o provedení pohybu se adresuje konkrétní pohybový vzor uložený v asociační oblasti kortexu. Následně je tento vzor odeslán do motorických výkonných orgánů, které ho transformují do pohybu. CNS je schopen daný program adaptovat na současné podmínky vnitřního i zevního prostředí, což umožňuje velikou proměnnost a pružnost pohybového projevu. Prováděný pohyb může být změněn i při správné adresaci a to tak, že je nesprávně přečten zúčastněnými strukturami CNS. Tak vznikají funkční pohybové poruchy (Véle, 2006).

1.2.3 Vliv nocicepce na pohyb

Poruchy pohybového aparátu vedou k poruchám adresování pohybových programů na základě změny aferentace (Čápová, 2008). V aferentaci má vedle propiocepce a interocepce velkou roli také nocicepce (Véle, 1997). Je-li nocicepce vnímána jako bolest, je její vliv nepříjemný a dochází k vědomé změně průběhu pohybu. K této změně však dochází, i když není nocicepce vnímána jako bolest (Véle, 1997 a 2006). V obou případech tak dojde k přestavbě hybných stereotypů (timing a míra zapojení svalů) (Janda, 1982) a vytvoření náhradního pohybového programu, který se může časem fixovat a způsobovat sekundární pohybové poruchy (Véle, 2006).

Svalový systém se podílí na kontrole nocicepce pomocí přeprogramování a ovlivnění řazení výstupní motorické informace za účelem (1) omezení pohybu v segmentu a (2) reflexního útlumu nocicepce prostřednictvím zvýšení mechanoccepce, která vzniká při zvýšeném svalovém napětí. Výsledkem těchto změn je vznik nerovnováhy a porušení pohybové koordinace (Kolář, 1997).

Vliv nocicepce na pohyb byl v posledních letech zkoumán v mnoha studiích. Hodges (1999) prokázal změnu v náboru trupových svalů při pohybu paže u pacientů s dlouhodobou (minimálně 18 měsíců trvající) bolestí v bederní oblasti (LBP - low back

pain). V porovnání s kontrolní skupinou byl EMG onset jejich m. transversus abdominis a m. obliquus externus abdominis opožděn (Hodges, 1999). V následující studii prokázal, že k obdobným změnám dochází i při experimentálně vyvolané bolesti (Hodges et al., 2003). Tohoto poznatku využil ve své studii Moseley et al. (2004).

Změna náboru trupových svalů při pohybu paže přetrvává u osob s předchozí epizodou LBP i v období, kdy bolesti nepociťují. Moseley et al. (2004) proto postavil svoji studii tak, aby prokázal vliv anticipace bolesti na provedení pohybu. Vyvolával bolesti v bederní oblasti a v oblasti lokte a porovnával vliv jejich anticipace na nábor trupových svalů při pohybu paže. Ke změně došlo pouze při anticipaci bolesti v bederní oblasti, ačkoliv byla subjektivní míra bolesti i míra obav z bolesti pro obě lokality obdobná. Pokud jedinec očekává bolest v zádech, dochází ke změně posturální strategie. Typickou odpovědí je zpevnění páteře pomocí kokontrakce povrchových trupových svalů. Tato ochranná strategie je spojena se zvýšenou kompresí páteře a je při dlouhodobém přetrvávání považována za jeden z předpokladů ke vzniku poranění páteře (Moseley et al., 2004).

1.3 Myofasciální trigger point jako model lokální nocicepce

Myofasciální trigger point (MTrP) je nejčastěji definován jako ohraničený palpačně bolestivý uzlík v tuhém svalovém snopci. Podle míry aktivity rozlišujeme myofasciální trigger pointy (MTrPs) na aktivní a latentní. Aktivní MTrP (ATrP) vyvolává spontánní bolest a způsobuje poruchu hybnosti (omezení rozsahu pohybu, oslabení „hostitelského“ svalu,...) (Simons, Travell, 1999). Latentní MTrP (LTrP) často způsobuje poruchu hybnosti, aniž by vyvolával bolest. Mimo to vykazují LTrPs stejné znaky jako ATrPs, které jsou většinou vyjádřeny v menší míře (Shah et.al, 2005). Několik studií značí, že svalová bolest může zvyšovat excitabilitu motorických

jednotek. Tudíž se v místě MTrP vytváří cyklus pozitivní zpětné vazby mezi svalovou bolestí a hyperexcitabilitou motorických jednotek (Ge, Arendt-Nielsen, 2011).

Shah et al. (2005) měřil na devíti subjektech (3 skupiny po 3 subjektech) koncentrace chemických látek v m. trapezius pars a descendens v oblasti ATrP, LTrP a bez MTrP. V oblasti s ATrP prokázal signifikantně vyšší ($P < 0,01$) koncentrace protonů, bradykininu, CGRP (calcitonin gene-related peptide), substance P, TNF- α (tumor necrosis factor - α), interleukinu- 1β , serotoninu a norepinefrinu. pH bylo v lokalitě s ATrP signifikantně nižší ($P < 0,03$), než ve dvou zbývajících skupinách. Při posunu měřící jehly hlouběji do svalu došlo v místě s ATrP k vyvolání záškubu. V tuto chvíli se naměřené hodnoty CGRP a substance P v jednotlivých lokalitách signifikantně lišily a to s klesající tendencí (ATrP > LTrP > bez MTrP, $P < 0,02$). ATrPs jsou citlivější na zevní mechanické stimuly. Tento klinický projev může být důsledek celkového posunu membránového potenciálu nociceptorů blíže k prahu spuštění akčního potenciálu, nebo důsledek přítomnosti škodlivých metabolitů, které bombardují a senzitivizují membránové receptory. Kombinace obou faktorů je také brána v úvahu (Shah et al., 2005).

Hong (1996) prokázal, že přenesená bolest vyvolaná stimulací MTrP je spojena se zvýšením koncentrací substance P a CGRP v míše. O tento poznatek se opírá teorie, která říká, že zvýšené uvolňování substance P a CGRP v zadních rozích míchy způsobuje v reakci na bolestivý stimul rozšíření tohoto signálu do několika okolních etází míchy a zvýší senzitivitu těchto úseků na další bolestivé stimuly (Huguenin, 2003). Mechanická stimulace LTrP vyvolává přenesenou bolest a v návaznosti s tím i centrální senzitivizaci. Tento jev prokázali Xu, Ge a Andert-Nielsen (2010) pomocí měření PPT ve vedlejších segmentech od místa, ve kterém se nacházel LTrP, který mechanicky

stimulovali. Snížení PPT bylo prokazatelné v rozmezí několika minut po bolestivé stimulaci LTrP (Xu, Ge, Andert-Nielsen, 2010).

Srbely et al. (2010) měřil PPT u ATrP v m. infraspinatus a m. gluteus medius v rozmezí několika minut před a po ošetření ATrP v m. supraspinatus pomocí suché jehly. Hodnoty PPT v m. infraspinatus v čase 3 a 5 minut po ošetření signifikantně vzrostly oproti hodnotám m. gluteus medius ($p_{3\text{min}}=0,002$, $p_{5\text{min}}=0,015$). M. supraspinatus a m. infraspinatus jsou neurologicky provázány přes segment C₅, kdežto m. gluteus medius nemá s m. supraspinatus žádné přímé propojení. Tyto výsledky naznačují, že stimulace MTrP suchou jehlou může snižovat bolest v daném segmentu na základě změny segmentálních mechanismů (Srbely et al., 2010).

1.3.1 Vliv LTrP na zapojení funkčně souvisejících svalů

V dospělé populaci, která nevykazuje symptomy myofasciální bolesti, je prokázán výskyt alespoň jednoho LTrP v oblasti stabilizátorů lopatky (m. trapezius, mm. rhomboidei, m. levator scapulae, m. serratus anterior a m. pectoralis minor) v 89,9% (Lucas et al., 2008). U zdravých jedinců s LTrPs je běžně pozorovatelné omezení rozsahu pohybu (ROM) ve funkčně souvisejícím kloubu. Mnoho studií prokázalo, že po odstranění LTrP ze svalu, který ovlivňuje rozsah pohybu daného kloubu, se ROM zvětšil (Ge, Andert-Nielsen, 2011).

Klinická zkušenost ukazuje, že sval obsahující MTrP je slabší a rychleji se unaví. S tímto projevem je spojována zvýšená amplituda EMG a snížená frekvence akčních potenciálů zapojených motorických jednotek (Ge, Andert-Nielsen, 2011). Další z možných příčin slabosti a větší únavnosti svalu obsahujícího MTrP je jeho vliv na načasování zapojení funkčně provázaných svalů. Rychlejší únava svalů pak nastává z důvodu neefektivního a neekonomického zapojení všech svalů podílejících se na provedení pohybu. Takové zapojení svalů dále zvyšuje možnost změny biomechaniky

kloubu, jeho přetížení a možnost vzniku myofasciální bolesti díky ATrPs, které se vytvoří sekundárně v návaznosti na svalové přetížení (Lucas et al., 2010). Změna pohybového vzoru (timingů svalů) se vyskytuje i u asymptomatických jedinců, kteří mají ve svalech klinicky němé LTrP (Lucas et al., 2003). Kibler (1998) ve své práci zmiňuje funkční provázanost proximálních a distálních segmentů kinematického řetězce. Říká, že pokud je porušena funkce proximálního segmentu a zároveň je nutné zachovat pohybové možnosti distálního segmentu, musí dojít ke změně v nastavení a zapojení tohoto distálního segmentu (Kibler, 1998). Tuto teorii prokázala Lucas et al. (2003), která ve své studii porovnávala timing zapojení svalů v oblasti ramenního pletence u jedinců s LTrP, bez LTrP v oblasti stabilizátorů lopatky a následně po odstranění LTrP. Po odstranění LTrP nebyl u těchto jedinců signifikantní rozdíl v aktivaci svalů v porovnání s kontrolní skupinou (bez LTrP). Jedinou výjimkou bylo zachování zvýšené variability časového zapojení m. serratus anterior (Lucas et al., 2003).

Výskyt MTrP je spojen se sníženou účinností reciproké inhibice, což může vést ke zpožděné a neúplné relaxaci svalu, neuspořádanému řízení drobných pohybů a nevyvážené svalové aktivaci (Ibarra et al., 2011).

1.4 Stereotyp abdukce a jeho hodnocení

Ve stavbě pletence horní končetiny se řeší základní rozpor mezi dostatečnou mobilitou a zároveň maximální stabilitou končetiny. Pohyblivost pletence je primárně zajištěna jeho připojením k osovému orgánu v jediném bodě - sternoklavikulární spojení, a sekundárně vlastnostmi ramenního kloubu jako volného kulového kloubu. Stabilitu zajišťuje charakter pohybu lopatky, tuhost akromioklavikulárního spojení a tah pletencových svalů (Dylevský, 2000 a 2009).

Pohyb paže nad 90° se nazývá elevace (Dylevský, 2000 a 2009). Elevace může být provedena ve třech základních rovinách: sagitální – anteflexe, frontální – abdukce a skapulární – „scaption“ (Pascoal et al., 2000). Skapulární rovinu definují autoři v rozmezí od 30° (Lucas, 2010; Freedman, Munro, 1966) do 45° (Pascoal et al., 2000) ventrálně od frontální roviny. Elevace paže je kombinovaný pohyb, který zároveň probíhá v ramenním kloubu a v thorakoskapulárním spojení. Vzájemný poměru obou pohybů se nazývá thorakoskapulární nebo skapulohumerální rytmus (SHR) (Dylevský, 2000 a 2009).

Inman et al. (1944) prohlásil, že poměr pohybu v glenohumerálním kloubu vůči skapulothorakálnímu skloubení je 2:1 a to od 30° do 170° pohybu do abdukce a od 60° do 170° při pohybu do anteflexe. Pohyb scapuly v počáteční fázi je velmi individuální a závisí na klidové poloze scapuly (Inman et al., 1944).

Novější výzkumy ukazují, že tento poměr se mezi jedinci výrazně liší. Hodnota skapulohumerálního rytmu se pohybuje v rozmezí od 1,35:1 do 7:1 (glenohumerální : skapulothorakální pohyb) (McQuade, Smidt, 1998).

Michiels a Grevenstein (1995) si ve své studii zvolili jako hlavní sledovanou hodnotu poměr pohybu v glenohumerálním kloubu k celkovému pohybu do abdukce. Tato hodnota se mezi jedinci pohybovala v rozmezí od 0,75 do 0,5 s průměrnou hodnotou 0,66. Průměrná hodnota vyjadřuje, že z celkového pohybu paže se odehrají 2/3 v glenohumerálním kloubu a 1/3 ve skapulothorakálním skloubení. Tito autoři dále zkoumali vliv externího zatížení a rychlosti pohybu na tento poměr. Z jejich výsledků vyplývá, že externí zatížení ani rychlost pohybu nemá vliv na poměr pohybu v glenohumerálním kloubu vůči celkovému rozsahu pohybu paže (Michiels, Grevenstein, 1995).

Jiní autoři (Pascoal et al., 2000; Kon et al., 2008; Forte et al., 2009) naopak uvádějí, že externí zátěž vyvolá změny v pohybu scapuly a v hodnotách SHR při pohybu do abdukce. Jejich výsledky si však často protirečí. Například Kon et al. (2008) zaznamenal zmenšení pohybu scapuly ve všech fázích pohybu se zátěží 3kg. Hlavní změna nastala v pohybu lopatky do anteverze (upward rotation) v úseku pohybu mezi 40 a 70 stupni abdukce (Kon et al., 2008). Forte et al. (2009) naopak zaznamenal nárůst v pohybu lopatky do anteverze při zatížení a to hlavně v rozmezí 60°- 90° abdukce. Rozdíly v obou studiích mohou být dány odlišnou metodou měření. Základními rozdíly je rovina, ve které byl pohyb prováděn (skapulární rovina pohybu x frontální rovina pohybu), dynamika pohybu (plynulý pohyb x statická pozice v určitém úhlu abdukce) a metoda měření (analýza CT snímků x manuální goniometrie).

Skapulohumerální rytmus je významně závislý na vyvážené a koordinované aktivaci zúčastněných svalů (Michiels, Grevenstein, 1994). Jednou z možností jak toto kvantitativně hodnotit je použití EMG. Lucas et al. (2004) se ve své studii zabývala timingem zapojení svalů při abdukci ve skapulární rovině s neutrální rotací v glenohumerálním kloubu. Výsledky ukazují relativně stabilní pořadí zapojení svalů u všech jedinců kontrolní skupiny („normální“ funkce ramenního pletence a bez LTrPs v okolních svalech). Jako první se zapojil m. trapezius pars descendens a to již před započítím pohybu. Následoval m. infraspinatus (mean = 75ms) a m. deltoideus pars acromialis (mean = 201ms). Jako poslední z měřených svalů se zapojily m. serratus anterior (mean = 433ms) a m. trapezius pars ascendens (mean = 776ms). Poslední dva svaly vykazovaly větší variabilitu v zapojení než ostatní (Lucas et al., 2004).

Alpert et al. (2000) ve své práci porovnává míru zapojení pletencových svalů a změnu tohoto zapojení v závislosti na rychlosti pohybu a na změně zevního zatížení. S každou přidanou zátěží (bez závaží, s 25%, s 50%, s 75% a s 90% normalizované

maximální zátěže) vzrostla míra aktivity všech svalů ve fázi pohybu do 90° a poklesla v závěrečných 30° elevace paže (120°- 150°). Zdvojnásobení rychlosti (ze 100°/s na 200°/s) způsobilo nárůst aktivity v prvních 60° pohybu a její pokles v posledních 60° pohybu (Alpert et al., 2000).

Stereotyp abdukce se v praxi nejčastěji vyšetřuje aspekci. Janda preferuje vyšetření vsedě, kdy je eliminovaný vliv postavení pánve a jiných mechanismů zajišťujících vertikalizaci. Pozornost je při vyšetření zaměřena na souhru mezi následujícími svalovými skupinami: m. deltoideus, horní část m. trapezius, dolní fixátory lopatky (m. serratus anterior, rhomboidei, střední a dolní část m. trapezius) a stabilizační svaly trupu (hlavně m. quadratus lumborum). Za dobrý stereotyp považuje zahájení pohybu aktivitou abduktorových svalových skupin, kdy aktivita horních vláken m. trapezius působí stabilizačně. Dvě nejčastější odchylky od tohoto provedení jsou (1) zahájení pohybu elevací lopatky a celého ramenního pletence (fázická aktivace horních vláken m. trapezius a m. levator scapulae) a (2) zahájení pohybu úklonem trupu a aktivací m. quadratus lumborum (Janda, 1982).

1.5 Metoda povrchové elektromyografie

Elektromyografie je metoda, která se zabývá měřením svalové energie pomocí přístrojů a vyhodnocováním takto změřených dat. Zdrojem signálu EMG je akční potenciál motorické jednotky svalu (MUAP) (Cram, Criswell, 2010). V elektromyografii se používá několik typů elektrod. Dva základní typy elektrod používaných pro studium chování svalů jsou elektrody povrchové a vpichové (jehlové a drátkové). Každý typ má své výhody a limity. Hlavní nevýhodou povrchových elektrod je, že mohou být efektivně použity pouze pro měření povrchových svalů a nemohou být použity pro selektivní měření aktivity malých svalů. Výhodou je neinvazivnost vyšetření, zachycení elektrické aktivity z podstatné části svalu a relativní jednoduchost

posouzení zapojení svalu při pohybech kdy je palpační hodnocení nepraktické (Basmajian, De Luca, 1985).

Kvalitu a validitu signálu získaného pomocí sEMG můžeme ovlivnit několika způsoby. Zásadní je výběr, umístění a aplikace elektrod. U malých svalů se využívají elektrody s průměrem 0,5 cm a umísťují se 1 cm od sebe. U větších a širokých svalů se volí umístění elektrod s průměrem 1 cm do vzdálenosti 2 cm. Čím větší je rozteč elektrod, tím nižší je specifičnost záznamu (Cram, Criswell, 2010). Před umístěním elektrod je nutné zvolené místo očistit tak, abychom maximálně snížili impedanci kůže, tj. musí být suchá, odmaštěná a je také vhodné ji skarifikovat speciální abrazivní pastou (Kadaňka, Bednařík, Vohánka, 1994; Keller, 1999; Cram, Criswell, 2010).

Nejvhodnější pro umístění elektrod je střední linie svalového břicha, mezi přechodem sval-šlacha a nejbližší inervační zónou (De Luca, 1997). Elektrody by měly být uloženy paralelně s průběhem svalových vláken. Tím se maximalizuje selektivita a senzitivita snímaného signálu (Cram, Criswell, 2010). Signál je dále z elektrod převeden přes zesilovač, kde dojde k odstranění ruchů a zesílení snímaného signálu až 100 tisíckrát. Odtud je signál převeden v digitální formě do počítače, kde je dále zpracováván, vyhodnocován a uchováván (Beck, 2008).

Povrchová elektromyografie může být při správné interpretaci použita pro několik způsobů hodnocení svalové aktivity. Můžeme takto hodnotit (1) změny v aktivaci/koaktivaci svalů, (2) pořadí a timing aktivace svalů, (3) únavu svalů během dlouhotrvající zátěže a (4) vyšetřovat nástup pozdní svalové bolesti („delayed-onset muscle soreness“) (Beck, 2008).

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem teoretické části této bakalářské práce bylo provést literární rešerši shrnující poznatky týkající se silových a koordinačních schopností pohybového aparátu a jeho řídicí složky a vlivu jednotlivých faktorů na tyto vlastnosti.

V praktické části bylo hlavním cílem určení vlivu zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence při provádění abdukce paže ve skapulární rovině ve třech modelových situacích: A) bez zátěže, B) s lehkou zátěží (1kg) a C) s nadlimitní zátěží (3-10kg).

2.2 Hypotézy

H0 1: Timing svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s lehkou zátěží.

H0 2: Timing svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce s lehkou zátěží a v situaci s nadlimitní zátěží.

H0 3: Timing svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s nadlimitní zátěží.

H0 4: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s lehkou zátěží.

HA 4: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce je v situaci s lehkou zátěží signifikantně nižší než v situaci abdukce bez zevní zátěže.

H0 5: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se významně neliší v situaci abdukce s lehkou zátěží a v situaci s nadlimitní zátěží.

HA 5: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce je v situaci s nadlimitní zátěží významně nižší než v situaci abdukce s lehkou zátěží.

H0 6: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se významně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s nadlimitní zátěží.

HA 6: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce je v situaci s nadlimitní zátěží významně nižší než v situaci abdukce bez zevní zátěže.

3 METODIKA

Měření probíhalo ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2.LF a FN Motol v období od prosince 2011 do února 2012.

3.1 Výběr probandů

Výzkum byl prováděn na probandech vybraných ze studentů a zaměstnanců 2. LF Motol. Zařazení byli pouze probandi, kteří měli „normální“ rotátorovou manžetu, rozsah pohybu paže do elevace nad 160°, stabilní ramenní kloub (negativní apprehension test), negativní napínací manévry na HK, neměli v křivce páteře výraznou odchylku od fyziologie a neměli v anamnéze úraz nebo operaci dominantního ramene. Celkem bylo vyšetřeno 15 probandů. Do studie byla použita data od 13 probandů (z toho 3 muži); dva probandi byli ze studie vyloučeni na základě nesplnění požadavků na stav ramenního pletence dominantní paže. Věkové rozmezí zavzatých probandů bylo od 20 do 30 let (medián 21).

3.2 Postup měření

3.2.1 Klinické vyšetření

V úvodu měření byly od probandů odebrány základní údaje (datum narození, výška, váha, laterality). Následně byli probandi podrobena klinickému vyšetření křivky páteře, ramenního kloubu (apprehension test, aktivní elevace paží nad 160°) a neurologickému vyšetření (napínací manévry HK). Všichni probandi byli požádáni, aby do mapy bolesti zakreslili lokalitu bolesti, kterou měli za poslední týden před měřením, a aby do VAS zaznamenali míru této bolesti.

3.2.1.1 Vyšetření MTrPs

Vyšetření výskytu MTrP proběhlo dvěma způsoby - pomocí palpce a následně s využitím tlakového algometru.

Při palpačním vyšetření se hodnotila přítomnost tuhého svalového snopce, bolestivého bodu a lokálního svalového záškubu v těchto svalech: m. trapezius pars descendens, m. levator scapulae, m. trapezius pars ascendens, m. infraspinatus, m. erector spinae - Th/L přechod, m. serratus anterior, m. pectoralis minor, m. deltoideus pars acromialis a horní část m. rectus abdominis. Všechny tři vyšetřované jevy jsou dle Simose a Travellové (1999) základními projevy výskytu MTrP.

Hodnoty tlakového prahu bolesti byly získány za použití ručního digitálního tlakového algometru (Somedic Sales AB, Algoemeter type II, Sweden). Přesnost tohoto přístroje je $\pm 3\%$ a naměřené hodnoty jsou udávány v kilopascalch (kPa). Při měření tlakovým alometrem se plynule zvyšuje tlak na tkáň a jeho velikost je zobrazována na displeji přístroje. Plocha měřicí sondy byla 1 cm^2 (schopnost měření v rozsahu 0-2000 kPa). Rychlost navyšování tlaku byla stanovena na 30 kPa/s s přesností $\pm 10\%$. Tato rychlost byla zvolena tak, aby umožňovala dostatečný čas na reakci probanda a zároveň nezpůsobovala únavu examinatora a odchylky od konstantního nárůstu tlaku. Algometr byl kalibrován na začátku každého dne, kdy probíhalo měření. Tlaková alometrie byla použita u svalů vyšetřených palpačně vyjma m. serratus ant., m. pectoralis minor a m. rectus abdominis. Naměřené hodnoty byly porovnány s normovanými hodnotami, které uvedl ve své studii Fischer (1987).

Za sval s MTrP byl považován sval, ve kterém byl (1) palpačně prokázán výskyt tuhého snopce, bolestivého bodu i lokálního záškubu a/nebo (2) tuhý snopec, bolestivý bod a snížený PPT.

3.2.2 sEMG

Pro měření elektromyografické aktivity svalů byly zvoleny tyto svaly:

Dominantní strana	Obě strany
m. trapezius pars descendens	m. erector spinae Th/L
m. trapezius pars ascendens	m. rectus abdominis
m. deltoideus pars acromialis	m. obliquus externus abdominis
m. infraspinatus	m. obliquus internus abdominis
m. serratus anterior	

K získání EMG signálu byl použit 16 kanálový polyelektromyograf Myosystem 1400A firmy Noraxon s použitím EKG elektrod značky Tyco-Kendall s Ag/AgCl povrchem o velikosti 48x34mm, které byly zastřiženy tak, aby vzdálenost středů dvou elektrod byla maximálně 2cm. Lokalizace a postup aplikace elektrod odpovídala zásadám dle Crama (2010).

Pro vyhodnocení naměřených dat z elektromyografu byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.07. Nejprve byla provedena vizuální kontrola naměřených křivek, případně odstraněny vzniklé artefakty, které by vedly k ovlivnění konečného výsledku. U svalů na horní části trupu (m. rectus abdominis l. dx. et sin., m. erector spinae v oblasti Th/L, m. obliquus internus et externus abdominis l. dx. et sin., m. serratus anterior) byla provedena redukce EKG artefaktů. Dalším krokem byla úprava pomocí „full wave“ rektifikace, tj. převrácení negativních hodnot surového signálu do pozitivních hodnot. Dále byla použita funkce smoothing, která slouží k potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu (ostré vrcholy vzniklé superpozicí MUAP - motor unit action potential). Pro smoothing byl použit algoritmus vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty (RMS- root mean square) s posuvným oknem 10ms.

Z takto upraveného signálu byl pomocí funkce „timing analysis“ získán časový údaj o začátku aktivace každého svalu. Aby byl sval považován za aktivní, musela

aktivita signálu překročit hodnotu dvou směrodatných odchylek klidové hodnoty přičtených k této klidové amplitudě minimálně po dobu 20ms. Ke stanovení začátku pohybu paže, od kterého byl spočten reálný aktivační čas svalů, byl použit Flexiforce® snímač, který byl upevněný na zápěstí probanda.

3.2.3 Instruktaž probandů

Vlastní měření sestávalo ze tří modelových situací - abdukce paže bez přidané zátěže, abdukce paže s nízkou zevní zátěží (1kg činka) a abdukce paže s vysokou zevní zátěží (3, 5 nebo 10kg činka). Vysoká zátěž byla pro každého probanda zvolena tak, že již 3 opakování vyvolaly u probanda lokální svalovou únavu. Každá modelová situace byla měřena ve třech po sobě jdoucích opakováních, mezi kterými byla vynechána dostatečná doba k dosažení klidové amplitudy signálu.

Měření se odehrávalo za kontrolovaných zevních podmínek. Proband byl umístěn do rámu, který udržoval pohyb paže ve skapulární rovině (30° ventrálně od frontální roviny) a nulové rotaci v ramenním kloubu. Rychlost pohybu byla určována pomocí zvukových signálů z digitálního metronomu, který je součástí programu Myoresearch, nastaveného na 60bpm. Celý pohybový cyklus (elevace paže a její návrat zpět do výchozí pozice) trval 8 dob.

Každý proband byl před začátkem záznamu EMG signálu o všech těchto opatřeních informován a měl dostatek pokusů pro trénink rychlosti pohybu paže.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výskyt MTrPs u probandů

Za sval s MTrP byl považován sval, ve kterém byl (1) palpačně prokázán výskyt tuhého snopce, bolestivého bodu i lokálního záškubu, a/nebo (2) tuhý snopec, bolestivý bod a snížený PPT. U svalů vyšetřovaných pouze palpačně (m. serratus anterior, m. rectus abdominis a m. pectoralis minor) byl výskyt MTrP hodnocen pozitivně pouze za předpokladu splnění první podmínky.

Z celkových 13 probandů zařazených do studie byl 12 osobám diagnostikován MTrP alespoň v jednom z vyšetřovaných svalů. Počet MTrPs se u probandů pohyboval v rozmezí od 0 do 5 MTrP (medián 3 MTrPs). MTrP nebyl diagnostikován ani u jednoho probanda pouze v m. deltoideus pars acromialis. U ostatních svalů se četnost MTrP pohybovala v rozmezí od 2 do 9 probandů (medián 3 MTrPs).

vyšetření sval	palpace + PPT						palpace			počet MTrP
	UT	Lev	LT	Inf	ES	MD	SA	PMi	RA	
proband č. 1	✓	✗	✓	✗	✓	✗	✗	✗	✗	3
proband č. 2	✓	✗	✓	✗	✓	✗	✓	✓	✗	5
proband č. 3	✓	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✗	✗	4
proband č. 4	✓	✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	✗	2
proband č. 5	✗	✗	✗	✓	✓	✗	✓	✗	✗	3
proband č. 6	✓	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	1
proband č. 7	✓	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	1
proband č. 8	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✗	✗	5
proband č. 9	✗	✗	✗	✓	✓	✗	✗	✓	✓	4
proband č. 10	✗	✗	✗	✗	✓	✗	✗	✗	✗	1
proband č. 11	✓	✗	✗	✗	✓	✗	✓	✓	✓	5
proband č. 12	✓	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✗	✗	2
proband č. 13	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	0
počet MTrP	9	2	5	3	8	0	4	3	2	

Tab. 1. Výskyt a rozložení MTrP u probandů ✗ = bez MTrP ✓ = MTrP

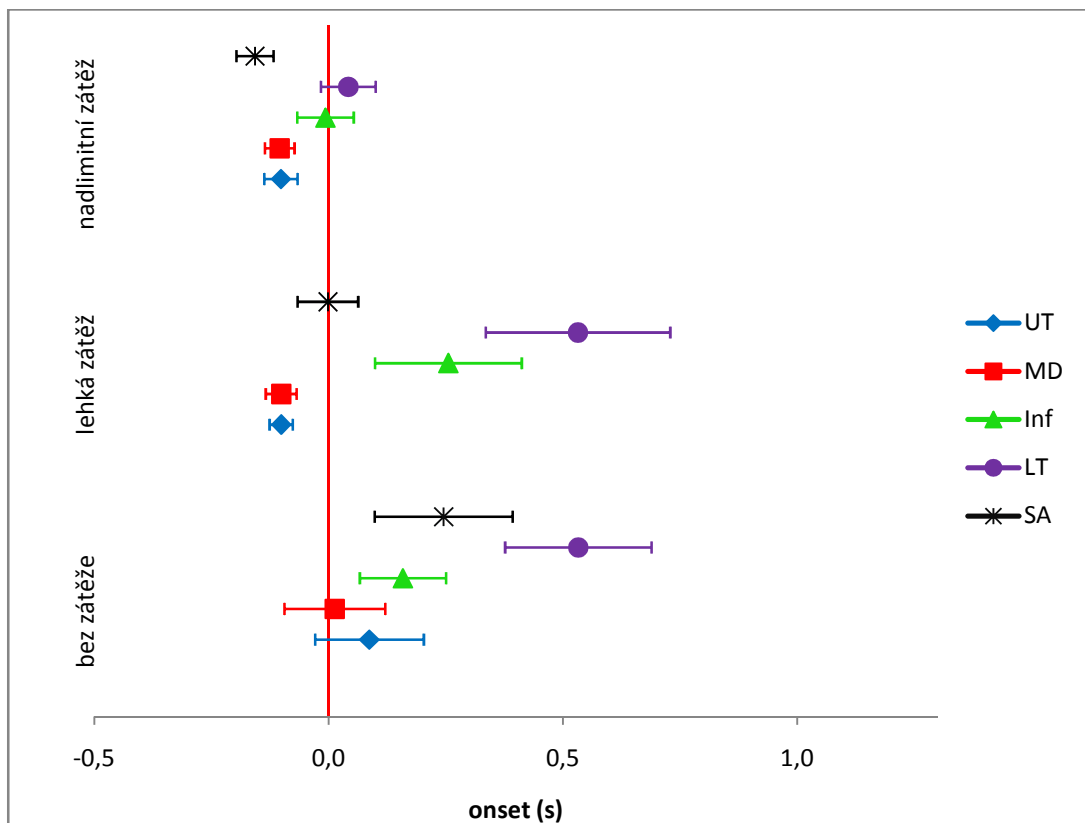
(zkratky: UT - m. trapezuis pars descendens; Lev - m. levator scapulae; LT - m. trapezius pars ascendens; Inf - m. infraspinatus; ES - m. erector spinae Th/L; MD - m. deltoideus pars acromialis; SA - m. serratus anterior; PM - m. pectoralis minor; RA - m. rectus abdominis)

4.2 Data sEMG

Průměrný onset time svalů při abdukci je pro všechny modelové situace uveden v tabulce (Tab. 1) spolu se standardními chybami. Vzájemný vztah jednotlivých modelových situací je graficky znázorněn v grafu (Obr. 6).

	UT	MD	Inf	LT	SA
průměrný onset bez zátěže (s)	0,087	0,013	0,159	0,533	0,246
SE	0,116	0,108	0,092	0,156	0,147
průměrný onset s lehkou zátěží (s)	-0,101	-0,123	0,256	0,532	-0,002
SE	0,025	0,033	0,157	0,197	0,065
průměrný onset s nadlimitní zátěží (s)					
SE s 3-10kg	0,036	0,032	0,060	0,058	0,040

Tab. 1 Onset time svalů v jednotlivých situacích a jejich standardní chyby (SE)



Obr. 6. Průměrný onset time jednotlivých svalů a 1SE ve vzájemné korelaci

U trupových svalů nedošlo u všech probandů k aktivaci, což znemožnilo další statistickou analýzu. Z toho důvodu byla pro analýzu a hodnocení využita data pouze ze svalů ramenního pletence.

Pro statistickou analýzu byla použita ANOVA pro opakovaná měření - Fischerův post-hoc test.

4.2.1 Timing při abdukci bez zátěže

V modelové situaci „abdukce bez zátěže“ došlo podle průměrných onset časů k zapojení pletencových svalů v následném pořadí: MD (0,013s), UT (0,087s), Inf (0,159s), SA (0,246s) a LT (0,533s). Signifikance odstupů průměrných onset time je významná jen pro LT. Pořadí ostatních svalů nemůžeme na základě statistických údajů považovat za relevantní. Ostatní svaly tudíž se dle statistických hodnot zapojily najednou. Na hranici signifikance se pohyboval rozdíl mezi MD a SA ($p=0,063$).

4.2.2 Timing při abdukci s lehkou zátěží

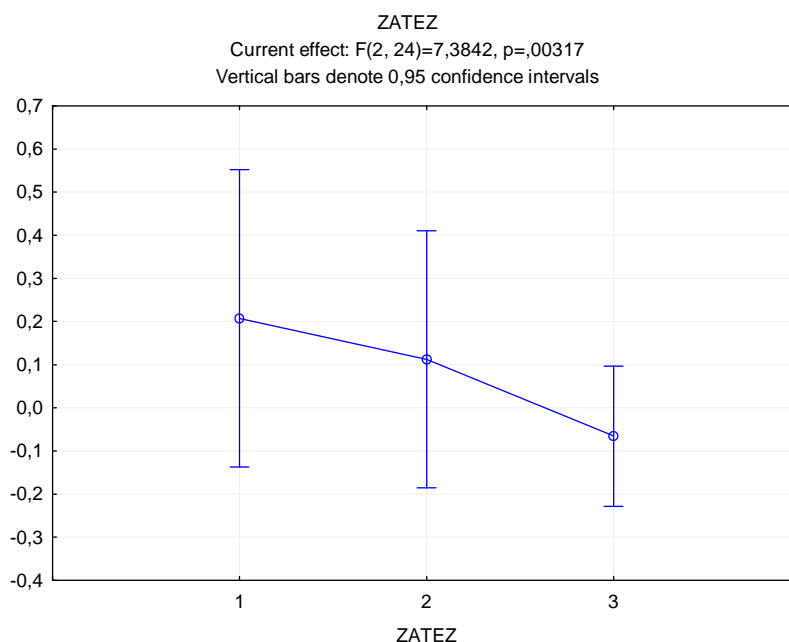
Při „abdukci s lehkou zátěží“ bylo průměrné zapojení pletencových svalů v tomto pořadí: MD (-0,123s), UT (-0,101s), SA (-0,002s), Inf (0,256s) a LT (0,532s). Odstup průměrných onset time byl statisticky významný pouze pro Inf a LT a to ve vztahu ke všem zbylým svalům. Výše stanovené pořadí MD, UT a SA nemůžeme považovat za relevantní.

4.2.3 Timing při abdukci s nadlimitní zátěží

Průměrné pořadí svalů v modelové situaci „abdukce s nadlimitní zátěží“ bylo: SA (-0,157s), MD (-0,104s), UT (-0,102s), Inf (-0,007s) a LT (0,042s). Statisticky jsme neprokázali rozdíly v onset time mezi jednotlivými svaly, tzn. že nemůžeme výše stanovené pořadí považovat za obecně platné.

4.2.4 Změny onset time u všech svalů v závislosti na zátěži

Průměrný onset time ze všech svalů má klesající tendenci se zvyšující se přidanou zátěží (Obr. 7). V situaci s nadlimitní zátěží došlo v průměru k zaktivování všech pletencových svalů ještě před zahájením pohybu.



Obr. 7. Vliv zevní zátěže na průměrný onset time všech svalů (s 2SD)
1 - bez zátěže; 2 - lehká zátěž; 3 - nadlimitní zátěž

4.3 Vyhodnocení hypotéz

H0 1: Timing svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s lehkou zátěží.

Pořadí zapojení svalů se výrazně nezměnilo. Jedinou změnou bylo opačné pořadí zapojení SA a Inf.

Hypotéza byla vyvrácena.

Pořadí svalů	1.	2.	3.	4.	5.
Bez zátěže	MD	UT	Inf	SA	LT
S lehkou zátěží	MD	UT	SA	Inf	LT

Tab. 2. Pořadí zapojení svalů ramenního pletence v situaci bez zátěže a s lehkou zátěží

H0 2: Timing svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se významně neliší v situaci abdukce s lehkou zátěží a v situaci s nadlimitní zátěží.

V pořadí zapojení svalů došlo v situaci s nadlimitní zátěží k posunu SA na první místo. Vzájemné pořadí ostatních svalů zůstalo v porovnání se situací s lehkou zátěží nezměněné. Statisticky jsme však prokázali větší rozestup mezi průměrnými onset time u LT a Inf ve vztahu ke zbylým svalům (viz. kap. 4.2.1 a 4.2.2).

Hypotéza byla vyvrácena.

Pořadí svalů	1.	2.	3.	4.	5.
S lehkou zátěží	MD	UT	SA	Inf	LT
S nadlimitní zátěží	SA	MD	UT	Inf	LT

Tab. 3. Pořadí zapojení svalů ramenního pletence v situaci s lehkou a s nadlimitní zátěží

H0 3: Timing svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se významně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s nadlimitní zátěží.

Při porovnání pořadí zapojení svalů v situaci bez zátěže a s nadlimitní zátěží došlo k posunu zapojení SA ze 4. na 1. místo. Pořadí ostatních svalů zůstalo vůči sobě nezměněné. Pořadí je určeno podle průměrného onset time jednotlivých svalů, statisticky však není toto pořadí relevantní.

Hypotéza byla vyvrácena.

Pořadí svalů	1.	2.	3.	4.	5.
Bez zátěže	MD	UT	Inf	SA	LT
S nadlimitní zátěží	SA	MD	UT	Inf	LT

Tab. 4. Pořadí zapojení svalů ramenního pletence v situaci bez zátěže a s nadlimitní zátěží

H0 4: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s lehkou zátěží.

HA 4: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce je v situaci s lehkou zátěží signifikantně nižší než v situaci abdukce bez zevní zátěže.

Průměrný onset time všech svalů ramenního pletence se signifikantně snížil (viz. obr. 7 kap. 4.2.4). Při pohledu na jednotlivé svaly došlo k signifikantní změně průměrného onset time pouze u SA ($p=0,049$). Pro ostatní svaly nedosáhla změna průměrného onset time signifikance.

H0 4 byla vyvrácena. HA 4 byla potvrzena.

	UT	MD	Inf	LT	SA
průměrný onset bez zátěže (s)	0,087	0,013	0,159	0,533	0,246
SE	0,116	0,108	0,092	0,156	0,147
průměrný onset s lehkou zátěží (s)	-0,101	-0,123	0,256	0,532	-0,002
SE	0,025	0,033	0,157	0,197	0,065
					$p=0,049$

Tab. 5. Srovnání průměrných onset time u svalů ramenního pletence v situaci bez zátěže a s lehkou zátěží

H0 5: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce s lehkou zátěží a v situaci s nadlimitní zátěží.

HA 5: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce je v situaci s nadlimitní zátěží signifikantně nižší než v situaci abdukce s lehkou zátěží.

Průměrný onset time všech svalů ramenního pletence se signifikantně snížil (viz. obr. 7 kap. 4.2.4). Statisticky signifikantní změna průměrného onset time u jednotlivých

svalů nastala u Inf ($p=0,037$) a LT ($p=0,001$). Pro ostatní svaly nedosáhla změna statistické významnosti.

H0 5 byla vyvrácena. HA 5 byla potvrzena.

	UT	MD	Inf	LT	SA
průměrný onset s lehkou zátěží	-0,101	-0,123	0,256	0,532	-0,002
SE	0,025	0,033	0,157	0,197	0,065
průměrný onset s nadlimitní zátěží (s)	-0,102	-0,104	-0,007	0,042	-0,157
SE	0,036	0,032	0,060	0,058	0,040
			P=0,037	P=0,001	

Tab. 6. Srovnání průměrných onset time u svalů ramenního pletence v situaci s lehkou zátěží a s nadlimitní zátěží

H0 6: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce se signifikantně neliší v situaci abdukce bez zevní zátěže a v situaci s nadlimitní zátěží.

HA 6: Průměrný onset time všech pletencových svalů ramenního pletence při pohybu horní končetiny do abdukce je v situaci s nadlimitní zátěží signifikantně nižší než v situaci abdukce bez zevní zátěže.

Průměrný onset time všech svalů ramenního pletence se signifikantně snížil (viz. obr. 7 kap. 4.2.4). U SA a LT došlo při porovnání těchto dvou modelových situací ke statisticky významné změně jejich průměrného onste time (SA $p=0,0015$; LT $p=0,0001$).

H0 6 byla vyvrácena. HA 6 byla potvrzena.

	UT	MD	Inf	LT	SA
průměrný onset bez zátěže (s)	0,087	0,013	0,159	0,533	0,246
SE	0,116	0,108	0,092	0,156	0,147
průměrný onset s nadlimitní zátěží (s)	-0,102	-0,104	-0,007	0,042	-0,157
SE	0,036	0,032	0,060	0,058	0,040
				p=0,0001	p=0,0015

Tab. 7. Srovnání průměrných onset time u svalů ramenního pletence v situaci bez zátěže a s nadlimitní zátěží

5 DISKUSE

Podle Jandy (1982) je změna postavení svalu ve stereotypu charakterizovaná dvěma základními příznaky: (1) je opožděn nástup aktivace příslušného svalu, takže se mění pořadí, (2) dochází ke snížení celkové aktivace svalu během pohybu.

Průměrný onset time všech pletencových svalů se s rostoucí zátěží snižoval a přibližoval se tak k časům před zahájením pohybu. Tento projev naznačuje změnu pohybového stereotypu. Se vzrůstající zátěží se také výrazně zmenšovala variabilita onset time mezi probandy (zmenšení celkové SE).

Také při pohledu na jednotlivé svaly a vztah jejich onset time můžeme pozorovat určité tendence ve smyslu změny stereotypu. V situaci bez zátěže a s lehkou zátěží je u MD a UT vidět jejich postupné zapojení (ačkoli rozdíl jejich průměrných onset time není signifikantní), které popisuje Janda (1982) jako fyziologický stereotyp. U situace s nadlimitní zátěží dojde ke smazání rozdílu onset time mezi těmito dvěma svaly, což poukazuje na změnu stereotypu. Zároveň můžeme sledovat postupný „posun“ zapojení SA k časnějším hodnotám. U LT můžeme vidět naprosto evidentní změnu chování při situaci s nadlimitní zátěží oproti oběma předchozím situacím.

Při pohledu na rozestupy onset time mezi jednotlivými svaly v každé z modelových situací vidíme, že při malé nebo žádné zevní zátěži můžeme teoreticky stanovit určité pořadí, v jakém se svaly zapojují (statisticky nesignifikantní hodnoty připisujeme malému počtu probandů ve vzorku). V situaci s nadlimitní zátěží tato možnost v podstatě není. I tuto změnu považujeme za důkaz toho, že při použití nadlimitní zátěže došlo ke změně pohybového stereotypu.

Ze všech výše uvedených hodnot můžeme usuzovat na vliv nadlimitní zátěže na průběh pohybového stereotypu ve smyslu určité změny. Přesný fyziologický stereotyp nebyl dosud pomocí sEMG stanoven. Jedinou studií, která se o tento popis pokouší je

studie Lucas (2010), která popisuje změnu stereotypu vlivem výskytu LTrPs. V této studii však byl zahrnutý relativně malý počet probandů, a tak z ní nemůžeme usuzovat na obecně platný popis fyziologického stereotypu abdukce. Ze stejného důvodu můžeme z našich dat popisovat pouze změnu. Posun z fyziologie do patologie jsme u probandů zatím schopni popsat pouze z klinického pozorování v průběhu měření.

Vliv výskytu MTrPs na pohyb a zapojení svalů do pohybu je popsán v kap. XYZ v teoretické části práce. Z toho důvodu jsme zahrnuli diagnostiku MTrPs do klinického vyšetření probandů. V budoucích pracích a výzkumech navazujících na tuto pilotní studii budeme považovat rozmístění a výskyt MTrPs za jedno z kritérií pro rozdělení probandů do dílčích skupin. V této studii však nebyl zahrnut dostatečně velký počet probandů, abychom mohli toto dělení vůbec provést.

Vývojová kineziologie pracuje s posloupností obtížnosti na základě vývoje dítěte v prvním roce života (tzv. vývojové řady). Další možnost náhledu na zvyšování náročnosti jsou však silové nároky na danou činnost. V praxi se musíme zabývat obojím.

Testem v posturálně nenáročné pozici můžeme vyšetřit poruchu koordinace ale pouze pro tuto obtížnost. To znamená, že nemůžeme podle jednoho testu usuzovat na schopnost pacienta zapojit danou svalovou koordinaci do svého pohybového projevu i v běžných denních činnostech nebo například při sportu, pokud je silová náročnost těchto činností vyšší než u testu. Při vyšetření hybného systému bychom tedy měli brát v úvahu i další faktory - čas a zatížení (Janda, 1982). Obtížnost testů bychom proto měli volit i na základě silových, posturálních a dechových nároků ve kterých se pacient běžně pohybuje. Při postupném zvyšování nároků na pohyb vyšetříme rozpětí koordinačně-silové funkční rezervy daného pohybového vzorce, která nám napoví, jak

vysoké jsou koordinačně-silové schopnosti pacienta a kde je nezbytné v rámci terapie usilovat o jejich zlepšení.

Příkladem uplatnění rozdílných silových nároků v diagnostice stabilizačních funkcí může být rozdíl výstupu testu na čtyřech dle Koláře (2009) a testu kleku s oporou o dlaně dle Voráčové a Šafářové (2011). V testu dle Koláře se pohybujeme v pozici odpovídající vyššímu vývojovému věku než v testu kleku s oporou o dlaně. Pohybové programy pro tuto posturální stabilizaci jsou vývojově starší. Přesto považujeme test kleku s oporou o dlaně za náročnější test, který může ozřejmit poruchu stabilizačních funkcí. Důvodem však není složitější neurofyziologická kontrola pohybu, ale vyšší silové nároky. Zaznamenáním poruchy v testu kleku s oporou o dlaně tak neprokážeme poruchu stabilizace jako takové, ale nedostatečnou kapacitu systému reagovat na zvýšené silové požadavky. Jinými slovy změnou pozice překročíme koordinačně-silovou funkční rezervu pro tento pohybový vzor.

K poruše pohybového projevu může dojít i z důvodu nedostatečné „vytrvalosti“ která se projeví únavou řídicího systému-psychickou, nebo únavou fyzickou. Dalším aspektem silových a koordinačních možností pohybového aparátu jsou lokální a regionální funkčně-anatomické parametry. Do nich zahrnujeme trofiku svalu, svalový tonus, vlastnosti vazivových a kostních struktur a jejich vzájemné vztahy a poměry.

Princip KSFR pak můžeme využít i v terapii. Cílem terapie by mělo být vytvoření natolik širokého pásma obtížnosti, kdy pacient využívá fyziologické pohybové vzory (koordinačně-silovou funkční rezervu), aby nedošlo k jeho překročení ani při narušení více faktorů, které se na vytváření pohybu podílejí (tj. při únavě, dlouhodobé činnosti, při vysokých silových nárocích, koordinačně náročných a komplexních pohybových činnostech, při jednorázových excesech - zvedání břemen,...) (Čech, 2012). Správně voleným terapeutickým postupem jsme schopni zasáhnout do všech aspektů poruchy

hybného systému. Zvolený pohybový obsah nám umožní přebudovat řídicí složku a pohybové programy uložené v CNS a zapracovat je do běžných denních činností. Aby se tak mohlo stát, musíme ale současně ovlivnit i silové a „periferní“ vlastnosti hybného systému jako je objem svalu, jeho trofika, vlastnosti vazivové složky, poměr jednotlivých typů svalových vláken a vaskularizaci svalu. Neboť všechny tyto faktory a vlastnosti hybného systému se podílejí na volbě a utváření pohybového projevu jedince.

Abychom v průběhu terapie udrželi kvalitní svalové souhry, musíme se řídit hranicí „adekvátní silové náročnosti“, kterou bychom neměli překročit a to jak mírou zatížení, tak dobou po kterou pohyb provádíme. Zároveň musí být nároky na pohyb natolik vysoké, aby adaptace nastala. Adekvátně voleným zatížením jsou tak provokovány adaptační mechanismy, které zvyšují KSFR a vytvářejí tak bezpečný prostor pro realizaci pohybu i v silově náročnějších situacích (Čech, 2012). Změna hybných stereotypů a v jejich rámci i změna v morfologii a funkci některých svalů je jedním z prvních a důležitých projevů adaptace hybného systému a lidského organismu vůbec. Přestavba chybných hybných stereotypů je pak základním předpokladem úspěšné terapie (Janda, 1982).

U terapeutických postupů vycházejících z vývojové kineziologie vidíme pro využití myšlenky KSFR jako nevýhodu velké rozdíly v náročnosti jednotlivých pozic. Při respektování hranice KSFR musíme být schopni dávkovat zátěž a náročnost podmínek pro pohyb mnohem přesněji. Za tímto účelem je vhodné využití různých odporových ale i „odlehčovacích“ pomůcek jako jsou např. pružné tahy, míče, závěsné systémy (Redcord®) a vybavení posiloven. S pomocí tohoto vybavení jsme schopni dávkovat odpor a nastavovat vektor působení sil (Čech, Tlapák, 2010; Čech, 2012).

Možnost objektivizace rozpětí KSFR pomocí sEMG nám v budoucnu umožní lepší zhodnocení úspěšnosti terapie u jedinců a nacházení obecně vhodných principů

pro skupiny pacientů. Pokud budeme schopni objektivně prokázat změnu stavu pacienta (zlepšení, zhoršení či stagnaci), umožní nám to vhodně zvolit další postup terapie. Povrchová elektromyografie by tak mohla pomoci urychlit rozhodování a zpětné hodnocení vhodné volby v terapii neboť by se určitý pokrok či změna prokázaly dříve, než jsme schopni zhodnotit je sensoricky, alespoň v určitém ohledu.

ZÁVĚR

Cílem praktické části práce bylo v rámci pilotní sEMG studie ozřejmit vliv zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině.

Zvyšování zevní zátěže způsobilo snížení průměrného reakčního času všech svalů ramenního pletence a jeho přiblížení se k hodnotám před zahájením pohybu paže.

Změny v timingu (pořadí zapojení svalů) byly prokazatelné pouze na základě seřazení průměrných onset time jednotlivých svalů. Pořadí svalů však po statistickém zhodnocení nedosahovalo signifikantní časové odstupů (nebylo dosaženo signifikantních hodnot). Statisticky neprůkazná data přisuzujeme malému počtu probandů.

Setřely se rozdíly mezi průměrnými onset time mezi jednotlivými svaly, tzn., že z postupného náboru svalů do pohybu došlo při situaci s nadlimitní zátěží k jejich téměř současnému zapojení.

V rámci hodnocení celé práce lze konstatovat její přínos v otázkách použití metodiky povrchové elektromyografie pro sledování pohybových stereotypů a jejich změn na základě změněných zevních podmínek, nebo v rámci adaptace a úpravy stereotypu v reakci na terapii. Z výsledků a použité metodiky je také možno vycházet v budoucích experimentálních pracích, které by mohly vést k přesnějším a hodnotnějším poznatkům vlivu zátěže na svalovou koordinaci a pohybové stereotypy.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ALPERT, S. W., PINK, M. M., JOBE, F. W., McMAHON, P. J., MATHIYAKOM, W. (2000) Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. *J Shoulder Elb Surg*, 9 (1), 47-58.
- BASMAJIAN, J., DE LUCA, C. J. (1985) *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography (5th ed.)* Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins. 561 s. ISBN 0-683-00414-X
- BECK, T. W. (2008) *Applications of surface electromyography in strength and conditioning*. Retrieved 15. 2. 2012 from: <http://www.nscalift.org/HotTopic/download/EMG.pdf>
- CHAPMAN, A. R., VICENZINO, B., BLANCH, P., HODGES, P. W. (2008) Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *J Electromyogr Kines*, 18 (3), 359-371.
- CRISWELL, E. (Ed.) (2010) *Cram's introduction to surface electromyography (2nd ed.)*. Sudbury, MA: Jones & Bartlett Publishers. 500 s. ISBN 0763732745, 9780763732745.
- ČECH, Z. (2012) Koordinačně-silová funkční rezerva a její terapeutické ovlivnění pomocí posilovacích cvičení. *Med Sport Boh Slov*, 21 (1), 8.
- ČECH, Z., TLAPÁK, P. (2010) Koncepce centračně-stabilizačních posilovacích cvičení. *Rehabil Fyz Léč*, 17 (4), 181-187.
- ČÁPOVÁ, J. (2008) *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“ (1st ed.)*. Ostrava: Repronis. 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8
- DE LUCA, C. J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13 (2), 135-163.

- DYLEVSKÝ, I. (2009) *Speciální kineziologie (1st ed.)*. Praha: Grada Publishing. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0
- DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. (2000) *Funkční anatomie člověka (1st ed.)*. Praha: Grada Publishing. 664 s. ISBN 80-7169-681-1
- FISCHER, A. A. (1987) Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, 30 (1), 115-126.
- FORTE, F. C., DE CASTRO, M. P., DE TOLEDO, J. M., RIBEIRO, D. C., LOSS, J. F. (2009) Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction – implications for clinical practice. *Phys Ther Sport*, 10 (3), 105-111.
- GANS, C. (1982) Fiber architecture and muscle function. *Exerc Sport Sci Rev*, 10 (1), 160-207.
- GE, H.-Y., ARENDT - NIELSEN, L. (2011) Latent myofascial trigger points. *Curr pain headache rep*, 15 (5), 386-392.
- HODGES, P. W., MOSELEY, G. L., GABRIELSSON, A., GANDEVIA, S. C. (2003) Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res*, 151 (2), 262-271.
- HODGES, P. W., RICHARDSON, C. A. (1999) Altered muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80 (9), 1005-1012.
- HUIJING, P. A. (1999) Muscle as collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech*, 32 (4), 329-345.
- HUGUENIN, L. K. (2004) Myofascial trigger points: the current evidence. *Phys Ther Sport*, 5 (1), 2-12.

- HUIJING, P. A., BAAN, G. C. (2003) Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. *J Appl Physiol*, 94 (3), 1092-1107.
- HUIJING, P. A., BAAN, G. C. (2008) Myofascial force transmission via extramuscular pathways occurs between antagonistic muscles. *Cells Tissues Organs*, 188 (4), 400–414.
- IBARRA, J. M., GE, H.-Y., WANG, C., VIZCAÍNO, V. M., GRAVEN - NIELSEN, T., ARENDT - NIELSEN, L. (2011) Latent myofascial trigger points are associated with an increased antagonistic muscle activity during agonist muscle contraction. *J Pain*, 12 (12), 1282-1288.
- INMAN, V. T., SANUDERS, J. B. D. M., ABBOTT, L. C. (1944) Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg*, 26 (1), 1-30.
- JANDA, V. (1982) *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch (1st ed.)*. Brno: IDV SZP. 139 s. ISBN 57-855-84.
- JANDA, V. (2001) *Hypermobilita. Doporučené postupy pro praktické lékaře*. Projekt MZ ČR zpracovaný ČLS JEP za podpory grantu IGA MZ ČR 5390-3. Retrieved 12. 10. 2011 from: <http://www.cls.cz/dp>
- JANURA, M. (2003) *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka (1st ed.)*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, fakulta tělesném kultury. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.
- KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. (1994) *Praktická elektromyografie (1st ed.)*. Brno: IDV SZP. 180 s. ISBN 80-7013-181-0
- KARAS, V., OTÁHAL, S. (1991) *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Karolinum. 234 s. ISBN 80-7066-514-9

- KIBLER, W. B. (1998) Shoulder rehabilitation: principles and practice. *Med Sci Sport Exer*, 30 (4), 40-50.
- KOLÁŘ, P. (1997) *Funkční poruchy pohybového systému*. s. 227-233. In: DYLEVSKÝ, I., KUČERA, M. (Ed.) *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada. 260 s. ISBN 8071692581
- KOLÁŘ, P. et al. (2009) *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1
- KON, Y., NISHINAKA, N., GAMADA, K., TSUTSUI, H., BANKS, S. A. (2008) The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *J Shoulder Elb Surg*, 17 (6), 943-946.
- LIEBER, R. L. (2010) *Skeletal muscle structure, function and plasticity: The physiological basis of rehabilitation (3rd ed.)*. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins. 336 s. ISBN 978-0-7817-7593-9
- LIEBER, R. L., FRIDÉN, J. (2000) Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, 23 (11), 1647–1666.
- LUCAS, K. R., POLUS, B. I., RICH, P. A. (2004) Latent myofascial trigger points: their effects on muscle activation and movement efficiency. *Journal of bodywork and movement therapies*, 8 (3), 160-166.
- LUCAS, K. R., RICH, P. A., POLUS, B. I. (2008) How common are latent myofascial trigger points in the scapular positioning muscles? *J Musculoskelet Pain*, 16 (4), 279-286.
- LUCAS, K. R., RICH, P. A., POLUS, B. I. (2010) Muscle activation patterns in the scapular positioning muscles during loaded scapular plane elevation: The effects of latent myofascial trigger points. *Clin Biomech*, 25 (8), 765-770.

- McQUADE, K. J., SMIDT, G. L. (1998) Dynamic scapulohumeral rhythm: The effects of external resistance during elevation of the arm in scapular plane. *J Orthop Sport Phys*, 27 (2), 125-133.
- MICHIELS, I., GREVENSTEIN, J. (1995) Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane: On the influence of abduction velocity and external load. *Clin Biomech*, 10 (3), 137-143.
- MOSELEY, G. L., NICHOLAS, M. K., HODGES, P. W. (2004) Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, 127 (10), 2339-2347
- PASCOAL, A. G., VAN DER HELM, F. F. C. T., CORREIA, P. P., CARITA, I. (2000) Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clin Biomech*, 15 (Sup.1), S21–S24.
- SHAH, J. P., PHILIPS, T. M., DANOFF, J. V., GERBER, L. H. (2005) An in vivo microanalytical technique for measuring the local biochemical milieu of human skeletal muscle. *J App Physiol*, 99, 1977-1984.
- SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. (2004) *Atlas fyziologie člověka (6th ed.)*. Praha: Grada Publishing. 448 s. ISBN 978-80-247-0630-6
- SIMONS, D. G., TRAVELL, J. G., SIMONS, L. S., CUMMINGS, B. D. (1999) *Travell & Simons' Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual. Vol. 1 Upper Half of Body (2nd ed.)*. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins. 1056 s. ISBN 0-683-08363-5
- SRBELY, J. Z., DICKEY, J. P., LEE, D., LOWERISON, M. (2010) Dry needle stimulation of myofascial trigger points evokes segmental nociceptive effects. *J Rehabil Med*, 42 (5), 463–468.
- TSAO, H., HODGES, P. W. (2007) Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Exp Brain Res*, 181 (4), 537-546.

- VAŘEKA, I. (2006a) Revize výkladu průběhu motorického vývoje - novorozenecké období a homokinetické stadium. *Rehabil Fyz Léč*, 13 (2), 74-81.
- VAŘEKA, I. (2006b) Revize výkladu průběhu motorického vývoje - monokinetické stadium až batolecí období. *Rehabil Fyz Léč*, 13 (2), 82-91.
- VÉLE, F. (1997) *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. 271 s. ISBN 80-7169-256-5
- VÉLE, F. (2006) *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2nd ed.)*. Praha: Triton. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- VORÁČOVÁ, H., ŠAFÁŘOVÁ, M. (2011) Klek s oporou o dlaně - nový test posturální stabilizace. *Med Sport Boh Slov*, 20 (1), 31-38.
- XU, Y., GE, H.-Y., ARENDT - NIELSEN, L. (2010) Sustained nociceptive mechanical stimulation of latent myofascial trigger point induces central sensitization in healthy subjects. *J Pain*, 11 (12), 1348-1355.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Protokol měření (protokol).....	60
Příloha č. 2: Umístění elektrod (fotografie).....	63
Příloha č. 3: Průběh měření - abdukce bez zátěže (fotografie).....	64
Příloha č. 4: Průběh měření - abdukce s lehkou zátěží (fotografie).....	64
Příloha č. 5: Průběh měření - abdukce s nadlimitní zátěží (fotografie).....	65

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Protokol měření (protokol)

Mapování KSFR pomocí sEMG – protokol

č. protokolu:

Jméno:

Datum narození:

Pohlaví:

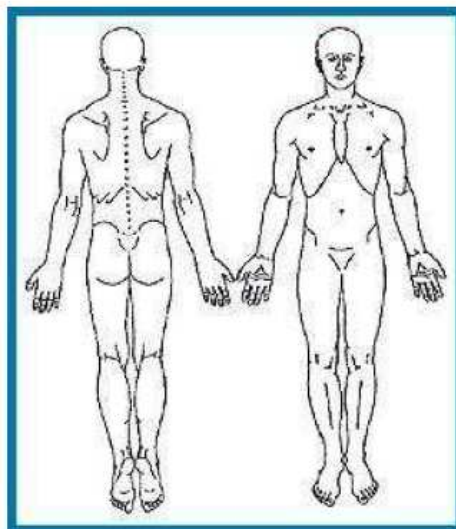
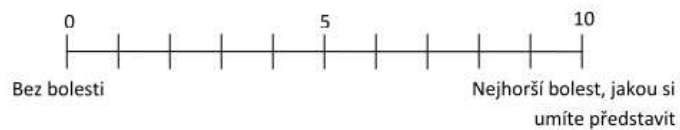
Výška:

Váha:

Vyšetření:

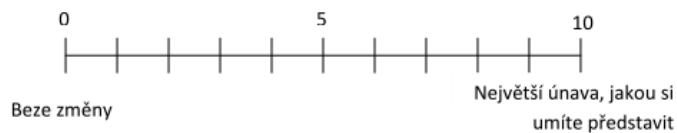
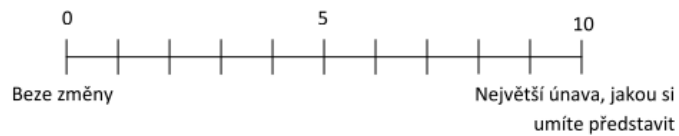
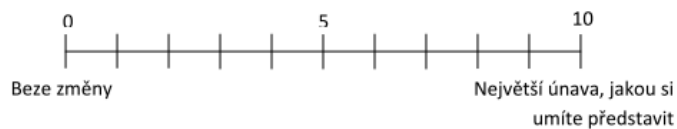
- Aktivní rozsah pohybu HKK - abdukce/elevace:
- Apprehension test:
- Tension test HK:
- Křivka páteře - aspekce:

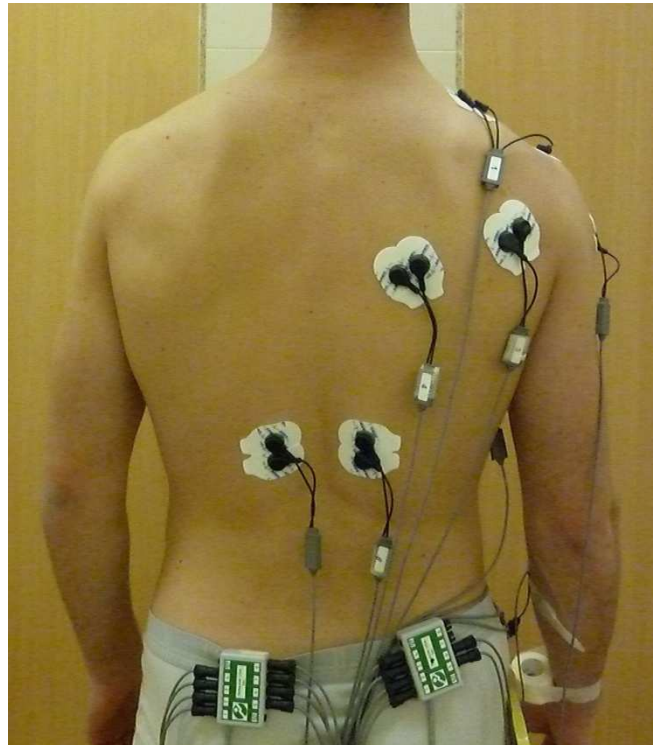
Bolest (za poslední týden před měřením):



<u>Vyšetření MTrPs</u>	Pravá strana			Levá strana		
	Tuhý svalový snopec	Bolestivý bod v TSS	Lokální svalový záškub	Tuhý svalový snopec	Bolestivý bod v TSS	Lokální svalový záškub
m. trapezius pars descendens						
m. levator scapulae						
m. trapezius pars ascendens						
m. infraspinatus						
m. erector spinae - Th/L						
m. serratus anterior						
m. pectoralis minor						
m. deltoideus pars acromialis						
m. rectus abdominis						

<u>Vyšetření PPT</u>	Pravá strana				Levá strana			
	1	2	3	4	1	2	3	4
m. trapezius pars descendens								
m. levator scapulae								
m. trapezius pars ascendens								
m. infraspinatus								
m. erector spinae - Th/L								
m. deltoideus pars acromialis								

Hodnocení únavy po měření s lehkou zátěží:**Oblast m. trapezius pars descendens:****Oblast ramenního kloubu:****Jiná oblast:****Hodnocení únavy po měření s nadlimitní zátěží:****Oblast m. trapezius pars descendens:****Oblast ramenního kloubu:****Jiná oblast:**

Příloha č. 2: Umístění elektrod (fotografie)

Příloha č. 3: Průběh měření - abdukce bez zátěže (fotografie)**Příloha č. 4: Průběh měření - abdukce s lehkou zátěží (fotografie)**

Příloha č. 5: Průběh měření - abdukce s nadlimitní zátěží (fotografie)

