

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace

**SOUČASNÝ POHLED NA SVALOVÉ  
DYSBALANCE TYPU HORNÍHO  
ZKŘÍŽENÉHO SYNDROMU**

*Diplomová práce*

Autor: Eva Tetřevová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: PaedDr. Libuše Smolíková

Praha 2009

## **Bibliografická identifikace**

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Eva Tetřevová

**Název diplomové práce:** Současný pohled na svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu.

**Pracoviště:** Klinika rehabilitace

**Vedoucí diplomové práce:** PaedDr. Libuše Smolíková

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2009

## **Abstrakt**

Diplomová práce „Současný pohled na svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu“ pojednává ve své rešeršní části o její etiologii, kineziologickém obsahu a principech terapie. Danou problematiku přibližuje z pohledu českých i světových přístupů. Klinický experiment porovnává aktivitu svalů s tendencí k hyperreaktivitě vztahujících se k tomuto typu dysbalance u skupiny pacientů trpících respiračním onemocněním s kontrolní skupinou zdravých probandů. Vyšetřovanými pohybovými sekvencemi je sed, stoj a stoj s flexí paže, jejichž výběr zohlednil jejich četné zastoupení v běžném dni. U všech vyšetřovaných pacientů je svalová dysbalance typu horního zkříženého syndromu přítomná a chronicky fixovaná. Objektivizační metodou je povrchová elektromyografie /PEMG/.

## **Klíčová slova**

Svalová dysbalance – tonický a fázický systém – stabilizační systém – horní zkřížený syndrom – principy terapie – PEMG

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb

## **Bibliografic identification**

**Author's first name and surname:** Eva Tetřevová, BA.

**Title of the master thesis:** Contemporary perspective on muscle imbalance of upper-crossed syndrom

**Department:** Department of physiotherapy

**Supervisor:** PaedDr. Libuše Smolřková

**The year of presentation:** 2009

## **Anotation**

The thesis „Contemporary perspective on muscle imbalance of upper-crossed syndrom“ deals with its etiology, then with kinesiological content and therapy principles in its background research. This problem is approached from the Czech and world point of view. The clinical experiment compares muscle activity with tendency to hyperreactivity linked to this type of imbalance in the group of patients suffering from respiratory disorders to control group of healthy probands.

Sitting position, stand and stand with shoulder flexion are examined kinetic sequences whose selection was the result of their numerous representation in everyday life. Muscle imbalance of upper-crossed syndrom is present and chronically fixed in patients. Surface electromyography /sEMG/ is used as an objectivization method.

## **Keywords**

Muscle imbalance – tonic and phasic system – stabilizing system – upper-crossed syndrome – principles of therapy - sEMG

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PaedDr. Libuše Smolíkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 17. 4. 2009

.....

Děkuji PaedDr. Libuši Smolíkové za její cenné rady, odborné konzultace, pomoc a podporu při vypracování této diplomové práce. Velké díky patří i MUDr. Josefu Krausovi a Markovi Lekešovi Dis. za pomoc při klinickém experimentu.

## Obsah

1 ÚVOD .....	5
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	7
2.1 Svalová dysbalance.....	7
2.1.1 Základní charakteristika .....	7
2.1.2 Etiologie vzniku svalových dysbalancí .....	7
2.1.2.1. Tonický a fázický systém páteře .....	7
2.1.2.2 Stabilizační systém.....	10
2.1.2.3 Hluboký stabilizační systém páteře /HSSP/ .....	13
2.1.2.3.1 Hluboký stabilizační systém páteře z pohledu vývoj. kineziologie..	14
2.1.2.3.2 Svalová souhra hlubokého stabilizačního systému .....	14
2.1.3 Odezva svalové dysbalance v pohybovém systému .....	17
2.1.3.1 Odezva reakce svalu potažmo celé postury na přítomnost bolestivé iritace .....	21
2.2. Horní zkřížený syndrom .....	23
2.2.1 Kineziologický obraz horního zkříženého syndromu .....	23
2.2.1.1 Bolestivé projekce související se svalovými dysbalancemi typu horního zkříženého syndromu .....	24
2.2.2 Doporučené terapeutické postupy .....	27
2.2.2.1 Stabilizační systém v rámci terapie .....	28
2.2.2.2 Terapeutické postupy zaměřené na periferní poruchy funkce .....	29
2.2.2.3 Kineziterapie – benefity a limitace .....	30
2.2.2.3 Vybrané studie zaměřující se na srovnání efektů jednotlivých terapeutických postupů .....	33
PRAKTICKÁ ČÁST .....	37
3 CÍLE A HYPOTÉZY .....	37
4 METODIKA.....	38
4.1 Povrchová elektromyografie .....	38
4.2 Výběr probandů .....	40
4.3 Metodika postupu vyšetření .....	41
4.4 Metodiky zpracování a hodnocení EMG signálu.....	42
5 VÝSLEDKY .....	45
6 DISKUSE .....	53

7 ZÁVĚRY .....	59
8 SOUHRN .....	61
9 SUMMARY .....	62
10 REFERENČNÍ SEZNAM .....	63

## ÚVOD

Horní zkřížený syndrom je pojmem, jímž Janda charakterizoval typ svalové dysbalance vztahující se především k regionu horní hrudní apertury a krční páteře. Současné biomechanické a kineziologické poznatky dokládají úzké spojení této svalové dysbalance s kvalitou dechového chování. Za průběhem motoriky dýchání stojí nejen bránice jakožto hlavní respirační sval, ale mimo ní se na této funkci podílí svalstvo začleněné do komplexní stabilizační funkce. Vezmeme-li v potaz tuto skutečnost, pak lze vnímat vznik tohoto typu svalové dysbalance jako určité „selhání“ stabilizační funkce těla v širším spektru, než je vymezen názvem vztahujícím se k výše uvedenému regionu. Ve své bakalářské práci jsem započala s vymezením pojmu této dysbalance v kontextu etiologie, kineziologických aspektů a nastínění terapeutických přístupů. Hlavní otázkou, již dřívější práce řešila, bylo, jak dalece tato dysbalance ovlivňuje funkci a postavení ostatních segmentů. Magisterská práce na ní navazuje, ve své teoretické práci rozpracovává zejména problematiku terapie, její možnosti, benefity i stále ještě existující otazníky a to i s odvoláním na zahraniční přístupy. Snahou nynějšího klinického experimentu je popsání dopadu přítomnosti zmíněného typu svalové dysbalance na průběh vybraných typů činností běžného dne. Jejich četností ve spojení s eventuelním nefyziologickým průběhem, který experiment potvrdí či vyvrátí, bude možné nastínit a popsat jejich další důsledky.

Vodítkem k výběru tohoto tématu i skutečnosti, že v jeho zpracování pokračují dále, se staly zkušenosti plynoucí z několikaleté možnosti vést skupinová a individuální cvičení. Zde jsem pracovala s celou řadou osob, zejména žen, jejichž hlavními problémy byly bolesti vzniklé zvýšeným napětím svalových skupin podílejících se na vzniku dysbalance obrazu horního zkříženého syndromu. Právě bolest je tím, co nejvíce negativně ovlivňuje kvalitu života. V rámci její terapie je třeba přihlídnout k tomu, že její vznik souvisí se zvýšeným napětím v měkkých tkáních, jehož vyústěním je „zátěžové“ postavení tělesných segmentů těmito tkáněmi ovlivněnými, což bolest dále podporuje.

Problematika související s obrazem této dysbalance je v současné době aktuálním tématem. Vzniklé bolesti s ní související jsou mnohdy pro pacienty více limitující než bolesti v oblasti nižších etáží páteře či jiných tělesných segmentů. Významným faktorem je i častější výskyt doprovodné vegetativní symptomatiky.



Vzhledem k stávajícímu životnímu stylu (pracovní podmínky, pohybové návyky, jednostranné zatížení, atd.) nelze ve většině případů přistupovat k řešení tohoto problému jako k lokálnímu nálezu, neboť jde zpravidla o „pouhé“ vyústění celkové posturálně stabilizační nedostatečnosti.

# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 2.1 Svalová dysbalance

### 2.1.1 Základní charakteristika

Svalové dysbalance řadíme mezi funkční poruchy pohybového systému. Véle (1997, s. 35) funkční poruchy pohybového systému definuje jakožto poruchy funkce kloubů, svalů a nervů, ostatních měkkých tkání orgánů, orgánových soustav a celého organismu, jejichž primární příčinou není organická strukturální příčina. Příčina těchto poruch se nalézá v poruchách řídicího a pohybového systému. Kriteřiem funkčních poruch je dle Lewita (2000, s. 99-101) i jejich reverzibilitnost a zřetězení. Svalovou dysbalanci dále charakterizujeme jako svalovou nerovnováhu vzniklou mezi určitými svalovými skupinami, kdy na jedné straně existují svalové skupiny s tendencí k hypotonii a útlumu, jejichž „protihráčem“ jsou svalové skupiny inklinující k hypertonii a zkrácení. Nejčastěji je tato situace patrná u svalů se vztahem agonista – antagonist, kdy dochází k inhibici hypoaktivního antagonisty hyperaktivní svalovou skupinou (Lewit, 1996, s. 25).

Systematické uspořádaní svalových dysbalancí je přisuzováno Jandovi, ten poukazuje na jejich charakteristické seskupení. Ve svých pracích hovoří o syndromech; horním a dolním zkříženém syndromu, vrstevném syndromu.

### 1.2 Etiologie vzniku svalových dysbalancí

#### 2.1.2.1. Tonický a fázický systém páteře

Tendence těchto svalových skupin k reakci ve smyslu hypotonie či hypertonie závisí na zastoupení určitých druhů motoneuronů. Hovoří se o tonických a fázických motoneuronech, potažmo o tonickém či fázickém svalovém systému. V použitých literárních zdrojích se o této problematice nejvíce zmiňuje Kolář (2001, s. 153-154); (2002, s. 106-107) a Suchomel (2006, s. 117-119). Svalové skupiny s převahou tonických svalových vláken plní díky svým známým biomechanickým vlastnostem a dřívějšímu začlenění (fylogeneticky starší) do funkce hlavně posturální funkci. Do této

skupiny patří právě svaly inklinující k hyperreaktivitě, hypertonu a zkrácení. Svalové skupiny s převahou fázických svalových vláken se na rozdíl od druhé skupiny začleňují do posturální funkce později, nacházíme u nich zjevnou tendenci k hypotonii a oslabení. Zásadní roli však hrají na poli zranění anatomických struktur vývojově mladšího skeletu, jehož morfologickou podobu udávají (Kolář, 2001, s. 52-164). Spolu s tím, použijeme-li „agonisticko-antagonistické vztahy“, dochází k reciproční inhibici tonického systému. Nejedná se však o konkurenční vztah, ale o partnerskou doplňující se souhru, jejímž cílem je dosažení ideální postury. V případě neideální funkce fázického systému však dochází k dysbalanci mezi oběma systémy, kdy díky svým vlastnostem a fylogenetickému řazení převládá funkce tonického systému.

Klasifikaci jednotlivých svalů či svalových skupin nacházíme u několika autorů, v níže uvedeném schématu (Tabulka 1) se uvádí členění publikované Jandou (2004), Lewitem (1996, s. 24); (2001, 8) a Kolářem (2002, s. 107).

### Tabulka 1

Klasifikace svalů ve vztahu k tonickému a fázickému systému pohledem Jandy, Lewita a Koláře

<b>Tonické svaly</b>	<b>Fázické svaly</b>
<b>JANDA</b>	
m. triceps surae	m. tibialis anterior
m. tibialis posterior	mm.peronei
m. gracilis	mm.vasti
m. sartorius	m. gracilis
m. rectus femoris	mm. glutei
m. iliopsoas	mm. abdominis
m. tensor fasciae latae	dolní fixátory lopatek
adduktory stehna	m. serratus anterior
m. piriformis	mm. rhomboidei
m. quadratus lumborum	m. trapezius – pars ascendens
m. erector spinae	hluboké flexory šíje
mm. pectorales	<i>m. deltoideus</i>
m. trapezius – pars descendent	extenzory horních končetin
<i>m. levator scapulae</i>	

flexory a vnitřní rotátory končetin	
<b>LEWIT doplňuje</b>	
mm. scaleni	m. supraspinatus
m. sternocleidomastoideus	m. infraspinatus
m. subscapularis	<i>m. levator scapulae</i>
<i>m. deltoideus</i>	žvýkačí svaly
<i>šikmé břišní svaly</i>	
ischiokrurální svaly	
<b>KOLÁŘ doplňuje</b>	
m. adductor pollicis	m. abductor poll. br. et lg., m. opponens poll.
mm. interossei palmares	mm. interossei dorsales
m. pronator teres, m. pronator quadratus	<i>m. biceps brachii caput longum</i>
<i>m. biceps brachii caput breve</i>	<i>m. anconeus</i>
<i>m. triceps brachii caput longum</i>	<i>m. triceps brachii caput laterale et mediale</i>
	<i>m. deltoideus</i>
	<i>břišní svaly</i>
	<i>m. gastrocnemius</i>
<b>Pozn.:</b>	
<p>Všichni se u většiny zmiňovaných svalů či jejich skupin shodují, nicméně existují rozdíly patrné na několika úrovních – v tabulce označeno kurzívou. Jedná se o: šířku škály výčtu svalů, neshody v řazení určitých svalů do přesné skupiny. Tzn. Janda se nezmiňuje o břišních svalech, Lewit řadí šikmé břišní svaly k tonickým sv., Kolář popisuje tuto skupinu jako celek a začleňuje je do fázických svalů. Janda i Kolář považují m. deltoideus za fázický, opačně je tomu u Lewita. M. levator scapulae je dle Jandy řazen do tonických svalů, u Lewita naopak, Kolář se o něm nezmiňuje. V Kolářových textech je více patrná podrobnější diferenciaci určitých svalových skupin, na rozdíl od Jandy i Lewita rozlišuje jednotlivé části m. triceps brachii, m. biceps brachii a m. triceps surae.</p>	

Vznik svalové dysbalance se však nezakládá pouze na vlastnostech zmíněných skupin. Na jeho projevu se podílí expozice určitým noxám, jako je jednostranné přetížení, mikrotraumata, únavové stavy, emoční dyskomfort či snížená aferentace (Suchomel, 2006, s. 119). O tom, jak velký dopad budou mít tyto faktory rozhoduje v první řadě CNS, jejíž nastavení určuje kvalitu i timing použitých pohybových programů, stejně jako možnost kompenzace, jejímž hlavním smyslem je ochranný aspekt změny svalového napětí v rámci funkčních skupin, kdy se byť za cenu zvýšení energetických nároků a biomechanického znevýhodnění dosahuje stabilizace segmentu (Meseley, Nicholas, Hodges, 2004, s. 2340; Cheng et al., 2008, s. 611).

Tento pohled koresponduje s pohledem vývojové kineziologie, kdy se funkční, potažmo na ně navazující strukturální poruchy, pojí s určitým selháním zrání posturálních funkcí, resp. řídicích funkcí CNS (Kolář, 2002, s. 106-109).

#### 2.1.2.2 Stabilizační systém

Předcházející kapitola přibližovala popis svalových dysbalancí z pohledu funkce tonických a fázických svalů a jejich skupin. Zvážíme-li komplexní pohled na danou problematiku, je třeba uvažovat o svalové dysbalanci jakožto o projevu určité insuficience stabilizační funkce pohybového systému nejen na lokální úrovni, v níž hraje tonický i fázický systém rozhodující roli.

V současnosti stále neexistuje přesná definice pojmu ani koncepce objektivního měření stability (Gibbons, Comerford, 2001a, s. 22). Často se v souvislosti s tímto termínem zmiňuje aspekt síly. Na tuto možnou záměnu upozorňuje Gibbons s Comerfordem (2001b, s. 29), stabilitu dávají do souvislosti s hodnocením motorické regulace svalového napětí bez vnějšího zátěžového působení. Zátěž je kladena pouze pohybem tělesných segmentů jako takových, na rozdíl od síly, kde člověk překonává vnější odpor. Reakcí na tento podnět je zpětnovazebná reakce změny aktivity posturálních svalů, a to na úrovni končetin i trupu, jež nastává ještě před započatím vlastního pohybu (Danna-Dos-Santos, Degani, Latash, 2007, s. 1802), což je nazýváno posturálním nastavením. Jedná se o změnu svalové aktivační hladiny, časově proměnlivé, předcházející napínavým reflexům a jiným zpětnovazebným mechanismům (Danna-Dos-Santos, Degani, Latash, 2007, s. 1803).

V souvislosti s touto funkcí se hovoří o stabilizačním systému, který svou činností umožní optimální zajištění posturálního nastavení. Kvalita jeho nastavení je

přímým odrazem schopnosti nastavení a zajištění stability osového orgánu. Její posturální zajištění za statických i dynamických podmínek je předpokladem ideální strategie řízení motoriky a odvíjí se od integrace činnosti CNS s odezvou přilehlých svalů i pasivních komponent daného segmentu (Hodges et al., 2003, s. 262). Nároky na míru stabilizační funkce udává počet svalů obklopujících jednotlivé klouby vůči jejich stupňům volnosti. Tento vztah lze přiblížit na příkladu osového orgánu, kde je počet svalů obklopujících jednotlivé segmenty vyšší než stupně volnosti systému, což zvyšuje nároky na kontrolu stabilizace (Cheng at al, 2008, s. 605). Aktivní nastavení vzpřímení osového orgánu předchází kterémukoliv nastavení a pohybu periferních částí těla, vychází z diferenciální aktivace povrchových a hlubokých trupových svalů se smyslem optimálně reagovat na výchylky způsobené motorickým impulsem (Moseley, Nicholas, Hodges, 2004, s. 2339). Od stability osového orgánu se tímto odvíjí i stabilita periferie. Tyto vzájemně provázané druhy stability se označují jako vnitřní – intersegmentální a vnější – celková stabilita (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001, s. 103-105). Tvorba programu zajišťujícího tuto stabilitu v celém komplexu je přímo zavislá na funkci tzv. stabilizátorů, jež v kontextu vnitřní či celkové stability diferencujeme na lokální či globální. Gibbons ve spolupráci s Comerfordem (2001a, s. 21-27) spojuje lokální stabilizátory se zajištěním vnitřní stability. Je pro ně typický charakter hluboce uložených monoartikulárních či segmentálních svalů se začátkem či úponem na páteři s převažujícími malými tonickými motorickými jednotkami. Právě na jejich funkci se odráží nastavení jednoho segmentu vůči druhému, z něhož vychází kvalita centrace kloubu. (Suchomel, 2006, s. 119-120). Přínosem centrovaného stabilizovaného kloubu je krom biomechanických a energetických výhod i zprostředkování kvalitní proprioreceptivní informace nutné k regulaci motoriky. V případě alterace náboru malých motorických jednotek, tím i lokálních stabilizátorů, dochází k významnému posunu proprioreceptivní informace. Její deficit vyvolá na úrovni zadních rohů míšních rozšíření receptivního pole, což zřejmě hraje významnou roli v tak zásadních procesech, jako je kontrola centrálních mechanismů bolesti (Gibbons, Commerford, 2001b, s. 30).

Literatura uvádí určité funkční odlišnosti globálních a lokálních stabilizátorů v regulaci posturální strategie. V případě povrchově uložených svalů dochází k posturální aktivaci na základě vyhodnocení směru a velikosti odchylky způsobené pohybem, zatímco posturální aktivace hluboce uložených svalů tuto prostorovou charakteristiku nepotřebuje (Moseley, Nicholas, Hodges, 2000, s. 2340).

Čumpelík (2001) s odvoláním na Bergmarkovu práci (1989, s. 20-24) také poukazuje na jejich významné spojení s motorikou dýchání, neboť se jedná o svaly přímo se podílející na dechových pohybech. Globální stabilizátory spolupracují na vytvoření vnější stabilizace zahrnující více segmentů, nepodílí se tedy pouze na stabilizaci jednotlivých segmentů, ale svou aktivitou vyrovnávají vnější zátěž, jež by mohla přesáhnout možnosti lokálního svalstva (Čumpelík, 2001). Z energetického hlediska se jedná o svalstvo s převahou fázických motorických jednotek. Globální stabilizátory se díky svému vlivu na více segmentů vyznačují tvorbou svalových řetězců a smyček. Aktivitu těchto dvou systémů lze přirovnat ke dvěma propojeným nádobám, kde funkce lokálních stabilizátorů v ideálním případě připraví „punctum fixum“, jenž je základem pro optimální zařazení globálních stabilizátorů do funkce. Klasifikace do těchto dvou skupin koresponduje do velké míry s rozlišením tonického a fázického systému, jejich hranice jsou opět velmi úzké a propojené. Je dokonce známo, že i u jednoho svalu dochází k činnosti v rámci jedné i druhé funkce. Modelovým příkladem se může stát m. psoas major, jehož zadní fascikly se řadí k lokálním stabilizátorům v porovnání s předními fascikly funkčně spadajícími do stabilizátorů globálních (Gibbons, Comerford, Emerson, 2002).

Příkladem členění jednotlivých svalů je níže uvedená Tabulka 2. (Suchomel, 2006, s. 118; Čumpelík, 2001).

## Tabulka 2

Vybrané příklady svalů či svalových skupin spadajících do skupiny lokálních či globálních stabilizátorů.

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. transversus abdominis	m. obliquus abd. ext. et int.
mm. multifidi a rotatores	m. iliopsoas
mm. intertransversarii	m. quadratus lumborum – iliocostální
mm. interspinales	m. rectus abdominis
m. longissimus pars lumbalis	m. erector spinae
m. iliocostalis lumb. pars lumbalis	m. longissimus pars thoracica
m. quadratus lumborum	m. iliocostalis lumb. pars thoracica
m. obliquus abd. int, část k ThL fascii	m. latissimus dorsi
m. psoas major – zadní vlákna	m. gluteus maximus, m. biceps femoris

diaphragma	
mm. intercostales	
svaly pánevního dna	

### 2.1.2.3 Hluboký stabilizační systém páteře /HSSP/

Pojmem hlubokého stabilizačního systému se charakterizuje svalová souhra, zajištěna zejména činností lokálních stabilizátorů v oblasti všech úseků páteře. Spolu s adekvátní aktivitou globálních svalů vede k zajištění segmentální stability, od níž je dále odvozena i stabilizace globální (Gibbons, Comerford, 2001, s. 33). Hlavní funkcí této svalové souhry, jež se do své funkce ideálně zapojuje automaticky, je stabilizovat páteřní úseky během všech pohybů, a tím umožnit jejich optimální zatížení (Kolář, Lewit, 2005, s. 273). „Nástrojem“ vedoucím k zajištění opory páteře je vytvoření, zvýšení a regulace nitrobřišního tlaku, jehož kvalita je výsledkem svalové souhry HSSP. Zvýšení nitrobřišního tlaku se zpevněnou břišní stěnou lze přirovnat k „viskózně-elastickému sloupci“, o něhož se může páteř „opřít“ (Vařeka, Dvořák, 2001, s. 35). Smyslem této stabilizační funkce je ochrana páteře, neboť ta je díky svému multisegmentálnímu členění s vysokými stupni volnosti zranitelná vůči působení reaktivních sil vzniklých během pohybu, jež mohou poškodit vazbu jednotlivých segmentů, stejně jako sklon a orientaci páteře jako takové (Hodges, Gandevia, 2000a, s. 172). Pokud není zajištěna optimální stabilizační funkce, řídicí systém zvolí kompenzační mechanismy stabilizace založené na neadekvátní aktivitě „náhradních“ svalových skupin, čímž se zpětně dostáváme k teorii svalových dysbalancí.

Svalová souhra HSSP je vztahována povětšinou ke stabilizační funkci v oblasti páteře, nicméně literatura se v širším pohledu na danou problematiku zmiňuje o funkční podobnosti HSSP s některými svaly oblasti periferních a kořenových kloubů. Tuto myšlenku lze najít v textech Véleho (2006, s. 103) či Suchomela (2006, s. 121), kdy se oba dva autoři zmiňují o analogii funkce pelvitrochanterických svalů, zevních rotátorů ramenního kloubu či m. subscapularis ve vztahu k HSSP. Suchomel navíc jmenuje i m. popliteus, drobné svaly plosky nohy, mm. interossei dorsales, m. anconeus a m. supinator; zároveň však upozorňuje prozatím na absenci validních důkazů.



#### 2.1.2.3.1 Hluboký stabilizační systém páteře z pohledu vývojové kineziologie

Komplexní svalová souhra HSSP není dostupná v plné míře od narození, nýbrž nastupuje postupně ruku v ruce s vývojem CNS umožňující postupné řazení stále zralějších motorických programů. Kvalitní nastavení stabilizační funkce osového orgánu, a tím i periferních struktur, závisí na rovnoměrné funkci tonického a fázického systému, jinak také řečeno lokálních a globálních stabilizátorů. Synchronní zapojení těchto dvou systémů do funkce se popisuje jako jejich ko-aktivace. Nástup této ko-aktivace lze u zdravého jedince pozorovat v 6. týdnu života, kdy dochází v poloze na břiše ke zvednutí hlavičky v napřímení za současné opěrné funkce, což je zapříčiněno souhrou hlubokých flexorů a extenzorů šíje (Kolář, 2001, s. 193). Svalová souhra, na níž závisí možnost a kvalita funkce HSSP, však dozrává později v době 3,5 – 4. měsíce života jako vzor sagitální stabilizace osového orgánu (Kolář, 2001, s. 157). Základ této stabilizace tvoří rovnoměrná aktivita mezi ventrální a dorzální muskulaturou – tzn. mezi monosegmentálními extenzory, břišními svaly, bránicí a dnem pánevním, dále mezi hlubokými flexory a extenzory krční i hrudní oblasti (Kolář, 2005, s. 275).

#### 2.1.2.3.2 Svalová souhra hlubokého stabilizačního systému

Úkolem svalové souhry HSSP je vytvoření opory osového orgánu v celém rozsahu, jehož základem je vytvoření a regulace hladiny nitrobřišního tlaku (Vařeka, Dvořák, 2001, s. 35). Hlavními činiteli mechanického zajištění stability páteře přes zvýšení nitrobřišního tlaku je aktivita bránice ve spolupráci s břišním svalstvem a svaly dna pánevního (Hodges, Gandevia, 2000b, s. 967). Funkce bránice se tedy v této souhře ukazuje ve dvou směrech, na což jako první poukázal Skládal (1976, s. 70). Bránice plní funkci jednak hlavního nádechového svalu, dále se však chová jako posturální sval. Hodges a Gandevia (2000b, s. 967) tuto skutečnost potvrzují ve své studii, kdy je na EMG záznamu patrna aktivita bránice, jež vzrůstá před pohybem končetin. EMG měření prokázalo organizaci aktivity bránice spočívající na třech komponentách. Činnost bránice probíhala v těchto úrovních – rostoucí tonické aktivitě, fázické modulaci („tlumení“) v rámci respirační funkce a fázické modulaci doprovázející pohyb (Hodges, Gandevia, 2000a, s. 174). Posturální funkci bránice potvrzuje i charakter její aktivace. Prvním dokladem je fakt, že stupeň aktivace bránice byl svou fází i amplitudou vázán k pohybu končetin. Za druhé, amplituda EMG bránice lineárně

souvisela s vrcholem zrychlení končetin a přenášejících se reaktivních sil na páteř s tím, že samostatný pohyb malých distálních segmentů končetin tuto reakci nevyvolal. A konečně, posturální aktivace bránice nastala i v případě převedení stejného pohybového úkolu z vertikály stoje do sedu bez podpory trupu (Hodges, Gandevia, 2000a, s. 173). Práci bránice v rámci modalit respirační a posturální funkce umožňuje přesná integrita řízení její funkce. Relevantní vstupy phrenických motoneuronů jdou z etáží ponto-medulárního dechového centra, „nerespiračních“ supraspinálních struktur zahrnujících motorický kortex, spinální interneuronové sítě či z periferních receptorů. Dechová komponenta brániční aktivity se odvíjí zejména od dechových center prodloužené míchy, nicméně na druhé straně reaguje na četné periferní vstupy. Jednoduché opakované pohyby končetiny provokují výchylky osové stabilizace, které tělo povětšinou předvídá. To na základě zpětnovazebného řízení vyprovokuje bránici k iniciaci posturální aktivity. Tento mechanismus generují supraspinální struktury včetně kortexu, bazálních ganglií a mozečku v paralelním řízení motoriky končetin. Svůj podíl má i kortikospinální projekce k bránici či kortikální spojení s dechovým centrem. Mimo to je činnost bránice modulovaná informacemi z vlastních homonymních svalových aferentů, dále z břišních a interkostálních svalů, kloubních receptorů, viscerální a pánevní krajiny. Vliv má zřejmě i vestibulární aparát, což však autoři přímo nepotvrzují (Hodges, Gandevia, 2000a, s. 174).

Modalita funkce jako v případě bránice je patrná i u jiných posturálních „respiračních“ svalů trupu. (Hodges, Gandevia, 2000b, s. 968). Příkladem je m. erector spinae, u něhož, podobně jako u bránice, nalézají iniciaci aktivity ještě před započítím pohybu trupu končetin připravující páteřní segmenty na působení reaktivních sil vznikajících při pohybu (Hodges, Gandevia, 2000a, 172).

Dle Hodgese, Heijjena a Gandevii (2001, 999,1007) dochází v rámci zajištění stabilizace k neustálé koordinaci bránice ve smyslu poměru její převládající aktivity; tzn. dochází-li k významnějšímu vzrůstání nároků na respiraci (např. vyšší nároky na pohybový systém, patologické stavy spojené s omezenou respirací), preferuje řídicí systém automaticky zajištění optimálních respiračních parametrů nad ideálním posturálním chováním. Proto je v těchto stavech pohybový systém ve smyslu posturálního zajištění zranitelnější. Je třeba vzít v úvahu, že do těchto stavů kladoucích zvýšené nároky na koordinace respiračně-posturální funkce bránice patří tak běžné a přirozené situace jako je kašel, močení, defekace, zvracení či porod (Hodges, Gandevia, 2000a, s. 165).

Význam funkce břišních svalů se dále specifikuje. Hlavní podíl na zajištění spinální stability má z komplexu břišních svalů m. transversus abdominis. Podkladem tohoto tvrzení je vedle biomechanického významu tahu m. transversus abdominis na thorakolumbální fascii či jeho funkce „silového zámku“ sakroiliakálního kloubu především jeho úzké spojení s funkcí bránice v rámci nastavení optimálního nitrobřišního tlaku (Hodges et al., 2003, s. 269). Z komplexu břišních svalů se hlavním partnerem bránice stává právě m. transversus abdominis, u něhož EMG vyšetření nachází aktivitu stejného timingu jako u bránice, což neplatí u EMG ostatních břišních svalů. Dokladem studie toto prokazující je práce Hodgese, Heijnena a Gandevii (2001, s. 999-1008). Hodges et al. (2003, s. 270) považují m. transversus abdominis za jednoho z hlavních svalů zajišťujících prvotní (fine-tuning) nastavení intersegmentální kontroly páteře a pánve. Na vzájemné propojení, nejenom funkční, bránice a m. transversus abdominis poukazuje na základě studií ve své práci i Dvořák s Holibkou (2006, s. 55-61), kteří prokázali makro- i mikroskopicky anatomický kontinuální přechod obou svalů bez patrných vazivových úponů či intersekcí. V rámci stabilizace páteře nelze opomenout timing nástupu aktivity bránice a m. transversus abdominis, fyziologicky probíhající ve sledu kontrakce bránice s následnou aktivací břišního svalstva (Kolář, 2006, s. 164).

Zapojení svalové souhry bránice – břišní svalstvo – dno pánevní probíhá následovně. Kontrakce bránice spojená s nádechem je spojena s kaudálním poklesem jejího centra tendinea umožňující vertikální zvětšení jejího průměru (Hodges, Gandevia, 2000, s. 975). Ruku v ruce s tím se aktivuje břišní svalstvo (zejm. zmíněný m. transversus abdominis), jenž svou činností kontroluje vyklenutí břišní stěny s dosahem na zvýšení nitrobřišního tlaku (Čumpelík, 2002). Zároveň s břišním svalstvem na pokles bránice spojeného s kompresí břišní dutiny reaguje svou kontrakcí svalstvo dna pánevního, čímž se také podílí na zvýšení nitrobřišního tlaku (Kolář, 2006, s. 164). Zvýšení nitrobřišního tlaku ve výsledku způsobí zastavení poklesu centra tendinea bránice, a tím končí první fáze inspirace (Čumpelík, 2002). Za fyziologických podmínek se předozadní osa bránice a tedy i centrum tendineum zastaví v horizontálním postavení (Kolář, 2006, s. 164), vytvoří „punctum fixum“ bránice, což se dále promítne do průběhu druhé fáze nádechu, v níž dochází k promítnutí aktivity bránice na periferii - žebra (Čumpelík, 2002). Pokud je centrum tendineum nastaveno horizontálně – nedochází tedy k předozadnímu zešíkmení osy bránice – jsou umožněny optimální podmínky pro pohyb resp. rotaci žeber, již určuje průběh jejich osy (Kolář, 2006, s.

164). V oblasti hrudníku dochází nejprve k pohybu v oblasti dolních žeber, jež díky vertikálnějšímu sklonu osy rotace rozevírají hrudník více laterálně. Pohyb se dále rozšiřuje i do oblasti horního hrudníku, u něhož dochází díky horizontálnějšímu sklonu osy žeber k antero-posteriornímu rozšíření (Véle, 2006, s. 228). Sternum na tuto ideální situaci reaguje svým ventrálním pohybem. Nedostatečná stabilizační funkce bránice je spjata s nedostatečným laterálním rozvojem dolní hrudní apertury, mezižeberních prostorů, kraniálním pohybem sternu (Kolář, 2006, s. 164), což je neodmyslitelně spojeno se začleněním náhradních motorických programů.

Při optimální funkci těchto mechanismů nastává i souhra hlubokých zádových stabilizátorů celého rozsahu páteře, jejichž činností se optimálně nastavují jednotlivé segmenty. Tím dochází ke snížení energetických nároků nutných k dosažení stabilizace, stejně jako šetří kompresivní působení na meziobratlovou ploténku (Cheng et al., 2008, s. 610).

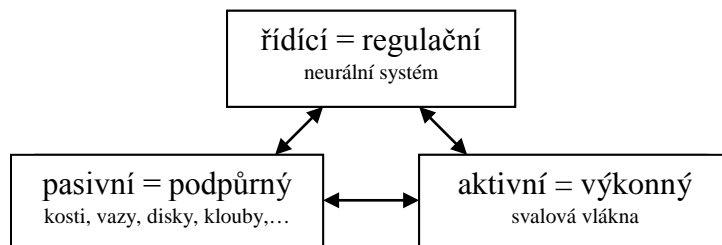
Tímto stabilním, posturálně ideálním zpevněním je umožněn ekonomický, biomechanicky optimální pohyb nejen trupu, ale i periferních oblastí (Kolář, Lewit, 2005, s. 273). Výše popsaná svalová souhra jasně dokazuje význam mechaniky dýchání na posturální systém. Jakákoliv změna na jedné či druhé straně se zpětně projeví na straně partnera. V souvislosti s tím uvádím závěry klinické analýzy vztahů mezi dechovými pohyby a segmentální stabilitou páteře vedených na Fakultě tělesné výchovy a sportu Čumpelíkem (Čumpelík, 2002), jež potvrzují výpovědní hodnotu formy dechových pohybů o funkci hlubokých zádových svalů.

### 2.1.3 Odezva svalové dysbalance v pohybovém systému

Pohybový systém je anatomicky i funkčně chápán jakožto propojený systém tří základních složek – pasivní, aktivní, zaštiťující řídicí systém (Obrázek 1). Tato vzájemná provázanost způsobuje iradiaci jakékoliv změny na kterékoliv úrovni do ostatních složek, kde vyvolá odezvu.

**Obrázek 1**

Schematické znázornění klasifikace pohybového systému do jednotlivých subsystémů. Čerpáno z práce Gibbonse a Comerforda (2001) odkazujících se na Panjabiho (1992)



Vztáhneme-li tuto zákonitost na úroveň svalového systému, nabízí se Véleho (1995, s. 85) popis – přetrvává-li porucha tonické funkce svalu, vždy se promítá do celého posturálního stereotypu, kde se projeví formou syndromů a zřetězení. Sval nefunguje jako samostatná jednotka, vytváří s ostatními svaly tzv. svalové smyčky, jež se mohou dále spojovat a svým vlivem ovlivňovat /ve spolupráci s řídicím a pasivním systémem/ posturální chování celého těla. Názor na vznik zřetězení poruch se mezi autory liší, na což poukazuje ve své společné práci Vařeka s Dvořákem (2001, s. 34). Zmiňují se o pohledu mechanistickém, kdy se zřetězení přičítá anatomickým vztahům a biomechanickým principům svalově šlachových smyček – příkladem autorů pracujících s touto teorií je Mojžišová či Travellová (viz Vařeka, Dvořák, 2001, s. 34). Se začleněním konceptu Travellové do mechanisticky pojatých přístupů je však nutno polemizovat, neboť Travellová uvažuje o vzniku trigger points v kontextu řídicí funkce CNS, která za jejich vznikem a zřetězení v rámci svalu jako takového i svalových skupin stojí. Vedle tohoto přístupu se Vařeka s Dvořákem zmiňují o Lewitově teorii, jež nepopírá význam svalově-šlachových smyček, nicméně hlavní význam přičítá řídicímu systému odpovídajícímu za výběr a začlenění motorického programu do funkce. Proto změna rovnováhy uvnitř svalového řetěze vyvolá změnu a poruchu držení těla (Véle, 2006, s. 327). Podstatou svalové dysbalance je diskrepance napětí mezi určitými svalovými skupinami, což s sebou nutně nese změnu zatížení kloubů. Tím se kloub dostává do nevýhodného postavení, v němž nedosahuje optimálního funkčního zatížení. Narušením optimálních svalových tahů se kloub stává nestabilním. V současnosti stále neexistuje přesná definice ani koncepce objektivního měření stability (Gibbons, Comerford, 2001a, s. 22). Možnosti hodnocení stability, respektive instability segmentu

se skýtají v posouzení rozsahu pohybu segmentu, hranice neutrální zóny a celkového napětí regionu. Pro instabilní kloub je charakteristické snížení rozsahu pohybu či neutrální zóny a redukované napětí (tuhost) daného segmentu (Cheng et al, 2008, s. 610). Je třeba však brát v patrnosti fakt, že na nerovnováhu ve formě instability organismus reaguje kompenzační snahou, jež může vyústit v blokádu segmentu.

Kolář (2001, s. 157-158) tuto změnu zatížení kloubu označuje jako změnu centrace. Centraci kloubu na rozdíl od pojetí klasické ortopedie /bráno ryze z pohledu patologické anatomie/ definuje jako postavení kloubu, v němž je možné jeho optimální statické zatížení, což je dáno optimálním kontaktem kloubních ploch s maximálním rozložením tlaku. Pokud dojde k této decentraci kloubů, změní se ruku v ruce s tím i optimální energeticky nejvýhodnější pohybový stereotyp, s nímž se spojuje přetěžování určitých segmentů pohybového systému. Výsledkem jsou zprvu reverzibilní funkční změny pohybového systému, které se s postupující fixací svalové dysbalance mohou fixovat v morfologické.

Lewit (2001, s. 5) diferencuje poruchy funkce do dvou vzájemně provázaných skupin, jedná se o poruchy funkce na centrální a periferní úrovni. Poruchy funkce na centrální úrovni zahrnují změny statiky a pohybových stereotypů, do poruch periferní úrovně spadají svalové spasmy (s častou formou spoušťových bodů – trigger pointy), kloubní blokády, hyperalgické kožní zóny, změny funkce fascií, ale na druhé straně i hypermobilita a hypotonie. Pro diagnostiku je významné zhodnotit kvalitativní i kvantitativní vlastnosti těchto změn, čímž je míněn rozsah a intenzita. Míra projevu těchto dvou parametrů koreluje s reakcemi převážně vegetativního systému.

Z pohledu kineziologie lokálních a globálních stabilizátorů, jejichž přehled je uveden výše v textu, jasně vyplývá jejich účast na mechanice dýchání. Lokální i globální stabilizační systém v sobě zahrnuje jak svaly inspirační tak expirační, které v průběhu dechových fází působí v ko-aktivaci (Véle, 2006, s. 230). Dýchací pohyby ovlivňující pohyb hrudníku i páteře participují na držení těla. Proto se změna fyziologického dechového stereotypu ve smyslu patologie promítá do posturální funkce, což dává základ vzniku bolestivých syndromů páteře označovaných jako vertebrogenní poruchy, připisované vadnému držení těla (Véle, 2006, s. 230). Segmenty osového orgánu na toto reagují v celém svém rozsahu. Nedojde-li k dostatečnému vytvoření nitrobřišního tlaku ko-aktivací souhry HSSP, nedostane se pánevní oblasti, bederní páteři a horní hrudní páteř dostatečné opory, což ovlivní jejich vlastní funkci, ale i funkci kraniálních segmentů – horní hrudní a krční páteři, jimž vytváří punctum fixum.

Pro zajištění optimální statiky a dynamiky těchto segmentů je rozhodujícím faktorem centrace Th<sub>4,5 a 6</sub>, kterou stabilizují dolní fixátory lopatek – tedy mm. rhomboidei, dolní porce m. trapezius a m. serratus anterior, jehož funkce se odvíjí od kvality stabilizace, již mu uděluje břišní svalstvo. Význam oblasti Th<sub>4,5 a 6</sub> spočívá v tom, že je místem úponu hlubokých krčních svalů, čímž se stává účastníkem při flexi, extenzi, lateroflexi a rotaci krční páteře a hlavy (Kolář, 2006, s. 162). Tímto mechanismem je zajištěna posturální stabilizace krční páteře a hlavy, nezbytná pro optimální statiku a dynamiku dané oblasti, dále pro vestibulární a vizuální stabilizaci. Zásadní roli při této funkci hrají m. longus colli a m. longus capitis. Bez přímé spolupráce s dlouhými povrchovými svaly však nejsou schopni stabilizace oblasti ve funkčním středním rozsahu (Falla, Jull, Hodges, 2004, s. 46). Danna-Dos-Santos, Degani a Latash (2007, 1810, s. 1812) popisují dva vzory v rámci regulace posturálního držení v tomto regionu. Jestliže labilizující impuls směřuje přímo do oblasti krční páteře a hlavy, pak je posturální taktikou reciproční aktivace krčních svalů jdoucí proti vnějším působícím silám, kdy se aktivuje jeden z páru flexor-extenzor bez nástupu svého antagonisty. Pakliže směr sil jde směrem k trupu dochází ke ko-kontrakci celého páru. V rámci spojení s posturálním zajištěním celého těla stejní autoři (Danna-Dos-Santos, Degani a Latash, 2007, s. 1811-12) tvrdí, že zvýšení posturální aktivity v oblasti trupu a dolních končetin tlumí mechanický dopad pertubací ovlivňujících celou posturu ve vertikále, zatímco přidružená zvýšená posturální aktivace v oblasti krku a hlavy snižuje dopad pertubací jdoucích právě z trupu jakož i z okolí. Jestliže tato stabilizace nefunguje v dostatečné míře, dochází k zařazení náhradních mechanismů zprostředkovaných především činnostmi horních porcí m. trapezius, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, k nimž se přidávají mm. pectorales. Výčtem těchto svalových skupin se opět dostáváme k mechanice dýchání, jejíž dysfunkce se s nadměrnou aktivitou těchto struktur typicky spojuje. Hyperaktivita těchto svalových skupin dále prohlubuje patologický vzorec dechového stereotypu v obou jeho funkcích – respirační i posturální.

Významnou odezvou svalové dysbalance, jež v kvalitě života pacienta hraje zřejmě největší roli, je vnímání nociceptivního respektive bolestivého dráždění. Hyperaktivitu globálního systému nad stabilizačním se vnímá jako kompenzační mechanismus udržující stabilitu v požadovaných mezích, nicméně tato kompenzace má své limity. V případě vyčerpání těchto náhradních, funkčně méně efektivních, mechanismů dochází k dekompenzaci, v rámci níž postupně dochází k přetížení

svalové, vazivové a postupně i kostěné tkáně, což vyvolá nociceptivní dráždění, jež může vyústit v bolestivou afekci (Suchomel, 2006, s. 122).

#### 2.1.3.1 Odezva reakce svalu potažmo celé postury na přítomnost bolestivé iritace

Přítomnost bolestivé iritace může měnit aktivační nastavení a funkční amplitudu na úrovni jednotlivých svalů, ale i v rámci svalové skupiny. Změna nastavení aktivity jednotlivých svalů i funkčních skupin je novou posturální strategií navozené z jasným projektivním účelem, jenž je výhodný, pakliže netrvá příliš dlouho (Moseley, Nicholas, Hodges, 2004, s. 2340). U tohoto náhradního mechanismu dochází, jak již bylo v textu uvedeno, zpravidla k útlumu lokálních stabilizátorů, a to se selektivní ztrátou svalových vláken typu 2 a alterací relaxační odpovědi, vyvolávající zvýšený nábor povrchových svalů vedoucímu k narušení spinální kontroly (Rainville et al., 2004, s. 109). Jejich zvýšené napětí sice „zpevní“ osový orgán, nicméně afunkčně, neboť dochází k redukci spinální flexibility nutné k normální funkci a tlumení reaktivně vzniklých sil. Zvýšené napětí v dané oblasti navíc komprimuje okolní struktury, urychluje jejich degeneraci a znovu stimuluje nociceptory (Falla, Jull, Hodges, 2004, s. 47; Moseley, Nicholas, Hodges, 2004, s. 2340). Tyto změny řízení se projevují ve funkci celého systému páteře, jenž do určité míry ztrácí svou sílu, flexibilitu i funkceschopnost pohybu (Rainville et al., 2004, s. 109).

Moseley, Nicholas a Hodges (2004, s. 2339-2347) či Hodges et al. (2003, s. 262-271) ve svých studiích dokládají vazbu bolestivé aferentace na změnu posturální chování. Změna posturálního nastavení se projevila tehdy, jestliže bolestivý impuls vycházel regionu trupu, na rozdíl od bolestivé stimulace v oblasti periferie v daném případě z oblasti lokte. Reakci na chronické dráždění z periferie tedy sledováno nebylo. Tvrzení dokazují studie provedené na pacientech, u nichž byla bolest farmakologicky vyvolaná, ale i u těch, kteří trpí chronickými vertebrogenními obtížemi. U těchto skupin byla přítomná podobná posturální odezva (viz níže) rozdílná od skupiny probandů, kteří bolestivou afekcí netrpí, a jsou dlouhodobě bez obtíží (Moseley, Nicholas, Hodges, 2004, s. 2340). Reakce na vzniklou bolest závisí na celé řadě faktorů. Senzitivita motoneuronů k nociceptivní informaci se může značně lišit dle její míry, svou roli hraje i příčný průměr samotného svalu (např. bolest vycházející z m. sternocleidomastoideus je signifikantně vyšší než z m. splenius capitis /SC/, neboť průměr m. SC je relativně menší) (Falla et al., 2006, s. 601, 606), nebo poměr počtu svalů daného segmentu vůči



stupňům jeho volnosti (Cheng et al., 2008, s. 605; Falla et al, 2006, s. 601). Čím vyšší je stupeň volnosti, tím víc ohrožený segment je, a to je případ celého osového orgánu. Dalším činitelem je i to, jakým funkčním nárokům daný sval čelí. Pakliže sval pracuje v rámci kladených nároků na pozici agonisty, pak přítomná bolest způsobí pokles jeho EMG aktivity a svalové síly, zatímco na poli antagonistů neprobíhá reakce na bolestivý vstup jednotným způsobem. Odezva se odvíjí od toho, v rámci jakého pohybu daný sval pracuje a jaké stabilizační nároky jsou na něj kladeny. Může dojít jak k jeho útlumu, tak zvýšenému náboru, ale i nezměněné aktivitě. Možnost se skýtá i v kompenzaci svalu se sníženou aktivací útlumem antagonisty nebo nárůstem synergické účasti (Falla et al., 2006, s. 607-608).

Zajímavým zjištěním je i to, do jakého časového horizontu a v jaké míře se efekt bolestivé iritace promítá. Hodges et al. (2003, s. 269) dle svých výsledků uvádějí, že i minimální hladina bolestivé expozice může mít dlouhodobou odezvu. Variabilita motorické odpovědi na bolestivý podnět je však značná, neboť jí ovlivňujících faktorů je celá řada. Kognitivní, behaviorální, nespočet participujících svalových skupin, vrozená kvalita senzomotorického a proprioreceptivního nastavení (Sjölander, 2004) a samozřejmě i řídicí mechanismy. Odezva akutně vzniklé bolesti se promítá ve změnách řízení na úrovni spinálního motoneuronu i supraspinálních struktur. Silný účinek bolestivého podnětu ovlivňuje plánování i provedení pohybu, změny jsou patrné na úrovni vedení i excitability CNS. Posun motorického řízení způsobené bolestí jsou tedy komplexnější než jednoduchá inhibice a zahrnují v sobě změnu celého pohybového plánování a timingu. (Hodges et al., 2003, s. 269-270). Z hlediska míry i trvání efektu tohoto odklonu posturálního nastavení je zajímavé, že není důležitá ani tak intenzita bolesti, jako spíše afektivní reakce s ní související – tedy strach, na což Moseley, Nicholas a Hodges (2004, s. 2346) poukazují.

Z výsledků výše uvedených studií lze vyčíst, že charakter změny posturálního nastavení probíhal dle určitého schématu. Autoři při popisu reakce v oblasti trupu poukazují zejména na charakteristickou reakci *m. transversus abdominis*. Útlum aktivity tohoto svalu úzce koresponduje s bolestivou afekcí, a to často i v případě, kdy je bolestivý podnět relativně malý. Odpověď ostatních svalů podílejících se na stabilizaci trupu nejvíce tak úzkou vazbu. Řada zdrojů zmiňuje opakovanou přítomnost protrahované relaxace *m. obliquus abdominis externus* a *m. erector spinae*, nicméně autoři toto přímo nepotvrzují (Hodges et al., 2003, s. 263, 270). Moseley, Nicholas a Hodges (2004, s. 2343) uvádějí u sledovaných probandů nárůst bazální aktivity *m.*

obliquus abdominis externus a m. multifidus superficialis, jehož protipólem je snížení aktivity hlubokých svalů jako takových i v rámci koherence s dynamickým pohybem končetin. Analogii reakce na bolest nalézáme i v oblasti horního hrudního a krčního regionu. Sjölander (2004) i Falla, Jull a Hodges (2004, s. 46-49) uvádějí narušení cervikální stabilizace s kraniálním šířením, kdy se zpožďuje aktivita hlubokých svalů v kontextu zpětnovazebního řízení dopadu vnější síly. Protipólem je nárůst aktivity v m. sternocleidomastoideus, m. scalenus anterior a v m. trapezius descendens s nejednotným stranovým zastoupením. Michaelson et al. (2003, s. 233) udává významné odchýlení vertikálního řízení postury od normy v různých situacích, jako je sed, stoj či chůze, kdy se kromě narůstající nestability cervikálního regionu omezuje i schopnost celkové posturální reakce na vnější odpor, která je tím menší, čím jsou stabilizační nároky daného úkolu větší. Tento deficit narůstá v případě neočekávaného pohybu.

## **2.2. Horní zkřížený syndrom**

### **2.2.1 Kineziologický obraz horního zkříženého syndromu**

Základní obraz horního zkříženého syndromu tak, jak byl definován Jandou je dostatečně graficky znázorněn (Tabulka 3). S uvažováním moderních kineziologických poznatků zohledňujících účast insuficience komplexní stabilizace je nutné tento obraz upřesnit. Díky přítomným kombinacím svalových dysbalancí vznikají funkční poruchy, jež se řetězí spolu se svalovými funkčními smyčkami. Nejtypičtější řetězové reakce jsou dostupné v pracích Lewita (1996, s. 135-138), který je spojuje s některými základními funkcemi, či „programy“ pohybové soustavy. Typickými řetězci, v nichž nacházíme zvýšené napětí svalů náležejících ke kineziologickému obrazu horního zkříženého syndromu, jsou řetězce funkčně spojené s horním typem dýchání, statikou trupu a příjmem potravy či řečí.

**Tabulka 3**

Základní charakteristika kineziologického obrazu svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu. Čerpáno z Haladové (1997) a Lewita (1996).

<b>Svaly inklinující k oslabení a hypotonii</b>	<b>Svaly inklinující ke zkrácení a hypertonii</b>
hluboké flexory krku	krátké extenzory šíje
m. trapezius – dolní část	m. trapezius – horní část
mm. rhomboidei	m. levator scapulae
m. serratus anterior	m. sternocleidomastoideus
	mm. pectorales
	mm. scaleni
předsun hlavy, hyperlordóza krční páteře, protrakce ramen, zvýšená kyfotizace hrudní páteře, přetížení CC a CTh přechodu, horní typ dýchání, změna statiky trupu	

Kineziologický obraz HZS je velmi široký. Se zaměřením na nejbližší segmenty dané oblasti, tedy krční páteř, hrudní páteř, a pletence ramenní, je typickým obrazem HZS zvýšené napětí m. trapezius, m. sternocleidomastoideus, mm. pectorales, m. levator scapulae, mm. scaleni a krátkých extenzorů hlavových kloubů, s čímž souvisí bolestivost C<sub>1,2</sub>, linea nuchae, mediálního okraje claviculy, sternokostálního spojení a horní hrany lopatky. Kloubní dysfunkce ve smyslu kloubní blokády se nejčastěji nachází v oblasti hlavových kloubů, temporomandibulárního kloubu, cervikotorakálního přechodu, hrudní páteře a horních žebere, ale i křížokyčelních kloubů a lumbosakrálního přechodu (více ve zmíněné práci Prof. Lewita)

#### 2.2.1.1 Bolestivé projekce související se svalovými dysbalancemi typu horního zkříženého syndromu

V oblasti krční páteře se nachází celá řada různých struktur jež mohou vyvolat nociceptivní až bolestivé dráždění, nejčastěji směřující do oblasti šíje, hlavy, ramen, event. horních končetin. Do těchto struktur spadají fasetová spojení, meziobratlové disky, ganglia zadních míšních kořenů, svaly či ligamenta (Manchikanti, Singh, Rivera

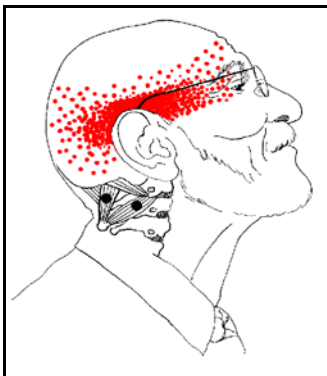
& Pampati, 2002, s. 243). Základními typy bolesti související s tímto syndromem je bolestivé vnímání trigger points převážně ze svalů se zvýšeným napětím, dále bolesti krční páteře a šíje a cervikogenní bolest hlavy.

V souvislosti se zřetěžením funkčních poruch je nad rámec této práce zahrnout do výčtu možného výskytu trigger points všechny možnosti, proto tento výčet vztahujeme pouze ke svalům zvýšeného napětí obsažených v textu (Tabulka 3, viz výše). Níže uvedená obrazová dokumentace (Obrázek 1-5) znázorňuje výskyt trigger points (označeno křížkem či tečkou) v následujících svalech – suboccipitální svaly, m. trapezius, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus a m. pectoralis major et minor.

### Obrázek 1

Trigger points – suboccipitální svaly

Čerpáno z [www.round-earth.com/HeadPainIntro.html](http://www.round-earth.com/HeadPainIntro.html), retrieved 24.2.2007



### Obrázek 2

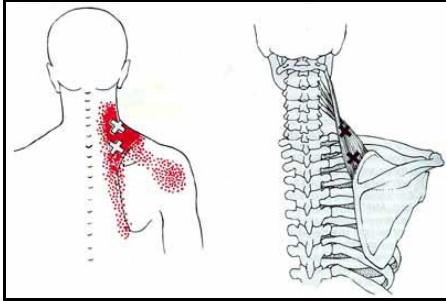
Trigger points – m. trapezius

Čerpáno z [www.praxisdwagner.de/](http://www.praxisdwagner.de/), retrieved 24.2.2007

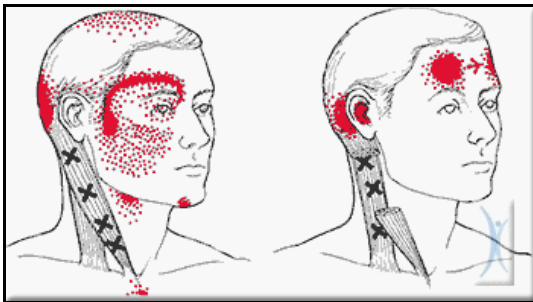


**Obrázek 3**

Trigger points – m. levator scapulae

Čerpáno z [www.buckheadbodyworks.com/.../library/1/lev.jpg](http://www.buckheadbodyworks.com/.../library/1/lev.jpg), retrieved 24.2. 2007**Obrázek 4**

Trigger points – m. sternocleidomastoideus

Čerpáno z [www.aidmyheadache.com/pain-mappins.en\\_us.html](http://www.aidmyheadache.com/pain-mappins.en_us.html), retrieved 24.2. 2007**Obrázek 5**

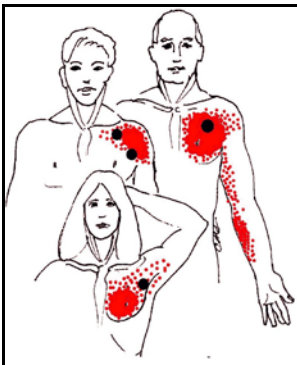
A/ Trigger points – m. pectoralis major

Čerpáno z [www.round-earth.com/shoulderpainIntro.html](http://www.round-earth.com/shoulderpainIntro.html), retrieved 24.2.2007

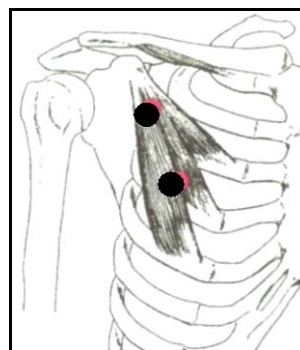
B/ Trigger points – m. pectoralis minor

Čerpáno z [snobo.puslapial.it/tt/html/pectoralisminor.htm](http://snobo.puslapial.it/tt/html/pectoralisminor.htm), retrieved 24.2. 2007

A/



B/



Bolesti krční páteře a šíje jsou lokalizovány zejména v regionu páteře sahajícím od dorzální baze occiputu po střed horního interscapulárního prostoru (Manchikanti, 1999, s. 65). Dle McKenzieho (2005, s. 11) je lokalizace bolesti způsobené dysfunkcí krční páteře interindividuální. Průběh šíření bolesti jednotlivými oblastmi popisuje McKenzie (2005, s. 11-12) takto. V prvních atakách se bolest centralizuje k páteři nebo unilaterálně k rameni, následně se přesouvá napříč oběma rameny, dále na horní část ramene či na lopatku, později se rozšiřuje po zadní či přední straně paže k lokti, ba dokonce až na předloktí, zápěstí či ruku. Neopomíjí i šíření bolesti kraniálním směrem od krční páteře, přes occiput, temeno až za oko s průběhem jedno- i oboustranným. Ve výše citované práci Manchikanti s odkazem na Bovima et al (1994) uvádí, že chronickou bolestí šíje trpí až u 34% populace, s tím že až u 14% tyto problémy přetrvávají déle jak šest měsíců.

Cervikogenní bolest hlavy je dalším problémem spadajícím do této kapitoly, jenž je definován jakožto chronická hemikranie. Její příčina se nachází v oblasti krční páteře či souvisejících měkkých tkání (Biondo, 2000, s. S7). Jejími atributy je unilaterálnost, proměnlivost intenzity bolesti s výskytem k temporo-fronto-occipito-orbitální oblasti, vazba na zátěžové postavení krční oblasti a možná doprovodná vegetativní symptomatika (Jensen, 2005, s. 635, 636).

## 2.2.2 Doporučené terapeutické postupy

V žádné literatuře se nesetkáme s přesně specifikovanými postupy v rámci jakékoliv vertebrogenní problematiky vzhledem širokému spektru vyvolávajících faktorů a jejich vzájemnému propojení. Koncept terapie je stejně individuální jako pohybové vzory „pacientů“ s touto problematikou. Kineziologický i klinický obraz svalové dysbalance týkající se regionu horní hrudní a krční páteře ukazuje určitá opakující se specifika (přesně popsána výše v textu), nicméně vedle nich je patrná široká variabilita vztahující se zejména k diferencím pohybových vzorů. Charakter této odlišnosti se odvíjí od různých kvalit sensorických vstupů, motorické kontroly, kognitivních a mentálních faktorů působících na určitém, vždy do určité míry odlišném, biomechanickém podkladě (Sjölander, 2004).

Terapie je často chápána jako znovu objevení „normálního“ pohybu a koordinačních vzorů tak, jak je běžné u asymptomatické populace. Nicméně to je mnohdy nereálné vzhledem k možné nevratné alteraci sensorických vstupů řídicího

systemu. Z tohoto pohledu je tudíž příhodnější, brát terapii jako docílení vhodného účelného pohybu a postury díky „seřízení“ a regulaci kontrolních mechanismů pohybu vůči alteraci senzomotorické informace (Sjölander, 2004), než jako znovu naučení normální koordinace pohybových vzorů.

#### 2.2.2.1 Stabilizační systém v rámci terapie

Terapeutická intervence závisí na místě poruchy a klinickém nálezu, zároveň s tím je však nutno uvažovat v kontextu skutečné příčiny svalové dysbalance, tzn. je nutné neopomenout významný podíl stavu funkce stabilizačního systému, jehož dysfunkce se s jejím vznikem neodmyslitelně spojuje. Ovlivnění funkce stabilizačního systému ve smyslu její optimalizace se tedy v dnešní době stává základním postupem v terapii akutních i chronických vertebrogenních poruch (Kolář, 2005, s. 275), do níž problematika horního zkříženého syndromu spadá.

Z hlediska metodiky cvičení dynamiky páteře, jež je touto dysbalancí nutně ovlivněna (viz Tabulka 4), se hlavním principem terapie stává aktivace bránice (Čumpelík, Véle, Veverková, Strnad & Krobot, 2006, s. 62), jež v aktivaci svalové souhry pro stabilizační funkci hraje jednu z hlavních rolí. Zváží-li se, že bránice plní vedle své „hlavní role“ respirační i funkci posturální a že na se na vnitřní stabilizaci podílí kromě hlubokých svalů i svaly dýchací, je třeba i v rámci terapie zohlednit úzký vztah mezi posturální a respirační mechanikou (Véle, Čumpelík et al., 2001, s. 104). V rámci komplexní terapie je vhodným postupem práce respirační a posturální funkce v komplexní koordinaci programově řízené CNS. Volbou tohoto postupu není působeno pouze na periférii, leč v komplexu terapie se ovlivňuje posturální program jako celek. Benefitem této terapie je především změna ve smyslu optimalizace řídicí funkce organismu, nejenom působení na periférii, což se ve výsledku projeví v jeho dlouhodobém účinku (Véle, Čumpelík et al., 2001, s. 104). Stejní autoři ve stejné práci uvádí důsledky terapie užití pouze na lokální úrovni.

„Posilováním či protahováním jednotlivých svalů nelze dosáhnout potřebných změn v zapojování svalů v celém komplexním pohybovém vzorci. Odstranění lokálního pohybového omezení mívá často jen krátkodobý účinek spolehlivě nezabraňující recidivám. Rizikem posilování jednotlivých svalů bez ohledu na jejich zapojení do celkové svalové souhry je možné vytvoření jiného typu svalové dysbalance, jež může vyústit v další

poruchu či recidivu. Postupuje-li se v nápravě poruch v duchu ovlivnění celého komplexního posturálního programu, řídicí systém ‚vybírá‘ a ‚oslovuje‘ potřebné svaly podle požadovaného programu, čímž je začlenění do funkce. Ideální princip terapie by měl tedy spočívat v doplnění manuálního zásahu, byť s možným okamžitým efektem, o korekci řídicího programu.“

Z hlediska komplexního přístupu pracujícího na bázi oslovení řídicího systému určujícího pohybové stereotypy je důležité vypracovat ekonomický stereotyp, jehož podkladem je aktivace pouze takových svalů mechanicky je realizující či umožňující (Kolář, 2006, s. 169). Základem stabilizace páteře dále ovlivňující stabilitu periferních segmentů je aktivace svalové souhry přítomné u zdravého dítěte ve věku čtvrtého měsíce (Kolář, Lewit, 2005, s. 275), jež je základní svalovou souhrou hluboké stabilizační funkce (viz výše). Dostane-li se schopnost této aktivace pod volní kontrolu, klient je schopen jejího začlenění do běžného života (Kolář, Lewit, 2005, s. 275).

Ve stejné práci (Kolář, Lewit, 2005, s. 275) se nachází nastínění postupu terapie komplexního přístupu. V první fázi je snahou znovu obnovit pohyb v oblasti dolních žebber ve smyslu jejich laterálních pohybů a rozšíření mezižebních prostor, čímž jsou připraveny podmínky pro uvolnění hyperaktivních zkrácených auxiliárních dechových a prsních svalů kompenzujících neideální funkci bránice. Tato funkce je přítomná i v dalším postupu terapie prováděné v trojflexní poloze na zádech spadající do věku 4. měsíce, v níž při fyziologickém provedení dochází k souhře bránice – dno pánevní – extenzory páteře – břišní svaly. Tato souhra je dále začleněna do posturálně náročnějších vyšších poloh /sed, stoj,.../.

#### 2.2.2.2 Terapeutické postupy zaměřené na periferní poruchy funkce

Do skupiny periferních poruch spadají dle Lewitovy klasifikace (2001, s. 5) svalové spasmy s jejich formou, jíž jsou trigger points, dále kloubní blokády, hyperalgické kožní zóny, změny funkce podkoží a fascií, ale zároveň s tímto i hypermobilita a hypotonie. Popis jednotlivých technik je nad rámec této práce, navíc je všeobecně znám, jedná se ve zkratce zejména o techniky měkkých tkání, neuromuskulární techniky (např. postizometrická relaxace, reciproční inhibice přímá repetitivní svalová kontrakce), kloubní mobilizace, manipulace, techniky ovlivňující trigger point's (suchá jehla dle Lewita, PIR, ischemická komprese, stretch and spray dle Simonse a Travelové, apod. (Lewit, 2001, s. 13-14).



V rámci problematiky regionu krční a horní hrudní páteře je třeba se zmínit metodě Robina McKenzieho, určené pro pacienty s nespecifickými bolestmi páteře (Busanich, Verscheure, 2006, s. 117), pracující nejen na poli korekce postavení v daných segmentech, ale i úpravy pracovního prostředí a zátěžových situací. Základním principem se stává centralizace bolesti z periferie, jež nastolí podmínky pro následné aktivní cvičení pacienta ovlivňující struktury působící na postavení dané oblasti (McKenzie, 2005). Působení a účinky metody dle McKenzieho provedené samostatně či v kombinaci s jinými metodami popisuje ve své práci Busanich s Verscheuerovou (2006, s. 117-119) představující výsledky randomizované řízené studie. Výsledky u jednotlivých skupin pacientů byly hodnoceny v časovém horizontu do 3 měsíců, dále v rozmezí 3-12 měsíců a konečně v horizontu nad 12 měsíců. McKenzieho metody byla srovnávána s terapií vedenou cestou nesteroidních antiflogistik, edukací formou literatury (otázkou je, zda lze považovat za terapii v pravém slova smyslu), masáží, silového tréninku pod dohledem fyzioterapeuta, mobilizacemi a globálními cvičebními programy. Dle získaných výsledků je léčba obtíží spojených s krční páteří McKenzie metodou v horizontu do 3 měsíců i v rozmezí 3-12 měsíců účinnější v kontextu redukce bolesti oproti ostatním skupinám. Navíc v následujících 12 měsících klienti podstupující tuto léčbu méně často vyhledali odbornou pomoc. Nicméně závěr studie hovoří zcela jasně, metoda dle McKenzieho zaznamenává největších úspěchů v kombinaci s ostatními terapeutickými postupy (vyjmenovány výše).

#### 2.2.2.3 Kineziterapie - benefity a limitace

Aktivní pohybová terapie je obecně uznávaným doporučovaným přístupem v celém spektru vertebrogenních obtíží. Výsledky mnoha studií zabývající se možným negativním dopadem kineziterapie, tak jak je hodnotí Rainville et al. (2004, s. 106-115), hovoří jasně. V současné době je vědecky podloženo, že adekvátně zvolené cvičení nezvyšuje riziko vertebrogenních obtíží, naopak. Rainville et al. (2004, s. 107) uvádí příklad několika studií toto potvrzující. Například 25-letá prospektivní studie hovoří o projektivním efektu vůči vzniku vertebrogenních, k jemuž navození stačí četnost pohybové aktivity mimo rámec běžných denních činností třikrát týdně od mládí – resp. školního věku. Autoři dále uvádí, s odvoláním na Suniho et al. (1998), že nízká intenzita

pohybové aktivity jde ruku v ruce s vysokým rizikem vzniku bolesti zad, analogie platí u intenzity vyšší, tak jak to demonstrovali na skupině 498 dospělých osob.

Hlavními přínosy aktivního cvičení je zlepšení event. odstranění poškození pohyblivost a síly, zlepšení výkonu a provedení běžných i nadstavbových činností, redukce bolestivosti pohybového systému, dle studií o 10-50%, a v neposlední řadě i minimalizace poruch s vazbou na bolest – tzn. afektivní poruchy spojené se strachem a úzkostí. Gibbons a Commerford (2001b, s. 32) dávají tento analgetický vliv s dopadem i na afektivní procesy do souvislosti jednak s endorfinovým mechanismem, neurologickou a fyziologickou desenzitizací bolest produkujících tkáním, ale také s placebo efektem, kdy klient věří, že cvičením se stane silnější a zdatnější. Mimo to pacient aktivně cvičící, vykazuje celkově kladnější přístup ke svému problému i celé terapii. Nejvyššího vrcholu analgetického efektu se dosahuje během prvního až druhého dne, kdy postupně ustává, což může způsobit další bolestivý nárůst, proto je při akutních i chronických bolestech nutná pravidelnost cvičení (Rainville, 2004, s. 111). Celkový přínos cvičení se odvíjí i od toho, kde probíhá, neboť vyššího efektu sledovaném na poklesu bolesti se dosáhlo, pakliže pacienti cvičí ve vedené skupině či individuálně s dohledem. Zda se tento fakt odvíjí od kvalitnějšího provedení díky možnosti kontroly, nebo se jedná o stimulační efekt skupiny či dohledu není zmíněno.

Otázkou však zůstává, jak koncipovat cvičební program tak, aby splňoval charakter adekvátně vedené zátěže s žádaných protektivním a léčebným efektem. Ferrari a Russel (2003, s. 64) v závěru své studie hodnotící efekt kineziterapie u pacientů s funkčními změnami a bolestmi krčního regionu páteře tvrdí, že důležitější než to, jakým způsobem pacient cvičí, je sám fakt, že vůbec cvičí. Proti tomuto názoru lze postavit výsledek studie Videmana et al., který uvádí ve svém review article Rainville et al. (2004, s. 107). Zde se ukázalo, že běžné sportovní volnočasové aktivity nemají na prevenci i terapii bolesti osového orgánu signifikantní vliv. Stejný autor uvádí výsledky studie Torstensa et al. (1998) srovnávající efekt aktivního kineziprogramu, pasivních fyzioterapeutických technik a efektu chůze. Hodnoceným parametrem se stal pokles hladiny bolestivosti, který byl s 30 % změnou nejpatrnější u první skupiny a nejnižší s 9 % u skupiny „chodců“. Zdá se tedy, že pohybová terapie v kontextu vertebrogenních poruch skutečně musí splňovat určitá kritéria.

Často se porucha pohybového systému se svými důsledky vztahuje ke snížené svalové síle, nicméně, jak již bylo řečeno, povětšinou se jedná o dysfunkci stabilizace, samotné nebo v kombinaci s dysfunkcí síly (Gibbons, Commerford, 2001b, s. 33). Tato

mylná domněnka může zásadně ovlivnit celou koncepci tréninku. Nastavení jednotlivých segmentů se odráží od spolupráce globálních a lokálních stabilizátorů. Pro optimální stabilizaci kloubu v neutrální pozici i možnost disociovaného pohybu je příhodnější použití minimální síly a náboru malých motorických jednotek, jež korespondují zejména s lokálními stabilizátory. Běžně používané cvičební programy však povětšinou využívají velké síly, prioritně zaměřené na velké motorické jednotky globálních svalů, jež jsou ze své podstaty ty aktivnější a silnější. Proto se opakovaný „silový stres“ více negativně odráží v systému lokálních stabilizátorů, které nemají takovou výbavu čelit tomuto stresu (Gibbons, Commerford, 2001b, s. 28, 33). Stejní autoři dokládají s odkazem na Richardsona a Hodgese (1999) nevhodnost použití silově zaměřeného cvičení při terapii stabilizační dysfunkce na příkladu m. transversus abdominis, kde posilování přímo zhoršuje či prolouhuje jeho postižení. V podstatě dochází k tomu, že cvičením s velkými silovými nároky v rámci rehabilitační intervence se jen zvyšuje celkový podíl zátěžových aktivit během celého dne. Navíc výrazné zvýšení silové aktivity narušuje možnosti řízeného kontrolovaného rotačního pohybu, jenž je nezbytný pro disociaci pohybu. Optimální silové nároky cvičení se proto pohybují pod hranicí 25 % maxima (Gibbons, Commerford, 2001b, s. 33; Rainville et al., 2004, s. 109). Použití převážně silově zaměřeného tréninku se v rámci terapie vertebrogenních poruch nedoporučuje vzhledem ke zmíněným rizikům i tím, že ve své podstatě neřeší základní problém, svůj efekt má však u výrazně oslabených inaktivních osob, jež z něj mají největší benefit (Gibbon, Commerford, 2001b, s. 32).

S postupující prioritní aktivací lokálních stabilizátorů je optimální zvýšit kladený silový odpor nutný k oslovení stabilizátorů globálních, neboť i ty mají svou roli v pohybovém programu. V tuto chvíli je tedy vhodné doplnit stávající cvičení jdoucí v duchu komplexního centračně stabilizačního programu o prvky kladoucí silové nároky (Gibbons, Commerford, 2001b, s. 31, 33). Efekt tohoto silově náročnějšího cvičení se v rámci komplexní kineziterapie dostavuje při četnosti jednou i třikrát týdně bez významných rozdílů, alespoň dle Rainvillie et al. (2004, s. 110). Tento typ tréninku evokuje v iniciálních fázích nárůst svalové síly, nicméně bez doprovodného růstu svalu jako takového, což se dává do souvislosti s neurální adaptací (Conley et al., 1997, s. 2110). Vedle tohoto se zmiňuje dosah této koncepce cvičení i do změny řízení náboru jednotlivých svalů, jenž se zřejmě zakládá na ovlivnění senzitivity svalových receptorů či disinhibici protektivních mechanismů. Výsledkem této změny je nábor svalů

prioritních pro daný pohyb. Prioritních z pohledu energetické ekonomizace daného pohybu (Conley et al., 1997, s. 2109).

Další důležitou komponentou cvičebního programu je strečink, tedy protažení, obnovující poškozenou flexibilitu a rozsah pohybu odvozeného od normy vztažené k pacientovi samotnému. Bezpečný strečink v kontextu vertebrogenní problematiky nemá působit významný diskomfort. Rainville et al. (2004, s. 109-110) shrnují jednotlivé druhy protažení. Dynamická forma je naprosto nevhodná, neboť nadměrně aktivuje svalová vřeténka a provokuje ochranný stretch reflex. Nejúčinnější formou je protažení vycházející z proprioreceptivní neuromuskulární facilitace, nicméně jeho nevýhodou je závislost na přítomnosti terapeuta či školeného partnera, čímž je nepraktický pro domácí použití. Statický strečink přináší kýžený efekt bez vzniku obranných reflexů, je vhodný pro domácí použití, pakliže splňuje určitá pravidla – sval nemá během protažení současně plnit antigravitační nosnou funkci, tak jak je často vidět u strečink sportovců, k změně flexibility uvnitř svalu dochází až po 30 vteřinách, od čehož se odvozuje nejkratší efektivní doba trvání. Přínos technik pracujících s protažením svalu Rainville et al (2004, s. 109) nachází dle výsledků studií při aplikaci třikrát, ideálně pětkrát týdně. Stejný autor uvádí, že se flexibilita v oblasti trupu u vertebrogenních pacientů pravidelným protahováním zlepšila v průměru o 20 %.

Koncepce vhodně sestavené kineziterapie vertebrogenní problematiky vychází z individuálního kineziologického i klinického obrazu daného pacienta, nicméně vždy by měl sledovat výše zmíněné atributy – adekvátně dozované prvky silové zátěže a protažení doplňující centračně stabilizační cvičení, jehož pravidla respektují. Všechny znaky jednotlivých součástí tréninku byly v textu zmíněny.

#### 2.2.2.4 Vybrané studie zaměřující se na srovnání efektů jednotlivých terapeutických postupů

▣ *Simon Wilson – souhrn studie (2001, s. 300)*

Studuje:

- efekt cíleného cvičebního programu a spinální manipulace
- samostatně a v kombinaci

Skupina:

- 191 pacientů ve třech skupinách

Skupina 1 – manipulace krční páteře s návazností na globálně zaměřený cvičební program pro oblast krku a horní apertury hrudníku po 45 minutách, Skupina 2 – cvičení na strojích založené zejm. na flexích, extenzích a rotacích krční páteře, Skupina 3 – manipulace jako u skupiny 1 s návazností „falešné elektroléčby“ po 45 minutách

Výsledek:

Vyšetření následující okamžitě po terapii ukázalo u všech skupin stejné zlepšení, po 12 měsících bylo u všech skupin zjevné významné zlepšení v rámci pohyblivosti, nicméně první skupina měla nejlepší výsledky, navíc efekt terapie přetrval déle. V první a druhé skupině patrné významné zlepšení týkající se redukce bolesti. Dále se ukázalo, že cvičení, ať již s nebo bez manipulace je účinnější než manipulace samotná. Rozdíly mezi jednotlivými skupinami se projevily v delším časovém horizontu.

▣ *Gwendolen Jull – souhrn studie (2001, s. 215)*

Studuje:

- efektivitu multimodální léčby (cervikotorakální stabilizační cvičení, relaxační trénink, behaviorální terapii a trénink posturální kontroly a oční fixace) a domácího cvičebního programu, hodnocení subjektivní škály bolesti
- atributy multimodálního postupu: dvakrát týdně, 45 minut, 12 týdnů, pod vedením dvou fyzioterapeutů

Výsledek:

Závěr studie hovoří v prospěch multimodální terapie vedené fyzioterapeutem, ačkoliv oba postupy nesou zlepšení stavu klienta.

▣ *Ferrari, Russell (2003, 64-65)*

Studuje:

efekt spinální manipulace a aktivního cvičení

Výsledky:

Srovnatelné s ostatními studii – zlepšení stavu klienta je výraznější u skupiny s aktivním cvičebním programem než tam, kde se užilo pouze manipulace. Zároveň však autoři podotýkají, že typ cvičení je méně důležitý než fakt, že klient vůbec cvičí.

▣ *Viljanen et al. (2003, s. 1-5)*

Studuje:

srovnává efekt dynamického svalové tréninku (aktivuje velké svalové skupiny horního hrudního a krční regionu s relativně velkou silovou zátěží s následným protažením), relaxačního tréninku (progresivní relaxační metody, autogenní trénink, funkční relaxaci) s kontrolní skupinou bez speciálního cvičení (pouze běžná denní aktivita) změnu intenzity bolesti, funkčnosti krční páteře, rozsahu pohybu, subjektivní pracovní schopnosti a dynamické svalové síly

Skupina:

393 žen s nespecifickými bolestmi krční páteře

Výsledky:

U obou skupin se specifickým tréninkem došlo k rychlejšímu růstu rozsahu pohybu z pohledu rotace a lateroflexe, nicméně však k jiným signifikantním rozdílům ve změně sledovaných parametrů nedošlo. Terapeutický „propad“ dynamického svalového tréninku odpovídá poznatkům o nutnosti adekvátního obecně nižšího silového zatížení začleněného do celého stabilizačního cvičení, tak jak je popisuje Gibbons a Comerford (2001, 28-33), který u tohoto přístupu patrný nebyl. A samy relaxační metody nejsou dostatečné ke spuštění neurofyziologických regulací nutných k změně aktivační hladiny svalů.

▣ *Ylinen et al. (2003, s. 2509-2516)*

Studuje:

- efekt intenzivního izometrického silového cvičení (skupina 1), dynamického endurance tréninku (skupina 2) a cvičení v domácích podmínkách dle psaných instrukcí respektujících základní trénink skupin 1, 2 (kontrolní skupina)  
- program skupiny 1, 2 doplněn o strečink horního hrudního a krční regionu pod fyzioterapeutickým vedením (třikrát týdně, 20 minut), aerobní trénink ve skupině (třikrát týdně, 30 minut), lekce relaxačních technik, praktickou ergonomii a čtyři manuální terapie

Výsledek:

Všechny skupiny ve svém výsledku dosáhly zlepšení rozsahu pohybu krční páteře, nicméně jenom skupiny I a II dosáhly znatelného zlepšení rozsahu rotace, jejíž přítomnost je pro funkci páteře zásadní. Funkční charakteristika krční páteře definovaná autory svalovou silou a rozsahem pohybu dosáhla většího zlepšení obou skupin ve

srovnání s kontrolní. U všech skupin také poklesla množství užívaných analgetik, s více evidentním poklesem u skupin I, II. Výsledky studie hovoří v jasný prospěch multimodální terapie jejíž základem je přesně cílené aktivní cvičení. Běžný strečink či aerobní cvičení samo o sobě nemá významný vliv na funkční vlastnosti ani bolestivost daného regionu. Autoři dále poukazují na benefit této koncepce terapie, kdy se aktivní cvičení dá přenést i do domácích podmínek, což uzavírá její návaznost.

## PRAKTICKÁ ČÁST

### 3 CÍLE A HYPOTÉZY

Má diplomová práce je vypracovaná s několika cíly, jimiž jsou:

1. Porovnání aktivity svalů s tendencí k hyperreaktivitě vztahujících se k dysbalanci typu horního zkříženého syndromu u skupiny pacientů trpících respiračním onemocněním s kontrolní skupinou zdravých jedinců pomocí povrchové elektromyografie /PEMG
2. Na vybraných situacích běžného dne potvrdit či vyvrátit patologický dopad možné diskrepance svalového napětí.

Hypotéza práce:

Je známo, že se respirační onemocnění pojí se vznikem svalové dysbalance v oblasti horního trupu ve smyslu horního zkříženého syndromu definovaným Jandou. Tato svalová dysbalance ovlivňuje jak statiku, tak dynamiku zmíněné oblasti. Předpokládáme, že se její důsledky projeví rozdílným svalovým napětím v různých posturálních situacích a úkonech mezi skupinou nemocných a kontrolami.

H1: Svalová aktivita zkoumaných svalů pletence ramenního a šíje u pacientů s chronickým respiračním onemocněním bude vyšší oproti zdravým jedincům.

H2: Pozice těla (stoj, stoj s flexí paže) s výraznější aktivitou posturálních svalů vede k hypertonii svalů pletence ramenního a šíje oproti zdravým jedincům.



## 4 METODIKA

### 4.1 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci. Povrchová elektromyografie (PEMG) je vyšetřovací metodou, jež díky elektrodám umístěným na kožním povrchu snímá změny svalových akčních potenciálů sloužících jako indikátory náboru vyšetřovaných svalů (Kasman, 2002).

Jedná se o aktivitu elektrickou, nikoliv mechanickou, protože amplituda elektrické aktivity neodpovídá svalové síle.

Akční potenciál /AP/ je elektrickou aktivitou motorické jednotky. Působením vzruchu nadprahové hodnoty, jenž zvýší permeabilitu membrány pro sodíkové kationty, které svým průnikem do buňky narušují její klidovou polarizaci. Uvnitř buňky roste pozitivní náboj a dochází k postupnému rozvoji AP. Těsně před dosažením vrcholu se však pomalu otvírají kanály pro draselné kationty vracející elektropozitivitu zpět do negativních hodnot (Rokyta et al., 2000, s. 232). Pro volní aktivaci svalu se nervem šíří AP vznikající v motorickém kortexu pyramidovou drahou k buňkám předních rohů míšních, kde je předáván motoneuronům. Odtud je veden k jednotlivým svalovým vláknům a dále se šíří po jejich membránách (Keller, 1999, s. 24). Kontrakce každého svalového vlákna náležícímu k určité motorické jednotce je děj jednorázový, což znamená, že jeden vzruch vyvolá po uplynutí latentní doby pouze jednu kontrakční vlnu, jejíž mechanická reakce u kosterního svalu spadá do sestupné části AP (Rokyta et al., 2000, s. 252). Motorické jednotky svalu se kontrahují asynchronně, svými kontrakcemi však na sebe navazují (DeLuca, 2008, s. 5). Nábor motorických jednotek koreluje s úrovní svalové síly. DeLuca (2008, s. 6) popisuje určité funkční odlišnosti mezi motorickými jednotkami dříve a později aktivovaných. U skupiny s dřívějším nábořem je patrná vyšší hladina rychlosti „pálení“ a charakter tetanické kontrakce narozdíl od skupiny druhé.

U PEMG elektromyografický signál tvoří sledu akční potenciály motorických jednotek snímaných dvěma povrchovými elektrodami – aktivní a referenční – v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Akční potenciál se šíří nejen svalovou

tkání, ale také podkožím. Tyto faktory se podílejí na vzniku celé řady přidružených změn zásadně ovlivňujících celý záznam a jeho interpretaci (Beck, s. 2).

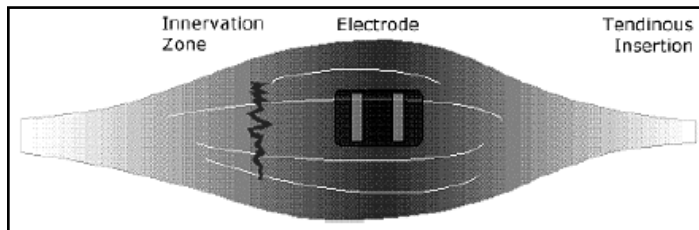
Vzhledem k zmiňované vysoké asynchronnosti jednotlivých motorických jednotek jsou naměřené frekvence vyšší a nepravidelné. Vytvořený signál má tvar vln s nízkou amplitudou, proto je dále přístrojově zesílen. Stejnou nepravidelnost i průběh jeví celá křivka, neboť místo prosté sumace jednotlivých výbojů dochází k jejich interferenci. Interference probíhají v prostorovém vodiči zahrnující sval, kůži a elektrody. Záznam PEMG informuje o průběhu rozdílu napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, neposkytuje však bližší informaci o elektrické aktivitě jednotlivých motorických jednotek vyšetřovaného svalu (Bishop, Pathare, 2004, s. 63). Na rozdíl od jehlové EMG však poskytuje globálnější pohled na činnost sledovaných svalových skupin. Je to díky větší snímané ploše. PEMG hraje zásadní roli při sledování charakteru svalové aktivace, a to za statických i dynamických podmínek, jak ve svalu samotném, tak i ve vazbě k ostatním svalovým skupinám. Zachycuje počátek svalové činnosti i změny v jejím průběhu, například v kontextu změn silových nároků na jednotlivé svaly, v časování aktivity v rámci funkčních skupin, ale i nástupu únavových procesů (Beck, 2; Bishop, Pathare, 2004, s. 67).

Kvalita záznamu se odvíjí od technických parametrů, jimiž je optimální nastavení přístrojů, zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách, zabránění artefaktů a zajištění vhodného snímacích bodů na svalu. Nejčastější příčinou nechtěných artefaktů znehodnocujících záznam je přítomnost elektrických šumů vzniklých z elektroniky přístroje samotného, z okolních zdrojů elektromagnetického vlnění, pohybových artefaktů - mechanických vlivů okolí zakládajících se na proměnné velikosti přechodového odporu mezi elektrodou a kůží, artefaktů vzniklé záznamem napětí z jiného svalu, pohybu kabelů či nekvalitního kontaktu elektrody a snímané plochy (De Luca, 2002, s. 3).

Právě umístění elektrod hraje v získání kvalitního záznamu zásadní roli. De Luca (2008, s.15) doporučuje umístit snímací elektrody mezi motorický bod a šlachový úpon, nebo mezi motorické body. V obou možnostech podél longitudinální středovou osou svalu. Podélná osa elektrody má ležet paralelně s podélnou osou průběhu svalových vláken (Obrázek 6). Zemnicí elektroda se umísťuje na elektricky neutrální tkáň, a to co nejdále je možné. Nejčastěji na kostěný výběžek.

## Obrázek 6

Znázornění umístění snímací elektrody dle De Lucy (2002, s. 8)



Výpovědní hodnotu získává EMG signál až po dalším zpracování. Patří sem možnosti úprav: filtrace, rektifikace, offset a vyhlazení amplitudy. Filtrací vyloučíme frekvence nižší než 20 Hz, vyšší než 500 Hz a dále frekvenci střídavého proudu pokud není odfiltrován hardwarově. Nastavením offsetu docílíme předpokladu, že EMG signál je střídavý s oscilující stejnou měrou do kladných i záporných hodnot. Rektifikace vytvoří absolutní hodnoty ze všech registrovaných amplitud, tzn. převede záporné hodnoty do kladných (Bishop, Pathare, 2004, s. 66-67).

### 4.2 Výběr probandů

Do našeho výzkumu bylo zahrnuto celkem 20 probandů rozdělených do dvou skupin; kontrolní /K/ a skupiny probandů s respiračním onemocněním /P/. Kritériem výběru pro začlenění do kontrolní skupiny byla nepřítomnost chronického respiračního a myofasciálního postižení v anamnéze, či jakéhokoliv jiné problematiky, u níž je známá vazba na vznik svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu. Kritériem výběru pro začlenění do skupiny pacientů bylo chronické respirační onemocnění, u něhož již vznikla zmíněná svalová dysbalance. Průměrný věk kontrolní skupiny byl 24,5 ve spektru od 23 do 27 let. Věk skupiny pacientů s chronickým respiračním onemocněním se pohyboval v rozmezí od 22 do 66 let, s průměrem 41,7 let. Přítomnými respiračními onemocněními byla v pěti případech cystická fibróza, ve dvou chronická plicní obstrukční nemoc, a po jednom zastoupení plicní fibrózy a respirační insuficienci po předcházející kardiální operaci.

### 4.3 Metodika postupu vyšetření

Vyšetření všech probandů probíhalo ve funkční laboratoři kliniky rehabilitace FNM s využitím 16ti kanálového polyelektromyografu „Myosystem 1400 A“ firmy Noraxon.

Klinický experiment se snažil zmapovat charakter aktivace vybraných svalů, jimiž byly m. pectoralis major, m. sternocleidomastoideus a m. trapezius pars descendens, během běžných denních činností. U všech těchto svalů je známá biomechanické a funkční propojení na oblast horní apertury hrudníku, pletence ramenního a krční páteře. M. pectoralis major byl vybrán vzhledem k jeho vazbě na ramenní kloub, m. sternocleidomastoideus na základě spojitosti s dechovými chováním a funkcí krční páteře a m. trapezius pars descendens kvůli úzké vazbě na statiku i dynamiku pletence ramenního, hrudní a krční páteře. Vybranými pohybovými sekvencemi je sed, stoj, a stoj s flexí ramenního kloubu. Flexe ramenního kloubu byla vybrána díky spojitosti s úchopovou funkcí horní končetiny.

Samotnému vyšetření předcházela příprava probanda; odložení rušícího oděvu a obuvi, očištění, odmaštění a eventuelní depilace adnxy, přilepení elektrod a kontrolní záznam křivky. Dodrželi jsme doporučení zmiňující se o výhodnosti počátku měření až po několika minutách, co jsou elektrody přilepené, vzhledem k redukci možných artefaktů. Elektrody jsme umístili dle doporučení De Lucy (2002, s. 8) a standardů dostupných v programu Master Edition firmy Noraxon (Obrázek 7, 8, 9). Největším problémem bylo umístění elektrody snímající aktivitu z m. pectoralis major, neboť se do záznamu promítala srdeční akce. U každého jedince je sklon a umístění srdečního hrotu jiné, proto i v umístění elektrody byla největší variabilita. Navíc podotýkáme, že v rámci měření aktivity m. sternocleidomastoideus můžeme do určité míry hodnotit i aktivity povrchově přidružených svalů regionu, jako jsou např. mm. scaleni, neboť možnosti PEMG nedovolí v této oblasti selektivní vyšetření. V našem případě, je tento fakt však spíše výhodou než naopak.

Před započítáním vyšetření bylo třeba co nejvíce standardizovat průběh měření. Sed byl korigován variantou bez opory hrudníku, neboť zkušební měření sedu s opřením u kontrolní skupiny prokázala zvýšenou klidovou aktivaci m. trapezius pars descendens i m. pectoralis. Další korekcí bylo postavení plosky nohy, tak aby talocrurální skloubení a kolenní kloub byly ve svislé ose a zároveň s tím bylo možné docílit tříbodové opory plosky nohy bez obuvi. K přechodu do stoje jsme zainstruovali probandy k taktice

sekvence bez vzepření horních končetin, provedení flexe paže trvalo 5 sekund. Každou pozici si vyšetřovaní předem vyzkoušeli, při samotném měření v každé z nich setrvali 20 sekund. Každý cyklus sed – stoj – stoj s flexí paže jsme měřili třikrát po sobě. Konečná hodnota, kterou jsme dále statisticky zpracovávali, byla průměrem dílčích výsledků.

### Obrázek 7, 8, 9

Znázornění umístění elektrod dle instrukcí De Lucy (2002) a manuálu firmy Noraxon.

Zdroj: fotodokumentace autorky



Obr. 7



Obr. 8



Obr. 9

## 4.4 Metodika zpracování a hodnocení EMG signálu

Při samotném měření jsme nejprve použili funkce offset tak, aby křivka probíhala symetricky do kladných i záporných hodnot. Před dalším zpracováním signálu bylo nutné záznam plně rektifikovat a odfiltrovat. Pro srovnání hodnot aktivace jednotlivých svalů v průběhu pohybové sekvence sed – stoj – stoj s flexí paže jsme použili analýzu programem „Average activation“, jehož výsledkem bylo srovnání svalové aktivity sedu vůči stoju a stoju vůči stoju s flexí paže. Z těchto hodnot již bylo možné odečíst výsledky během jednotlivých sekvencí. Program sloupcovými grafy znázornil charakteristiku svalové aktivace na základě číselných hodnot „mean“ (střední hodnota aktivace měřená v mikrovoltech), „input“ (procentuální podíl aktivity daného svalu v provedeném pohybu) a „peak“ (maximální amplituda měřená v mikrovoltech). V dalším hodnocení jsme použili právě hodnoty „input“, neboť nejvíce odráží funkční zapojení do sledovaného pohybové sekvence.

#### 4.5 Metodika analýzy dat

Klinický experiment srovnával míru svalové aktivity podléjící se na vybraných aktivitách sedu – stoje – a stoje s flexí paže u třech vybraných svalů mezi kontrolní skupinou zdravých jedinců a probandy s chronickým respiračním onemocněním. Z pohledu statistiky se jedná o dva nezávislé výběry o malém počtu sledovaných probandů, proto jsme k jejich hodnocení použili *dvouvýběrový t-test*. Výsledky byly zpracovány statistickým programem *R verze 2.7.1*.

Předpoklady:

- Nezávislost výběru
- Výběry pochází z normálního rozložení (bylo ověřeno a platí)
- Shodnost rozptylů (ověřeno podle krabicového grafu – boxplotu – vyjadřující tvar rozdělení, střední hodnoty a variabilitu, na druhé straně je však třeba zmínit, že tento test není citlivý na nesplnění tohoto předpokladu, obzvláště v případě stejného rozsahu výběru, což v našem případě platilo.

První hypotéza práce zní „Svalové napětí zkoumaných svalů pletence ramenního a šíje u pacientů s chronickým respiračním onemocněním bude vyšší oproti zdravým jedincům“. Srovnání proběhlo ve třech situacích: sedu, stoji a stoji s následnou flexí paže. K přijetí či vyvrácení této hypotézy jsme museli nejprve stanovit *nulovou hypotézu /H<sub>0</sub>/* a *alternativní hypotézu /H<sub>A</sub>/*. Alternativní hypotéza přesně vymezuje situaci, do jaké se dostaneme v případě neplatnosti nulové hypotézy.

*H<sub>0</sub>*

- není rozdíl mezi nemocnými a zdravými v aktivitě m. pectoralis major (stejně pro m. sternocleidomastoideus, m. trapezius pars descendens) v sedu, stoji a stoji s flexí paže

*H<sub>A</sub>*

- zdravý člověk má aktivitu m. pectoralis major (stejně pro m. sternocleidomastoideus, m. trapezius pars descendens) v sedu, stoji a stoji s flexí paže nižší než nemocný

Po formulaci těchto hypotéz jsme spočítali pravděpodobnost, s jakou bychom mohli obdržet pozorovaná data nebo data stejně, či ještě více odporující nulové hypotéze, za předpokladu, že je nulová hypotéza pravdivá. Tato pravděpodobnost se

nazývá dosažená hladina významnosti, tzv. p-hodnota. Čím menší p-hodnota je, tím méně důvěryhodnější nulová hypotéza je.

Výsledky jsme dvouvýběrovým t-testem testovali na hladině spolehlivosti 5 %. Pro interpretaci v praxi to znamená, že pokud bude výsledná p-hodnota /tzn. hladina významnosti/ menší než 5 % (jinak také 0,05), pak můžeme zamítnout nulovou hypotézu.

## 5 VÝSLEDKY

**Tabulka 4**

Grafické znázornění výsledků polyelektromyografického měření znázorňující aktivitu vybraných svalů ve třech pohybových činnostech mezi skupinou zdravých a pacientů s chronickým respiračním onemocněním.

m. pectoralis major	sed [ %]		stoj [ %]		stoj+flexe [ %]	
	K1	P1	K2	P2	K3	P3
1	35,2	33,37	30,1	26	34,5	55,3
2	41,9	33,8	42	33,1	40,7	50,1
3	22,6	33,3	22,5	29,5	45,7	28,2
4	38,8	33,5	34,8	33,3	31,7	50,5
5	40,8	15,7	43,7	18,5	50,7	18,2
6	42,1	30,4	39,8	30,7	29,3	34,8
7	49,4	36	49,3	32,9	52,8	35,4
8	46,1	13,9	41,9	15,7	34,5	17,3
9	22,2	50,7	16,9	43	36,4	30,7
10	37,6	36,6	37,3	35,9	26,2	51,8
m. SCM	sed [ %]		stoj [ %]		stoj+flexe [ %]	
	K4	P4	K5	P5	K6	P6
1	24,7	25,63	26,9	23,9	19	12,7
2	29,2	32	25,7	26,7	22,8	28,9
3	17,9	24,2	16	22,2	14,5	29,2
4	27,8	27,2	24,5	23,5	18,1	17,4
5	26,8	23,1	22,9	18	9,37	14,4
6	24,1	30	23,7	31,7	16,4	25,7
7	27,6	29,5	27,9	29,2	21,4	16,3
8	27,2	11,6	24	12,9	15,9	12,3
9	12,9	23,6	9,3	22,6	7,6	11,4
10	30,7	31,3	29	31,4	5,8	20,7
m. trapezius	sed [ %]		stoj [ %]		stoj+flexe [ %]	
	K7	K7	K8	P8	K9	P9
1	40	44	42,8	50,1	46,5	31,7
2	38,2	34,2	32,2	40,2	36,1	27,1
3	59,4	42,5	61,3	48,2	40	42,6
4	55,7	39,4	40,7	43,2	50,1	32
5	32,4	60,5	33,4	63,7	40	67,6
6	33,8	39,6	36,5	37,6	54,4	39,5
7	23	34,5	22,7	43,2	25,8	48,4
8	26,7	74,5	34,3	70,2	49,6	70,4
9	64,8	25,8	73,9	32,8	56	57,8
10	31,7	32,2	33,7	32,7	68	51,8



**Komentář k Tabulce 4**

V prvním sloupci tabulky je označen sledovaný sval a pořadí probandů (pro zdravé i nemocné stejný sloupec) v jakém byli měřeni. Hodnoty kontrolní skupiny nemocných jsou barevně rozlišeny tak, že sloupcům výsledků náležícím zdravým jedincům přísluší žlutá barva, nemocným modrá. Hodnoty uvádíme v pořadí tak, jak byly naměřeny, neboť při jejich zpracování nehraje pořadí roli. Číselná hodnota vyjadřuje procentuální podíl svalové aktivity, jakou se daný sval na sledovaném pohybu podílí – tzv. input. Sloupce označené písmeny K a P představují skupinu kontrol a pacientů. Kombinace K a P s číslicí 1-9 hraje roli v dalším zpracování, kdy označují jednotlivé hodnocené situace – měříme aktivitu třech svalů ve třech pohybech, odtud tedy devět situací pro statistiku.

**Tabulka 5**

Výsledky testování dvouvýběrovým t-testem a jejich interpretace.

P-hodnota stanovena na 0,05

K1-P1: aktivita m. pectoralis major v sedu

K2-P2: aktivita m. pectoralis major ve stoji

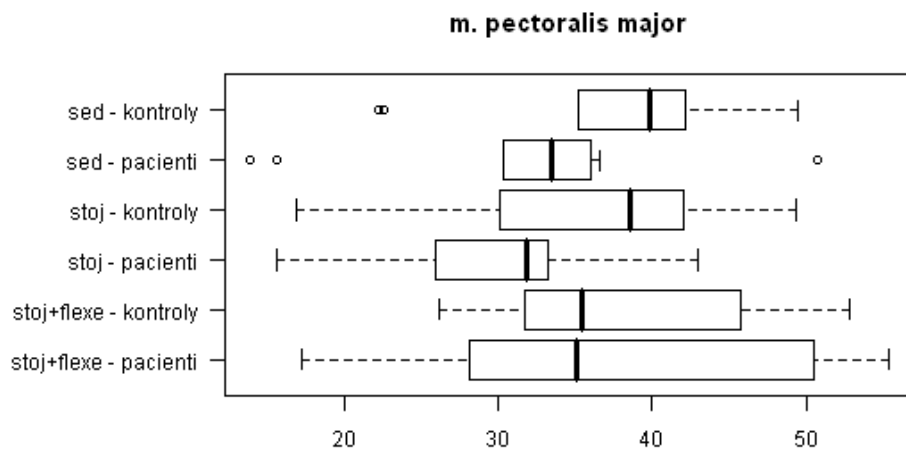
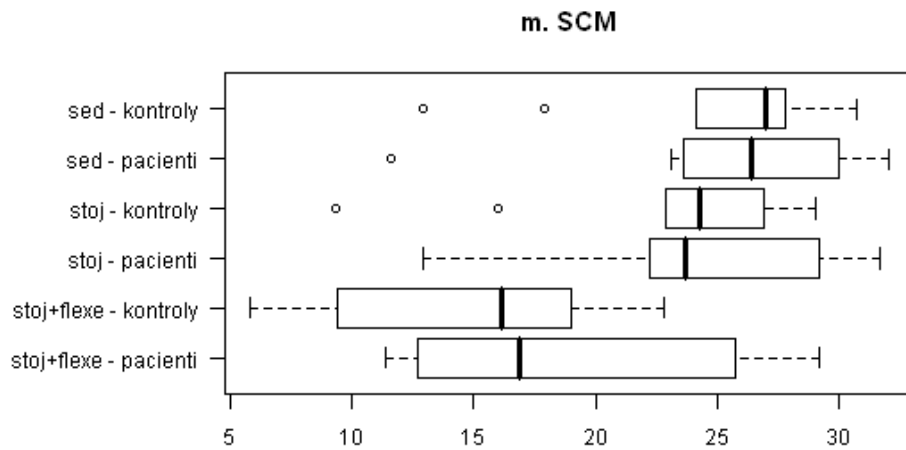
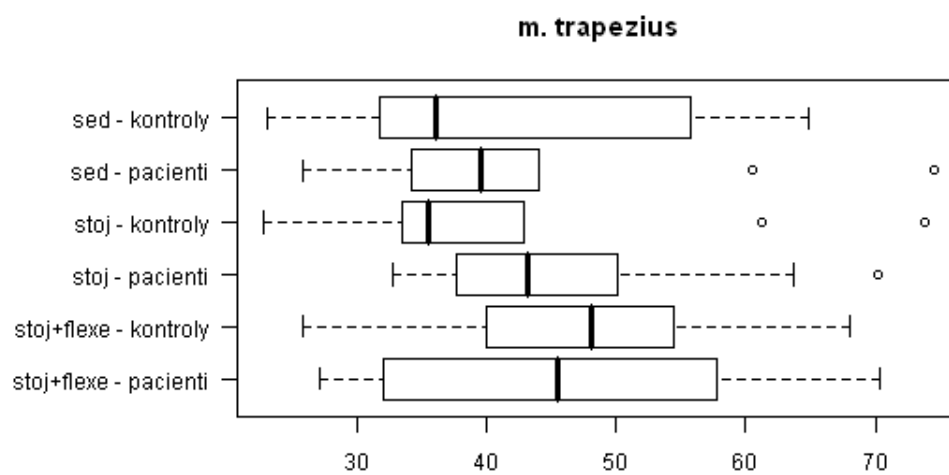
K3-P3: aktivita m. pectoralis ve stoji s flexí paže

Obdobně platí pro m SCM (K4P4-K6P6) a m. trapezius pars descendens (K7P7-K9P9).

Test pro	p-hodnota	Resumé
K1, P1	0.9044	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K2, P2	0.9197	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K3, P3	0.5754	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K4, P4	0.3612	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K5, P5	0.3258	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K6, P6	0.0981	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K7, P7	0.3715	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K8, P8	0.2142	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným
K9, P9	0.4844	$H_0$ nezamítáme, tj. <b>není rozdíl</b> mezi zdravým a nemocným

**Graf 1, 2, 3**

Krabicové grafy, tzv. boxploty, graficky znázorňují výsledky statistického testování o zřejměně Tabulkou 5. Na ose  $x$  znázorňuje příslušnost ke skupině a měřenému pohybu, osa  $y$  číselně znázorňuje hodnotu procentuálního podílu svalové aktivity daného svalu v rámci provedeného pohybu. Sledovaný sval je popsán v horní části tabulky. Střední čára „krabice“ značí medián, její hranice pak představují 1. a 3. kvartil. Konce úseček pak dosah extrémních hodnot.

**Graf 1****Graf 2****Graf 3**

**Tabulka 6, 7, 8**

Znázornění dynamiky aktivace měřených svalů oproti nižší poloze, tzn. srovnává sed vůči stojí a stojí vůči stojí s přidruženou flexí paže.

Značky ▲, ▼, = znázorňují nárůst, pokles a neměnnost aktivity

m. pectoralis major	stoj [ %]		stoj+flexe [ %]	
	K2	P2	K3	P3
1	▼	▼	▲	▲
2	=	=	▼	▲
3	=	▼	▲	▼
4	▼	=	▼	▲
5	▲	▲	▲	=
6	▼	=	▼	▲
7	=	▼	▲	▲
8	▼	▲	▼	▲
9	▼	▼	▲	▼
10	=	=	▼	▲

m. SCM	stoj [ %]		stoj+flexe [ %]	
	K5	P5	K6	P6
1	▲	▼	▼	▼
2	▼	▼	▼	▲
3	▼	▼	▼	▲
4	▼	▼	▼	▼
5	▼	▼	▼	▼
6	=	▲	▼	▼
7	=	=	▼	▼
8	▼	=	▼	=
9	▼	=	▼	▼
10	▼	=	▼	▼

m. trapezius	stoj [ %]		stoj+flexe [ %]	
	K8	P8	K9	P9
1	▲	▲	▲	▼
2	▼	▲	▲	▼
3	▲	▲	▼	▼
4	▼	▲	▲	▼
5	=	▲	▲	▲
6	▲	▼	▲	▲
7	=	▲	▲	▲
8	▲	▼	▲	=
9	▲	▲	▼	▲
10	▲	=	▲	▲

*Interpretace výsledků ve vztahu k hypotézám práce:*

Tabulkové zpracování jasně dokládá výsledky. První hypotézu práce hovořící o rozdílech v míře svalové aktivace mezi skupinou zdravých a respiračně nemocných probandů, a to ve všech třech sledovaných situacích v souvislosti se všemi třemi měřenými svaly, se nepodařilo potvrdit. Tuto skutečnost dokládá nejen statistický výsledek, ale i průběh samotného měření, kdy v rozložení naměřených hodnot nebyl významný rozdíl. Příkladem uvádíme již první měřenou situaci, aktivitu m. pectoralis major v sedu. V kontrolní skupině se naměřené hodnoty procentuálního podílu aktivace daného svalu pohybují v intervalu 22,2 – 49,4 % ve srovnání s obdobným výstupem skupiny nemocných, kde toto rozmezí nabývá hodnot 13,9 – 50,7 %, což nečiní zásadní odlišnost. Stejná situace panuje u téhož svalu i v případě stoje; hranice kontrol 22,5 – 49,3 versus nemocní s 15,7 – 43 %. Zde je na hodnotách minima a maxima hodnot demontovatelný dokonce pokles aktivity, nicméně je nutné upozornit, že na tomto nelze hodnotit dynamiku aktivity v kontextu průběhu pohybu. Stoj s přidruženou flexí paže u stejného svalu vypadá takto, rozmezí aktivity zdravých jedinců činí 26,2 – 52,8 %, nemocných 17,3-55,3 %. Analogické výsledky nalzáme i v ostatních situacích, které jsou k dohledání ve výše uvedených Tabulce 4. S ohlednutím na velikost p-hodnot se ukazuje, i když statisticky nevýznamně, že v aktivitě m. pectoralis major jsou napříč oběma sledovanými skupinami „nejmenší“ rozdíly. „Největší“ rozdíl, opět však matematicky nevýznamný, se objevuje v případě šestého hodnoceného parametru, a to aktivity m. sternocleidomastoideus ve stoji s následnou flexí paže.

K potvrzení druhé hypotézy jsme bohužel neměli k dispozici přesné statistické testy. Jsme si vědomi, že její potvrzení či vyvrácení se nezakládá na matematicky objektivizovaných postupech, nicméně i tak se k jejím výsledkům můžeme vyjádřit. K jejímu hodnocení využíváme grafické zpracování demonstrovatelné na Grafech 1, 2, 3. V této věci přihlížíme i ke skutečnosti, že první hypotézu jsme z pohledu statistiky nemohli potvrdit. Analyzovaná data k řešení druhé hypotézy jsou stejná jako ta, co přinesla výsledky hypotézy první, proto je možné se domnívat, že i eventuelní statistické hodnocení by přineslo stejný výstup – tedy nepotvrzení hypotézy.

Z pohledu Grafu 1 vyplývá, že se m. pectoralis major namáhá ve všech případech obdobně, bez významné závislosti na provedené poloze, a to v obou skupinách. Aktivita m. sternocleidomastoideus (Graf 2) se nejvíce liší ve stoji s flexí paže, oproti prostému stoji a sedu, kde je jejich rozdíl minimální. Zdá se, že aktivace tohoto svalu vůči rostoucí zátěži má charakter ne nepodobný nepřímé úměře. Toto

tvrzení však platí u obou skupin, tudíž opět naznačuje vyvrácení druhé hypotézy. Opačnou tendenci, tedy snahu rostoucího zastoupení aktivity v závislosti na zvyšující se zátěži, nacházíme v případě m. trapezius pars descendens. Největší nárůst zaznamenává ve stoji s flexí paže, nicméně tak jako v případě předchozího svalu, se tento jev objevuje u obou skupin.

Dynamiku charakteru aktivace měřených svalů ve všech třech situacích, vyšetřovaných v sekvenci sed – stoj – stoj s flexí paže, kde postupně rostou nároky na posturální zajištění jasně graficky demonstrujeme (Tabulka 6, 7, 8), čímž doplňujeme pohled Grafů 1, 2, 3. Z hlediska průběhu aktivace vyšetřovaných svalů jsme modality průběhu hodnotili třemi způsoby a to nárůstem, poklesem či nezměněnou aktivitou, tak jak je v tabulkách uvedeno. Vůči aktivitě m. sternocleidomastoideus nemáme více co dodat. Chování zbylých dvou svalů, tedy m. pectoralis major a m. trapezius pars descendens nelze tak přesně charakterizovat. Naměřené hodnoty obou dvou jeví vysokou variabilitu. V případě m. pectoralis major toto platí dvojnásob, obzvláště ve fázi stoje. Zastoupení nárůstu, poklesu a setrvání aktivity je ve tomto pořadí následující – 1, 5, 4 případů u zdravých a 2, 4, 4 případy u nemocných. Daný sval tedy jeví tendenci spíše k neměnné či klesající aktivitě a to u obou skupin. Přihlédneme-li k výsledkům u m. trapezius pars descendens, kde nalézáme tendenci opačnou, a to opět u obou skupin (u nemocných roste v 6 případech, v 7 u nemocných), je nasnadě poukázat na možnost vzájemného funkčního spojení obou svalů. Zdá se, že při pohybové sekvenci vstávání a stání do určité míry m. trapezius pars descendens inhibuje činnost m. pectoralis major a to bez ohledu na skupiny. Opačný vztah je naznačen, u stoje s flexí paže, nyní však spíše u nemocných probandů, kde oproti prostému stoji narůstá počet probandů s výraznější aktivitou m. pectoralis major. Odezva je čitelná i u m. trapezius pars descendens, kde je u 5 místo původních 3 patrná tendence setrvat či poklesnout.

Druhou hypotézu práce vzhledem k výše zmíněným důvodům nemůžeme objektivně potvrdit ani vyvrátit. S tímto vědomím si jí však dovoluujeme takto okomentovat. Výše uvedené výsledky dokládají, že rostoucí posturální zátěž nemusí ve všech případech vyvolat nárůst aktivity svalu, a to v případě obou skupin. Nejtěsnější přímo úměrné spojení s rostoucí zátěží projevuje m. trapezius pars descendens, opačně je tomu tak u m. sternocleidomastoideus. V případě m. pectoralis major nelze naznačit jakoukoliv závislost, neboť jeho výsledky jsou zcela nehomogenní. Zdá se, že se

rozdílnost mezi skupinami nebude zakládat na kvantitativních odchylkách, ale spíše na kvalitách dynamiky průběhu aktivace svalů.

*Komentář přidružených výsledků:*

Mimo závěrů vztahujícím se hypotézám práce, s nimiž jsme k řešení této diplomové práce přistupovali, přinesl tento klinický experiment i další výsledky. Opět upozorňujeme na skutečnost, že i tato poznání nebyla statisticky testovaná. Vzhledem k menší skupině probandů na obou stranách ve spojení s funkčními vazbami sledovaných znaků, by to zřejmě ani nebylo možné.

Jak jsme již uvedli, výsledky statistického testování neprokázali významnou odlišnost v procentuálním podílu svalové aktivity sledovaných svalů ve vybraných pozicích. Alespoň ne číselnou vyjadřující kvantitativní rozdíl. Nicméně jak jsme naznačili, odlišnosti jsme shledávali v průběhu a kvalitě naměřených křivek, jevící u skupiny pacientů určitá specifika. Číselný obsah meanu, peaku a inputu všech tří po sobě jdoucích měření byl v zásadě stejný, nicméně nepostihl diskrepanci průběhu dynamiky křivky. Pro křivky pacientů je totiž typický posun maxim amplitud do určité míry nezávislý na pohybových změnách. Před započítáním sledované aktivity i po jejím skončení se mimo „standardních“ změn křivek objevují samovolné „vedlejší peaky“ aktivit, přestože k dalším pohybovým změnám nedochází. Na přidružené pohyby v rámci dosažené polohy tedy vazbu asi nemají, nicméně spojení s výchozí polohou zakládající se na určitých posturálních nárocích zřejmě ano. Toto tvrzení podkládáme faktem, že výskyt „vedlejších peaků“ spadá zpravidla do fáze stoje či jeho další varianty s flexí paže, tzn. poloh kladoucích na stabilizační funkci vyšší nároky. Numericky sice nepřekračují maximální amplitudu, nicméně z průběhu křivky jasně vybočují. „Vedlejší peaky“ se objevují zcela náhodně, čímž se dostáváme k další typizaci křivky. Porovnáme-li u nemocných probandů všechny tři po sobě naměřené křivky zjišťujeme, že každá z nich se liší právě výskytem těchto „vedlejších peaků“, proto jsou do určité míry jedinečné. Je to atribut zcela typický pro skupinu pacientů, neboť u zdravých jedinců se každá ze tří křivek navzájem podobá a je pro daného člověka individuální.

Dalším sledovaným jevem je vazba poměrných aktivit m. trapezius pars descendens vůči m. pectoralis major a naopak. Nastínění jejich funkční spojitosti je popsán výše v textu. Právě u těchto svalů probíhají největší výkyvy jejich aktivace v porovnání s aktivitou m. sternocleidomastoideus. Příčinu si vysvětlujeme jednak jejich anatomickými a biomechanickými možnostmi i jasně participací na probíhajících

pohybech jasně odlišnými oproti m. sternocleidomastoideus. O tom není zřejmě sporu. Zohledníme-li poměr hodnot procentuálních aktivit mezi oběma svaly, pak nacházíme bez ohledu na příslušnost ke skupinám velký počet jedinců, u nichž rozdíl mezi těmito aktivitami činí 18 – 20 ale i 30 – 35 jednotek procentuální aktivity, což povětšinou představuje dvojnásobný nárůst. U zdravé skupiny je toto zjevné v 6 případech (proband 3, 4, 7, 8, 9, 10), u nemocných v 9 (krom probanda 7). Ukazuje se, že tento vysoký nárůst v rámci běžných aktivit je tedy běžně přítomen. Proto zřejmě nelze hodnotit enormní nárůst aktivit hodnocený číselně jako patologický. I zde však nacházíme odlišnosti napříč skupinami. U zdravých jedinců je tento rozdíl rovnoměrně zastoupen zpravidla ve všech třech polohách s vazbou na určitého jedince. U nemocných probandů nenalzáme tak těsné spojení, neboť krom výskytu tohoto rozdílu v aktivační poměru přítomného ve všech třech pohybech narážíme na častou spojitost nejčastěji s jednou polohou - stoje s flexí paže (př. proband 2, 3, 4) , ale i ve stoji a stoji s flexí paže současně (proband 1). Pokud k tak velkému poměru aktivit dochází i v sedu, pak je vždy přítomná i následujících pozicích (př. proband 5, 8, 9).

Již jsme naznačili, že hodnocení na základě numerickým výstupů má svá úskalí a není zcela vypovídající. I v kontrolní skupině zdravých jedinců popírající dlouhodobý myofasciální problém nacházíme výsledky, blízcí se skupině nemocných. Příkladem uvádíme probanda 3, 8 a 9, jejichž měřená aktivita nabývá vysokých hodnot. Na rozdíl od skupiny nemocných však nacházíme rozdíl v již zmiňovaném charakteru dynamiky průběhu křivky – i přes enormní hodnoty blízcí se 60 – 70 % podílu na celkové aktivitě je jejich křivka „harmonická“ s identickým průběhem ve všech třech měřeních.

#### ***Závěrečné shrnutí výsledků:***

- *nepotvrzujeme* první hypotézu – svalová aktivace vybraných svalů pletence ramenního a šíje není signifikantně vyšší než u zdravých jedinců
- s vědomím absence statistické objektivizace *připouštíme* nepotvrzení druhé hypotézy - pozice těla (stoj, stoj s flexí paže) s výraznější aktivitou posturálních svalů (tzn. vyššími stabilizačními nároky) nevede ke zvýraznění rozdílu mezi zdravými a nemocnými probandy
- rozdílnost mezi oběma skupinami probandů zřejmě spočívá v kvalitativní odlišnosti funkčních parametrů provedeného pohybu
- číselné výstupy měření zřejmě nejsou spolehlivým nástrojem interpretující danou problematiku

## 6 DISKUSE

Zásadním pilířem této diplomové práce je zcela jistě klinický experiment. Výběr jeho obsahu se odvíjel od skutečnosti, jak moc, ale zároveň i jak málo, nebo spíše nedostatečně, je o problematice horního zkříženého syndromu napsáno. Jeho charakteristika patří mezi první informace, se kterými se student fyzioterapie setkává a mnohdy se jeho problematika úzce váže na první pacienty, se nimiž pracuje. S nastupujícími zkušenostmi však sám objevuje úzkost hranic tento syndrom obklopující. Každý je individualita odvíjející se od přesně daného anatomicko – biomechanicko – fyziologického podkladu, na kterém však neodmyslitelně pracují individuální faktory, jejichž popis by vystačil na samostatnou odbornou práci. Snahou koncepce experimentu diplomové práce bylo co nejvíce snížit dopad těchto „rušivých“ faktorů, ale tak jako je tomu u každé práce, jejich přítomnost zapracovala. Uvědomujeme si zatížení našeho výzkumu chybami a přiznáváme je, vždyť i praxe běžného dne je s těmito „chybami“ spjatá. Nicméně i s jejich působením přinášíme výsledky.

Cílem klinického experimentu byla korelace určitých myšlenek, jimiž je nejen horní zkřížený syndrom, ale teorie svalových dysbalancí jako taková, s praktickým výzkumem zohledňující funkčnost testovaných situací. Vycházeli jsme již z té „základní“ týkající se souvislosti přítomnosti neadekvátně rozloženého svalového napětí mezi jednotlivými svalovými skupinami s „ekonomicko – energetickým“ charakterem provedené pohybové činnosti ve smyslu jeho zvýšení (Kolář, Lewit, 2005, s. 273). S ohledem na tuto myšlenku jsme přistupovali k formulaci první i druhé hypotézy. Předpokládali jsme, že u osob, u nichž je jasně prokazatelná fixovaná přítomnost dysbalance typu horního zkříženého syndromu, bude zjevné zvýšení míry aktivace jednotlivých svalů vztahujících se k etiologie této dysbalance a to nejen v klidu, ale zejména s postupně zvyšujícími se posturálními stabilizačními nároky.

Výsledky experimentu byly překvapující. V žádné pohybové situaci nedošlo k signifikantně významnému nárůstu aktivity testovaných svalů srovnáme-li skupinu zdravých probandů vůči skupině pacientů s chronickým respiračním onemocněním, u nichž není pochyb o vzniku a trvání této dysbalance. Tento výsledek byl zářející, vezmeme-li v potaz jasnou neoddělitelnou spojitost insuficience dechové a posturální funkce bránice s dopadem na komplexní stabilizační funkci s akcentací právě na region



horní hrudní apertury hrudníku, pletence ramenního a šíje, tak jak jí popisuje Skládal, Kolář, Čumpelík, , Dvořák s Holibkou či zahraničí Hodges, Heijnen a Gandevia. Rozhodně není pochybu, že právě toto těsné spojení u pacientů s chronickým respiračním onemocněním platí víc, než u kterékoliv jiné skupiny. A i kineziologická vyšetření všech testovaných pacientů by byla jasným potvrzením.

Příčina tohoto zásadního rozporu se může skrývat ve více faktorech. Uvážíme-li, že v rámci klinického experimentu bylo vyšetřeno 10 probandů v každé skupině, pak je velká pravděpodobnost, že vzorek testů nedosáhne hranice testovatelnosti, byť jsme pro její věrohodnost využili nejvhodnější neparametrické dvouvýběrové t-testy. Další možností je výběr probandů do kontrolní skupiny. Přestože jsme na základě anamnestických údajů vylučující přítomnost chronického myofasciálního problému a základního kineziologického vyšetření nedokazujícího významný obraz této dysbalance vybrali pacienty splňující kritéria výběru, je zde určitá pravděpodobnost inklinaci k tomuto syndromu. V běžné populaci je velmi častý, museli jsme uvažovat o možnosti skryté, ještě nevyjádřené formy. Důvodem k zamítnutí této teorie se stal pohled na celou skupinu probandů nemocných pacientů. Přese vší snahu co největší podoby s kontrolní skupinou, vyjma zmíněné svalové dysbalance, projevovaly obě skupiny rozdílnost danou limitovaným výběrem. Průměrný věk převyšoval hodnotu v kontrolní skupině o 17,5 let. Další úvahy šly v tímto směrem. U 5 pacientů byla důvodem začlenění od pokusu cystická fibróza, onemocnění přítomné od narození s celoživotní expozicí patologických vlivů na pohybový systém. U zbylých probandů se jedná o onemocnění s minimálně desetiletým trváním, tudíž i zde je expozice dlouhodobá. V praxi to znamenalo, že původně limitují faktory objektivní interpretace výsledků, se nám staly nápomocné. Zralejší věk se pojí s větším výskytem myofasciálních poruch obecně. Spolu s celoživotním či mnohaletým působením respiračního onemocnění na pohybový systém by měly dát podklad rozdílnosti míry aktivace jednotlivých svalů. Přesto nedaly. Grafické zpracování (Graf 1, 2, 3) jasně dokládá, jak těsné rozdíly v jejich hodnotách byly. V několika případech, byť statisticky nevýznamně, byla svalová aktivita zdravých jedinců i vyšší.

S uvědoměním těchto skutečností jsme začali uvažovat, zda se příčina „selhání“ našich předpokladů neskýtá právě ve skupině probandů trpících chronickým respiračním onemocněním. Respektive v možnosti, že se skupina takto nemocných, přestože se u nich kineziologicky horní zkřížený syndrom jasně manifestuje, pro demonstraci dopadu zmíněné dysbalance nehodí.

Dýchání je vitální funkcí, zásadní pro existenci jedince a nejsme daleko od pravdy, dovolíme-li si tvrdit, že jeho motorika, průběh a chování je základním, resp. nejdůležitějším pohybem vůbec. Díky známé a v posledních letech často zmiňované myšlence provázanosti respiračně-posturální funkci nejen bránice, ale i ostatních svalů trupu (Hodges, Gandevia, 2000, s. 967), dýchání ovlivňuje napětí v celém těle. Všichni naši probandi – pacienti trpí chronickým onemocněním respiračního systému. U všech již jsou patrné nevratné změny pohybového systému, v nichž syndrom přetíženého svalstva horní hrudní apertury, pletence ramenního a šíje hraje hlavní roli, nicméně se pojí s celkových vadným držením těla.

Dle tohoto výčtu se zdá, že pro popis svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu nemůžeme najít vhodnějšího jedince než toho, kdo trpí respiračním onemocněním. Z hlediska samotné náplně kineziologického obrazu, zcela určitě ano, s tím se plně ztotožňujeme. Nicméně naším cílem bylo popsání dopadu této problematiky na průběh běžných denních činností, kdy by v případě významné rozdílnosti v použitém náboru svalové aktivace bylo možné demonstrovat patologický dopad této dysbalance s ohledem na četnost zátěžových pozic a jejich sumaci. V našich úvahách jsme však dostatečně nezohlednili skutečnost, že pro pacienty s chronickým respiračním onemocněním není zvýšené napětí dané oblasti pouhým myofasciálním problémem vznikajícím následkem insuficience stabilizační funkce. To, o čem mluvíme, vyjadřuje zásadní pohled na chronické respirační onemocnění, kde odklon od „normálního“ napětí odráží doslova životní nutnost kompenzace náhradními pohybovými programy, které přibližují něco tak zásadního jako je dýchání.

Široké spektrum odborných publikací hovoří o patologickém vlivu neustálé všudypřítomné acidózy zjevné na úrovni krve, ale právě i svalů, tak jak nacházíme např. u Barreira et al. (2005, s. 1124). Stejně tak často se hovoří o poškození svalových vláken zmíněnou acidózou na úrovni periferie (tzn. svalů končetin), a to povětšinou v souvislosti s chronickou obstrukční plicní nemocí, tak jak to dokládá např. Ottenhejm, Heunks a Dekhuijsen (2007, s. 1238). Nejvíce informací nacházíme o problematice tzv. periferní svalové dysfunkce. Acidóza v případě našich probandů je však jev komplexní, a nutně se musí odrážet v celém spektru svalových skupin. Její vliv umocňují i faktory k ní se pojící, jako je hyperkapnie, medikace, přidružené zánětlivé parametry či velmi významný nutriční status (Ottenhejm, Heunks, Dekhuijsen, 2007, 1235). Dovolujeme si říci, že tyto atributy se mezi sebou spíše násobí než sčítají.

K pochopení a ujasnění mechanismu dopadu acidózy nás přivedla práce Ottenheijma et al. publikovaná v roce 2006 prisuzující zásadní úlohu proteinu titinu. Ten je základním determinantem pasivně elastických vlastností příčně pruhovaných svalů. Jeho tuhost působí na citlivost myofibril vůči vápníkovým iontům, mimo jiné se však se při jejím snížení indukuje strukturální a mechanická instabilita sarkomer. Citování autoři nachází dysfunkci titinu ve skupině pacientů s chronickým respiračním onemocněním. Tým kolem Ottenheijma v roce 2007 přikládá další studii, v níž nachází tuto dysfunkci akcentovanou na úrovni bránice ve srovnání s ostatními svaly.

Vodítkem pro tvrzení, že pacient s chronickým respiračním onemocněním není vhodným kandidátem pro hodnocení funkčního dopadu přidružené dysbalance, který by se dal vztáhnout k populaci jedinců trpících touto dysbalancí zakládající se však na selhání stabilizačních funkcí v kombinaci se zátěží, nás vede samotná koncepce etiologie svalových dysbalancí. Zde hraje hlavní roli zejména funkce CNS řídící kvalitu a timing pohybových stereotypů projevujících se na výkonných svalových skupinách. Základní příčina dysbalancí, tzn. kvalita řízení CNS, tak jak se na ní shodují české i zahraniční školy (Lewit, Kolář, Hodges, Gandevia, Heijnen, Gibbons, Commerford, Meseley, Nicholas, Cheng) je však ovlivněna i externími vlivy jako je únava, jednostranné přetížení, únava, mikrotrauma, snížená aferentace atd. Pohlédneme na situaci člověka roky, desetiletí či celý život trpícího respiračním onemocněním. Nefyziologický terén respiračního systému přetrvávající acidózou (s dopadem na svalová vlákna a vnitřní prostředí jako takové) a zvýšenými nároky na dechovou práci zásadně mění řídicí mechanismy celého organismu. Vše se podřizuje respirační funkci. Tvrzení Hodgese, Heijmena a Gandevii (2001, s. 999, 1007) o neustále komparaci dechových a posturálních nároků, kdy při zvýšených nárocích na jejich koordinaci volí CNS vždy první možnost u těchto chroniků platí víc jak dvojnásob. Pro zdravého člověka tyto situace, kdy je „posturálně zranitelnější“, představuje kašel, defekace, močení, zvracení atd. Nicméně u našich pacientů toto nefunguje, zmíněná „posturální zranitelnost“ se pojí s každou situací, každým pohybem a každým dechem. Posun v řízení pohybových programů se zakládá jednak v zohlednění aferentace přicházející dechového centra i samotných respiračních svalů a plic, tolik odlišné od zdravého jedince. Mimo to však pracuje s výkonným orgánem – svalem – zásadně strukturálně odlišným. To se projeví nejen na možnostech jeho mechanické funkce, ale s ohlednutím na jeho informační funkci i na jeho kvalitě v kontextu zdroje propriocepce, jež je už tak narušená přítomnou nestabilitou takřka všech etází pohybového systému.

Uvážíme-li přítomné fakty, pak se začínáme ve výsledcích klinického experimentu více orientovat. Závěrečným komentářem výsledků jsme došli k názoru, že se odlišnosti mezi skupinou zdravých a respiračně nemocných probandů zakládají více než v kvantitativním rozdílu, který jsme nepotvrdili, na kvalitativních odchylkách. Vezmeme-li v potaz experimentálně potvrzené klinické důkazy dokazující postižení svalů již na úrovni svalových vláken s důsledky na samotnou mechanickou funkci, ale i na odklon od optima zpětnovazebné afferentace do CNS pak se nabízí možnost otázky, proč nedochází k poklesu aktivity testovaných svalů. Svalová dysfunkce u respiračně insuficientních osob je charakterizovaná redukcí svalové síly, masy i výdrže. Týká se to však periferních svalů, byť poškození je mikroskopicky patrné, tak jak tvrdí Ottenheim, ve všech etážích. Vysvětlení nacházíme u Barreiry et al, již toto potvrzují, nicméně podotýkají, že výsledek záleží na specifické funkci svalů. A je jasné, že u měřené svaly našich pacientů mají přesně danou funkci jasného cíle. Zajištění dechových pohybů je prioritou, proto k jejich dosažení CNS využívá i přes přítomné svalové poškození všechny možné mechanismy. Nyní se je více zřejmé, proč není zásadní rozdíl v nárůstu aktivity měřených svalů u skupiny pacientů. Pro regulační mechanismy daného pacienta je nábor aktivity zmíněných svalů maximální, jedinec jako takový se pohybuje na svém maximu v hraničních, takřka extrémních hodnotách. Nicméně strukturální mikroskopické poškození svalových vláken způsobí, že se v porovnání se zdravým jedincem jedná o srovnatelnou, leckdy i nižší aktivitu. Smolíková (2006, s. 28) vztahuje k prvotním příznakům respiračního onemocnění sníženou pohyblivost hrudníku a „en bloc“ pohyb hrudníku namísto sekvenčního pohybu žeber. Příčinu vztahuje k patologickým procesům měnící funkci dýchacích svalů, poklesu svalové síly a ztrátě elasticity plicní tkáně. I v těchto myšlenkách nacházíme potvrzení našich poznatků. Zdá se, že základní funkcí testovaných svalů je udržet hrudník v postavení, ve kterém jsou nároky na respiraci nejmenší bez ohledu na to, k jakému odklonu od ideální postury dojde. Atributem této funkce je její nekončící trvání. Svaly na této funkci participující přes existenci jejich poškození dokáží tyto nároky plnit, zvýšením svého napětí dokáží této „stabilizační funkce“ dostát, ale kapacitu pro další zvýšení aktivity v rámci přidružených pohybů nemají.

Ve svých výsledcích dále uvádíme i další specifika svalové aktivity probandů – pacientů. Výskyt tzv. „vedlejších peaků“ komentovaných ve kapitole „Výsledky“, byl zřejmě jedinou zásadnější odlišností oproti zdravým kontrolám. Ve srovnání s hlavní amplitudou aktivace měřených svalů nejevil vazbu na prováděný pohyb. Tyto aktivační

výkyvy se objevovaly bez zjevné příčiny. To, že zásadně nesouvisí s testovanou pozicí samotnou dokládáme tím, že se během všech tří měření objevovali v různém čase měřené sekvence. Jak jsme již podotkli, tak přesný pohyb tyto projevy neindukoval, nicméně určitou vazbu na pohyb mají, resp. na náročnost posturální pozice. Vodítkem k tomuto tvrzení nám je fakt, že se tyto „spontánní“ výkyvy objevovaly zpravidla ve stoji a stoji s flexí paže, tedy situacemi, kdy nároky na stabilizační funkci rostou. Vysvětlení nám nabízejí výše zmíněné odstavce. U pacientů s chronickým respiračním onemocněním dochází k posunu aferentní i eferentní regulace řízení pohybových programů od „normy“. Na základě výrazné variability v aktivační odpovědi testovaných svalů pohledem zmiňovaných peaků se zdá, že každý set měření obsahující stejné pozice, vyhodnocuje pohybový systém pacientů jako odlišný a do určité míry jedinečný. Tento úkaz by korespondoval s tím, jak moc je změněna regulace řízení motoriky, kdy na stejný opakující se aferentní podnět daný dosaženou pozicí reaguje tělo odlišnými mechanismy. Ukazuje to na určité vyčerpání řízení poměru použitých respiračně-posturálních funkcí, o nichž se zmiňuje Hodges a Gandevia (2000a, s. 174), ale i na to, jak odlišně je proprioreceptivně vyhodnocena obdobná situace.

Domníváme se, že na výše zmíněných poznatcích lze vysvětlit výsledky praktické části naší práce. Přes nepotvrzení obou hypotéz však přinesly výstupy aplikovatelné do praxe. Zásadním rozdílem při pohledu na „myofasciální“ a „respirační“ dysbalance typu horního zkříženého syndromu je právě přítomnost chronické respirační insuficience. Všechny svalová dysbalance ve svých důsledcích působí alteraci proprioreceptivní informace (Gibbons, Commeford, 2001b, s. 30), nicméně u osob s respiračním onemocněním je prohlubovaná i mechanismem poškození samotné struktury vlákna s dopadem na jeho vlastnosti.

Jedním z našich přidružených cílů bylo i do určité míry popsat „motorické chování“ osob s prokázanou dysbalancí typ horního zkříženého syndromu. I přes nepotvrzení hypotéz jsme schopni se k tomuto vyjádřit. Při hodnocení průběhu i číselného obsahu svalových aktivací všech naměřených křivek, a to bez ohledu na příslušnost k testovaným skupinám, jsme pozorovali značnou variabilitu zejména míry aktivace vybraných svalů. Naše zjištění koreluje s klinickým experimentem Morka a Westgaarda (2005, 577), co stejnou variabilitu pozorovali u m. trapezius a dalších posturálních svalů trupu. Vysvětlením je vrozená rozdílnost posturálního motorického programování.

## 7 ZÁVĚRY

Vyšetření rozdílnosti míry aktivace svalů začleněných do vzniku etiologie svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu mezi skupinou zdravých jedinců s těmi, co trpí chronickým respiračním onemocněním statisticky nepotvrdilo hypotézu, že svalové napětí druhé zmíněné skupiny je během vyšetřovaných aktivit signifikantně vyšší. K potvrzení či vyvrácení druhé hypotézy testující to, zda se míra jejich rozdílné aktivace s postupně narůstající posturální zátěží zvyšuje, jsme bohužel neměli k dispozici vhodný statistický test. S přihlédnutím a hodnocením grafického znázornění uvedeného v kapitole „Výsledky“ však tyto výsledky i tak komentujeme a docházíme k názoru, že i v tomto směru se naše hypotéza nepotvrdila. Naměřené hodnoty vyjadřující procentuální podíl svalové aktivity *m. pectoralis major*, *m. sternocleidomastoideus* a *m. trapezius pars descendens* nebyly signifikantně vyšší oproti zdravé skupině. U každé ze skupin byla patrná značná variabilita naměřených výsledků se spektrem intervalu obdobným pro obě skupiny. Tato variabilita odpovídá výsledkům zahraničních studií, tak jak jsme je demonstrovali u Morka a Westgaarda.

Nepotvrzením hypotéz však nezamítáme svá tvrzení. O vzniku diskrepance svalového napětí ve smyslu syndromu přetíženého svalstva hrudníku a vadného držení jsme přesvědčeni a i kineziologický obraz všech vyšetřených pacientů to potvrzuje. Uvědomujeme si, že ve stanovení hypotéz možných dalších měření, by bylo vhodnější hovořit spíše o poměru a dynamice svalového napětí než o svalovém napětí jako takovém. K tomuto názoru nás vedou výsledky měření, které sice neprokázaly numerické rozdíly, nicméně u skupiny pacientů jasně dokládají kvalitativní rozdíly v průběhu aktivace spojené s testovaným pohybem. Pro pacienty s chronickou respirační insuficiencí je typická svalová aktivace odražející narušení celého komplexu řízení motoriky; od úrovně makro i mikroskopie vláken po regulaci respiračně-posturálních nároků daného svalu. Ukázalo se, že i když se jednalo o tři opakující se měření zahrnující stále stejnou sekvenci pohybů sed- stoj- stoj s následnou flexí paže, tak ji řídicí systém každého pacienta hodnotil při každém pokusu odlišně. Tuto odlišnost dokládáme výskytem tzv. „vedlejších“ peaků, nepřekračujících amplitudy maximálního napětí vztažené k měřenému pohybu, nicméně i tak značně vybočujících z průběhu křivky. Domníváme se, že obdobné naměřené hodnoty mezi oběma skupinami neodrážejí nerozdílnost skupin, ale spíše určité selhání regulace dynamiky míry svalové napětí obsáhlé svalovou aktivací. Vysvětlením je to, že se pacienti již v klidových hodnotách

pohybují na svých hranicích a jejich schopnosti dalšího nárůstu v posturálně náročné pozici jsou omezené. V této věci je rozhodujícím faktorem posun aferentních a eferentních vstupů a jejich řídicích mechanismů.

Celé spektrum odborné literatury a koneckonců i výsledky našeho klinického experimentu jasně dokládají rozdílnost etiologie vzniku zmíněné svalové dysbalance odvíjející se od stabilizační či respirační insuficience. Zásadním mezníkem v pohledu na specifčnost dysbalance vzniklé na podkladě respiračního onemocnění jsou studie popisující biochemické strukturální poškození svalových vláken (Casaburi, 2006; Allaire et al., 2004, Bernard et al., 1999). V tomto směru je objektivizace výsledků jasně daná a nenapadnutelná. Je však třeba řešit i to, jak ve stejné kvalitě hodnotit i praktické důsledky těchto poznatků. Náš výzkum konkrétně ukazuje na to, jak nedostatečně hodnotí přístrojová technika skutečný obraz problematiky pacienta.

S přihlédnutím k našim výsledkům i poznatkům dostupným v odborné literatuře je nutné zohlednit skutečnost, že zmíněné biochemické a biomechanické odlišnosti našich pacientů se odráží v celé šíři naší práce, v diagnostice, samotné terapii, i v režimu běžného dne. Práce s pacientem trpícím svalovou dysbalancí typu horního zkříženého syndromu z důvodu selhání stabilizační funkce je sice dlouhodobá, neboť ovlivňuje řídicí mechanismy motoriky již na centrální úrovni, pracuje s procesem paměti, učení, stereognozií atd. Přes časové úskalí je však reálná, neboť samotný „pracovní terén“ je terén fyziologický, což u našich vyšetřovaných pacientů neplatí. Proto přicházíme s názorem, že hodnocení dopadu existence svalové dysbalance typu horního zkříženého syndromu na *dynamický charakter průběhu pohybových aktivit* nelze přesvědčivě demonstrovat na skupině jedinců trpícím chronickým respiračním onemocněním, pakliže je chceme aplikovat na skupiny „myofasciálně založených“ syndromů tohoto typu dysbalance. Samotný kineziologický obraz těchto pacientů svůj výpovědní obsah zcela jistě má a lze jej dále aplikovat.

## 8 SOUHRN

Rozdílnost svalové aktivity zdravých jedinců a probandů s dysbalancí typu horního zkříženého syndromu jsme neshledali v kvantitativním rozdílnosti, nýbrž v kvalitativních funkčních odlišnostech dynamiky aktivace vyšetřované sekvence sed – stoj – stoj s flexí paže. Nepotvrzení našich předpokladů přičítáme důsledkům přítomnosti chronického typu respiračního onemocnění, jenž je základní příčinou zmíněné dysbalance. Respirační onemocnění má zásadní patologický dopad na řídicí mechanismy pohybových programů, aferentní a eferentní systém i na samotnou biochemickou strukturu svalových vláken. Kompenzační možnosti těchto pacientů jsou tímto značně omezené. Dostávají se tedy do situace absolutně odlišné od té, ve níž se nacházejí jedinci trpící dysbalancí odvíjející se od „prosté“ insuficience stabilizačních funkcí. S vědomím této odlišnosti je třeba upravit pohled na jednotlivé typy svalových dysbalancí z hlediska jejich etiologie. Kineziologický obraz jako takový se sice zakládá na stejných attributech, nicméně jeho funkční dopad napříč skupinami je značně odlišný. Na tyto aspekty je třeba pohlížet v diagnostice, terapii a v běžných volnočasových aktivitách.



## 9 SUMMARY

The variance of health person muscle activity and probands with imbalance of upper-crossed syndrom is not in quantitative difference but in qualitative functional difference of activation dynamics of examined sequence sitting position – stand – stand with shoulder flexion. Our hypothesis were not confirmed which we ascribe to implications of present chronic respiratory disorder which is primary source of mentioned disbalance. Respiratory disorder has crucial pathological impact on operative mechanisms of kinetic programs, afferent and efferent system and even on biochemical structure of muscle fibres themselves. Compensation mechanisms of these patients are highly limited. They get into completely different situations than the ones in which patients with imbalance caused by „simple“ insufficiency of stabilizing functions are. When we take this into account there is necessary to modify our point of view on particular types of muscle imbalances from the etiological perspective. Kinesiological image per se is based on the same attributes however its functional impact within the groups is different. We have to keep it these aspects in our mind in diagnostics, therapy and everyday leisure time activities.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

ALLAIRE, J., et al. Peripheral muscle endurance and the oxidative profile of the. *Thorax* [online]. 2004, no. 59 [cit. 2009-04-05], s. 673-678. Dostupný z WWW: <[www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1747097](http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1747097)>.

BALDRY, P. Management of Myofascial Trigger Point Pain. *Acupuncture in Medicine* [online]. 2001, vol. 20, no. 1 [cit. 2006-12-18], s. 2-10. Dostupný z WWW: [www.acupunctureinmedicine.org.uk/showarticle.php?artid=424](http://www.acupunctureinmedicine.org.uk/showarticle.php?artid=424)

BARREIRO, Esther, et al. Oxidative Stress and Respiratory Muscle Dysfunction. *Am J Respir Crit Care Med* [online]. 2005, no. 175 [cit. 2009-04-04], s. 1116-1124. Dostupný z WWW: <<http://ajrccm.atsjournals.org/cgi/content/full/171/10/1116>>.

BECK, Travis W.. *Applications of Surface Electromyography in Strength and Conditioning* [online]. NSA, [2005] , 2005 [cit. 2009-03-15]. Dostupný z WWW: <<http://www.nscs-lift.org/HotTopic/download/EMG.pdf>>.

BERNARD, Sarah, et al. Aerobic and Strength Training in Patients with. *Am J Respir Crit Care Med* [online]. 1999, vol. 159 [cit. 2009-04-03], s. 896-901. Dostupný z WWW: <<http://ajrccm.atsjournals.org/cgi/content/abstract/159/3/896>>.

BISHOP, Mark D., PATHARE, P.T. Neeti. Considerations of the use of surface electromyography. *KAUTPT* [online]. 2004, vol. 11, no. 4 [cit. 2009-04-05], s. 61-70. Dostupný z WWW: <[kmbase.medic.or.kr/Fulltext/06083/2004-11-4/61-70.pdf](http://kmbase.medic.or.kr/Fulltext/06083/2004-11-4/61-70.pdf)>.

BIONDI, M.D. Cervicogenic headache: mechanism, evaluation, and treatment strategies. *JAOA* [online]. 2000, vol. 100, no. 9 [cit. 2006-12-18], s. S7-S14. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.

BUSANICH, M., VERSUCHEURE, S.D. Does McKenzie Therapy Improve Outcomes for Back Pain. *Journal of Athletic Training* [online]. 2006, vol. 41, no. 1 [cit. 2006-12-18], s. 117-119. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.

CASABURI, R. Impacting patient-centred outcomes in. *Eur Respir Rev* [online]. 2006, vol. 15, no. 99 [cit. 2009-03-20], s. 42-46. Dostupný z WWW: <[err.ersjournals.com/cgi/reprint/15/99/42.pdf](http://err.ersjournals.com/cgi/reprint/15/99/42.pdf)>.

CONLEY, Michael S., et al. Resistance training and human cervical muscle recruitment plasticity. *J Appl Physiol* [online]. 1997, no. 83 [cit. 2008-11-22], s. 2105-2110. Dostupný z WWW: <[jama.ama-assn.org/cgi/content/full/289/19/2509](http://jama.ama-assn.org/cgi/content/full/289/19/2509)>.

DANNA-DOS-SANTOS , Alessandro, DEGANI, Adriana M., LATASH, Mark L. Anticipatory Control of Head Posture. *Clin Neurophysiol.* [online]. 2007, vol.

118, no. 8 [cit. 2008-12-13], s. 1802-1814. Dostupný z WWW:  
<<http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=2041881&blobtype=pdf>>.

DE LUCA, Carlo J.. *Surface electromyography: Detection and recording* [online]. DelSys Incorporated, 1996, nevedeno [cit. 2009-03-15]. Dostupný z WWW:  
<[www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)>.

DE LUCA, Carlo J.. *A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences* [online]. DelSys Incorporated, 2008, 5.10.2008 [cit. 2009-03-15]. Dostupný z WWW:  
<<http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Practicum.html>>. ISBN 978-0-9798644.

COEN, A. C., et al. Titin and Diaphragm Dysfunction in Chronic. *Am J Respir Crit Care Med* [online]. 2006, no. 173 [cit. 2009-04-05], s. 527-543. Dostupný z WWW: <[www.atsjournals.org](http://www.atsjournals.org)>.

ČUMPELÍK, J., et al. *Fotogrammetrické měření dechové dynamiky: úvodní experiment* [online]. 2001 [cit. 2008-01-12]. Dostupný z WWW:  
<<ftp://cmp.felk.cvut.cz/pub/cmp/articles/sara/Sara-TR-2001-23.pdf>>.

ČUMPELÍK, J., et al. Vztah mezi dechovými pohyby a držením těla. *Rehabil. fyz. Léč.* 2006, roč. 13, č. 2, s. 62-70.

FALLA, D., JULL, G., HODGES, P.W. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. *Exp Brain Res* [online]. 2004, no. 157 [cit. 2008-11-23], s. 43-48. Dostupný z WWW: <<http://www.springerlink.com/content/vg962kp7ed251evh/fulltext.pdf>>.

FERRARI, R., RUSSEL, A.S. Neck pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* [online]. 2003, vol. 17, no. 1 [cit. 2007-01-07], s. 57-70. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.

GIBBONS, S.G.T., COMERFORD, M.J. Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Ortopaedic Division Review* [online]. 2001a [cit. 2006-12-10], s.21-27. Dostupný z WWW: <[www.kineticcontrol.com/pages/references/Publications/Sean1.htm](http://www.kineticcontrol.com/pages/references/Publications/Sean1.htm)>.

GIBBONS, S.G.T., COMERFORD, M.J. Strength versus stability: Part 2: Limitations and benefits. *Ortopaedic Division Review* [online]. 2001b [cit. 2006-12-10], s. 28-33. Dostupný z WWW:  
<[www.kineticcontrol.com/pages/references/Publications/Sean1.htm](http://www.kineticcontrol.com/pages/references/Publications/Sean1.htm)>.

GIBBONS, S.G.T., COMERFORD, M.J., EMERSON, P.L. Rehabilitation of the Stability Function of Psoas Major. *Ortopaedic Division Review* [online]. 2002 [cit. 2002-12-10]. Dostupný z WWW: <[www.kineticcontrol.com](http://www.kineticcontrol.com)>.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno : Institut vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. 135 s. ISBN 80-7013-237-X.

HODGES, Paul W., GANDEVIA, S.C. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of Physiology* [online]. 2000a, vol. 522, no. 1 [cit. 2008-12-13], s. 165-175. Dostupný z WWW: <<http://jp.physoc.org/cgi/content/full/522/1/165>>.

HODGES, P.W., GANDEVIA, S.C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol* [online]. 2000b, vol. 89 [cit. 2006-12-10], s. 967-979. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.

HODGES, P.W., HEIJNEN, I., GANDEVIA, S.C. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increase. *J. Physiol.* [online]. 2001, vol. 573 [cit. 2006-12-10], s. 999-1008. Dostupný z WWW: <[jp.physoc.org/cgi/content/full/537/999](http://jp.physoc.org/cgi/content/full/537/999)>.

HODGES, Paul W., et al. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res* [online]. 2003, no. 151 [cit. 2008-11-23], s. 262-271. Dostupný z WWW: <[www.springerlink.com/index/2L74BRPC87U5QF4D.pdf](http://www.springerlink.com/index/2L74BRPC87U5QF4D.pdf) >.

CHENG, Ch-H., et al. The compensation mechanism of cervical muscle dysfunction on spinal stability - an in vitro study using porcine model. *Journal of The Chinese Institute of Engineers* [online]. 2008, vol. 31, no. 4 [cit. 2008-11-23], s. 605-613. Dostupný z WWW: <[140.118.16.82/www/index.php/JCIE/article/view/220/303](http://140.118.16.82/www/index.php/JCIE/article/view/220/303)>.

JENSEN, S. Neck related causes of headache. *Australian Family Physician* [online]. 2005, vol. 34, no. 8 [cit. 2006-12-18]. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.

JULL, G. For self-perceived benefit from treatment for chronic neck pain, multimodal treatment is more effective than home exercise, and both are more effective than advice alone. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 2001, vol. 47, no. 215 [cit. 2007-01-07]. Summary of Taimela S., Takala EP, Asklof T, Seppala K and Parviainen S (2000): Active treatment of chronic neck pain. *Spine* 25: 1021-1027. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.

KASMAN, Glen. *Using Surface Electromyography* [online]. Rehab management. The interdisciplinary journal of rehabilitation, 2009 [cit. 2009-03-15]. Dostupný z WWW: <<http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>>.

KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. 1. vyd. Praha : Triton, 1999. 176 s. ISBN 80-7254-047-5.

KOLÁŘ, Pavel. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabil. fyz. Lék.* 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-170.

- KOLÁŘ, Pavel. Vadné držení těla z pohledu vývojové kinezilogie. *Pediatric pro praxi*. 2002, 5, s. 106-109.
- KOLÁŘ, Pavel. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabil. fyz. Lék.*. 2006, roč. 8, č. 4, s. 155-170
- KOLÁŘ, Pavel, LEWIT, Karel. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologi pro praxi*. 2005, 5, s. 270-275.
- LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 4. přeprac. vyd. Heidelberg-Leipzig : J.A. Barth Verlag, 1996. 347 s. ISBN 3-335-00401-9.
- MANCHIKANTI, L. Neural blockade in cervical pain syndromes. *Pain Physician* [online]. 1999, vol. 2, no. 3 [cit. 2006-12-18], s. 65-84. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.
- MANCHIKANTI, L., et al. Prevalence of cervical facet joint pain in chronic neck pain. *Pain Physician* [online]. 2002, vol. 5, no. 3 [cit. 2006-12-18], s. 243-249. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.
- McKENZIE, Robin. *Léčíme si bolesti krční páteře sami*. 1. vyd. [s.l.] : [s.n.], 2005. 53 s. ISBN 80-239-4862-8.
- MICHAELSON, P., et al. Vertical posture and head stability in patients with chronic neck pain. *J Rehabil Med* [online]. 2003, vol. 35, no. 5 [cit. 2008-11-23], s. 229-235. ISSN 1651-2081 .
- MORK , Paul Jarle , WESTGAARD, Rolf H. Long-term electromyographic activity in upper trapezius and low back. *J Appl Physiol* [online]. 2005, no. 99 [cit. 2009-04-05], s. 570-579. Dostupný z WWW: <jap.physiology.org/cgi/content/abstract/99/2/570>.
- MOSELEY, G. Lorimer, NICHOLAS, Michael K., HODGES, Paul W. Does anticipation of back pain predispose to back trouble?. *Brain* [online]. 2004, no. 127 [cit. 2008-12-10], s. 2339-2347. Dostupný z WWW: <http://brain.oxfordjournals.org/cgi/reprint/127/10/2339>.
- OTTENHEIJM, Coen A. C. , et al. Titin and Diaphragm Dysfunction in Chronic. *Am J Respir Crit Care Med* [online]. 2006, no. 173 [cit. 2009-04-04], s. 527-534. Dostupný z WWW:<http://ajrccm.atsjournals.org/cgi/content/abstract/173/5/527>.
- OTTENHEIJM, Coen A.C., HEUNKS, Leo M.A., DEKHUIJZEN, P.N.Richard. Diaphragm Muscle Fiber Dysfunction in Chronic. *Am J Respir Crit Care Med* [online]. 2007, no. 175 [cit. 2009-04-04], s. 1233-1240. Dostupný z WWW: <http://ajrccm.atsjournals.org/cgi/reprint/175/12/1233>.
- RAINVILLE, James, et al. Exercise as a treatment for chronic low back pain. Review article. *The Spine Journal* [online]. 2004, no. 4 [cit. 2008-12-10], s. 106-115. Dostupný z WWW:

<[www.movementmedicine.com.au/upload/filename/119/Exercise\\_as\\_a\\_treatment\\_for\\_chronic\\_lower\\_back\\_pain.pdf](http://www.movementmedicine.com.au/upload/filename/119/Exercise_as_a_treatment_for_chronic_lower_back_pain.pdf)>.

ROKYTA, Richard, et al. *Fyziologie*. 1. vyd. Praha : ISV, 2000. 359 s. ISBN 80-85866-45-5.

RYCHLÍKOVÁ, Eva. *Manuální medicína: průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*. 3. rozš. vyd. Praha : Maxdorf, 2004. 530 s. ISBN 80-7345-010-0.

SKLÁDAL, J. *Bránice člověka ve světle normální a klické fyziologie*. Praha : Academia, 1976. 101 s. Studie ČSAV, Č. 14.

SMOLÍKOVÁ, Libuše, MÁČEK, Miloš. *Fyzioterapie a pohybová léčba u chronických plicních onemocnění*. 1. vydání. Praha: Blue Wings s.r.o., 2006. 220 s.

SUCHOMEL, Tomáš. *Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska*. *Rehabil. fyz. Lék.* 2006, roč. 8, č. 1, s. 112-124.

TRAVELL, J.G., SIMONS, D.G. *Myofascial pain dysfunction. The trigger point manual*. Baltimor/London : Williams & Wilkins, 1983. 713 s. ISBN 0/683/08366-X.

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. *Posturální model zřetězení poruch funkce pohybového systému*. *Rehabil. fyz. Lék.* 2001, roč. 8, č. 1, s. 33-37.

VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.

VÉLE, František. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-2754-837-9.

VÉLE, František, ČUMPELÍK, Jiří, PAVLŮ, Dagmar. *Úvaha nad problémem "stability" ve fyzioterapii*. *Rehabil. fyz. Lék.* 2001, roč. 8, č. 3, s. 103-105.

VILJANEN, Matti, et al. *Effectiveness of dynamic muscle training, relaxation training, or ordinary activity for chronic neck pain: randomised controlled trial*. *BMJ* [online]. 2003, vol. 327, no. 475 [cit. 2008-11-22], s. 1-5. Dostupný z WWW: <[bmj.com/cgi/content/full/327/7413/475](http://bmj.com/cgi/content/full/327/7413/475)>.

VOERMAN, G.E., VOLLENBROEK-HUTTEN, M.M.R., HERMENS, H.J. *Upper trapezius muscle activation patterns in neck-shoulder pain patients and healthy controls*. *Eur J Appl Physiol* [online]. 2007, no. 102 [cit. 2008-12-10], s. 1-9. Dostupný z WWW: <[www.springerlink.com/index/K86047270333TH25.pdf](http://www.springerlink.com/index/K86047270333TH25.pdf)>.

YLINEN, Jari, et al. Active neck muscle training in the treatment of chronic neck pain in women: a randomized controlled trial. *JAMA* [online]. 2003, vol. 289, no. 19 [cit. 2008-11-22], s. 2509-2516. Dostupný z WWW: <[jama.ama-assn.org/cgi/content/abstract/289/19/2509](http://jama.ama-assn.org/cgi/content/abstract/289/19/2509)>.

WILSON, S. Spinal manipulation and exercise for chronic neck pain: Are they more effective when delivered alone or in combination?. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 2001, vol. 47, no. 300 [cit. 2006-12-18]. Summary of Bronfort G, Evans R, Nelson B, Aker PD, Goldsmith CH and Vernon H (2001): A randomised controlled trial of exercise and spinal manipulation for patients with chronic neck pain. *Spine* 26: 788-799. Dostupný z WWW: <Entrez Pubmed>.