UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Kateřina Knorová

Sledování vlivu zevní zátěže na aktivaci svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině.

Diplomová práce

Praha 2014

Autor práce: **Kateřina Knorová**

Vedoucí práce: **Mgr. Zdeněk Čech**

Oponent práce: **Mgr. Petr Bitnar**

Datum obhajoby: **2014**

Bibliografický záznam

KNOROVÁ, Kateřina. *Sledování vlivu zevní zátěže na aktivaci svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2014. 44 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Zdeněk Čech.

Abstrakt

Diplomová práce „Sledování vlivu zevní zátěže na aktivaci svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině“ se zabývá změnami pohybového stereotypu abdukce paže ve skapulární rovině při změnách silových nároků na pohyb.

V teoretické části jsou popsány možnosti adaptace nervového a pohybového systému na zátěž a vliv jednotlivých aspektů zátěže na výsledný stav. Poslední kapitola pojednává o principu koordinačně-silové funkční rezervy.

Praktická část sestává z elektromyografické studie navazující na pilotní studii z roku 2012. Předmětem studie byly změny onset time a čas peak aktivity pěti svalů ramenního pletence ve třech modelových situacích: A) bez zevní zátěže, B) s lehkou zátěží (1kg) a C) s nadlimitní zátěží (3-10kg).

Výsledky prokazují změnu provedení pohybu v situaci s nadlimitní zátěží oproti situacím bez zátěže a s lehkou zátěží. Odlišnost stereotypu byla prokázána u obou sledovaných parametrů (onse time a čas peak aktivity svalů) a dosahovala signifikantních hodnot. Na podkladě těchto dat si dovolujeme tvrdit, že v rozmezí mezi námi zvolenou lehkou a nadlimitní zátěží se u všech probandů nachází horní hranice pásma jejich osobní koordinačně-silové funkční rezervy a její překročení způsobilo změnu pohybového stereotypu.

Klíčová slova

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

Abstract

Master‘s thesis „Monitoring of the impact of external load on activity of shoulder girdle muscles during abduction in scapular plane.“ is focused on changes of muscle activation pattern in response to increase of strength demands.

Theoretical part begins by review of the prevailing theoretical work regarding the adaptaion of neural and musculoskeletal systems to training and differences in its outcome due to various parameters of exercise. Last chapter discusses the principles of coordiantion-strength functional reserve.

Experimental part consists of an electromyographic study following a pilot study executed in 2012. The subject of this study were changes in onset time and peak activity time of five shoulder girdle muscles in three model situations: A) without external loads, B) with light load (1kg) and C) with excessive load (3-10kg).

The results demosntrate different pattern of muscle activation in situation with excessive load in comparison to situations witout loads and with light load. The difference of the patterns was demonstrated in both parameters (onset time and peak activity time) and reached significant values. Based on these data, we claim, that there is a top borderline of the coordination-strength functional reserve in between the light and excessive loads that we chose, and that exceeding this limit line caused the change of the muscle activation pattern.

Keywords

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou 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 k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 5.5.2014 Kateřina Knorová

Poděkování

Děkuji Mgr. Zdeňkovi Čechovi za čas věnovaný vedení této diplomové práce. Děkuji Mgr. Radce Crhonkové za rady a pomoc s technickým provedením studie a MUDr. Kryštofovi Slabému za statistické zpracování naměřených dat. Děkuji všem probandům za ochotu a trpělivost při měření. V neposlední řadě patří mé díky mé rodině a blízkým za podporu po celou dobu mého vysokoškolského studia.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Ag	stříbro
AP	akční potenciál
Cl	chlor
CNS	centrální nervový systém
EBM	evidence based medicine (medicína založená na důkazech)
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
FOG	fast oxidative glycolytic
GABA	kyselina gama-aminomáselná
INF	m. infraspinatus
KSFR	koordinačně-silová funkční rezerva
LT	m. trapezius pars ascendens
LTD	long-term depression (dlouhodobý útlum)
LTP	long-term potentiation (dlouhodobá facilitace)
m.	musculus (sval)
MD	m. deltoideus pars acromialis
MJ	motorická jednotka
MUAP	motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)
MVC	maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
RMS	root mean square (střední kvadratická hodnota)
SA	m. serratus anterior
sEMG	surface electromyography (povrchová elektromyografie)
SO	slow oxidative
UT	m. trapezius pars descendens

OBSAH

ÚVOD ... **7**

1 TEORETICKÉ PODKLADY ... **8**

1.1 ADAPTACE NERVOVÉHO SYSTÉMU NA ZÁTĚŽ ... 8
1.1.1 Změny měřené na úrovni motorických jednotek ... 8
1.1.2 Změny měřené na úrovni centrálního nervového systému ... 9
1.1.3 Změny v řízení pohybu ... 10
1.2 ADAPTACE AKTIVNÍ SVALOVÉ SLOŽKY NA ZÁTĚŽ ... 11
1.3 ADAPTACE FASCIÍ, ŠLACH A JINÝCH VAZIVOVÝCH TKÁNÍ NA ZÁTĚŽ ... 11
1.4 KOORDINAČNĚ-SILOVÁ FUNKČNÍ REZERVA ... 14

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY ... **17**

2.1 CÍLE PRÁCE ... 17
2.2 HYPOTÉZY ... 17

3 METODIKA ... **19**

3.1 VÝBĚR PROBANDŮ ... 19
3.2 POSTUP MĚŘENÍ ... 19
3.2.1 Klinické vyšetření ... 19
3.2.2 sEMG ... 19
3.2.3 Instruktáž probandů ... 20

4 VÝSLEDKY ... **22**

4.1 DATA SEMG ... 22
4.1.1 Onset time jednotlivých svalů ... 22
4.1.2 Časy peak aktivity jednotlivých svalů ... 26
4.2 VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ ... 30

5 DISKUSE ... **35**

ZÁVĚR ... **39**

REFERENČNÍ SEZNAM ... **40**

ÚVOD

Kvalita provedení určitého pohybového vzoru závisí na mnoha faktorech. Nejčastěji diskutovanými faktory je kvalita nervového řízení, vytvořených pohybových programů z hlediska ontogeneze a aferentní set určující atitudu, ze které pohyb vychází. Zevní zátěž a silová obtížnost pohybu jsou v běžném životě faktory velmi proměnlivé a v terapii s nimi můžeme snadno pracovat. Pro běžný život jedince je nutná kvalitní souhra pohybu pro širokou škálu zatížení. Dostatečně široké pásmo koordinačně-silové funkční rezervy toto umožňuje. Opakovaná aktivita nad hranicí vlastní KSFR vede k přetěžování určitých částí pohybového aparátu v rámci využívání kompenzačních mechanismů. Mechanické opotřebení a narušení struktur hybného systému následně zvyšuje u daného jedince riziko výskytu úrazů a bolestivých syndromů.

Pro účely naší studie jsme si zvolili stereotyp abdukce paže ve skapulární rovině. Tento stereotyp je hojně využívaný i v zahraničních studiích a tudíž jsme se mohli opřít o zkušenosti jiných autorů a sestavit metodiku vyhovující charakteru naší studie. Jako proměnlivý parametr jsme zvolili zevní zátěž. Na tomto modelu jsme chtěli prokázat princip kooordinačně-silové funkční rezervy, který pracuje s myšlenkou hranice silové náročnosti nad kterou i správně založený pohybový program „sklouzne“ do patologie.

Předkládaná diplomová práce navazuje na pilotní studii provedenou v rámci bakalářské práce *„Sledování vlivu zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině - pilotní sEMG studie“*. Teoretická část bakalářské práce rozebírala faktory ovlivňující průběh pohybového stereotypu a silové možnosti pohybového aparátu. V současné práci jsem se v teoretické části zabývala možností adaptace nervového a pohybového systému na zátěž. V praktické části jsem navázala na předchozí studii navýšením počtu probandů pro již původně sledovaný onset time svalů a rozšířila jsem ji o hodnocení dalšího parametru streotypu - čas peak aktivity svalů.

1 TEORETICKÉ PODKLADY

1.1 Adaptace nervového systému na zátěž

1.1.1 Změny měřené na úrovni motorických jednotek

Nejrychleji regulovatelným faktorem svalové síly je zapojení motorických jednotek. Toto zapojení je regulované ve dvou rovinách. Zaprvé se do kontrakce zapojuje různý počet motorických jednotek. A za druhé se tyto jednotky mohou zapojovat v různě dlouhých časových intervalech (s různou frekvencí). (Véle, 2006)

Je-li potřeba vyvinout nadměrné úsilí, dojde ke zvýšení frekvence AP – časová sumace (Véle, 2006). Jedním z možných principů, jak dojde ke zvětšení síly na základě tréninku, je zvýšení rychlosti výbojů AP během maximální kontrakce. Tyto změny byly v několika studiích prokázány a to jak po dynamickém tak izometrickém posilování. Největší změny byly pozorovány u starších osob. Jedním z důvodů může být fakt, že u netrénovaných osob a osob v dekondici dochází k poklesu rychlosti výbojů AP. (Carroll et al., 2011)

Při zvyšujícím se úsilí také dochází k zvyšování počtu aktivních motorických jednotek pomocí prostorové sumace (Véle, 2006). Dalším z pravděpodobných mechanismů zvětšování síly pomocí silového tréninku je nárůst možnosti synchronizace aktivity jednotlivých motorických jednotek. Nejvýraznější synchronizace motorických jednotek je u silově trénovaných jedinců (weight lifters), střední u netrénovaných jedinců a nejmenší u hudebníků trénovaných v jemné motorice. Tato data jsou však těžko interpretovatelná, jelikož nebyl proveden žádný kontrolovaný trénink těchto jedinců. Jejich rozdíly tak mohou být dány mnoha jinými faktory vyplývajícími z životního stylu nebo genetiky. (Carroll et. al., 2011)

Zvýšená synchronizace MJ byla v několika studiích prokázána během excentrické kontrakce. Tato synchronizace by mohla mít význam jako ochranný mechanismus rozkládající sílu na více MJ a tím snižovat míru poškození svalu, které po tomto typu kontrakce může nastat. Tento poznatek byl podpořen studií prokazující zvýšenou synchronizaci aktivity MJ po poškození m. biceps brachii po opakovaných excentrických kontrakcích. (Carroll et al., 2011)

Silový trénink však nemá vliv pouze na zvýšení síly ale i na efektivnost vynaložené aktivity při submaximálních úkonech (Carroll et al., 2011). Toto tvrzení

podporuje například studie Vila-Cha et al. (2010), kde po 6ti týdnech silového tréninku došlo ke zvýšení průměrné frekvence výboje AP a snížení její variability spolu se zlepšením provedení daného pohybu.

Snížení variability frekvence výbojů AP nastalo taktéž po tréninku přizpůsobení síly (probandi udržovali izometrickou kontrakci proti zevní síle na hladině 20%MVC, která různou rychlostí modulovala v rozmezí +/- 2%MCV), který více než nárůst síly vyžadoval osvojení si nové dovednosti (Knight, Kamen, 2004). Nábor svalů a jejich koaktivace hraje významnou roli v efektivnosti prováděného pohybu. Chapman et al. (2008) porovnávali tyto parametry spolu s kadencí u zkušených cyklistů a začátečníků. U začátečníků byla naměřena větší variabilita a míra zapojení svalů jednak ve skupině tak i mezi opakováními jednoho probanda. Se zvyšující kadencí docházelo u začátečníků k nárůstu EMG amplitudy mezi úseky primární aktivity svalu a také k prodloužení trvání těchto primárních úseků. U zkušených cyklistů k takovéto závislosti na kadenci nedošlo. (Chapman et al., 2008) Obě studie tak podporují názor, že s tréninkem dochází k zvýšení nejen síly jako takové, ale i účinnosti vynaložené svalové aktivity.

1.1.2 Změny měřené na úrovni centrálního nervového systému

Za jeden z hlavních principů, který se uplatňuje v rámci změn v CNS, je princip plasticity (Abraham, 2008), který spočívá ve změně výkonnosti synapsí ve smyslu dlouhodobé facilitace (LTP - long-term potentiation) nebo dlouhodobého útlumu (LTD - long-term depression) (Abraham, Bear, 1996). Míra této změny je přímo regulovaná pomocí mnoha mezibuněčných molekul - katecholaminy, GABA, acetylcholin, cytokiny a hormony (Abraham, 2008). Je životně důležité, aby plasticita byla přísně regulována tak, aby probíhala ve správné míře a ve správný čas (Abraham, 2008). Tento regulační princip nazvali Abraham a Bear (1996) „metaplasticita“. Metaplasticita je vyvolána činností synapsí nebo buněk a projevuje se jako změna schopnosti synapsí následně podléhat plastickým změnám. Metaplasticita se uplatňuje, pokud předchozí synaptická nebo buněčná aktivita (nebo inaktivita) vede k přetrvávajícím změnám ve smyslu míry synaptické plasticity určitým vzorcem synaptické aktivity. (Abraham, Bear, 1996)

Adaptace a změny v kortexu spojené se silovým tréninkem jsou velmi pravděpodobně spojeny se změnami na synapsích, které vznikají při motorickém učení (Carroll et al., 2011). Několik studií zabývajících se motorickým učením, které ve své

metodice využily protokol velmi podobný silovému tréninku, potvrdilo změny v motorickém kortexu podobné LTP (Ziemann et al. 2004; Stefan et al. 2006). Tyto změny excitability přetrvávají 30-60 minut, jsou specifické pro každý neurální okruh a jsou reverzibilní pomocí stimulace s opačným efektem (Carroll et al., 2011).

Další možností detekce změn v motorickém kortexu v závislosti na tréninku je sledování změn frekvence kortikálních oscilací pomocí EEG. Konkrétně hladina oscilací ve frekvencích kolem 20Hz byla opakovaně spojována s přípravou a vykonáním volního pohybu a je považována za sensitivní indikátor aktivace primární motorické kůry (Dal Maso, 2012). Dal Maso et al. (2012) prokázal souvislost mezi snížením aktivity antagonistických svalů a lineárním nárůstem suprese kortikálních oscilací v pásmu 21-31Hz při zvyšování vykonané síly u silově trénovaných jedinců. U vytrvalostně trénovaných jedinců nedošlo ani ke snížení aktivity antagonistů ani k větší supresi kortikálních oscilací. Míra maximální izometrické volní kontrakce se mezi jednotlivými skupinami statisticky nelišila. Na základě těchto poznatků tvrdí, že pravidelným silovým tréninkem dochází k adaptaci kortikálního řízení antagonistů, které vede k minimalizaci jejich aktivace a tím ke zlepšení energetické účinnosti svalové kontrakce (Dal Maso, 2012).

1.1.3 Změny v řízení pohybu

Ke změnám v nervovém systému a jeho řídící schopnosti nedochází pouze v oblasti, která je trénovaná. Modelovým příkladem je nárůst síly u kontralaterální končetiny při jednostranném tréninku. Moritani a DeVries (1979) prokázali tento jev při jednostranném tréninku izometrické flexe v lokti. Po osmi týdnech tréninku naměřili nárůst síly na trénované končetině v průměru o 25% (z 58 na 79 lb.) a na netrénované o 15% (z 54 na 67 lb.) (Moritani, DeVries, 1979).

Latella et al. (2012) v rámci své studie měřil maximální sílu při jednom opakování, hmotu svalu, maximální EMG aktivitu, kortikospinální excitabilitu a inhibici. Naměřená data získal před začátkem, po 4 týdnech a po 8 týdnech jednostranného tréninku (horizontální leg-press dominantní dolní končetiny). U trénující skupiny nedošlo ke změně v hmotě svalu, maximální EMG aktivitě ani kortikospinální excitabilitě. U dominantní (trénované) končetiny došlo k nárůstu síly po 4 týdnech o 21,2% (p=0,001) a po 8 týdnech o 29% (p=0,007, v porovnání s měřením před začátkem tréninku). U druhostranné končetiny byl nárůst síly po 4 týdnech o 17,4% (p=0,01) a po

8 týdnech o 20,4% (p=0,004). U obou končetin také došlo k signifikantnímu poklesu kortikospinální inhibice. (Latella et al., 2012)

Dalším aspektem nárůstu síly na základě neurálních změn je představa pohybu a generování síly. Yue a Cole (1992) srovnávali míru nárůstu síly abdukce levého malíku na horní končetině u 3 skupin: (1) 5x týdně maximální izometrické kontrakce abduktorů malíku, (2) 5x týdně shodný trénink pouze v představě, (3) kontrolní skupina. Po 4 týdnech byl nárůst síly u skupiny 1 o 30%, u skupiny 2 o 22% a skupiny 3 o 3,7% (Yue, Cole, 1992). Yue a Cole (1992) tak prokázali možnost nárůstu síly při tréninku v představě.

Podíl změny neurálního řízení a hypertrofie svalu se v průběhu tréninku mění. V počátku jsou u trénované končetiny primárním faktorem nárůstu síly neurální změny (po 2 týdnech 80% : 20%), zatímco následně roste síla téměř výhradně díky změnám v samotném svalu (po 8 týdnech 5% : 95%). U kontralaterální končetiny zůstává tento poměr konstantní a většinu nárůstu síly tak můžeme přisuzovat neurálním změnám. (Moritani, DeVries, 1979)

1.2 Adaptace aktivní svalové složky na zátěž

Ačkoli změny v nervovém systému se mohou podílet na změnách výkonu, reálné změny svalové síly se dějí na podkladě hypertrofie svalových vláken. Hypertrofie jednotlivých typů svalových vláken závisí na jeho aktivaci během daného typu tréninku. Při vytrvalostním tréninku jsou díky nízké intenzitě kontrakce zapojována hlavně SO (slow oxidative) a FOG (fast oxidative-gycolytic) vlákna. Jelikož napětí svalových vláken je relativně malé, hypertrofie vláken je nízká a nárůst svalové síly je minimální. Při silovém tréninku jsou zapojována téměř všechna vlákna a to při velkém napětí. Svalová vlákna tudíž výrazně hypertrofují a svalová síla roste. (Lieber, 2010)

1.3 Adaptace fascií, šlach a jiných vazivových tkání na zátěž

Stav a kvalita vazivové složky svalu má významnou roli jak ve vztahu ke svalové síle tak k rozsahu pohybu svalu (Véle, 2006). Vazivová tkáň svalu se dá rozdělit na 3 úrovně: (1) epimysium, obklopuje celý sval, (2) perimysium, obklopuje snopce svalových vláken a (3) endomysium, obklopuje každé svalové vlákno (Huijing, 1999). Hlavní funkcí šlachy a ostatních vazivových složek svalu je přenos síly (Karas, Otáhal, 1991). Ve svalu se uplatňují dva mechanismy přenosu síly z kontraktilních vláken na

okolní struktury pohybového aparátu - svalově-šlachový (myo-tendinous) a svalově-fasciální (myo-fascial) (Huijing, 1999).

Přenos generované síly přes šlachu (myo-tendinous transmission) probíhá na přechodu konce svalového vlákna v šlachu či aponeurózu (Yucesoy et al., 2003). Aby mohlo dojít k přenosu síly tímto mechanizmem, 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. (Huijing, 1999)

Svalově-fasciální přenos síly (myo-fascial transmission) se dá ještě rozdělit na přenos síly v rámci jednoho svalu nebo mezi více svaly (Yucesoy et al., 2003). Většina svalových vláken neprobíhá v celé délce svalu tak, jak ji anatomicky chápeme - vzdálenost mezi začátkem nejproximálnějších vláken a koncem nejdistálnějších vláken (Lieber, Fridén, 2000 a 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, Fridén, 2000) a tudíž nemají přímý svalo-šlachový spoj alespoň na jednom z konců (Yucesoy et al., 2003). Z toho důvodu se jimi generovaná síla musí zákonitě přenášet na endomysiální strukturu a odtud dále (Yucesoy et al., 2003). Tímto mechanismem si Huijing a Baan (2003) vysvětlují rozdílnost generované síly na jednotlivých koncích svalu. Jejich studie prokázala, že poměr sil generovaných na obou koncích svalu je určován jeho 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. (Huijing, Baan, 2003)

Vazivové obaly svalu mohou způsobovat snížení svalové síly omezením rozsahu kontrakce (Véle, 2006). Na druhou stranu insuficience nitrosvalového stromatu se podílí na celkové svalové hypotonii se sníženou viskoelasticitou (Janda, 2001). Viskoelastické vlastnosti šlach umožňují dynamickou spolupráci mezi kontraktilní částí svalu a šlachou což ovlivňuje nejen přenos síly ale také uchovávání a vydávání energie během lokomoce, výbavnost spinálních reflexů a schopnost kontroly přesnosti pohybu a polohy v jednotlivých kloubech (Magnusson et al., 2008). Poddajnost pružných složek svalu je také limitující při koordinaci agonista-antagonista kdy může špatný stav vaziva mechaniky limitovat pohyb antagonistického svalu. V opačném případě má zvýšená laxita ligament za následek nejen zvětšení rozsahu kloubní pohyblivosti, ale hlavně kloubní instabilitu (Janda, 2001).

Kvalita vaziva je mimo jiné důležitá z hlediska pasivní složky svalové síly. Pasivní síla je daná energií vloženou do elastických částí svalu pomocí protažení (Janda, 2001). Klidová elastická síla se stává podstatnou složkou celkové síly svalu již při protažení svalu o 30% jeho klidové délky (Silbernagl, Despopoulos, 2004). Při protažení svalu při nízkém svalovém napětí se většina prodloužení odehraje ve struktuře šlachy. Tento poznatek potvrzuje fakt, že vlastnosti šlachy a vazivové složky svalu mají významný vliv na odezvu spinálních reflexů a to obzvláště při zvýšené poddajnosti vaziva kdy malé pohyby v kloubu nemusí být zaznamenány svalovým vřetýnkem. Ve vztahu k aktivnímu pohybu je významné zjištění, že délka svalového snopce je menší při rychlejším pohybu což značí, že délka šlachy je při rychlém pohybu větší než při pomalém. V počátku pohybu při vyšší rychlosti zůstává délka svalového snopce konstantní, zatímco šlacha se zkracuje. Minimální změny délky svalových snopců tak umožňují svalu pracovat v okolí maxima síly na křivce znázorňující poměr síly a rychlosti kontrakce svalu. (Magnusson et al., 2008)

Základními stavebními prvky vazivových tkání jsou, stejně jako u jiných biologických materiálů, kolagen a elastin. Elastin má relativně nízkou tuhost a díky své struktuře je schopen návratu i z významných pružných deformací (až 150%). Kolagen je naopak značně tuhý a pevný v tahu. Na výsledných mechanických vlastnostech tkáně se podílí poměr zastoupení jednotlivých vláken, jejich uspořádání a také množství a složení mezibuněčné hmoty. Všechny tyto parametry jsou ovlivněny umístěním, stářím a zátěžovou historií dané struktury. (Otáhal, Tlapáková, 1999)

Krátkodobé změny poddajnosti šlachy dosáhneme už po několika málo izometrických kontrakcích příslušného svalu. Maganaris (2003) pomocí UZ vyšetřoval efekt 10ti 4s izometrických kontrakcí na hladině 80%MVC. Prodloužení šlachy při zátěži vzrostlo mezi 1. a 5. opakováním o ~ 5mm bez dalších signifikantích změn po následných opakováních (Maganaris, 2003). V jiné studii vzrostla po 50ti po sobě jdoucích 3s maximálních izometrických kontrakcích poddajnost šlachy a aponeurózy o 22,7% (Kubo et al., 2001).

Pro dlouhodobější efekt a adaptaci šlachy je nutná změna v jejím metabolismu a přestavba její struktury na podkladě zevního zatížení. Při sníženém používání a s věkem dochází k poklesu pevnosti šlach (Magnusson et al., 2008). Starší pojivové tkáně vykazují (1) nárůst propojení mezi kolagenovými vlákny, (2) snížené zvlnění kolagenových vláken, (3) vyšší obsah elastinu, (4) menší podíl vody a mukopolysacharidů v extracelulárním prostoru a (5) větší obsah kolagenu typu V (Kjær,

2004). Odporový trénink dokáže u starších osob zpomalit nebo vrátit změny tuhosti šlach. Po pouhých 14ti dnech odporového tréninku došlo u skupiny mužů ve věku nad 70 let ke zvýšení tuhosti šlach o 65%. Následkem toho se Youngův modulus zvýšil o 69% a byl naměřen pokles hystereze šlachy o 22% - tyto údaje poukazují na zlepšení vlastností šlachy v možnosti vrácení energie po předchozím protažení. (Reeves et al., 2003 a,b)

S mechanickým zatížením dochází ke zvýšení syntézy kolagenu a aktivity metaloproteázy. Stejně tak je fyzickou aktivitou ovlivněn i obrat extracelulární tekutiny. Změny v metabolismu kolagenu a dalších složek šlach vedou ke změnám jejich mechanických a viskoelastických vlastností, ke snížení jejich vnímavosti k tahu a tím k nárůstu jejich mechanické odolnosti. (Kjær, 2006) Ihned po jednorázovém zatížení pohybovou aktivitou dochází ke snížení syntézy kolagenu (Magnusson et al., 2008), která se následně dramaticky zvýší (až o 100% už po jedné hodinové zátěži) a přetrvává i 3 dny poté (Kjær, 2006). Ihned po pohybové aktivitě je také prokázán zvýšený přísun glukózy do vaziva, což poukazuje na metabolickou aktivitu této tkáně, která může vyústit ve změny její struktury (Magnusson et al., 2008). Vzhledem k nárůstu metabolické aktivity šlach v reakci na aktivní zatížení předpokládáme předbíhání kvalitativních změn extracelulární hmoty před hypertrofií šlachy (Magnusson et al., 2008). Toto podporují studie Reeves et al. (2003 a,b) kdy po 3 měsících odporového tréninku došlo ke změnám ve vlastnostech šlachy, ale ne k její hypertrofii.

Kalliokoski et al. (2005) prokázal promocí PET (pozitronové emisní tomografie), že zvýšený příjem živin ve šlaše při střední zátěži kvantitativně nekoreluje s přísunem glukózy do příslušného pracujícího svalu. Tato data podporují názor, že přísun živin a průtok krve šlachy a aktivní složky svalu jsou regulovány nezávisle na sobě. Jedním z možných mechanismů jsou účinky prostaglandinů, které samy o sobě nemají ve svalu vazodilatační účinky, avšak jejich zvýšená koncentrace ve tkáni hraje důležitou roli ve vazodilataci zatěžované šlachy (Kjær, 2006).

1.4 Koordinačně-silová funkční rezerva

Koordinačně-silovou funkční rezervu (KSFR) definujeme jako schopnost udržet fyziologický motorický vzor i se zvyšující se silovou náročností pohybu (Čech, Tlapák, 2010). 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 (Čech, 2012). Zároveň musí být nároky

na pohyb natolik vysoké, aby adaptace nastala. Adekvátně voleným zatížením jsou provokovány adaptační mechanismy, které zvyšují KSFR a vytvářejí tak bezpečný prostor pro realizaci pohybu i v silově náročnějších situacích (Čech, 2012).

Obdobnou myšlenku vyjádřil ve svém článku *„Kinematika lopatky a skapulohumerální rytmus v průběhu abdukce paže proti odporu - důsledky pro praxi“* i Forte et al. (2009) kde říká, že změna pozice a přídatná stabilizace lopatky nastává, pokud není vytvořena dostatečná neuromuskulární kontrola a že takovýto obraz bychom měli zaznamenat pouze ve chvíli, kdy je pohyb vykonáván proti odporu vyššímu, než jaký je daný jedinec schopen zvládnout. Doporučuje v takovém případě volit obtížnost cviků na základě schopnosti daného jedince kontrolovat stabilizaci lopatky a opakovat stejný pohyb při různých zevních zátěžích. (Forte et al., 2009)

Jedním ze zásadních faktorů ovlivňujících úspěšnost terapie je kvalitní diagnostika. V praxi se pro diagnostiku vycházející z vývojové kineziologie využívají jednotlivé pohybové vzorce a polohy vyskytující se v motorice dítěte v průběhu prvního roku života. Tyto vzorce jsou popsány z hlediska postavení tělních segmentů a míry aktivity zúčastněných svalů (Voráčová, Šafářová, 2011). Na základě těchto testů můžeme odhalit případnou centrální koordinační poruchu (Voráčová, Šafářová, 2011). Při vyšetření hybného systému bychom však měli brát v úvahu i další faktory - čas a zatížení (Janda, 1982). 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. (Knorová, 2012) 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. (Knorová, 2012)

Objektivizace hranice koordinačně-silové rezervy je do budoucna možností jak přesněji dávkovat zátěž, vést terapii k jejímu rychlejšímu navýšení a sledovat účinnost námi zvoleného postupu. Jednou z možností objektivizace hranice KSFR je analýza pohybového stereotypu pomocí sEMG a jeho porovnání v situacích s různou zátěží. Výsledky pilotní studie (Knorová, 2012) ukazují možnost sledování zapojení jednotlivých svalů a jejich vztahy jako skupiny v různých zatíženích. V této konkrétní

studii stereotypu abdukce paže ve skapulární rovině byly popsány změny v pořadí zapojení jednotlivých svalů a jejich tendence k časnějšímu zapojení s rostoucí zevní zátěží. Výrazná byla i změna v odstupu zapojení jednotlivých svalů vůči sobě v jednotlivých modelových situacích. Při nadlimitním zatížení došlo k téměř současnému zapojení všech měřených svalů oproti postupnému zapojování v situacích bez a s lehkou zátěží. (Knorová,2012)

Princip KSFR lze s výhodou 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 řídící složku a pohybové programy uložené v CNS a zapracovat je do běžných denních činností. Současně ale musíme 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. (Knorová, 2012)

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem teoretické části této diplomové práce bylo provést literární rešerši shrnující poznatky týkající se adaptace nervového systému a jednotlivých složek pohybového aparátu na zátěž.

V praktické části bylo hlavním cílem určení vlivu zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence (počátek aktivity a čas peak aktivity jednotlivých svalů) 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: 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 1: 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 2: 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 2: 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.

H0 3: 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 3: 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.

H0 4: Průměrný čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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.

H0 6: Průměrný čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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.

3 METODIKA

Měření probíhalo ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2.LF a FN Motol. Pro tuto studii byla použita data naměřená v rámci bakalářské práce *„Sledování vlivu zevní zátěže na timing svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině - pilotní sEMG studie“*, která byla obhájena v roce 2012. Další data získaná specificky pro tuto studii byla naměřena v období ledna až března roku 2014.

3.1 Výběr probandů

Výzkum byl prováděn na probandech vybraných ze studentů a zaměstnanců 2. LF Motol. Zařazeni 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.

Do části studie porovnávající onset time byla použita data 27 proandů (z toho 5 mužů). Věkové rozmezí probandů bylo od 20 do 30 let (medián 22 let). Do části studie porovnávající časy peak aktivity svalů byla použita data jen těch probandů, kteří byli součástí měření v roce 2014 (12 probandů, z toho 1 muž, medián věku 24 let), neboť při měření v předchozím období nebyl vyžadován plný rozsah pohybu paže v situaci s nadlimitní zátěží.

3.2 Postup měření

3.2.1 Klinické vyšetření

V úvodu měření byly od probandů odebrány základní údaje (datum narození, výška, váha, lateralita). Následně byli probandi podrobeni klinickému vyšetření křivky páteře, ramenního kloubu (apprehension test, aktivní elevace paží nad 160°) a neurologickému vyšetření (napínací manévry HK).

3.2.2 sEMG

Pro měření bylo zvoleno 5 svalů dominantní strany: m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens, m. deltoideus pars acromialis, m. infraspinatus a 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 (Criswell (Ed.), 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 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.

Časy peak aktivity jednotlivých svalů byly z sEMG záznamu získány manuálně po další úpravě signálu pomocí funkce „amplitude normalization - peak value“ s posuvným oknem 200ms. Po automatickém vyhledání úseku s nejvyšší aktivitou byl v tomto úseku manuálně vyhledán čas peak aktivity a zaznamenán do tabulky. Čas peak aktivity svalu byl tímto způsobem vyhledán pro každý pokus v rámci jedné zátěže a tyto hodnoty byly následně zprůměrovány.

Ke stanovení začátku pohybu paže, od kterého byl spočten reálný aktivační čas svalů a reálný čas peak aktivity svalů, byl použit Flexiforce® snímač, který byl upevněný na zápěstí probanda.

3.2.3 Instruktáž 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 v rámci bakalářské práce pro každého probanda zvolena tak, že již 3 opakování vyvolaly u probanda lokální svalovou únavu. U měření v roce 2014 byla vysoká zátěž zvolena tak, aby byl proband schopen tuto

zátěž zdvihnout při všech třech pokusech v plném rozsahu a při dané rychlosti pohybu. Změna ve volbě zátěže byla z důvodu sledování peak aktivity v průběhu pohybu. Vliv změny zátěže na onset time svalů byl vyloučen pomocí analýzy rozložení dat.

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 Data sEMG

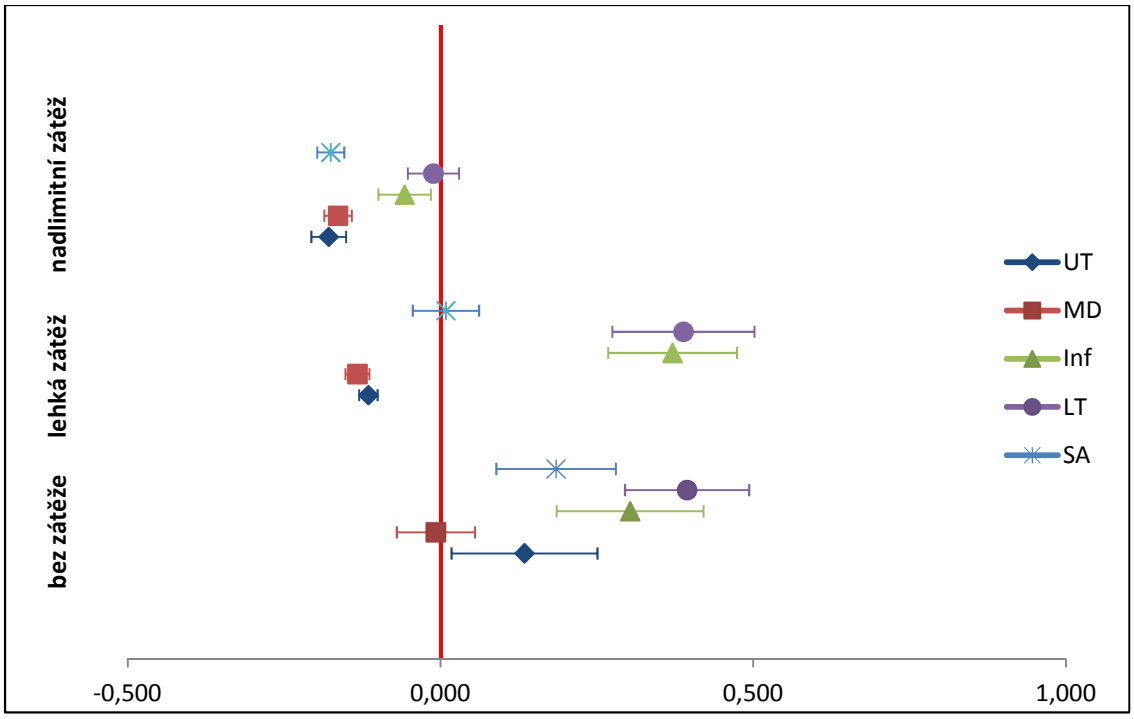
Pro statistickou analýzu byla použita ANOVA pro opakovaná měření - Fischerův post-hoc test.

4.1.1 Onset time jednotlivých svalů

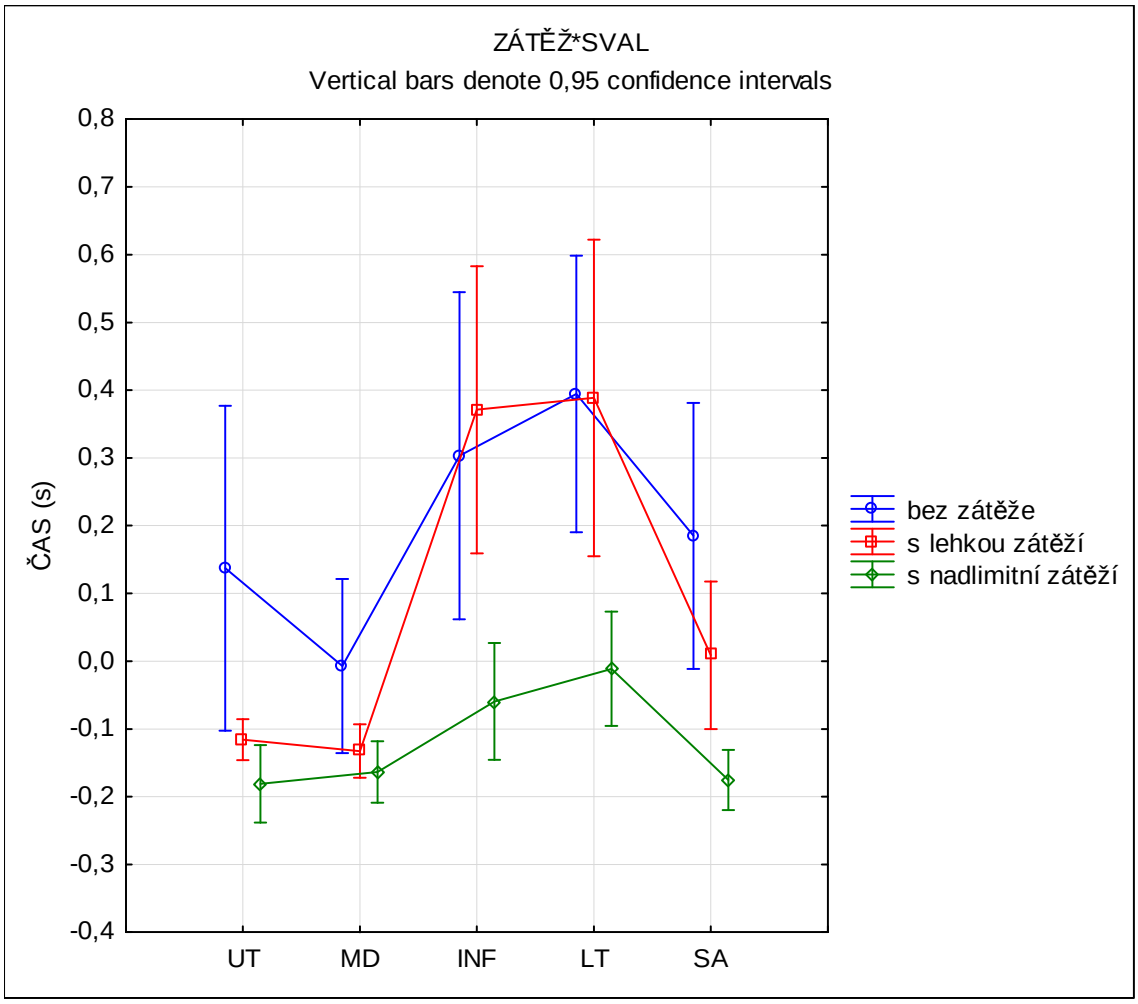
Průměrný onset svalů při abdukci ve všech modelových situacích je uveden v tabulce (Tab. 1) spolu se standardními chybami. Vzájemný vztah onset time jednotlivých svalů je znázorněn v grafu 1 (Graf 1). Rozložení onset time jednotlivých svalů pro jednotlivé zátěže je znázorněno v grafu 2 (Graf 2).

	UT	MD	Inf	LT	SA
průměr bez zátěže(s)	0,134	-0,007	0,303	0,394	0,185
SE bez zátěže	0,117	0,062	0,117	0,099	0,096
průměr s lehkou zátěží (s)	-0,115	-0,133	0,371	0,389	0,009
SE s lehkou zátěží	0,015	0,019	0,103	0,114	0,053
průměr s nadlimitní zátěží (s)	-0,179	-0,164	-0,057	-0,011	-0,175
SE s nadlimitní zátěží	0,028	0,022	0,042	0,041	0,022

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



Graf 1 Průměrný onset time jednotlivých svalů a 1SE ve vzájemné korelaci



Graf 2 Rozložení průměrných onset time sledovaných svalů pro jednotlivé zátěže

4.1.1.1 Onset time při abdukci paže bez zátěže

V modelové situaci „bez zátěže“ došlo podle průměrných onset time k zapojení svalů v následujícím pořadí: MD (-0,007s), UT (0,134s), SA (0,185s), INF (0,303s) a LT (0,394s).

Signifikance odstupů průměrných onset time je znázorněna v tabulace (Tab. 2).

	UT	MD	INF	LT	SA
UT		0,0958	0,0557	0,0032	0,5815
MD	0,0958		0,0004	0,0000	0,0271
INF	0,0557	0,0004		0,2930	0,1716
LT	0,0032	0,0000	0,2930		0,0161
SA	0,5815	0,0271	0,1716	0,0161	

Tab. 2 Signifikance rozdílů průměrných onset time v modelové situaci „bez zátěže“

4.1.1.2 Onset time při abdukci paže s lehkou zátěží

V modelové situaci „s lehkou zátěží“ došlo podle průměrných onset time k zapojení svalů v následujícím pořadí: MD (-0,133s), UT (-0,115s), SA (0,009s), INF (0,371s) a LT (0,389s).

Signifikance odstupů průměrných onset time je znázorněna v tabulace (Tab. 3).

	UT	MD	INF	LT	SA
UT		0,8449	0,0000	0,0000	0,1507
MD	0,8449		0,0000	0,0000	0,1029
INF	0,0000	0,0000		0,8400	0,0000
LT	0,0000	0,0000	0,8400		0,0000
SA	0,1507	0,1029	0,0000	0,0000	

Tab. 3 Signifikance rozdílů průměrných onset time v modelové situaci „s lehkou zátěží“

4.1.1.3 Onset time při abdukci paže s nadlimitní zátěží

V modelové situaci „s nadlmitní zátěží“ došlo podle průměrných onset time k zapojení svalů v následujícím pořadí: UT (-0,179s), SA (-0,175s), MD (-0,164s), INF (-0,057s) a LT (-0,011s).

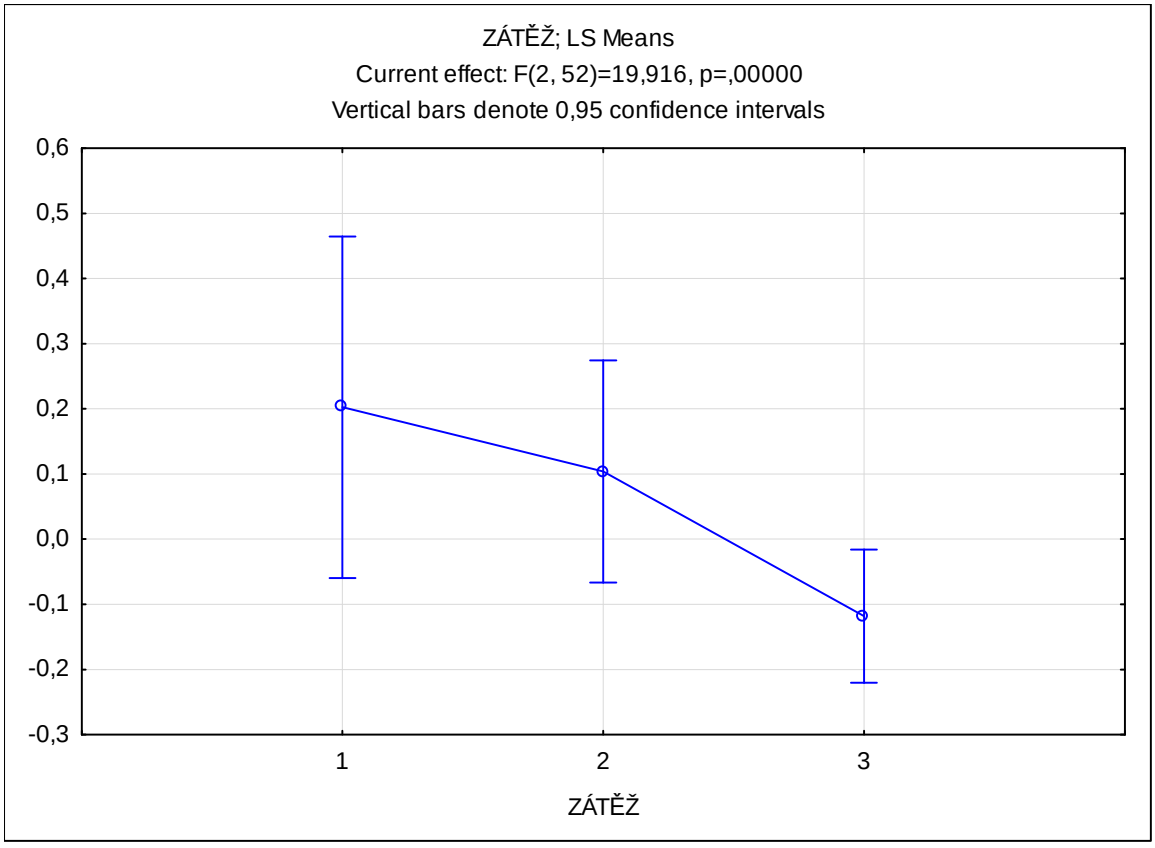
Signifikance odstupů průměrných onset time je znázorněna v tabulace (Tab. 4).

	UT	MD	INF	LT	SA
UT		0,8387	0,1600	0,0503	0,9456
MD	0,8387		0,2291	0,0790	0,8923
INF	0,1600	0,2291		0,5769	0,1811
LT	0,0503	0,0790	0,5769		0,0587
SA	0,9456	0,8923	0,1811	0,0587	

Tab. 4 Signifikance rozdílů průměrných onset time v modelové situaci „s nadlimitní zátěží“

4.1.1.4 Změny onset time u všech svalů v závislosti na zátěži

Průměrný onset time ze všech svalů má klesající tendenci se zvyšující se přidanou zevní zátěží (Graf 3). V situaci s nadlimitní zátěží (zátěž 3) došlo v průměru k zaktivování všech sledovaných svalů ještě před zahájením pohybu. Odlišnost průměrného onset time v situaci „s nadlimitní zátěží“ podporují i výsledky statistické analýzy (ANOVA pro opakovaná měření - Fischerův post-hoc test) znázorněné v tabulce (Tab. 5).



Graf 3 Vliv zevní zátěže na průměrný onset time všech svalů

1- bez zátěže; 2 - lehká zátěž; 3 - nadlimitní zátěž

	Bez zátěže	S lehkou zátěží	S nadlimitní zátěží
Bez zátěže		0,0639	0,0000
S lehkou zátěží	0,0639		0,0000
S nadlimitní zátěží	0,0000	0,0000	

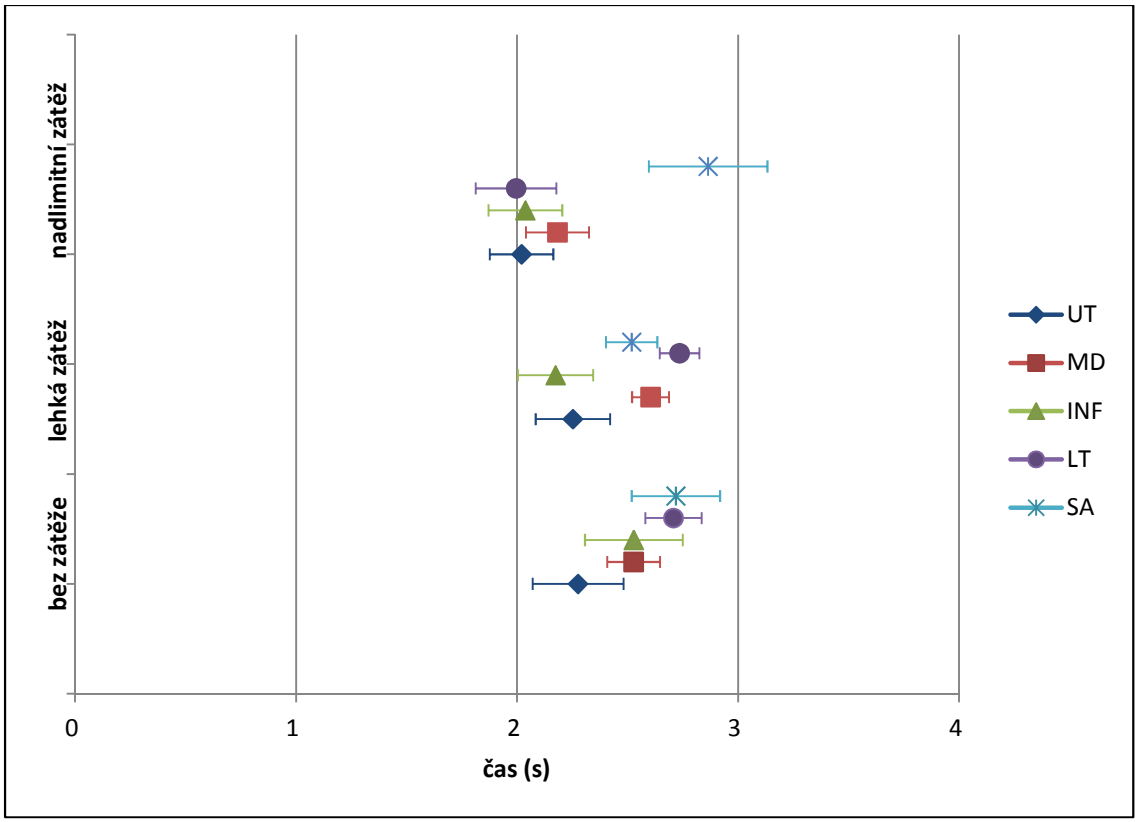
Tab. 5 Signifikance rozdílů průměrných onset time všech svalů v závislosti na zátěži

4.1.2 Časy peak aktivity jednotlivých svalů

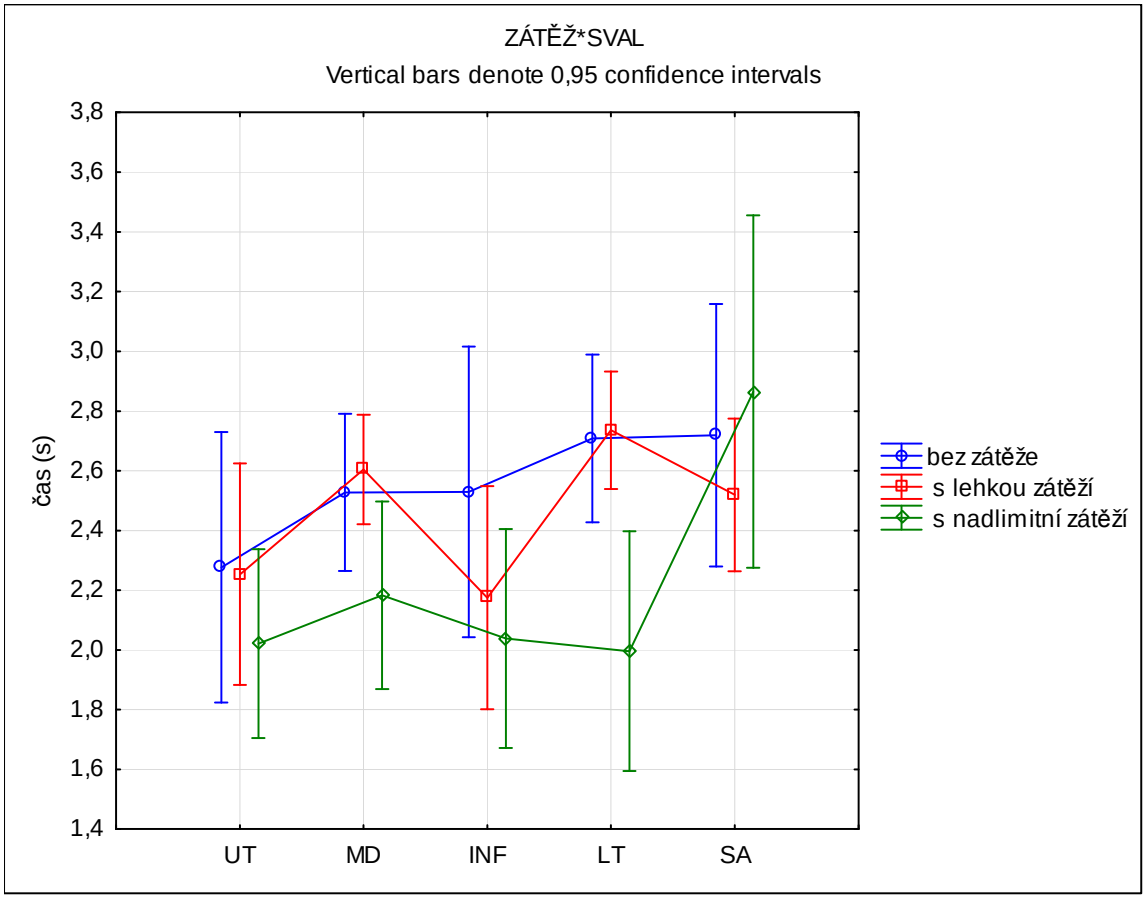
Průměrný čas peak aktivity svalů při abdukci ve všech modelových situacích je uveden v tabulce (Tab. 6) spolu se standardními chybami. Vzájemný vztah času peak aktivity jednotlivých svalů je znázorněn v grafu 4 (Graf 4). Rozložení času peak aktivity jednotlivých svalů pro jednotlivé zátěže je znázorněno v grafu 5 (Graf 5).

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr bez zátěže	2,276	2,528	2,529	2,708	2,719
SE bez zátěže	0,206	0,119	0,221	0,128	0,200
průměr s lehkou zátěží	2,253	2,604	2,175	2,736	2,519
SE s lehkou zátěží	0,169	0,084	0,170	0,089	0,116
průměr s nadlimitní zátěží	2,021	2,183	2,038	1,996	2,865
s nadlimitní zátěží SE	0,144	0,143	0,167	0,182	0,268

Tab. 6 Čas peak aktivity svalů v jednotlivých situacích a jejich standardní chyby (SE)



Graf 4 Průměrný čas peak aktivity jednotlivých svalů a 1SE ve vzájemné korelaci



Graf 5 Rozložení průměrných časů peak aktivity sledovaných svalů pro jednotlivé zátěže

4.1.2.1 Časy peak aktivity při abdukci paže bez zátěže

V modelové situaci „bez zátěže“ byla peak aktivita jednotlivých svalů v následujícím pořadí: UT (2,227s), MD (2,528s), INF (2,529s), LT (2,708s) a SA (2,719s).

Signifikance odstupů průměrných časů peak aktivity je znázorněna v tabulace (Tab. 7).

	UT	MD	INF	LT	SA
UT		0,1472	0,1453	0,0138	0,0116
MD	0,1472		0,9943	0,2966	0,2683
INF	0,1453	0,9943		0,2999	0,2713
LT	0,0138	0,2966	0,2999		0,9490
SA	0,0116	0,2683	0,2713	0,9490	

Tab. 7 Signifikance rozdílů průměrných časů peak aktivity v modelové situaci „bez zátěže“

4.1.2.2 Časy peak aktivity při abdukci paže s lehkou zátěží

V modelové situaci „s lehkou zátěží“ byla peak aktivita jednotlivých svalů v následujícím pořadí: INF (2,157s), UT (2,253s), SA (2,519s), MD (2,604s) a LT (2,736s).

Signifikance odstupů průměrných časů peak aktivity je znázorněna v tabulace (Tab. 8).

	UT	MD	INF	LT	SA
UT		0,0440	0,6490	0,0061	0,1252
MD	0,0440		0,0142	0,4468	0,6215
INF	0,6490	0,0142		0,0015	0,0481
LT	0,0061	0,4468	0,0015		0,2111
SA	0,1252	0,6215	0,0481	0,2111	

Tab. 8 Signifikance rozdílů průměrných časů peak aktivity v modelové situaci „s lehkou zátěží“

4.1.2.3 Časy peak aktivity při abdukci paže s nadlimitní zátěží

V modelové situaci „s nadlimitní zátěží“ byla peak aktivita jednotlivých svalů v následujícím pořadí: LT (1,996s), UT (2,021s), INF (2,038s), MD (2,183s) a SA (2,865s).

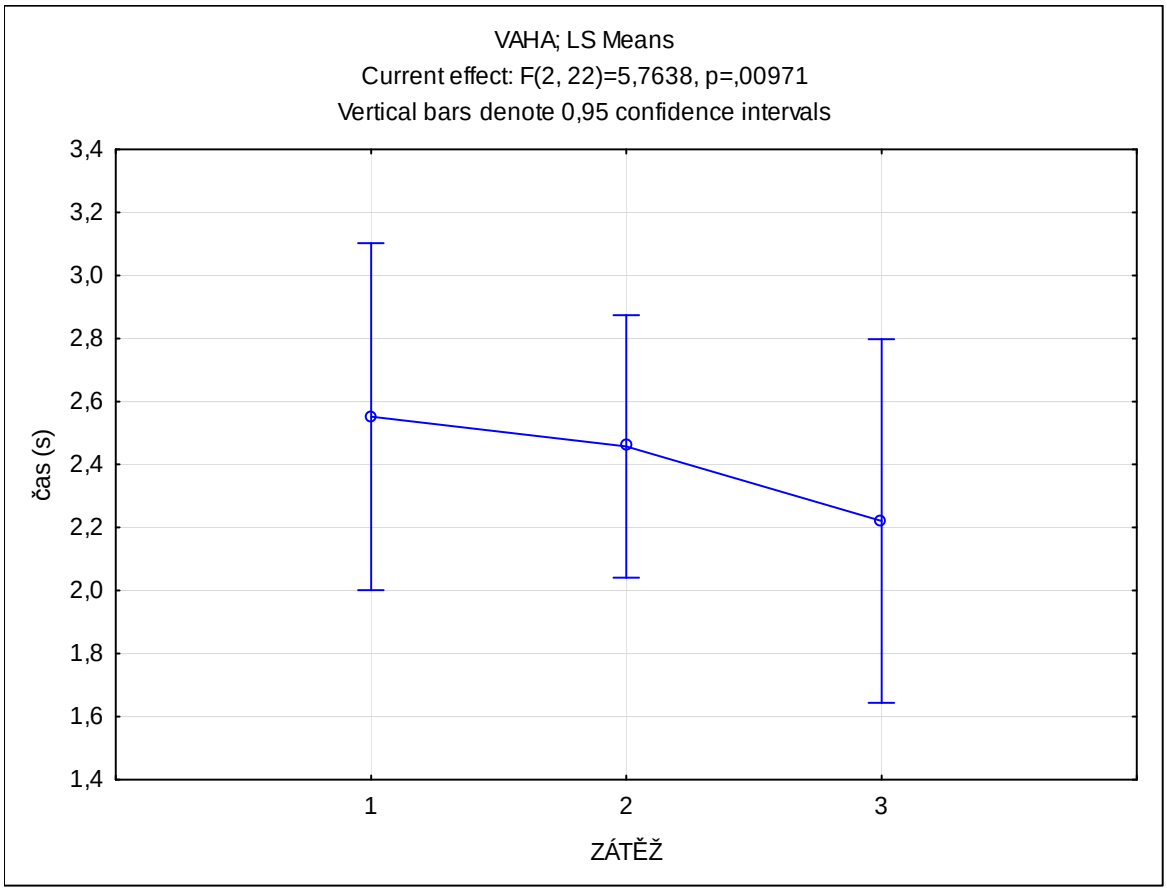
Signifikance odstupů průměrných časů peak aktivity je znázorněna v tabulace (Tab. 9).

	UT	MD	INF	LT	SA
UT		0,3477	0,9200	0,8855	0,0000
MD	0,3477		0,4013	0,2794	0,0001
INF	0,9200	0,4013		0,8069	0,0000
LT	0,8855	0,2794	0,8069		0,0000
SA	0,0000	0,0001	0,0000	0,0000	

Tab. 9 Signifikance rozdílů průměrných časů peak aktivity v modelové situaci „s nadlimitní zátěží“

4.1.2.4 Změny času peak aktivity u všech svalů v závislosti na zátěži

Průměrný čas peak aktivity ze všech svalů má klesající tendenci se zvyšující se přidanou zevní zátěží (Graf 6). V situaci s nadlimitní zátěží (zátěž 3) byl průměrný čas peak aktivity všech svalů v časnější fázi pohybu oproti ostatním modelovým situacím. Odlišnost průměrného času peak aktivity v situaci „s nadlimitní zátěží“ podporují i výsledky statistické analýzy (ANOVA pro opakovaná měření - Fischerův post-hoc test) znázorněné v tabulce (Tab. 10).



Graf 6 Vliv zevní zátěže na průměrný čas peak aktivity všech svalů

1- bez zátěže; 2 - lehká zátěž; 3 - nadlimitní zátěž

	Bez zátěže	S lehkou zátěží	S nadlimitní zátěží
Bez zátěže		0,3571	0,0032
S lehkou zátěží	0,3571		0,0278
S nadlimitní zátěží	0,0032	0,0278	

Tab. 10 Signifikance rozdílů průměrných časů peak aktivity všech svalů v závislosti na zátěži

4.2 Vyhodnocení hypotéz

H0 1: 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 1: 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 se v porovnání situace „bez zátěže“ a „s lehkou zátěží“ s přidanou zátěží snížil bez signifiakntního rozdílu (p = 0,0639). Při pohledu na jednotlivé svaly došlo k signifikantní změně onset time pouze u UT a SA (viz. Tab. 11).

H0 1 byla potvrzena. HA 1 byla vyvrácena.

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr bez zátěže (s)	0,134	-0,007	0,303	0,394	0,185
SE bez zátěže	0,117	0,062	0,117	0,099	0,096
průměr s lehkou zátěží (s)	-0,115	-0,133	0,371	0,389	0,009
SE s lehkou zátěží	0,015	0,019	0,103	0,114	0,053
hladina signifikance p	0,0037	0,1479	0,4334	0,9464	0,0427

Tab. 11 Srovnání průměrných onset time u svalů v situaci „bez zátěže“ a „s lehkou zátěží“

H0 2: 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 2: 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 se v porovnání situace „s lehkou zátěží“ a „s nadlimitní zátěží“ s přidanou zátěží signifikantně snížil (p = 0,0000). Při pohledu na jednotlivé svaly došlo k signifikantní změně onset time pouze u INF, LT a SA (viz. Tab. 12).

H0 2 byla vyvrácena. HA 2 byla potvrzena.

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr s lehkou zátěží (s)	-0,115	-0,133	0,371	0,389	0,009
SE s lehkou zátěží	0,015	0,019	0,103	0,114	0,053
průměr s nadlimitní zátěží (s)	-0,179	-0,164	-0,057	-0,011	-0,175
SE s nadlimitní zátěží	0,028	0,022	0,042	0,041	0,022
hladina signifikance p	0,4499	0,7211	0,0000	0,0000	0,0342

Tab. 12 Srovnání průměrných onset time u svalů v situaci „s lehkou zátěží“ a „s nadlimitní zátěží“

H0 3: 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 3: 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 se v porovnání situace „bez zátěže“ a „s nadlimitní zátěží“ s přidanou zátěží signifikantně snížil (p = 0,0000). Při pohledu na jednotlivé svaly nedošlo k signifikantní změně onset time pouze u MD (viz. Tab. 13).

H0 3 byla vyvrácena. HA 3 byla potvrzena.

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr bez zátěže (s)	0,134	-0,007	0,303	0,394	0,185
SE bez zátěže	0,117	0,062	0,117	0,099	0,096
průměr s nadlimitní zátěží (s)	-0,179	-0,164	-0,057	-0,011	-0,175
SE s nadlimitní zátěží	0,028	0,022	0,042	0,041	0,022
hladina signifikance p	0,0002	0,0717	0,0000	0,0000	0,0000

Tab. 13 Srovnání průměrných onset time u svalů v situaci „bez zátěže“ a „s nadlimitní zátěží“

H0 4: Průměrný čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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 čas peak aktivity všech svalů se v porovnání situace „bez zátěže“ a „s lehkou zátěží“ s přidanou zátěží snížil bez signifikantní změny (p = 0,3571). Při pohledu na jednotlivé svaly došlo k signifikantní změně času peak aktivity pouze u INF (viz. Tab. 14).

H0 4 byla potvrzena. HA 4 byla vyvrácena.

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr bez zátěže (s)	2,276	2,528	2,529	2,708	2,719
SE bez zátěže	0,206	0,119	0,221	0,128	0,200
průměr s lehkou zátěží (s)	2,253	2,604	2,175	2,736	2,519
SE s lehkou zátěží	0,169	0,084	0,170	0,089	0,116
hladina signifikance p	0,8932	0,6564	0,0423	0,8727	0,2479

Tab. 14 Srovnání průměrných časů peak aktivity u svalů v situaci „bez zátěže“ a „s lehkou zátěží“

H0 5: Průměrný čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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 čas peak aktivity všech svalů se v porovnání situace „s lehkou zátěží“ a „s nadlimitní zátěží“ s přidanou zátěží signifikantně snížil (p = 0,0278). Při pohledu na jednotlivé svaly došlo k signifikantní změně času peak aktivity pouze u MD, LT a SA (viz. Tab. 15).

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr s lehkou zátěží (s)	2,253	2,604	2,175	2,736	2,519
SE s lehkou zátěží	0,169	0,084	0,170	0,089	0,116
průměr s nadlimitní zátěží (s)	2,021	2,183	2,038	1,996	2,865
SE s nadlimitní zátěží	0,144	0,143	0,167	0,182	0,268
hladina signifikance p	0,1799	0,0162	0,4291	0,0000	0,0472

Tab. 15 Srovnání průměrných časů peak aktivity u svalů v situaci „s lehkou zátěží“ a „s nadlimitní zátěží“

H0 5 byla vyvrácena. HA 5 byla potvrzena.

H0 6: Průměrný čas peak aktivity 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 čas peak aktivity 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 čas peak aktivity všech svalů se v porovnání situace „bez zátěže“ a „s nadlimitní zátěží“ s přidanou zátěží signifikantně snížil (p = 0,0032). Při pohledu na jednotlivé svaly došlo k signifikantní změně času peak aktivity pouze u MD, INF a LT (viz. Tab. 16).

H0 6 byla vyvrácena. HA 6 byla potvrzena.

	UT	MD	INF	LT	SA
průměr bez zátěže (s)	2,276	2,528	2,529	2,708	2,719
SE bez zátěže	0,206	0,119	0,221	0,128	0,200
průměr s nadlimitní zátěží (s)	2,021	2,183	2,038	1,996	2,865
SE s nadlimitní zátěží	0,144	0,143	0,167	0,182	0,268
hladina signifikance p	0,1408	0,0481	0,0053	0,0000	0,3982

Tab. 16 Srovnání průměrných časů peak aktivity u svalů v situaci „bez zátěže“ a „s nadlimitní zátěží“

5 DISKUSE

Již z výsledků pilotní studie provedené v rámci bakalářské práce (Knorová, 2012) bylo možno vysledovat určité zákonitosti vlivu zevní zátěže na onset time svalů ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině. V této předchozí studii jsme viděli náznak určitého pořadí zapojení svalů v situaci bez a s lehkou zátěží oproti statisticky nerozlišitelnému až téměř současnému zapojení všech svalů v nadlimitní zátěži. V nynější studii se nám tato data podařila potvrdit. V situaci bez zátěže bylo pořadí svalů téměř jednoznačné a až na výjimky potvrzené i signifikantními rozdíly mezi průměrným onset time jednotlivých svalů (viz. kap. 4.1.1.1 Onset time při abdukci paže bez zátěže). Určité zachování pořadí aktivace jednotlivých svalů je možno pozorovat i u situace s lehkou zátěží (viz. kap. 4.1.1.2 Onset time při abdukci paže s lehkou zátěží).

Ve všech situacích můžeme vidět vztah a podobu onset time u dvojic svalů - MD, UT a LT, INF. Pozice SA je v pohybovém stereotypu z hlediska onset time proměnlivá. Tento jev je taktéž ve shodě s výsledky pilotní studie. Předpokládáme, že důvodem těchto jevů jsou kineziologické a biomechanické vztahy a zařazení jednotlivých svalů do tohoto stereotypu. Bližší rozbor kineziologického obsahu abdukce paže ve skapulární rovině by byl odbočením od tématu této práce.

Při pohledu na Graf 2 můžeme vidět výrazně jiné pozice onset time svalů v situaci s nadlimitní zátěží oproti oběma předchozím. Důvod podobnosti onset time UT a MD v situacích s lehkou a nadlimitní zátěží je spekulovatelný. Jedním z možných vysvětlení je velmi častý výskyt MTrPs v UT (viz. Knorová, 2012) a tudíž jeho zvýšená dráždivost již při minimálním protažení, které způsobí lehká zátěž horní končetiny. Obdobnost chování u MD by pak mohla souviset s ovlivněním produkce síly sousedních svalů přes předpětí fascií, tak jak jej popsali ve svých článcích Huijing a Baan (2003 a 2008).

Pokud však odhlédneme od detailů a konkrétních parametrů jednotlivých zátěžových situací je naprosto jasně prokazatelná odlišnost stereotypu abdukce paže ve skapulární rovině v situaci s nadlimitní zátěží oproti situacím bez a s lehkou zátěží. Onset time všech svalů je v nadlimitní situaci již před zahájením pohybu a je signifikantně odlišný od obou předchozích zátěží ($p<0,001$).

Dalším parametrem pohybového streotypu, který jsme v této práci posuzovali, jsou časy peak aktivity jednotlivých svalů. U tohoto parametru nebylo pořadí svalů v jednotlivých situacích až tak průkazné. Je ale vidět určitá podobnost průměrů času peak aktivity v situaci bez a s lehkou zátěží (nejsou signifikantní rozdíly průměrů) u všech svalů kromě INF (viz. Graf 5 a kap. 4.2 Vyhodnocení hypotéz - H0 4). Jedním z důvodů této „odchylky“ by mohl být velký rozptyl dat a malý počet probandů. V takovém případě může i jedna odlehlá hodnota výrazně ovlivnit výsledný průměr dané skupiny. U situace s lehkou zátěží by se dalo v určitém ohledu mluvit o ustálení stereotypu aktivity svalů oproti situaci bez zátěže na základě snížení rozptylu dat (pokles SE) u všech svalů (viz kap. 4.1.2 Časy peak aktivity jednotlivých svalů).

Čas peak aktivity svalů se v situaci s nadlimitní zátěží pohyboval oproti zbylým dvěma modelovým situacím v časnějších fázích pohybu. Jedinou výjimkou byl v tomto případě SA jehož peak aktivity stále zůstával v časech, kdy se koncentrická fáze pohybu měnila na excentrickou. Důvodem tohoto projevu může být významnější funkce měřených vláken SA pro stabilizaci lopatky při pohybu paže nad horizontálou, a nebo jejich funkce při zpomalení až změně směru pohybu paže v této poloze.

Při pohledu na všechny svaly je tak jako u onset time průkazný klesající trend - dřívější čas peak aktivity s rostoucí zátěží a odlišnost situace „s nadlimitní zátěží“ od obou předcházejících ($p<0,05$).

Na podkladě těchto dat si dovolujeme tvrdit, že v rozmezí mezi námi zvolenou lehkou (1kg) a nadlimitní (3-10kg) zátěží se u všech probandů nachází horní hranice pásma jejich osobní koordinačně-silové funkční rezervy a její překročení způsobilo změnu zvoleného pohybového stereotypu. Přesná hranice KSFR je pak pro každého probanda individuální.

Pro provádění pohybu ve fyziologických vzorech je nutný kvalitní program v nervovém systému (Véle, 2006) jehož spuštění závisí na adekvátním aferentním setu v korelaci s motivací (Čápová, 2008) a jeho zpracování (Véle, 2006), ale i na dostatečné biomechanické odolnosti a výkonnosti hybného systému. Všechny složky podílející se na výsledném obrazu pohybu se dají v určité míře trénovat a mohou se dlouhodobě adaptovat na danou zátěž. Schopnost přebudovávat hybné stereotypy klesá s věkem, avšak individuální rozdíly jsou velké (Janda, 1982).

Zvolený pohybový obsah nám umožní přebudovat řídící složku a pohybové programy uložené v CNS. Z hlediska řízení pohybu probíhá adaptace spíše ve vazbě na konkrétní pohyb a jeho posturální zajištění. Například Dal Maso (2012) tvrdí, že pravidelným silovým tréninkem dochází k adaptaci kortikálního řízení antagonistů, které vede k minimalizaci jejich aktivace a tím ke zlepšení energetické účinnosti svalové kontrakce agonisty. Chapman et al. (2008) popsal zkvalitnění stereotypu u zkušených cyklistů na podkladě kratšího času aktivity zapojovaných svalů a jejich výraznější relaxace mezi jednotlivými aktivními úseky. Změna aktivace však nemusí být omezena pouze na daný pohyb, ale může se projevit i při úkonech a pohybech, které nebyly přímo trénovány. Tsao a Hodges (2007) prokázali ve své studii schopnost změny zapojení m. transversus abdominis do posturální funkce na základě tréninku jeho izolované kontrakce. Autoři tvrdí, že opakovaná volní aktivace daného svalu vede k okamžitým změnám v jeho náboru ještě před zahájením pohybu paže do flexe nebo extenze a to i přesto, že tento pohyb nebyl součástí tréninku. Stejně tak se může změna aktivace přenášet i na kontralaterální stranu těla. Tento fakt podporuje několik studií (Moritani, DeVries, 1979; Latella et al., 2012), které jsou detailněji zmíněné v předchozích kapitolách (kap. 1.1.3 Změny v řízení pohybu).

Abychom mohli přebudovat určitý pohybový stereotyp musíme současně s řídící složkou ovlivnit i periferní složky hybného systému jako je objem svalu, jeho trofika, vlastnosti vazivové složky, poměr jednotlivých typů svalových vláken a vaskularizaci svalu. Adaptace periferních složek hybného systému probíhá spíše v oblasti biomechanických a strukturálních vlastností jednotlivých tkání, které pak ovlivňují funkci a uplatnění daného svalu/šlachy/fascie/... ve všech činnostech. Míra a „směr“ adaptace je zde více než na konkrétním obsahu pohybu závislá na jeho parametrech jako je síla, rychlost a doba tréninku.

Z hlediska aktivní svalové složky jsou nejzásadnějšími parametry ovlivňujícími její růst a adaptaci míra napětí a počet opakování. Pro zvýšení objemu svalu (hypertrofii) je vhodné využít menší počet opakování s výraznějším odporem (větší zátěž), kdy se zapojují téměř všechna vlákna (Lieber, 2010). Pro navýšení silově-vytrvalostní komponenty je naopak vhodnější větší počet opakování (15 a více) nebo cvičení ve výdrži (Čech, Tlapák 2010). V takovém případě se dá mluvit o vytrvalostním tréninku kdy jsou svalová vlákna vystavena relativně nízkému napětí a jejich hypertrofie není tak výrazná (Lieber, 2010).

Při práci s pacientem je nutné mít na paměti i časový rozestup jednotlivých terapií a zátěžových aktivit neboť kvalitní pozátěžová regenerace přispívá ke správné adaptaci tkání. Změna metabolismu tkání v závislosti na zátěži je pro jednotlivé typy tkání odlišná z hlediska regulace (Kjær, 2006; Kalliokoski et al., 2005) i časového průběhu. Zvýšení metabolického obratu měkkých tkání v návaznosti na zátěž lze u pacientů s výhodou využít např. u poúrazových stavů. U šlachy je prokázán vyšší přísun glukózy ihned po zátěži a s odstupem na něj nasedá zvýšení syntézy kolagenu, které přetrvává až 3 dny (Magnusson, 2008; Kjær, 2006). Při vazivových poraněních by tak mohla mít větší efekt terapie s menší frekvencí pohybové aktivity doplněná výživovou či farmakologickou léčbou v době zvýšené tvorby kolagenu.

Viskoelastické vlastnosti vaziva ovlivňují efektivitu kontrakce svalových vláken a tak i energetickou náročnost pohybu. Při insuficienci vaziva je zhoršená účinnost přenosu síly oběma způsoby (myo-tendinous i myo-fascial transmission) a zhoršená stabilita kloubů z důvodu většího rozsahu pohybu a současně menší výtěžnosti receptorů uložených ve vazivu závislých na změně jeho napětí. Zátěží vyvolaná syntéza kolagenu, který je oproti elastinu tuhý a pevný v tahu, byl tak mohla být jedním z efektů pohybové terapie u hypermobilních osob.

Při indikaci terapie je nutné zvážit míru odchylek a poruch dílčích prvků podílejících se na výsledném pohybovém projevu a stanovit si priority kam terapii cílit. Při odchylkách několika prvků je už pouze na zkušenostech terapeuta, aby zvolil ideální poměr a pořadí „nápravy“ těchto prvků. Pokud je porucha více akcentovaná v řídících systémech, považujeme za vhodné využití globálních pohybů s co nejkomplexnějším oslovením aferentních vstupů pro vyvolání a upevnění fyziologických hybných stereotypů. U strukturálních a lokálních poruch (např. poúrazových stavech) je naopak stěžejní míra zatížení postižené tkáně. Pohyb by vždy měl vycházet z funkčně centrovaného posturálního nastavení abychom předcházeli fixaci antalgického držení a náhradních pohybových stereotypů. Kvalita posturálních stabilizačních mechanismů s nedostatečnou KSFR může omezovat i silové možnosti procvičování relativně izolovaného pohybu. V takovém případě uplatňujeme princip „od centra k periferii“ kdy postupujeme v souslednosti vývoje stabilizace v ontogenezi - nejprve zajištění sagitální a frontální stabilizace a následně torzní a diagonální stabilizace (Čech, Tlapák, 2010). Ze stejného důvodu je na počátku terapie vhodné využít trénink dílčích vzorů a postupně je kombinovat do větších koordinačních celků (Čech, Tlapák, 2010).

ZÁVĚR

Teoretická část práce shrnuje možnosti adaptace nervového a pohybového systému na zátěž. Rozebírá také vliv jednotlivých parametrů zátěže na výslednou podobu této adaptace. Poslední kapitola se zabývá principem koordinačně-silové funkční rezervy - jeho definicí a schématem užití v terapii i diagnostice.

Praktická část sestává z elektromyografické studie a navazuje na pilotní studii provedenou v roce 2012. Cílem této studie bylo ozřejmit vliv zevní zátěže na onset time a čas peak aktivity jednotlivých svalů v oblasti ramenního pletence při abdukci paže ve skapulární rovině ve třech modelových situacích: (1) bez zátěže; (2) s lehkou zátěží a (3) s nadlimitní zátěží. Výsledky jasně prokazují změnu stereotypu při nadlimitním zatížení oproti situacím bez zátěže a s lehkou zátěží. Tato změna je patrná u obou sledovaných parametrů (onset time i čas peak aktivity svalů) a dosahuje signifikantních hodnot. Změnu stereotypu přisuzujeme překročení horní hranice koordinačně-silové funkční rezervy, která se nachází pod námi zvolenou nadlimitní zátěží.

Přínosem této studie je důkaz existence hranice KSFR metodami EBM a prokázání možnosti objektivně ji hodnotit pomocí sEMG.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABRAHAM, W. C. (2008) Metaplasticity: tuning synapses and networks for plasticity. *Nat Rev Neurosci,* 9 (5), 387-399.

ABRAHAM, W. C., BEAR, M. F. (1996) Metaplasticity: the plasticity of synaptic plasticity. *Trends Neurosci*, 19 (4), 126-130.

CARROLL, T. J., SELVANAYAGAM, V. S., RIEK, S., SEMMLER, J. G. (2011) Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *Acta Physiol*, 202, 119-140.

CRISWELL, E. (Ed.) (2010) *Cram's introduction to surface electromyography (2nd ed.).* Sudbury, MA: Jones & Bartlett Publishers. 500 s. ISBN 0763732745, 9780763732745.

ČÁPOVÁ, J. (2008) *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“ (1. vydání).* Ostrava: Repronis. 119s. ISBN 978-80-7329-180-8

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 Lék*, 17 (4), 181-187.

DAL MASO, F., LONGCAMP, M., AMARANTINI, D. (2012) Training-related decrease in antagonistmuscles activation is associated with increased motor cortex activation: evidence of central mochanisms for control of antagonist muscles. *Exp Brain Res,* 200, 287-295.

FORTE, F. C., PEDUZZI de CASTRO, M., MAHNIC de TOLEDO, J., RIBEIRO, D. C., LOSS, J. F. (2009) Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction - implications for clinical practice. *Phys Ther Sport*, 10, 105-111.

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.

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.

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.

JANDA, V. (1982) *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch (1. vydání).* Brno: IDV SZP. 139s. 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

KALLIOKOSKI, K. K., LANGBERG, H., RYBERG, A. K., SCHEEDE-BERGDAHL, C., DOESSING, S., KJÆR, A., BOUSHEL, R., KJÆR, M. (2005) The effect of dynamic knee-extension exercise on patellar tendon and quadriceps femoris muscle glucosis uptake in humans studied by positron emission tomography. *J Appl Physiol*, 99, 1189-1192.

KARAS, V., OTÁHAL, S. (1991) *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Karolinum. 234 s. ISBN 80-7066-514-9

KJÆR, M. (2004) Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev*, 84, 649-698.

KJÆR, M. (2006) Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. *J Anat*, 208, 445-450.

KNIGHT, C. A., KAMEN, G. (2004) Enhanced motor unit rate coding with improvements in a force-matching task. *J Electromyogr Kines* 14 (6), 619-629.

KNOROVÁ, K. (2012) *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. 69s. [bakalářská práce]

KUBO, K., HIROAKI, K., KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T. (2001) Effects of repeated muscle contractions on tendon structures in humans. *Eur J Appl Physiol*, 84, 162-166.

LATELLA, C., KIDGEL, D. J., PEARCE, A. J. (2012) Reduction in corticospinal inhibition in the trained and untrained limb following unilateral leg strength training. *Eur J Appl Physiol*, 112, 3097-3107.

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.

MAGANARIS, C. N. (2003) Tendon conditioning: artefact or property? *Proc R Soc Lond B*, 270 (Suppl 1), S39-S42.

MAGNUSSON, S. P., NARICI, M. V., MAGANARIS, C. V., KJAER, M. (2008) Human tnedon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*, 586 (1), 71-81.

MORITANI, T., DeVRIES, H. A. (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Amer J Physical Med*, 58, 115-130.

OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E. (1999) *Patobiomechanika a patokinesiologie, kompendium – Biomechanika.* Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK [online – http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php]

REEVES, N. D., MAGANARIS, C. N., NARICI, M. V. (2003a) Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol*, 548 (3), 971-981.

REEVES, N. D., NARICI, M. V., MAGANARIS, C. N. (2003b) Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle Nerve*, 28 (1), 74-81.

SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. (2004) *Atlas fyziologie člověka (6th ed.)*. Praha: Grada Publishing. 448 s. ISBN 978-80-247-0630-6

STEFAN, K., WYCISLO, M., GENTNER, R., SCHRAMM, A., NAUMANN, M., REINERS, K., CLASSEN, J. (2006) Temporary occlusion of associative motor cortical plasticity by prior dynamic motor training. *Cereb Cortex*, 16, 376-385.

TSAO, H., HODGES, P. W. (2007) Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Exp Brain Res*, 181, 537-546.

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.

VILLA-CHA, C., FALLA, D., FARINA, D. (2010) Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. *J Appl Physiol*, 109, 1455-1466.

VORÁČOVÁ, H., ŠAFÁŘOVÁ, M. (2011) Klek s oporou o dlaně - nový test posturální stabilizace. *Med Sport Boh Slov*, 20 (1), 31-38.

YUCESOY, C. A., KOOPMAN, B. H. F. J. M., BAAN, G. C., GROOTENBOER, H. J., HUIJING, P. A. (2003) Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergystic muscles: assesment by experiments and finite-element modeling. *J Biomech*, 36, 1797-1811.

YUE, G., COLE, K. J. (1992) Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol*, 67, 1114-1123.

ZIEMANN, U., ILIAC, T. V., PAULI, C., MEINTZSCHEL, F., RUGE, D. (2004) Learning modifies subsequent induction of long-term potentiation-like and long-term depression-like plasticity in human motor cortex. *J Neurosci*, 24 (7), 1666-1672.