

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV TERAPIE POMOCÍ ELEKTROMYOGRAFICKÉHO BIOFEEDBACKU
NA SVALOVOU AKTIVITU VYBRANÝCH SVALŮ U OSOB
S NESPECIFICKÝMI BOLESTMI KRČNÍ PÁTEŘE

Diplomová práce

(Magisterská)

Autor: Bc. Karolína Potěšilová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Elisa Doleželová, Ph.D.

OLOMOUC 2019

Jméno a příjmení autora: Bc. Karolína Potěšilová

Název diplomové práce: Vliv terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku na svalovou aktivitu vybraných svalů u osob s nespecifickými bolestmi krční páteře

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Elisa Doleželová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt:

Bolesti krční páteře patří mezi časté muskuloskeletální poruchy, které se vyskytují čím dál běžněji u mladších jedinců. Na dysfunkci v této oblasti se podílí zejména vadné držení krční páteře, které způsobuje patologický nárůst svalové aktivity povrchových krčních svalů. V mnoha studiích bylo prokázáno, že pacienti s nespecifickými bolestmi krční páteře vykazují zvýšené napětí v m. trapezius pars descendens.

Cílem práce bylo zhodnocení vlivu elektromyografického biofeedbacku na aktivitu vybraných svalů u osob s nespecifickými bolestmi krční páteře, jejichž původ nebyl spojen se strukturální či neurologickou poruchou v dané oblasti. Biofeedback poskytuje pacientům informace o fyziologických procesech v reálném čase, které jim pomáhají zvýšit povědomí o těchto procesech a získat nad nimi volní kontrolu a tím umožňuje lépe kontrolovat provádění pohybu.

Efektivitu terapie jsme hodnotili pomocí povrchové elektromyografie m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars acromialis a m. trapezius pars ascendens při abdukci paže v sedě. Ve studii byly na vybraných svalech při pohybovém úkolu zkoumány časy nástupu aktivace, velikost aktivace, rozdíly v časech nástupu mezi jednotlivými svaly a časy nástupu deaktivace u posuzovaných svalů. Modality byly porovnávány u skupiny pacientů s terapií pomocí EMG biofeedbacku před a po terapii a u skupiny pacientů bez EMG biofeedbacku před a po terapii. Výzkumný soubor tvořilo 20 osob s chronickými bolestmi krční páteře, z toho 5 mužů a 15 žen, ve věku 18 až 40 let. Do souboru byli vybráni pacienti se zvýšeným napětím m. trapezius pars descendens. Tito pacienti byli rozděleni do dvou skupin. Obě skupiny absolvovaly terapii měkkými a mobilizačními technikami v oblasti krční a hrudní páteře, skupina s terapií pomocí EMG biofeedbacku navíc podstoupila terapii pomocí vizuálního elektromyografického biofeedbacku na m. trapezius pars descendens ve smyslu tréninku jeho relaxace. Ke snímání EMG signálu byl použit přístroj Myosystem 1400A od firmy NORAXON.

Při posuzování rozdílů časového nástupu aktivace, velikosti aktivace, časových rozdílů v nástupu aktivace a časových nástupů deaktivace studovaných svalů výsledky ukázaly, že časové charakteristiky EMG signálů se mezi výzkumnými soubory statisticky významně nelišily. Studie neprokázala účinnost terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku u pacientů s chronickými bolestmi krční páteře.

Klíčová slova: elektromyografie, biofeedback, chronické bolesti krční páteře, fyzioterapie, kinezioterapie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Karolína Potěšilová

Title of master thesis: Effect of electromyographic biofeedback therapy on muscular activity of selected muscles in people with unspecified neck pain

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Elisa Doleželová, Ph. D.

The year of presentation: 2019

Abstract:

Neck pain is a very common musculoskeletal disorder which more and more occurs in young people. The major cause of this problem is poor posture which leads to pathological increase in muscle activity of surface cervical muscles. Many surveys have proved that those patients show tendon increase of musculus trapezius pars descendens.

The aim of this work was to evaluate the influence of EMG biofeedback on muscle activity of particular muscles in people with non - specific neck pain, where the pain is not associated with structural or neurological disorder. Biofeedback provides patients with information about physiological processes in real time, which help them to increase the awareness of these processes and gain volitional control over them and thus enable to check better carrying out of the movement.

The efficiency of this therapy is evaluated by surface EMG of arm abduction on m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars acromialis and m. trapezius pars ascendens while sitting. Particular muscles have been chosen for this study and we examined the activity start time, level of activity, differences in activity start times among particular muscles and deactivation time of studied muscles. These modalities were compared between the group of patients with EMG biofeedback before and after the therapy and the group of patients without EMG biofeedback before and after the therapy. This study included 20 persons with chronic musculoskeletal pain, 5 men and 15 women aged 18 - 40. For the study were selected patients with hypertonus in m. trapezius pars descendens. These patients were divided into two groups. Both groups underwent treatment of mobility and soft tissue techniques, with the experimental group also undergoing the therapy of visual EMG feedback on m. trapezius pars descendens. For signal recording we used Myosystem 1400A by company NORAXON.

Comparing the different activity start times, activity levels and deactivation times of studied muscles showed that time characteristics of EMG signals between study groups did not statistically differ greatly. However, this study did not prove the efficiency of EMG biofeedback therapy on patients with chronic musculoskeletal pain.

Keywords: electromyography, biofeedback, chronic neck pain, physiotherapy, kinesiotherapy

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Elisy Doleželové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne:

Ráda bych touto cestou vyjádřila poděkování Mgr. Elise Doleželové, Ph.D, za odborný dohled, čas, cenné rady a konstruktivní poznámky ke zpracování této magisterské diplomové práce. Dále bych ráda poděkovala Ing. Zbyňku Mikulenkovi za rady poskytnuté při statistickém zpracování dat. Také děkuji všem účastníkům, kteří byli ochotni podílet se na měření dat pro tuto studii. V neposlední řadě náleží poděkování Bc. Lucii Vidlákové, mé rodině a přátelům za podporu po celou dobu studia a při psaní této diplomové práce.

OBSAH

1 ÚVOD	11
2 PŘEHLED POZNATKŮ	13
2.1 Krční páteř	13
2.1.1 Kineziologie	13
2.2 Bolesti krční páteře.....	15
2.3 Chronická bolest	16
2.3.1 Motor control u zdravých pacientů	17
2.3.2 Motor control u pacientů s bolestmi krční páteře.....	18
2.4 Psychické procesy a krční páteř.....	19
2.5 Elektromyografie	21
2.5.1 Charakteristika povrchové elektromyografie	21
2.5.2 Charakteristika elektrod	22
2.5.3 Aplikace a uložení elektrod.....	23
2.5.4 Hodnocení	24
2.5.5 Faktory ovlivňující EMG signál.....	26
2.5.6 Kineziologická aplikace a využití	27
2.6 Biofeedback	27
2.6.1 Historie	28
2.6.2 Principy	29
2.6.3 Elektromyografický biofeedback a jeho využití	30
2.6.4 Další formy biofeedbacku a jejich využití	34
3 CÍLE A HYPOTÉZY	37
3.1 Hlavní cíl	37
3.2 Dílčí cíle.....	37
3.3 Výzkumné otázky	37
4 METODIKA.....	39
4.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru	39
4.1.1 Skupina s terapií pomocí EMG biofeedbacku	40
4.1.2 Skupina s konvenční terapií	41

4.2 Postup získávání dat a popis použitých metod	41
4.2.1 Anamnéza.....	42
4.2.2 Kineziologický rozbor.....	43
4.2.3 Příprava pacienta na emg měření	45
4.2.4 Vlastní provedení pohybového úkolu a EMG měření.....	48
4.2.5 Parametry elektromyografického přístroje.....	49
4.2.6 Průběh intervence u skupiny bez biofeedbacku	50
4.2.7 Průběh intervence u skupiny s biofeedbackem	51
4.2.8 Zpracování a hodnocení elektromyografického záznamu.....	55
4.2.9 Statistické zpracování dat.....	56
5 VÝSLEDKY	57
5.1 Výsledky k výzkumné otázce V ₁	57
5.2 Výsledky k výzkumné otázce V ₂	61
5.3 Výsledky k výzkumné otázce V ₃	64
5.4 Výsledky k výzkumné otázce V ₄	68
6 DISKUZE.....	72
7 ZÁVĚR.....	78
8 SOUHRN	79
9 SUMMARY	81
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	83
11 PŘÍLOHY.....	93

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AAPB	Asociace pro aplikovanou psychofyziologii a biofeedback
BAI	Beckův inventář úzkosti (Beck Anxiety Inventory)
BFB	Biofeedback (biologická zpětná vazba)
CNS	Centrální nervová soustava
Cp	Krční páteř
C7	Sedmý krční obratel
IED	Vzdálenost mezi elektrodami (Inter electrode distance)
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyografie
NDI	Neck disability index (algofunkční dotazník)
PIR	Postizometrická relaxace
RMS	Efektivní hodnota amplitudy signálu (Root mean square)
SD	Směrodatná odchylka
SK _{BF}	Skupina s terapií pomocí EMG biofeedbacku
SK _{KT}	Skupina s konvenční terapií
sEMG	Povrchová elektromyografie
VAS	Vizuální analogová škála bolesti

1 ÚVOD

Lidský organismus představuje složitý systém protknutý mnoha biologickými vazbami. Ty organismus neustále regulují a udržují v těle homeostázu. Vnitřní orgány a systémy propojují neurální síť, které přenáší informace do centrálního nervového systému a naopak. Pokud všechny systémy a vazby mezi nimi fungují fyziologicky, hovoříme o fyzické a psychické rovnováze těla i mysli. Jestliže se v systému někde objevuje porucha funkce, ať už v některém vnitřním článku nebo na jeho vstupu či výstupu, tělo nedokáže udržovat efektivně homeostázu a později mohou vznikat patologické procesy a stavy.

V současnosti je člověk se svou biologickou podstatou omezen množstvím pravidel a norem. Společnost je orientována na výkon v pracovní i osobní sféře, klade vysoké požadavky nejen na dospělé, ale i na děti. Dospělí tráví v práci osm až deset hodin denně. Někdy ve značné, jednostranné fyzické zátěži. Ale stále více také ve strnulé pozici, ve stoji či v sedu za stolem. Přičemž s rodinnými a ostatními povinnostmi už nezbyvá čas na pohybové aktivity, ani na kvalitní relaxaci. Volný čas vyplňuje stále větší procento lidí zábavou s moderní přístrojovou technologií, jako jsou chytré telefony, laptopy a tablety. A to zejména v sedavé poloze, která pro tělo není zcela přirozená.

Bolesti krční páteře patří v dnešní době mezi nejčastější diagnózy spojené s disabilitou do věku 45 let. Tento jev se přičítá skutečností, že nejčastější pozice, kterou zaujímáme a setraváme v ní celý den, je právě sed. Pro lidské tělo není tato pozice příliš přirozená, a dlouhodobě v ní člověk nedokáže udržet dostatečně aktivní posturu. Potom vzniká tzv. zhroucený pasivní sed promítající se do předsunutého držení hlavy, krku a ramen, kyfotizace páteře, povolení břišní stěny, změny stereotypu dýchání apod. Z dlouhodobého hlediska se tyto patologie fixují a společně s dalšími faktory jako jsou stres a únava dávají vzniknout různým patologiím, jak v oblasti vnitřních orgánů, tak v pohybovém aparátu. Dnes však začíná převažovat životní styl s orientací na výkon, přemírou stresu a s nedostatkem kvalitního trávení volného času, což vede k dalším problémům. Lidé mnohdy nevěnují čas sami sobě, zdraví, pohybu, svému tělu. Dochází k odcizení vlastního těla, což souvisí s tím, že svému tělu je méně nasloucháno a organismus nereaguje ani na varovné signály, které nám vysílá.

V ordinacích praktických lékařů, neurologů a fyzioterapeutů narůstá počet pacientů s bolestmi pohybového aparátu, nejčastěji páteře. Při sedavém způsobu života

pak převažují bolesti krční a bederní páteře. Příčiny vzniku bolesti jsou vždy multifaktoriální, takže i léčba by měla zahrnovat alespoň částečnou změnu životního stylu s důrazem na aktivní relaxaci a správný pohyb. Fyzioterapeuti se však reálně zaměřují na různé typy terapie během jejich působení přímo v ordinaci, ale kladou důraz i na kvalitní edukaci pacienta. Typicky se u pacientů s bolestmi krční páteře objevuje zvýšené klidové napětí sestupných vláken v m. trapezius s následnou poruchou svalové relaxace v této oblasti. Tato práce vznikla za účelem zhodnocení efektivity terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku, která je podle mnoha zdrojů efektivní v nácviku relaxace u svalů šíje a krku. Právě relaxace šíjových svalů se zdá být klíčová při terapii bolestí krční páteře.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

Začátek této kapitoly je věnován stručnému popisu kineziologie v oblasti krční páteře. Následuje kapitola věnovaná bolesti, motorickému řízení a psychickým procesům u dané problematiky. Dále je popsána metoda elektromyografie, její historie, podstata metody a praktických využití. Závěrečná kapitola informuje o metodě biofeedbacku, jeho formách a možnostech využití v praxi.

2.1 KRČNÍ PÁTEŘ

2.1.1 KINEZIOLOGIE

Dle Lewita (2003) se páteř podílí na udržování vzpřímeného držení a na udržování rovnováhy těla, což souvisí s propioceptivní aferencí z oblasti kraniocervikálního spojení, která je pro udržení rovnováhy nezbytná. Krční páteř představuje zásadní propioceptivní oblast páteře působící na celý pohybový systém. Véle (1995) uvádí, že právě ligamenta ve všech vrstvách v této oblasti neplní pouze vazivovou, ale obsahují množství nervových zakončení. Síť nervových zakončení obsahuje i ligamenta ve stěnách kloubních pouzder. Nervová zakončení jsou v této oblasti zdrojem propioceptivní signalizace, informující CNS o držení hlavy vůči krční páteři a stávají se tak startovacím mechanismem posturálních reflexních mechanismů, které vycházejí z horní krční páteře. Podobnou aferenci mají i svaly, které spojují jednotlivé segmenty páteře. Ve vazivu vzniká také aference nociceptivní, která může být vnímána jako tlak, bolest a nebo nemusí být vnímána vůbec, přesto ovlivňuje průběh prováděného pohybu a držení.

Krční páteř tvoří dva anatomicky i funkčně odlišné segmenty. Lewit (2003) a Kapandji (2008) dělí krční páteř z funkčního pohledu na horní úsek, obsahující kraniocervikální spojení a první dva krční obratle. Je tvořen komplexem kloubů se třemi osami otáčení a třemi stupni volnostmi. Dále dolní úsek, který začíná od spodní strany axis až po kloubní plochu prvního hrudního obratle.

Hlavními pohyby v atlantookcipitálním skloubení jsou flexe a extenze v rozsahu asi 16°. Při flexi v horním krčním segmentu se spodní massa lateralis atlasu valí a klouže po horní kloubní plošce axisu. Ligamentum transversum atlantis udržuje oblouk atlasu

a zub axisu v úzkém spojení, dále je omezuje a kontroluje zadní vazivová membrána a zadní krční ligamenta. Naopak při extenzi už se kondyly kosti týlní, kost týlní a axis přibližují k zadnímu oblouku atlasu a dochází tak k rozšíření kloubní štěrbiny mezi axisem a atlasem. Při rotaci se kontralaterální massa lateralis atlasu pohybuje směrem dopředu a homolaterální směrem dozadu, atlas provádí spirálový pohyb a klesá ve vertikále o 2 až 3 milimetry. Největší rozsah rotace v krčním úseku je v atlantoaxiálním skloubení v průměru 25° na každou stranu. Dalším pohybem v tomto segmentu je anteflexe a retroflexe. Pod úrovní druhého krčního obratle je spojena rotace s lateroflexí na homolaterální stranu. Lateroflexe v horním úseku krční páteře začíná rotací axisu homolaterálně a pokračuje rotací dalších krčních obratlů. Atlas přitom nerotuje, ale klouže na stranu úklonu a kondyly týlní kloužou kontralaterálně, a přitom dochází na homolaterální straně k přiblížení dens axis a kondylů týlní kosti (Vařeka & Vařeková, 1995; Véle, 1995; Lewit, 2003; Kapandji, 2008).

Ve vzpřímeném držení krční páteře, tedy v jejím neutrálním postavení je atlas v lehké retroflexi a záhlaví je tedy v mírné anteflexi. Během antekyvu se atlas pohybuje nepatrně do anteflexe. Naproti tomu, mezi atlasem a axisem dochází k velké anteflexi, z původní retroflexe. Při maximální flexi krční páteře dochází k největšímu pohybu mezi atlasem a axisem, zároveň nastává význačná retroflexe hlavy vůči atlasu, která může být i větší než při záklonu. Flexe páteře probíhá do 30° až 35°. Při extenzi v sedě pozorujeme lehký a úměrný posun obratlů vůči sobě, nastává největší rotace v atlantoaxiálním skloubení, dále pak mezi záhlavím a atlasem, kde však není maximální. V průběhu extenze v leže na boku dochází naopak k maximální retroflexi mezi záhlavím a atlasem, a retroflexe proti axisu je výrazně menší než vsedě. Rozsah pohybu krční páteře do extenze probíhá do 80° - 90° (Lewit, 2003).

Při pohledu na rotaci krční páteře jako celku začíná tento pohyb v atlantoaxiálním skloubení, postupně se přenáší od třetího krčního obratle až po poslední za podmínek, kdy je cervikothorakální přechod v kyfotickém držení. Pokud je tomu naopak, dochází k rotaci až po třetí hrudní obratel. Současně během rotace dochází od axisu též k lateroflexi na homolaterální stranu. Rotace celé krční páteře probíhá do 40° - 45°, přičemž z toho 30° - 35° rotace probíhá mezi atlasem a axisem. Při lateroflexi celé krční páteře dochází nejdřív k rotaci axisu ve směru lateroflexe za současného posunování axisu i atlasu ke kondylům. Úklon je vždy spojen

s homolaterální rotací, kdy maxima dosáhne rotace v úrovni axisu. Rozsah pohybu do lateroflexe je 35° - 40° (Lewit, 2003).

2.2 BOLESTI KRČNÍ PÁTEŘE

Bolesti krční páteře patří mezi jednu z nejčastějších diagnóz muskuloskeletálních poruch, kterou ve své ordinaci diagnostikuje praktický lékař. Ve studii z roku 2013 bylo prokázáno, že se jedná o čtvrtou nejčastější příčinu disability, a tedy vůdčí příčinou omezení aktivity u lidí ve věku do 45 let. Příčina vzniku bolesti v oblasti krční páteře je obvykle podmíněna multifaktoriálně, zřídka kdy má pouze jednu konkrétní příčinu. Obecně se rizikové faktory rozdělují na fyzikální, psychosociální a individuální. Fyzikální faktory představují působení určité fyzické zátěže na muskuloskeletální systém, psychosociální faktory souvisí s psychickým naladěním jedince a individuální faktory zahrnují individuální anatomické faktory a faktory stárnutí (Andersen et. al., 2002; Carroll et. al., 2008; Bednařiková & Opavský, 2014; Almalki, Algarni, Almansouri & Aldowsari, 2017).

Almalki, Algarni, Almansouri a Aldowsari (2017) ve své studii došli k závěru, že bolest krční páteře častěji postihuje ženské pohlaví. Ariëns, Van Mechelen, Bongers, Bouter a Wal (2000) uvádí, že existuje velmi úzký vztah mezi délkou trvání sedu a bolestmi krční páteře. Dle autorů se sedavé zaměstnání, či dlouhodobé setrvání v sedavé pracovní pozici promítá v držení těla a projevuje se zejména předsunutým držením hlavy a krku, kyfotizací sedu, bolestmi krční páteře a ramenních kloubů a paresteziemi horních končetin. Mezi rizikové faktory podmiňující bolesti krční páteře se tedy řadí především předsunuté držení hlavy a krku, protrakční držení ramen a celkové patologické postavení ramenního pletence včetně posturálních odchylek horního trupu. Linton (2000) uvádí souvislost vzniku bolestí krční páteře s opakovaným častým zvedáním těžkých břemen, také zaujetí pevné pracovní sedavé pozice, kterou preferuje pacient po většinu dne.

Uvádí se, že už pět hodin denně v sedu se jeví jako velmi rizikový faktor. Obecně časté rotace a předklony trupu spojené s manipulací s těžkými předměty působí přetížení celé páteře, především pak v bederním a krčním úseku. Dále také manipulace a práce s vibrujícími předměty může traumatizovat nejen oblast rukou, ale i ramena, krční páteř a hlavu. Z oblasti běžných denních aktivit jsou pak vnímány jako rizikové asymetrické činnosti, především řízení auta, neergonomické rozložení pracovního místa a také používání chytrých telefonů, přenosných počítačových zařízeních apod.

V neposlední řadě, mohou být přítěží pro pohybový aparát také nevhodné pohybové a sportovní aktivity (Ariëns et. al., 2000; Carroll et. al., 2008; Bednaříková & Opavský, 2014; Almalki et. al., 2017).

Samostatnou nozologickou jednotkou, která se často objevuje v souvislosti s bolestmi krční páteře je bolest hlavy. Skupina pacientů s bolestmi hlavy patří do péče neurologů. Ke stanovení správné diagnózy je nutná pečlivě odebraná anamnéza a podrobné neurologické vyšetření včetně citlivých zobrazovacích metod. U pacientů trpících migrénozními stavy se může vyskytovat zvýšené napětí v m. temporalis a m. splenius. Existují však i vertebrogenně podmíněné tenzní bolesti hlavy, které vznikají na podkladě postižení perikraniálního svalstva a často doprovází právě bolesti krční páteře. Pacienti s tenzními bolestmi hlavy vykazují spíše známky zvýšeného napětí v m. trapezius. (Leistad, Sand, Westgaard, Nilsen & Stovner, 2006; Opavský, 2011).

Typicky se bolesti krční páteře projevují opakujícím se zvýšeným napětím svalů krku jako jsou m. trapezius, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus, m. temporalis, m. splenius. Dále také sníženou nebo vymizelou schopností relaxace těchto svalů a zvýšenou aktivitou horních vláken m. trapezius při aktivitách horních končetin. Potom například vykazuje m. trapezius pars descendens zvýšené napětí během pohybu horní končetinou a následně se po dokončení pohybové úkolu prodlužuje nástup relaxace svalu. Vznikají blokády hlavových kloubů a jednotlivých krčních segmentů, reflexních změny ve fasciích a svalech, kdy vznikají spoušťové body provokující lokální nebo přenesenou bolest (Falla, Bilenkij & Jull, 2004; Leon - Hernandez et. al., 2016). Sjøgaard a kol. (2006) uvádí, že jedna třetina pacientů s chronickými bolestmi krční páteře nebo ramen prokazatelně vykazuje hypertonus a trigger pointy v m. trapezius pars descendens.

2.3 CHRONICKÁ BOLEST

Jednotlivé definice bolesti se od sebe navzájem liší podle typu a intenzity bolesti. Nejčastěji citovanou definici bolesti vydala Mezinárodní společnost pro studium bolesti a zní: „Bolest je nepříjemný smyslový a emoční zážitek spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně, nebo popisovaný výrazy pro takovéto poškození.“ Opavský (2011) uvádí, že tato definice bolesti je zdánlivě složitá, avšak ukazuje na dvě velmi důležité komponenty bolesti, a to smyslovou a emoční,

kteře se neoddělitelně provázejí. Smyslová složka podává tělu informace o intenzitě, kvalitě a lokalizaci bolesti, zatímco emoční složka pak o dopadu na psychické ladění jedince, na jeho zájem věnovat se běžným aktivitám i zálibám, na hodnocení jeho postavení v rodině a společnosti a v neposlední řadě informuje i o vlivu bolesti na výhledy do budoucna. Raudenská (2012) poukazuje na fakt, že každý člověk prožívá jednotlivé složky bolesti naprosto jedinečným způsobem a dělí je na somatickou, emoční, kognitivní a behaviorální.

Dle časového trvání se rozděluje bolest na akutní a chronickou. Knotek (2010) uvádí, že dle Price (1999) akutní bolest zpravidla plní ochrannou funkci a spouští přirozenou analgezii, proces hojení a odeznívá s uzdravením, zatímco chronická bolest je patologický stav, který ohrožuje a narušuje psychické a sociální fungování člověka. Oba dva typy bolesti mají také rozdílné vlivy na psychiku jedince. Akutní bolest je spojovaná spíše s úzkostí a strachem, zatímco chronická bolest, zasahuje do kognitivních, emocionálních a behaviorálních funkcí a projevů.

„Bolest je neoddělitelně spojena s ovlivněním psychického stavu člověka. Bolestivé situace jsou provázeny stresem, který má dopad na stav a funkci mnoha systémů a jejich orgánů“ (Opavský, 2011, 62). Fyzioterapeut i lékař by měl být schopen registrovat i diskrétní projevy stresu, aby mohl vhodně zasáhnout do celého patogenetického řetězce, který je jim spouštěn.

2.3.1 MOTOR CONTROL U ZDRAVÝCH PACIENTŮ

Motor control neboli řízení pohybu označuje schopnost organismu řídit nebo alespoň regulovat mechanismy nezbytné pro pohyb. Pro zajištění koordinovaného pohybu je pro tělo nezbytné zpracovávat informace o vnějším a vnitřním prostředí, tedy o jednotlivých segmentech těla. Informace jsou do mozku přiváděny pomocí mnoha subsystémů. Stabilita páteře je zprostředkována vysoce koordinovanou interakcí aktivních, pasivních a neurálních subsystémů. Viskoelastické vlastnosti ligamentózních tkání zajišťují pasivní komponentu, výchozí a reflexní aktivace svalových struktur zajišťuje aktivní složku (Panjabi, 1992; Latash, 2011; Hendershot et. al., 2013).

Krční páteř představuje nejpohyblivější a tím i nejzranitelnější oblast osového orgánu. Je také místem vzniku tonických šíjových reflexů, které ovlivňují veškeré posturální svalstvo. Ligamenta a svaly všech vrstev této oblasti obsahují velké množství proprioceptorů, které přivádějí do CNS informace o držení hlavy vůči krční páteři

a stávají se tak startovacím mechanismem posturálních reflexních mechanismů (Véle 1995; Lewit, 2003).

Dle Meisingseta (2016) řízení pohybu hlavy a krku představuje velice komplikovaný, vysoce koordinovaný proces, který je zprostředkován spojením vestibulárního, vizuálního a proprioceptivního subsystemu. Složitost systému je zřejmá i z popisu anatomie a biomechaniky hlavy a krku. Peterson (2004) dále uvádí že kontrolu pohybu hlavy a krku, stabilizaci hlavy a krčních segmentů, ovládání pohledu a posturální kontrolu zajišťují cervikovestibulární reflexy.

Na rozdíl od bederního úseku páteře je krční páteř poměrně nestabilním segmentem, přičemž svaly tvoří asi 80 % stabilizační složky. V cervikální oblasti se nachází velký počet svalů, které zajišťují pohyb hlavy. Konkrétního pohybu může být dosaženo několika různými variantami zapojení svalů. V mnoha studiích bylo prokázáno, že u pacientů s bolestmi krční páteře je řízení pohybu narušeno (Panjabi et. al., 1998; Peterson, 2004; Meisingset, 2016).

2.3.2 MOTOR CONTROL U PACIENTŮ S BOLESTMI KRČNÍ PÁTEŘE

Bylo vytvořeno několik teorií popisujících změny řízení pohybu u pacientů s chronickými bolestmi. Tzv. teorie „začarovaného kruhu“ předpokládá, že chronicita bolestí krční páteře může vést ke stereotypnímu zvýšení svalové aktivity, která přetrvává i v klidu. Přetrvávající svalová aktivita může způsobovat ischemické procesy za vzniku nociceptivní aferentace. Avšak tento model nevysvětluje vznik různých změn svalové aktivity, které byly u pacientů s bolestmi krční páteře pozorovány, jako například utlumení aktivity hlubokých flexorů krku. Proto byla popsána novější teorie, která charakterizuje adaptační model bolesti. Tato teorie předpokládá, že bolest působící na postiženou část těla způsobuje v tomto segmentu redukci svalové síly, rozsahu pohybu a rychlosti pohybu prostřednictvím inhibice agonistických svalů a zvýšením aktivity antagonistických svalových skupin. Tento adaptační mechanismus je považován za ochrannou reakci organismu na bolest a další potenciální poškození (Lund, Donga, Widmer & Stohler, 1991; Falla, 2004; Falla, Farina, Dahl & Graven - Nielsen, 2007; Meisingset, 2016).

Podle patofyziologického modelu produkují svaly během opakovaných nebo trvalých statických kontrakcí chemické metabolity, které zvyšují aktivitu svalových vřetének a tím dochází ke zvýšení svalového tonu. Tímto mechanismem je aktivována

zpětnovazebná smyčka, protože svalový hypertonus způsobuje zvýšenou produkci metabolitů (Johansson & Sojka, 1991; Johansson, Sjolander, Djupsjobacka, Bergenheim & Pedersen, 1999).

Dle Boudreau a Falla (2014) chronické bolesti krční páteře významně ovlivňují rovnovážné funkce a posturální chování. U jednotlivců s chronickými bolestmi v této oblasti dochází ke změnám na úrovni svalové regulace za vzniku posturálních poruch celého těla. Přestože se může zdát, že souhra svalů krku není porušena, na úrovni koaktivace různých svalových skupin dochází k posturálním dysfunkcím, a tedy k poruše motorické kontroly. Ukazuje se, že hluboké flexory krční páteře systematicky reagují na neočekávané výchylky trupu. Nástup a velikost aktivace jednotlivých hlubokých flexorů se zpomaluje a snižuje u pacientů s chronickými bolestmi krční páteře. Tyto poruchy pravděpodobně negativně ovlivňují stabilizaci hlavy a krku.

Proprioceptivní aferentace je pro řízení pohybu hlavy a krku nezbytná. Bolest aferentaci ovlivňuje prostřednictvím sympatické aktivity a změn nociceptivních informací. Studie také ukazují, že nociceptivní aferentace ovlivňuje propriocepci pomocí reorganizace somatosenzorického kortexu (Moseley & Flor, 2012; Radovanovic, Peikert, Lindström & Domellöf, 2015; Meisingset, 2016).

Bylo prokázáno, že pacienti s bolestmi krční páteře během opakující se aktivity horních končetin více aktivují povrchové svaly krční páteře. Patologicky zvýšená aktivace cervikálních svalů může představovat změněný vzorec motorické kontroly z této oblasti. Porucha řízení je v tomto případě kompenzována právě zvýšenou aktivitou bolestivých krčních svalů. Během výkonu funkčního úkolu se u pacientů s chronickými bolestmi krční páteře objevuje vyšší napětí povrchových cervikálních svalů než u zdravých probandů (Falla et. al., 2004).

2.4 PSYCHICKÉ PROCESY A KRČNÍ PÁTEŘ

Lidský organismus je nazýván také jako biopsychosociální jednotka. To souvisí s poznatkem, že jednotlivé systémy v lidském těle se navzájem ovlivňují. Tělo a psychika vytvářejí funkční jednotku v osobnosti. Osobní historie člověka se promítá do jeho tělesného schématu a naopak, vznikající somatické potíže tak negativně ovlivňují prožívání a chování jedince. Tento model rovněž poukazuje na fakt, že při léčebné intervenci v dané oblasti nestačí působit pouze na jednu z možných příčin vzniku bolesti (Meisingset, 2016).

Přirozené držení těla ve vzpřímené poloze nastává za předpokladu, že není narušená psychická a emocionální rovnováha a nedochází k přehnané úzkosti. Brabcová, Kantnerová a Kohout (2016) ve své studii uvádí, že psychoneurotické rysy mohou být významným prediktorem bolesti krční páteře. Existují také komplexní vztahy mezi mírou stresu a pravděpodobností vzniku bolesti krční páteře. Stresovaní jedinci jsou často přecitlivější na různé druhy podnětů, zvyšuje se jejich dráždivost, a to se může většinou negativně promítat i do vztahů s okolními lidmi. Keleman (2005) poukazuje na základní reakce lidského organismu a udává, že pokud je člověk ve stresu, zaujímá obrannou pozici, připravuje se na reakci a vytváří tzv. startovací pozici. Systémově se v těle zvyšuje napětí svalů a organismus je více ve střehu, problém později nastává, jestliže je organismus strasován dlouhodoběji.

Ve srovnání s jedincem, který netrpí bolestí, člověk trpící chronickou bolestí odlišně zpracovává a vyhodnocuje informace a prožitky („jinak myslí“), je rozdílná také jeho reaktivita a emoční ladění a má také různé projevy chování. Z dlouhodobého hlediska mají tyto jevy negativní dopad na jejich psychické ladění a životní styl (Riley & Wade, 2004; Opavský, 2011).

Dle dostupných metaanalytických studií se jisté psychosociální faktory mohou podílet na vzniku chronické bolesti v oblasti krční páteře a ramenních pletenců, jsou to např. nízká sociální podpora, monotónnost práce, vysoké pracovní vypětí, vysoká míra vnímaného pracovního stresu atd. (Lang, Ochsmann, Kraus & Lang, 2012; Fanavoll, Nilsen, Holtermann & Mork, 2016).

Psychické naladění tak může přímo korelovat se zvýšenou aktivitou sestupných vláken trapézového svalu. U pacientů trpících migrénou nebo tenzními bolestmi hlavy pravděpodobně není zvýšené napětí krčních svalů primární příčinou vzniku bolesti hlavy a krční páteře. Do těchto stavů se silně promítají životní situace související s vysokou mírou stresu a napětí, které pacient prožívá (Bansevicius & Sjaastad, 1996; Nederhand, Ijzerman, Baten & Zilvold, 2000; Leistad, Sand, Westgaard, Nilsen, Stovner, 2006).

Z oblasti psychosomatiky popisuje Boadella (2013) u krční páteře blokádu hlavně emocionálních impulzů spojených s hlukem, především křik a pláč. Pokud daný jedinec tyto emoce potlačuje, mohou vznikat blokády v oblasti šíjové muskulatury, oblasti ramen a zad. Potlačovaný vztek se může projevat ztuhlostí ramen, necitlivostí paží a rukou, špatnou cirkulací krve. Autor uvádí, že pohyblivost lze obnovit příležitostně k vybití zlosti v bezpečném a důvěrném terapeutickém prostředí.

2.5 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je přístrojová elektronická technologie zabývající se záznamem a analýzou elektrických potenciálů, které reflektují kontrakční aktivity kosterních svalů v klidu nebo během konkrétního pohybu. Tato technika je považována za jednu ze základních diagnostických metod v medicíně, má také široké využití v klinické rehabilitaci (Criswell, 2011; Krobot & Kolářová, 2011).

Existují dva základní typy elektromyografie, a to jehlová a povrchová. Intermuskulární neboli jehlová EMG umožňuje detekci akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek v okolí zavedené elektrody, za předpokladu zavedení jehlové elektrody do kosterního svalu, čímž se naruší kožní integrita. Je označována jako klinická elektromyografie a je považována za jednu ze základních diagnostických metod u neuromuskulárních onemocnění. Jehlová EMG představuje riziko pro rozvoj mnoha komplikací jako např. poranění elektrickým proudem, vznik pneumotoraxu či kompartment syndromu, poranění periferních nervů, a nebo přenos infekčních onemocnění (Chowdhury et. al., 2013; Vlčková & Bednařík, 2017).

Povrchová elektromyografie (z anglického surface electromyography, také sEMG) detekuje signály na povrchu těla, analyzuje více navrstvených akčních potenciálů produkovaných několika motorickými jednotkami daného svalu, její hlavní prioritou je kineziologická analýza sledovaného pohybu (Chowdhury et. al., 2013; Vlčková & Bednařík, 2017).

V léčebné rehabilitaci lze elektromyografii využít k diagnostice nejružnějších motorických poruch, sledování aktivity měřených svalů a svalových synergií, které nejsou rozpoznatelné pouhým okem či pohmatem. V neposlední řadě lze sEMG dobře využít v kombinaci s biologickou zpětnou vazbou (Criswell, 2011).

2.5.1 CHARAKTERISTIKA POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE

Jak bylo uvedeno výše, jedná se o experimentální přístrojovou metodu, která snímá bioelektrické signály činnosti svalů a nabízí tak možnost objektivního hodnocení neuromuskulární činnosti. Výhodou sEMG oproti jehlové EMG je globálnější posouzení elektrické aktivity svalu díky větší ploše, ze které je signál získáván. Hlavním cílem této metody je objasnění nebo alespoň posouzení vlivů promítajících se do kosterních svalů, přičemž můžeme relativně snadno a neinvazivně sledovat souhry více svalů v průběhu

pohybu, které nejsou pouhým okem viditelné. V kineziologickém výzkumu se využívá povrchová EMG zejména ke sledování a hodnocení fyziologických i patologických mechanismů pohybu, posuzování velikosti svalové aktivity, svalové synergie a únavy. Využití elektromyografie spočívá i v úpravě ergonomie pracovního prostředí (De Luca 1997; Yanac Paredes, 2010; Criswell, 2011).

Podstatou povrchové elektromyografie je snímání akčních potenciálů aktivních motorických jednotek nacházejících se v okolí elektrody, která je umístěna nad testovaným svalem. Je důležité uvědomit si, že povrchová EMG snímá signály svalů přes kůži a přes několik dalších anatomických vrstev, což znamená, že povrchové elektrody snímají i jiné signály, které se přenáší těmito strukturami k elektrodě. Proto je důležité všechny tyto signály analyzovat a klasifikovat, zejména při snímání signálů za pohybové aktivity. Ke snímání signálu se nejčastěji využívá bipolární metoda, kdy se přikládají dvě elektrody paralelně na průběh svalových vláken. Změnami napětí svalů se generují akční potenciály, které se následně projikují na kůži, kde jsou snímány povrchovými elektrodami. Výsledkem měření je potom bipolární signál, zesilovaný v diferenciálním zesilovači, který představuje potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami v daném okamžiku (De Luca, 1997; Criswell, 2011; Krobot & Kolářová, 2011).

Výhodou této metody je její neinvazivní aplikace, která je zcela bezpečná a jednoduchá na provedení. Dupalová a Zaatar (2015) uvádí, že dle De Lucy (1997) je ke své škodě elektromyografie až příliš jednoduše použitelná, a tedy i snadno zneužitelná. To pak znamená, že pro její korektní interpretaci je nutné dodržení standartních postupů měření, zpracování i hodnocení.

2.5.2 CHARAKTERISTIKA ELEKTROD

Při snímání elektromyografického signálu bipolární aplikací se zaznamenává svalová aktivita prostřednictvím dvou elektrod. Tvarem elektrody se rozumí tvar vodivého povrchu elektrody. Nejčastěji používané elektrody jsou kruhového a oválného tvaru, ale mohou být také obdélníkové, přičemž se mohou lišit velikostí vodivé plochy, kterou běžně standardizují výrobci. Menší elektrody jsou obvykle využívány pro snímání sEMG signálu v oblasti obličeje, zatímco větší elektrody jsou využívány pro větší svaly. Velmi podstatný parametr je použitá vzdálenost mezi elektrodami (IED – inter - electrode distance), což je vzdálenost mezi geometrickými středy elektrod, obvykle je tento odstup nastavený na 20 milimetrů, pokud se jedná o menší elektrody

neměla by IED přesáhnout jednu čtvrtinu délky svalových vláken (SENIAM, 1999; Hermens, Freriks, Disselhorst - Klug & Rau, 2000; Criswell, 2011; Dupalová & Zaatar, 2015).

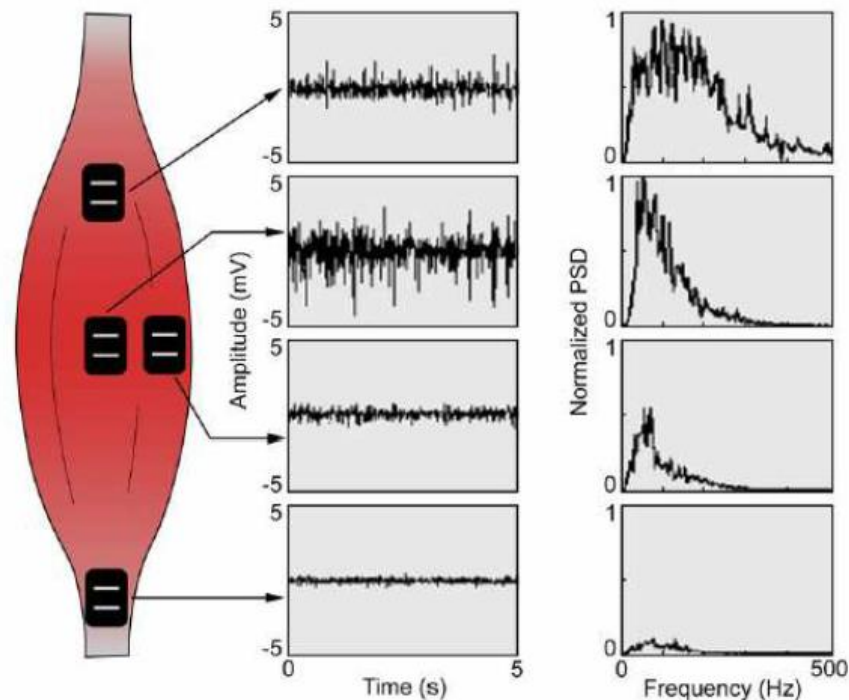
V minulosti byly používány přímé kontaktní elektrody, které byly nejčastěji vyrobeny ze zlata nebo stříbra a jako kontaktní médium byl použit fyziologický roztok. V současné době se elektrody vyrábějí z plastového materiálu v seskupení se stříbrem a tenkou vrstvou chloridu stříbrného, který pomáhá stabilizovat elektrické potenciály kůže. Nejčastěji používané jsou tzv. plovoucí elektrody, které obsahují elektrodový gel. Jejich nevýhodou je možný nežádoucí pohyb během dynamických pohybů což může zkreslit výsledky měření, proto je nutné zajistit fixaci těchto elektrod (Criswell, 2011; Dupalová & Zaatar, 2015).

2.5.3 APLIKACE A ULOŽENÍ ELEKTROD

Lokalizace elektrod a orientace ke svalovým vláknům je zcela zásadní. Elektrody musí být uloženy paralelně k průběhu svalových vláken. Hermens, Freriks, Disselhorst - Kulg & Rau (2000) doporučují umístění senzorů na střed svalového bříška. Není žádoucí umístění elektrod při úponu šlachy, protože šlacha není elektricky aktivní (obrázek 1). Také není vhodné nalepit elektrodu na inervační zónu svalu, kde se šíří akční potenciály obousměrně, potom by výsledná naměřená amplituda sEMG byla teoreticky rovna nule. Rizikem při měření je snímání hodnot sousedních svalů, kdy vzniká tzv. crosstalk, proto se sEMG omezuje pouze pro povrchové svaly. Při ukládání elektrod je třeba vycházet z lokalizace elektrod určené výrobcem a terapeut, který aplikuje elektrody na kůži musí být dobře anatomicky orientován. Před samotným měřením je třeba zajistit dobrý kontakt a fixaci senzorů pro získání kvalitního elektromyografického signálu. Dále se umísťuje na kůži referenční elektroda, kterou je vhodné nalepit na místo, kde je minimální svalová aktivita, nejčastěji je to na processus spinosus C7, L5, tibia, sternum, akromion, malleolus apod. (Basmajian, 1989; Dupalová & Zaatar, 2015).

Před samotnou aplikací je třeba provést základní úpravu kožního krytu. Je nutné očistit pokožku, aby se snížila impedance kůže a aby se zlepšil kontakt mezi ní a elektrodou. Správná příprava zahrnuje v různých kombinacích oholení, v případě výskytu ochlupení, dále šetrnou abrazi kůže a očištění vatovým tampónem s alkoholem

či mycím gelem. V zásadě je důležité držet se standardů pracoviště a také doporučení od výrobce přístroje (Criswell, 2011; Dupalová & Zaatari, 2015).



Obrázek 1. Ukázka velikosti amplitudy a frekvence při různé lokalizaci elektrody na sval, 1. schéma shora - inervační zóna svalu, 2. schéma - střed břicha svalu a tedy nejideálnější místo pro aplikaci elektrod, 3. schéma - laterální část břicha svalu, 4. schéma - oblast šlachy (Krobot & Kolářová, 2011, 22).

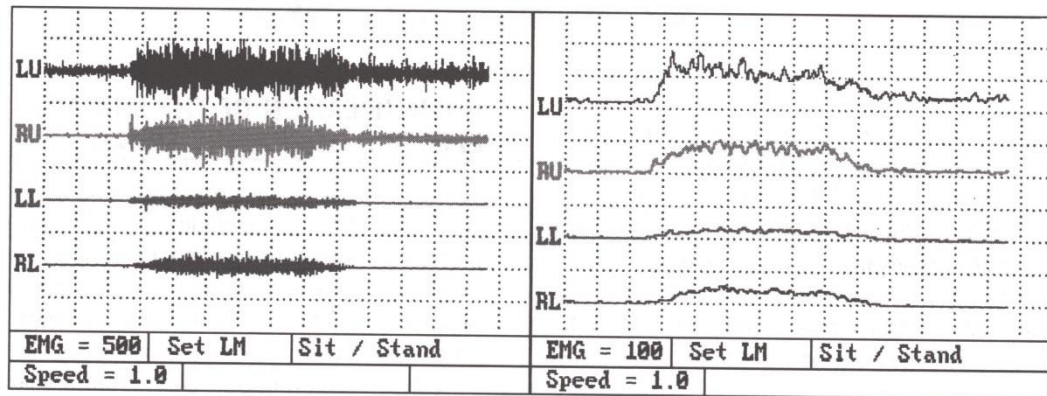
2.5.4 HODNOCENÍ

Surový sEMG signál představuje záznam, který je snímán elektrodami, je to tedy nezpracovaný elektromyografický signál. V takovémto surovém záznamu se nacházejí nerovnoměrně uspořádané amplitudy, jejichž průběh představuje interferenční vzorec snímaných akčních potenciálů. Jak bylo uvedeno v předchozí kapitole, na povrch kůže se mohou přenášet nejrůznější signály zprostředkovaně přes různé anatomické struktury, jako jsou cévy, fascie, vazivo, podkoží apod. Už takovýto záznam obsahuje velice důležité informace, kde je možné sledovat aktivitu svalu v závislosti na testované činnosti. Tento záznam se skládá z náhodně uspořádaných amplitud a není tedy konkrétně reprodukovatelný, proto je pro další analýzu nutné signál dále zpracovat (Chowdhury et. al., 2013; Krobot & Kolářová, 2011).

Pokud je sval relaxovaný, teoreticky by neměla být přítomna žádná elektromyografická aktivita, přesto v záznamu pozorujeme určitou aktivitu, která je označována jako základní linie (base line) a neměla by přesáhnout velikost 10 - 15 μV . Do této linie mohou být promítány i vlivy dané kvalitou zesilovače a snímacích podmínek. V základní linii lze pozorovat i klidové svalové napětí, které je závislé na kvalitě výchozí postury a excitabilitě posturálního systému. Před každým měřením by se měl ověřit charakter této linie. Pokud je to možné, selektivní izometrickou kontrakcí daného svalu se zjistí správné uložení elektrod. Aktivita svalu je na surovém záznamu zřejmá jako nárůst amplitudy a frekvence signálu (Criswell, 2011).

Při naměření čistého EMG signálu je získán surový záznam, který může obsahovat signály, jež nemají původ v aktivaci svalu, může to být např. pohybový artefakt. Pro odstranění těchto šumů se využívá frekvenční filtrace, která ze záznamu odstraní nežádoucí artefakty vzniklé při pohybu nebo také EKG signál. Většinou jsou používány frekvenční filtrace s horní propustností 10 - 20 Hz a dolní propustností 400 - 500 Hz (Chowdhury et. al., 2013; Dupalová & Zaatar, 2015).

Signál je dále zpracován rektifikací (usměrnění), představující matematickou úpravu elektromyografického signálu. Prakticky se jedná o převedení negativních hodnot amplitudy signálu do pozitivních. Tím je možné vygenerovat výpočty, např. výpočet průměrné hodnoty amplitudy. Dále následuje smoothing neboli vyhlazení signálu. Jedná se o potlačení vysokofrekvenčních výchylek elektromyografického signálu, které se potom jeví jako vyhlazené (Basmajian, 1989; Chowdhury et. al., 2013; Dupalová & Zaatar, 2015).



Obrázek 2. Znárodnění efektu digitální filtrace a smoothingu. Vlevo zobrazený surový sEMG signál, vpravo znárodněn signál po úpravě (Kasman, Barton, Wolf & Cram, 2004, 48).

U analýzy EMG signálu při abdukci paže je pozornost zaměřená na sledování timingu (časování) a velikost aktivace svalů. Na EMG záznamu lze sledovat časovou posloupnost zapojování jednotlivých svalů v určitém pohybovém vzorci. Obvykle je pozorován začátek, průběh a konec svalové aktivity, při dvou měřeních se mezi sebou porovnávají. Yanac Paredes (2011) uvádí, že Perry (1992) popsala tyto odchylky v časování zapojení svalů: předčasné zapojení, prodloužená kontrakce svalu, nepřerušená kontrakce svalu, zkrácená kontrakce svalu, zpožděná kontrakce, chybějící kontrakce a kontrakce svalu objevující se mimo fázi prováděného pohybu. Dále lze pozorovat míru aktivace svalů pomocí kvantifikace amplitudy signálu (Yanac Paredes, 2010).

2.5.5 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ EMG SIGNÁL

Elektromyografický signál je ovlivnitelný mnoha faktory. Vnitřní faktory nelze vlastním snímáním nijak výrazně ovlivnit, řadí se do nich fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti svalu během kontrakce. Významným vnitřním faktorem je také teplota kůže, která rozhoduje o velikosti impedance, pokud se teplota kůže zvyšuje, kožní odpor klesá a je výrazně ovlivněna kvalita EMG signálu (Criswell, 2011).

Existuje také celá řada vnějších faktorů, které vlastní měření ovlivňují. Proto je klíčové této problematice porozumět a maximalizovat kvalitu výsledného signálu. V kvalitním snímání EMG signálu hraje důležitou roli jednak umístění elektrod, které musí být paralelně k průběhu svalových vláken, dále velikost elektrod a vhodná vzdálenost mezi nimi. Je důležité neopomíjet dobrou fixaci elektrod na kůži,

aby při testovaném pohybu nedocházelo k jejich sklouznutí, někdy je třeba využít i fixační pásky, které zajistí, aby nedošlo ke změně zdroje signálu. Při vlastním měření je třeba pozorovat, zda kvalitu EMG signálu neovlivňuje externí šum, který vzniká narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu. Nežádoucí jsou např. pohybové artefakty, které mohou vznikat pohybem kabelů během dynamické aktivity, proto je někdy nutná jejich fixace na kůži. K odstranění těchto pohybových artefaktů slouží také frekvenční filtrace, která propouští do zesilovače pouze signál v určitém frekvenčním pásmu, což by mělo odstranit z výsledného signálu tyto nežádoucí vlivy (Chowdhury et. al., 2013; Dupalová & Zaatar, 2015).

2.5.6 KINEZIOLOGICKÁ APLIKACE A VYUŽITÍ

Povrchovou elektromyografií lze sledovat okamžitý, ale i dlouhodobý účinek rehabilitace a terapeutické intervence na svalovou aktivitu. Tato metoda se využívá především k hodnocení kontroly pohybu, kdy se vyšetřuje časová souslednost v zapojování testovaných svalů neboli timing. Používá se také k popisu svalové synergie ve smyslu popisu agonisticko - antagonistických koaktivací, lze hodnotit unavitelnost svalů, dále je možné posuzovat různé strategie posturálního systému, funkční pohyby nebo krokový cyklus. V neposlední řadě má široké využití v kombinaci s různou formou zpětné vazby (Chowdhury et. al., 2013; Ptáček & Novotný, 2017).

2.6 BIOFEEDBACK

Metoda biologické zpětné vazby neboli biofeedback, taktéž obecněji sebekontrola, využívá principu učení a přirozené schopnosti regulace organismu, což je otázka homeostázy a dysbalance v oblasti zdraví a nemoci. Proto efektivita metod biofeedbacku více odkazuje k účinnosti přirozených regulačních mechanismů, než - li ke konkrétní léčebné metodě. Dle asociace pro aplikovanou psychofyziologii a biofeedback (AAPB) je biologická zpětná vazba proces, který umožňuje naučit se měnit fyziologickou aktivitu za účelem zlepšení zdraví a výkonu. Přístroje, které jsou přesně zkalibrovány, měří fyziologické aktivity jako mozkové vlny, srdeční frekvence, dýchání, svalovou aktivitu a teplotu pokožky. Takto měřená fyziologická aktivita poskytuje uživateli v reálném čase rychle a přesně zpětnou vazbu. Pokud jsou tyto procesy ve spojení se změnami myšlení, emocí a chování, pak podporují požadované fyziologické změny. Požadovaným cílem

těchto metod je zafixování požadovaných změn i bez nutnosti jejich dalšího používání. Doposud bylo provedeno nespočet studií ověřujících účinnost různých metod biofeedbacku. Tyto projekty uvádějí poměrně přesvědčivé výsledky v řadě oblastí (Giggins, Persson & Caulfield, 2013; Ptáček & Novotný, 2017).

Pokud jsou metody zpětné vazby dobře indikovány a jsou poskytovány kvalitně, pak prokazatelně zefektivňují práci s pacientem a zkvalitňují celý rehabilitační proces (Tate & Milner, 2010; Dupalová & Zaatar, 2015; Ptáček & Novotný, 2017).

2.6.1 HISTORIE

Dle Schwartze a Andrasika (2016) se jako vědecká disciplína začal biofeedback rozvíjet v padesátých letech 20. století v USA. V této době došlo k velkému rozvoji neurofyziologických poznatků v dané oblasti. Následující silný rozvoj počítačové techniky umožnil sofistikovat a miniaturizovat přístrojové zařízení. Na přelomu šedesátých a sedmdesátých let byly už dobře známé modalities periferního biofeedbacku, především myografický a teplotní. V domácí literatuře je uvedena jako vůbec první zmínka v článku Jaroslava Hlavasy s názvem „Faktor povzbuzení ve zpětnovazebních regulacích učení a činnosti pětiletých dětí“. V článku autor uvádí možnosti aplikace zpětné vazby v procesu učení, které jsou stále aktuální i dnes. V roce 1976 MUDr. Felix Irmiš, CSc., publikoval shrnutí tehdejších poznatků o biologické zpětné vazbě. V tomtéž roce v USA začal vycházet časopis *Biofeedback and Self - regulation*, odkud byly později čerpány cenné poznatky pro experimentální a klinické studie (Ptáček & Novotný, 2017).

Průlomovou prací v oblasti rehabilitace publikoval Hlavačka a Saling v roce 1986 na téma kompenzačního efektu vizuálního biofeedbacku pro udržování vzpřímeného postoje. Studie otevřela širší zájem o metody zpětné vazby v oblasti rehabilitace. Na počátku 90. let se začal využívat biofeedback v oblasti rehabilitace a fyzikální medicíny, byly publikovány práce s tématy např. některé možnosti využití biofeedbacku v rehabilitační praxi nebo EMG biofeedback u bolestivých cervikálních syndromů. V klinické praxi se poté začal využívat EMG biofeedback u dětí s dysfunkční mikcí (Ptáček & Novotný, 2017).

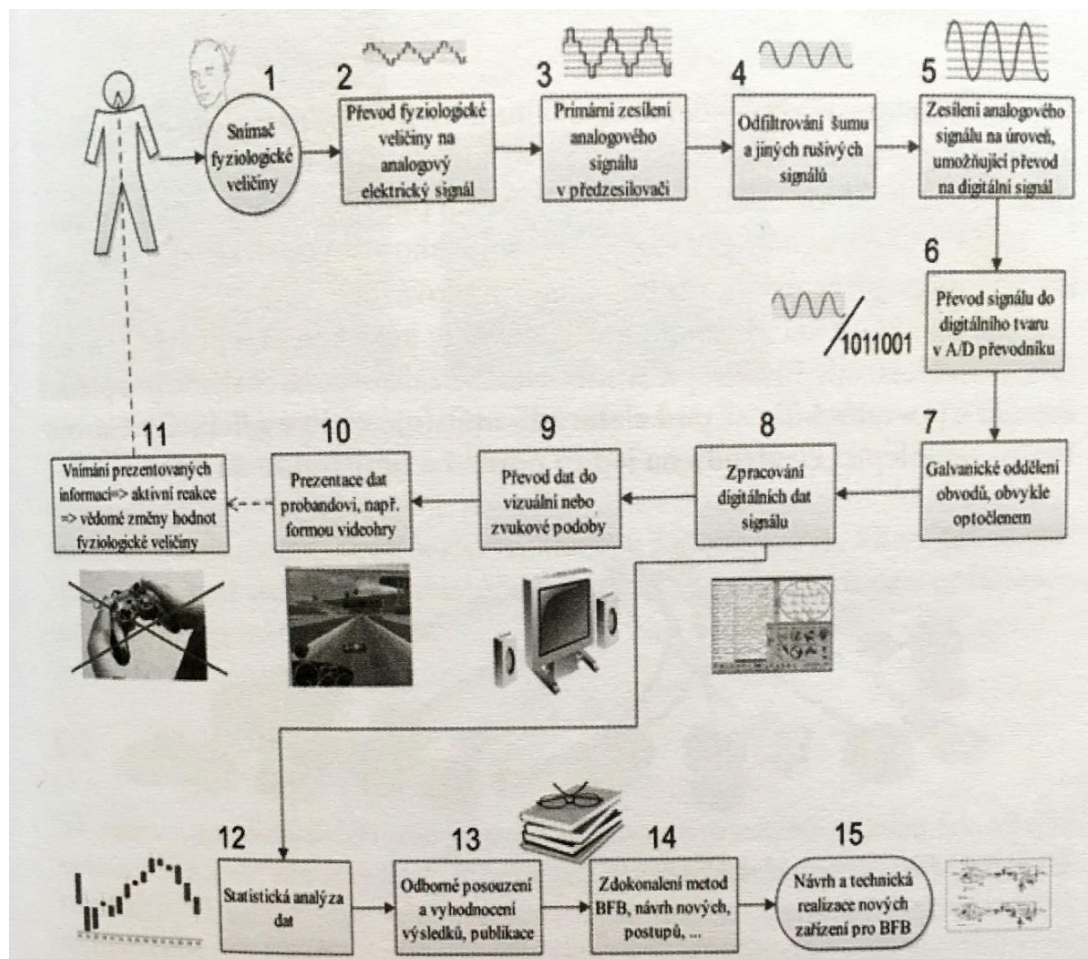
2.6.2 PRINCIPY

Lidský mozek má schopnost analyzovat složité situace a vytvářet odezvy na ně, má předem připravené motorické a behaviorální reakce. Centrální nervová soustava má také schopnost učit se na různých úrovních programů od binárního kódu až po složité a nám zatím neznámé interneuronální komunikační jazyky. Lidský organismus funguje jako otevřený a dynamický systém, který na sebe navzájem působí prostřednictvím svých vstupů a výstupů. Tyto mechanismy, které zde vznikají pak mezi sebou vytváří systémové vazby (Ptáček & Novotný, 2017).

V základní rovině se rozlišují tři typy vazeb: sériová, paralelní a zpětná. Mezi regulačními mechanismy je nejvýznamnější právě zpětná vazba. V tomto mechanismu výstup jednoho systému ovlivňuje vstup druhého systému a tím dochází k regulaci. Dráhy reflexních oblouků jsou provázeny zpětnovazebnými drahami, které umožňují zpětné působení výsledného efektu proběhlého reflexu, přitom každý další reflexní děj probíhá s přihlédnutím ke zpracování informací o výsledcích děje předchozího a reflexní činnost pak probíhá v cyklech. Bez kontroly zpětnovazebnými mechanismy by dané děje neprobíhaly dostatečně přesně a ani jejich výsledek by nebyl správný. Výsledný účinek zpětného řízení může působit na probíhající reflexní děj pozitivně a zesilovat ho. V opačném případě účinkuje negativně a tlumí ho. Tyto mechanismy jsou navíc ještě kontrolovány dalšími komunikacemi, které opět pracují na principu feedbacku a označují se jako zpětné vazby vyšší úrovně. Pak i na vyšší hladině nervové činnosti vědomě i zcela nevědomě může člověk kontrolovat své chování a provádění volných, diferencovaných a přesných pohybů (Trojan, Votava, Druga & Pfeiffer, 2005; Ptáček & Novotný, 2017).

Současná moderní elektronika umožňuje organismu uvědomovat si jeho tělesné i psychické stavy lépe než jeho vlastní sensorické orgány. Proto biofeedback představuje pro člověka nový léčebný způsob, jak kontrolovat a popřípadě zlepšovat jeho fyziologické funkce (Ptáček & Novotný, 2017). Zpětná vazba obohacuje centrální nervovou soustavu o důležitý impuls, který umožňuje lépe kontrolovat provádění pohybu. Zpětnou vazbu se rozděluje na vnitřní a vnější. Vnitřní vazba je zprostředkována vlastními senzory, které jsou aktivní během pohybu, např. zrakové a hmatové receptory, propioceptory, tlakové senzory a další. Vnější zpětnou vazbu zajišťují externí informace jako např. slovní vedení terapeuta, akustické signály, obrazovka počítače atd.

Zevní zpětná vazba může být pacientovi poskytována během prováděného pohybu nebo až po skončení daného úkolu (Burget, 2015).



Obrázek 3. Biofeedback - smyčka biologické zpětné vazby (Ptáček & Novotný, 2017, 65).

2.6.3 ELEKTROMYOGRAFICKÝ BIOFEEDBACK A JEHO VYUŽITÍ

Tato technika poskytuje prostřednictvím biologické zpětné vazby centrální nervové soustavě biologické informace v reálném čase. EMG biofeedback umožňuje uvědomit si svalovou aktivitu a napětí pomocí jeho měření. Změny napětí registruje zpětnovazební řízení a přístroj je zobrazuje v grafu na obrazovce, nebo vydává informace pomocí akustického signálu (Ptáček & Novotný, 2017). Povrchová EMG detekuje signály kosterního svalstva povrchovými elektrodami, což vymezuje využití této metody pouze na povrchově uložené svaly. Elektromyografický biofeedback lze využít pro zvýšení

aktivity paretických svalů nebo naopak pro snížení aktivity spastických či hypertonických svalů (Basmajian, 1989).

Pro tuto metodu nejsou vhodné invazivní metody snímání signálů, jako např. jehlová elektromyografie. Fyziologický signál, též biosignál, může být prakticky jakákoli veličina nebo biologický parametr, které lze na lidském organismu snímat a sledovat je v čase (Ptáček & Novotný, 2017).

EMG biofeedback se využívá v mnoha oblastech:

- v léčbě inkontinence v urologii,
- v rehabilitaci (fyzioterapie, ortopedie, neurologie),
- v biomechanice (sportovní trénink, analýza pohybů, výzkum),
- v ergonomii (analýza pracovního místa, rizika povolání, design produktů),
- při měření emočního vzrušení nebo stresu, které zvyšují tonus svalů a mění jejich časování a koordinaci (Ptáček & Novotný, 2017).

Rehabilitační cvičení se zaměřením na oblast krční páteře spojené s využitím technik biofeedbacku prokazatelně působí facilitačně na somatosenzorický systém, a napomáhá k obnovení motorických řídicích drah v oblasti krční páteře (Hodges, 2011). Keleman (2005) také uvádí, že rehabilitační léčba s využitím EMG biofeedbacku má klinicky významný pozitivní vliv na redukci disability, která souvisí se vznikem bolestí krční páteře a v důsledku toho i na pokles míry vnímaného stresu.

Basmajian (1989) uvádí, že EMG biofeedback jako metoda svalové reedukace by neměla být používána jako hlavní terapeutická metoda, na úkor ostatních tradičních postupů, ale měla by sloužit především jako pomocná a doplňková metoda v rehabilitaci pohybového systému. EMG zařízení poskytují pacientovi přesné a okamžité exteroceptivní signály, které jsou vždy úměrné velikosti svalové síly. Metoda s využitím EMG biofeedbacku může napomocet při situacích, kdy vzniká mezi fyzioterapeutem a pacientem komunikační bariéra. V některých případech pacient zcela nepochopí terapeutovy instrukce a nedokáže následovat jeho manuální vedení. V těchto případech biofeedback může nahradit nedostatečné nebo nepřesné signály ze strany terapeuta. Přesnost přístroje umožňuje CNS obnovovat senzomotorické dráhy pod volní kontrolou pacienta.

Při nácviku svalové relaxace je třeba nejdříve instruovat pacienta o dané metodě, přiměřeně popsat principy metody a průběh intervence. Je také nutné pacientovi přiblížit časovou náročnost terapie a přimět jej, aby zapojil získané poznatky do aktivit všedního života. V samotné terapii se zajišťuje pro pacienta příjemné prostředí dle možností daných prostor. V terapii volíme polohu v sedě nebo v leže, pokud má pacient oblečení omezující pohyb, jako např. kravatu, pásek, měl by jej odložit. V poloze v sedě je potřeba dbát na to, aby neměl pacient překřížené nohy nebo nohu přes nohu. Mohlo by dojít k narušení krevního oběhu a následné nutnosti pohybu nohou. Následný nežádoucí pohyb trupu by mohl zapříčinit vznik pohybových artefaktů, a tedy nepřesnost EMG signálu. Je vhodné využít polohovatelnou židli či křeslo, někteří pacienti mohou preferovat sed se skloněným opěradlem. Po nastavení pacienta do vhodné polohy je třeba zajistit dobré zapojení elektrod a nastavení samotného přístroje. Následně je pacient vyzván pro vykonání různých pohybů, aby zjistil, jak přístroj reaguje na změny napětí svalů (Basmajian, 1989). Při nácviku relaxace sestupných vláken m. trapezius může pacient vyzkoušet pohyby jako elevace a deprese ramen, úklon a rotaci hlavy. Potom, co se pacient seznámí s principy užití EMG biofeedbacku, je vyzván, aby se pokusil co nejvíce redukovat aktivitu daného svalu. Běžně trvá terapie s nácvikem relaxace přibližně 20 minut. Po terapii je třeba dotázat se na pacientovy pocity, které měl v průběhu terapie (Basmajian, 1989; Criswell, 2011). U většiny pacientů je doporučováno nastavit terapii dvakrát týdně, 15 až 20 minut. U pacientů s těžšími poruchami relaxace může pacient docházet na terapii častěji. Během posledních terapií je vhodné do relaxace s biofeedbackem zařadit představu o stresující situaci, při které se pacient snaží redukovat vzniklé svalové napětí (Basmajian, 1989).

V Denverské studii z roku 2015 autoři využili metodu EMG biofeedbacku při posturální korekci. Do studie bylo zahrnuto 20 zdravých účastníků, kteří prováděli daný pohybový úkol se dvěma formami zpětné vazby. První intervence zahrnovala verbální vedení terapeutem, druhá zpětná vazba byla řízena za pomoci verbálního coachingu a EMG biofeedbacku. Výzkumný pracovník každého probanda poučil o nastavení sedavé pozice, která byla upravena podle ergonomických doporučení. Účastníci byli instruováni o sedu v neutrální poloze s napřímeným držením těla, zastrčenou bradou, vzpřímeným držením hlavy a krku, mírným addukčním a depresním držením lopatek. Po zaučení si každý účastník trénoval tuto pozici v sedě alespoň jednu minutu. Poté proběhlo samotné měření. Pacienti během 15 minutové intervence podstoupili terapii se dvěma typy zpětné vazby: první intervence zahrnovala verbální

vedení terapeutem, druhá zpětná vazba byla vedena za pomoci verbálního coachingu a EMG biofeedbacku. U intervence s sEMG feedbackem probíhala posturální korekce. Jakmile došlo k vychýlení trupu z neutrální polohy, pacient dostal výstražné znamení na obrazovce před sebou. Pacient byl instruován, aby se pokusil udržet se v co nejnižších prahových hodnotách. Výsledky této studie ukazují, že korekční terapie s využitím EMG biofeedbacku s kombinací verbální zpětné vazby je efektivnější než samotná verbální korekce. Zdraví účastníci byli schopni lépe udržet neutrální polohu při psaní na počítači, přičemž byli schopni lépe korigovat zvýšené napětí sestupných vláken m. trapezius (Gaffney, Maluf & Davidson, 2016).

Další korejská studie z roku 2015 potvrzuje, že se nácvik relaxace m. trapezius u bolestí ramen jeví jako efektivní. Výzkumný soubor tvořilo 34 uživatelů invalidního vozíku s poraněním míchy, s bolestmi ramen a krční páteře a se zvýšenou aktivitou horního trapézu. Výzkumný soubor byl rozdělen rovnoměrně do dvou skupin, přičemž každá skupina podstoupila 8 týdenní terapii s intervencí pětkrát týdně. Každá terapie obsahovala protahovací a posilovací cvičení pro zmírnění bolestí. Jedna skupina navíc podstoupila pokaždé terapii s EMG biofeedbackem pro nácvik relaxace m. trapezius pars descendens. Výsledky byly pozitivní u obou měřených skupin, nicméně u skupiny s využitím EMG biofeedbacku byly zaznamenány statisticky významné rozdíly ve snížení bolesti ramen a svalové ztuhlosti (Chung, Yeom & Lee, 2015).

V německé přehledové studii z roku 2013 zkoumali autoři efektivitu EMG biofeedbacku u terapie pacientů s fibromyalgií. Metanalýza prokázala, že je tato terapie prokazatelně účinná v léčbě bolesti. Ve studii Babu, Mathew, Danda a Prakash (2007) aplikovali povrchové elektrody na m. trapezis pars descendens, m. frontalis a skupinu extenzorů paže. Pacienti prováděli techniky relaxace pomocí biofeedbacku a postupně byli edukováni o zapojování relaxačních technik do běžného života. Analýza ukázala, že EMG biofeedback u pacientů významně snížil intenzitu bolesti, ale nezmenšil potíže spojené se spánkem, depresí, únavou a kvalitou života. Sami autoři však uvádí, že pro nedostatek informací o dlouhodobých účincích terapie pomocí biofeedbacku, by se měly další studie zaměřit právě na tuto problematiku (Häuser, Bernardy & Glombiewski, 2013).

Ve studii Aritzeta a kol. (2017) byla prokázána vysoká účinnost relaxačního programu s biofeedbackem na úzkost a akademické výkony. Do studie bylo zahrnuto 233 studentů, přičemž 151 studentů bylo v experimentální skupině. Intervence zahrnovala

5 terapií s nácvikem relaxace pomocí biofeedbacku a 3 terapie byly zaměřené na edukaci v relaxačním dýchání a svalové relaxaci. Výsledky prokázaly, že probandi experimentální skupiny podávali vyšší akademické výkony a výrazně se u nich snížily úzkostné stavy. Tento poznatek může prohloubit chápání dynamické souhry mezi psychofyziologickými, kognitivními a emocionálními procesy.

Elektromyografický biofeedback se v nácviku relaxace svalů využívá především jako doplňková metoda při léčbě bolestivých stavů spojených s patologickým hypertonelem v postižené oblasti. Studie prokazují, že je vhodné zařadit do terapie více relaxačních technik pro co nejvyšší účinnost léčby. Nejčastěji se tato metoda kombinuje s dalšími relaxačními technikami jako jsou: Jacobsonova progresivní svalová relaxace, prohloubené břišní dýchání a Schultzův autogenní trénink (Häuser et. al., 2013; Wang et. al., 2014; Aritzeta et. al., 2017).

2.6.4 DALŠÍ FORMY BIOFEEDBACKU A JEJICH VYUŽITÍ

Encefalografický feedback je metoda, která spočívá ve vlastní sebekontrolě pomocí encefalografické aktivity mozku, v současné době je nejdiskutovanější metodou biofeedbacku z hlediska klinické efektivity. Jedná se o samostatnou regulaci mozkové aktivity s využitím cílené inhibice a facilitace jiných specifických frekvencí mozkových vln. Obecně se využívají dvě formy tréninku, a to trénink pozornosti a nácvik relaxace. Uvádí se, že na rozdíl od farmakoterapie je účinek této metody trvalý, protože zahrnuje procesy učení. V praxi se tato metoda využívá ve formě interaktivních počítačových her, které pacienta motivují zvyšujícím se skóre. Náročnost hry upravuje terapeut individuálně každému pacientovi, aby nedocházelo k demotivaci z neúspěchu. Tato léčba je indikována dětským pacientům s poruchami pozornosti a soustředění, dále pacientům, kteří mají potíže se sebeovládáním a sebekontrolou. Technika se také využívá k ovlivnění impulzivity, hyperaktivity a zlepšení intelektuální úrovně (Kopřivová & Mlček, 2008; Novotný, Šlepecký & Haase, 2009; Dvořák & Čmiel, 2014; Ptáček & Novotný, 2017).

Elektrodermografický feedback představuje jednu z nejstarších metod biofeedbacku. Měří změny, které se odehrávají na povrchu kůže, a to vodivost a odpor. Vychází z předpokladu, že v souvislosti s psychickým stavem a naladěním pacienta se mění činnost autonomní nervové soustavy, což ovlivňuje činnost potních žláz a vodivost kůže pro elektrický proud. V praxi se využívá zrakových a sluchových podnětů. Při snaze snížit své emoční napětí pacient usiluje o odolávání rušivým

podnětům, které jeho pozornost narušují. Pozitivní efekt této terapie je zaznamenán především u pacientů s úzkostnými poruchami, hyperaktivitou a poruchami pozornosti. Mimo jiné se tato metoda dříve využívala v polygrafii (detektor lži) jako jeden z hlavních nástrojů (Peper et. al., 1997; Ptáček, 2005; Yucha & Montgomery, 2008).

Tlakový biofeedback využívá tlakového senzoru, který většinou představuje gumový polštářek naplněný vzduchem nebo vodou. Díky změně tlaku v polštářku můžeme poznat, zda dochází ke kontrakci nebo relaxaci svalů. Tato zpětná vazba se využívá především v tréninku hlubokých trupových svalů a nácviku stabilizačních funkcí. Ahamed a kol. (2015) ve své práci uvádí využití tlakového biofeedbacku pro hodnocení aktivity břišních svalů a hlubokých flexorů krční páteře. Krahulec (2003) uvádí, že Kegel zavedl v této oblasti pojem perinometrie pro snímání změn tlaků v pochvě při kontrakci a relaxaci svalů pánevního dna při tréninku močové inkontinence (Garnier & Köveker, 2009).

Podografický zpětnovazebný mechanismus se využívá v dynamické podografii jako vyšetřovací metoda, využívající tlakovou plošinu. Podložka měří rozložení tlaku pod chodidlem obvykle při chůzi nebo při různých modifikacích stoje. V praxi lze tuto metodu využít v tréninku stoje a chůze u pacientů, kteří mají asymetrickou chůzi, např. u pacientů po cévní mozkové příhodě. Takto postižení pacienti chodí po pohyblivém chodníku s vizualizací rozložení zátěže na ploskách zdravé a paretické strany. Tato zpětná vazba poskytuje pacientům významný aferentní vstup, podporující reaktivaci řídicích center motoriky (Burget, 2015).

Vibrotaktilní biofeedback pracuje s informacemi o orientaci těla vůči gravitační vertikále, která může být zprostředkována vjemem vibrací aplikovaných na kůži. Na trupu pacienta je připevněný akcelerometr a gyroskop, které zaznamenávají lineární zrychlení a úhlovou rychlost jedince. Signál je zpracováván a převeden do vibračních stimulů, které generují aplikátory umístěné v elastickém pásu obepínajícím tělo jedince. Tento feedback lze využít například u asistovaného tréninku rovnovážných funkcí (Dozza, 2006; Dozza, Wall, Peterka, Chiari & Horak, 2007).

Ultrazvukový feedback využívá měření pomocí ultrazvukové hlavičky. Aplikace probíhá s využitím vizuální zpětné vazby. Účinky této techniky ve své studii uvádí Choi, Kim, Hwang, Moon a Choi (2015). Popisují využití ultrazvukového BFB k nácviku optimální kontrakce m. vastus medialis oblique. Terapie lze využít také k ovlivnění poruchy řeči u dětí s řečovou apraxií, jak ve své studii uvádí Preston,

Brick a Landi (2013). V tomto výzkumu se pacienti učili ovládat pohyby jazyka pomocí vizuální zpětné vazby.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 HLAVNÍ CÍL

Cílem práce je zhodnocení vlivu elektromyografického biofeedbacku na svalovou aktivitu vybraných svalů u osob s bolestmi v oblasti krční páteře, jejichž původ není spojen se strukturální či neurologickou poruchou v této oblasti.

3.2 DÍLČÍ CÍLE

- 1) Posouzení nástupu svalové aktivace vybraných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u skupin osob před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku.
- 2) Hodnocení velikosti svalové aktivity vybraných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u skupin osob před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku.
- 3) Hodnocení časových rozdílů mezi nástupy aktivace u studovaných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u skupin osob před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku.
- 4) Posouzení nástupu svalové relaxace po provedení abdukce v ramenním kloubu v sedě u skupin osob před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku.

3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

- 1) Existují rozdíly mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě u osob před a po terapii s EMG biofeedbackem a skupinou osob před a po terapii bez EMG biofeedbacku?
- 2) Je rozdíl ve velikosti aktivace studovaných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku?
- 3) Jaké jsou časové rozdíly mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u jednotlivých zkoumaných souborů a lze prokázat

rozdíly mezi skupinami pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku?

- 4) Je významný rozdíl mezi nástupem deaktivace studovaných svalů po provedení abdukce v ramenním kloubu v sedě u pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku?

4 METODIKA

Studie se zúčastnilo 20 probandů s chronickými bolestmi krční páteře, jejichž původ nebyl spojen se strukturální či neurologickou poruchou v této oblasti. Zúčastnění podstoupili vstupní a výstupní vyšetření a celkem 8 terapií. Každý pacient se dostavil do ordinace celkem osmkrát, přičemž první a poslední terapie obsahovala i vyšetření. Vstupní vyšetření zahrnovalo anamnestický rozhovor, vyplnění dotazníků, kineziologický rozbor a elektromyografické vyšetření. Probandi byli dále rozděleni do dvou skupin. Obě dvě skupiny podstoupily konvenční terapii. První skupina podstoupila tedy pouze tuto terapii (dále jen označení SK_{KT} – skupina s konvenční terapií) a druhá skupina byla absolvovala konvenční terapii a také terapii pomocí elektromyografického biofeedbacku (dále jen označení SK_{BF} – skupina s terapií pomocí elektromyografického biofeedbacku). Závěrečné měření zahrnovalo vyšetření fyzioterapeutem, kineziologický rozbor, vyplnění dotazníku a výstupní měření EMG. V průběhu celé intervence pacienti nepodstoupili žádné další ošetření krční nebo hrudní páteře.

Výzkum byl schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem 21/2018 (příloha 1), probíhal současně s projektem Bc. Lucie Vidlákové s názvem Vliv EMG biofeedbacku na toleranci tlakové nocicepce trapézového svalu u osob s nespecifickými bolestmi krční páteře.

4.1 CHARAKTERISTIKA VYŠETŘOVANÉHO SOUBORU

Do studie bylo zahrnuto 20 probandů s chronickou bolestí krční páteře, přičemž všichni zúčastnění studii dokončili. Účastníci studie byli seznámeni s obsahem výzkumu a souhlasili se svým zapojením do projektu. Vždy před zahájením vyšetření byli dostatečně poučeni o průběhu vyšetření a terapie. Všichni účastníci studie také souhlasili s poskytnutím osobních dat a výsledků pro výzkumné účely (příloha 2). Sběr dat probíhal v RRR Centru Fakulty tělesné kultury v Olomouci.

Soubor tvořilo 20 osob, z toho 5 mužů a 15 žen, ve věku 18 až 40 let. Věkový průměr celého souboru byl 25,5 let (SD 3,4), z toho u mužů 28,8 let a u žen 24,4 let. Tito pacienti trpěli chronickou bolestí krční páteře, jejíž původ nebyl spojen

se strukturální či neurologickou poruchou v této oblasti. Do studie byli zařazeni pacienti se zvýšeným napětím v m. trapezius pars descendens.

Každý proband byl zařazen do studie pod číslem, podle toho, kdy vstoupil do výzkumu. Následně byly pacienti rozděleny do dvou skupin, přičemž probandi s lichým číslem tvořili jednu skupinu a pacienti se sudým číslem druhou skupinu.

Probandi byli zařazeni do rehabilitačního programu, podstoupili anamnestický rozhovor a vyplnili vizuální analogovou škálu bolesti - VAS (příloha 3), přičemž do studie byli zařazeni pacienti s minimální hodnotou VAS 3 (Gemmell, Miller & Nordstrom, 2008). Probandi v anamnéze uváděli chronické bolesti páteře trvající déle než 3 měsíce, nebyly přítomny žádné neurologické příznaky, závažná onemocnění ani operace v oblasti páteře, hlavy a ramenních pletenců. Všechny osoby měly dominantní pravou horní končetinu a udávali bolesti této strany krční páteře. Do studie byli zařazeni probandi, u kterých bylo po palpačním vyšetření zjištěno zvýšené napětí m. trapezius pars descendens.

Vyřazeni byli probandi s neurologickým onemocněním, s prokázaným strukturálním nebo nádorovým postižením krční páteře, s kardiálním či respiračním onemocněním. Dále pak probandi se zrakovými nebo sluchovými vadami bez korekce, s migrénami nebo tenzními bolestmi hlavy, probandi po operacích či úrazech v oblasti krční a hrudní páteře nebo trpící psychiatrickým onemocněním.

4.1.1 SKUPINA S TERAPIÍ POMOCÍ EMG BIOFEEDBACKU

Skupinu pacientů, která podstoupila terapii s využitím elektromyografického biofeedbacku, tvořilo 10 probandů, z toho 6 žen a 4 muži. Průměrný věk skupiny byl 26,9 let. 8 probandů uvedlo, že se věnuje pravidelné pohybové aktivitě rekreačního charakteru. Jeden proband poisoval své zaměstnání jako fyzicky náročné, 5 probandů uvádělo pracovní pozici převážně sedavého charakteru.

Pacienti byli ošetřeni klasickou konvenční terapií (měkké a mobilizační techniky na oblast krční a hrudní páteře, nácvik břišního dýchání) a dále byl u těchto pacientů do terapie zařazen nácvik relaxace m. trapezius pars descendens pomocí elektromyografického biofeedbacku (dále jen SK_{BF}).

4.1.2 SKUPINA S KONVENČNÍ TERAPIÍ

Soubor s konvenční terapií tvořilo 10 probandů, z toho 9 žen a 1 muž. Průměrný věk souboru byl 24,1 let. Stejně jako v první skupině, 8 probandů uvedlo, že se pravidelně věnuje pravidelné pohybové aktivitě rekreačního charakteru. V této skupině bylo 8 studentů. Tato skupina podstoupila měkké a mobilizační techniky na oblast krční a hrudní páteře a nácvik břišního dýchání.

4.2 POSTUP ZÍSKÁVÁNÍ DAT A POPIS POUŽITÝCH METOD

Všechna sezení probíhala na pracovišti Fakulty tělesné kultury v RRR Centru. Pro účely této studie byla zajištěna místnost laboratoře, kde probíhalo měření i terapie. Při první návštěvě byli pacienti seznámeni s účelem studie, postupem vyšetření a průběhem terapií. Po vstupním seznámení se studii pacienti podepsali informovaný souhlas (příloha 2).

Pro vstupní i výstupní měření byl vytvořen protokol do kterého byla zaznamenávána naměřená a získaná data (příloha 4). V první části byla odebrána anamnéza, bylo provedeno vstupní kineziologické vyšetření zahrnující aspekci stoje, vyšetření olovníc, zhodnocení dechového stereotypu, krátké neurologické vyšetření, hodnocení rozsahů aktivního pohybu, vyšetření hybných stereotypů a funkčních testů páteře. Dále bylo provedeno měření tlakovým algometrem, které je však součástí jiného výzkumu. Dále byl palpačně hodnocen stav svalů v oblasti šíje a ramene (m. trapezius, m. levator scapulae, krátké extenzory šíje, m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, m. pectoralis major et minor) se zaměřením na výskyt reflexních změn, jejich charakter a případnou přenesenou bolest. Probandi poté vyplnili dotazníky, které však byly předmětem jiné studie, která probíhala současně s tímto výzkumem. Pro účely naší studie byly tyto dotazníky zahrnuty do vstupního a výstupního kineziologického roboru. Pro posouzení intenzity a povahy bolesti a jejího vlivu na vykonávání běžných denních aktivit byl použit dotazník Neck Disability Index - NDI (příloha 5). Dále byla využita Vizuální analogová škála bolesti – VAS (příloha 3) a Beck Anxiety Inventory - BAI (příloha 6) pro hodnocení úzkostných příznaků, jelikož psychické problémy výrazně ovlivňují bolest krční páteře. Před vyplněním dotazníků byli pacienti poučeni o systému vyplňování, pokud měli nějaké nejasnosti, mohli se v průběhu kdykoli dotázat.

Po tomto vyšetření proběhlo EMG měření. Pacient byl nejdříve poučen o průběhu a postupech vyšetření. Měření probíhalo s využitím přístroje Myosystem 1400A od firmy NORAXON. Probandům byly nalepeny elektrody pravostranně na m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars acromialis a m. trapezius pars ascendens. Pacient byl nastaven do výchozí polohy v sedě, horní končetiny spočívaly volně podél těla. Poté bylo zahájeno měření, pacient byl instruován ke splnění pohybového úkolu. Prováděl pravostranně abdukci paže s nataženým loktem do horizontály, následně po provedení vrátil horní končetinu do výchozí polohy. Po uplynutí určitého časového úseku bylo měření ukončeno.

Pacienti byli po tomto vyšetření rozděleni do dvou skupin. Dle pořadí příchodu do ordinace jim byly přiřazena lichá a sudá čísla, podle kterých byli rozděleni do skupin. Lichá čísla byla přiřazena osobám SK_{KT}, sudá čísla probandů, SK_{BF}. Po této selekci byla prováděna terapie, SK_{BF} absolvovala konvenční terapii s využitím EMG biofeedbacku a SK_{KT} podstoupila pouze konvenční terapii. Každý pacient podstoupil 8 terapií, přičemž první a poslední terapie zahrnovala i měření a vyšetření.

Při poslední návštěvě byla provedena terapie a následovalo vyšetření, které zahrnovalo výstupní kineziologický rozbor, měření algometrem, palpační vyšetření, vyplnění dotazníků NDI, BAI a VAS a výstupní EMG měření.

4.2.1 ANAMNÉZA

Součástí získávání dat pacientů pro účely diplomové práce byla také anamnéza, která byla odebírána zejména z důvodu rozhodování o zařazení, či vyloučení probanda ze studie (vyloučení pacientů se strukturální nebo neurologickou symptomatikou, se závažným systémovým onemocněním, s degenerativním onemocněním páteře, s prodělanými úrazy či operacemi v cervikothorakohumerální oblasti). Anamnéza byla zařazena na úvod vyšetření každého pacienta a byla zdrojem informací o aspektech souvisejících s algickými syndromy v oblasti krční páteře.

Anamnestický rozhovor obsahoval všechny součásti běžně používané anamnézy s důrazem kladeným na informace týkající se bolesti, její intenzity, lokalizace, délky trvání, dynamiky a závislosti na různých stimulech (např. na stresových situacích, pohybové aktivitě, denní době apod.). Získané anamnestické údaje byly průběžně zaznamenávány do předem připraveného záznamníku (příloha 4).

4.2.2 KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

Po odebrání anamnézy následovalo kineziologické vyšetření. Hodnoty a výsledky byly zaznamenány do předem připraveného protokolu (příloha 4). Kineziologický rozbor zahrnoval následující jednotlivá vyšetření:

Aspekční vyšetření je vyšetření pohledem. V rámci řízeného vyšetření byli pacienti vyšetřováni zezadu, z boku a zepředu. Vyšetření proběhlo v nekorigovaném a korigovaném stoji s patami u sebe a horními končetinami volně podél těla. V rámci toho vyšetření byl posuzován také stereotyp dýchání, a následovalo vyšetření pomocí olovnice, ve všech třech osách. U tohoto vyšetření hodnotíme postavení páteře v ose.

Neurologické vyšetření bylo zařazeno do kineziologického rozboru pro vyloučení neurologického postižení. Vyšetření obsahovalo vyšetření cití, kompresní test na foramina intervertebralia a vyšetření reflexů na horních končetinách (pro vyloučení kořenové symptomatiky). U vyšetření cití jsme hodnotili oboustranně jak cití povrchové, tak hluboké. Intenzita cití byla rozlišována na normostézii, hypestézii a anestézii. Pro jednotlivé oblasti nejsou přesně stanovené normy, zaměřovali jsme se zejména na symetrii končetin. U vyšetření kompresního testu na foramina intervertebralia jsme zaznamenávali do protokolu pouze jeho negativitu či pozitivitu. Na horních končetinách jsme dále vyšetřovali bicipitový a tricipitový reflex. Podle vybavené odpovědi jsme zaznamenali areflexii, hyporeflexii, normoreflexii nebo hyperreflexii. Všechna neurologická vyšetření byla prováděna dle doporučených postupů Opavského (2003).

Vyšetření pohybových stereotypů bylo provedeno dle Jandy (1982). Do protokolu bylo zaznamenáváno slovní hodnocení ve smyslu normy nebo patologie, u které byl zaznamenán její popis. Byl vyšetřován stereotyp flexe šíje, u kterého bylo chybným provedení ve smyslu předklonu s předsunem (převaha povrchových flexorů krku). Dále byl vyšetřen stereotyp abdukce paže. Jako správné provedení pohybu bylo považováno zahájení pohybu v glenohumerálním kloubu, naopak patologické bylo zahájení pohybu elevací ramene (předčasná aktivita m. trapezius a m. levator scapulae). Za patologii byl považován také úklon trupu s elevací pletence ramenního.

Rozsahy aktivního pohybu krční páteře a glenohumerálního kloubu byly testovány ve stoje a v sedu pomocí dvouramenného kovového goniometru dle metodiky Jandy a Pavlů (1993). Pro účely tyto studie bylo použito slovní hodnocení rozsahu pohybu, posuzovali jsme následující pohyby krční páteře a ramen:

- flexe Cp: snížený rozsah - méně než 40°
norma - 40° - 45°
zvýšený rozsah - více než 45°,
- extenze Cp: snížený rozsah - méně než 45°
norma - 45° - 75°
zvýšený rozsah - více než 75°,
- lateroflexe Cp: snížený rozsah - méně než 40°
norma - 40° - 50°
zvýšený rozsah - více než 50°,
- rotace Cp: snížený rozsah - méně než 50°
norma - 50° - 60°
zvýšený rozsah - více než 60°,
- flexe ramene: snížený rozsah – méně než 160°
norma - 160° - 180°,
- abdukce ramene: snížený rozsah – méně než 165°
norma - 165°- 180°.

Funkční testy páteře byly vyšetřovány pro zhodnocení rozvíjení krční páteře. Byly využity 3 testy: Čepojova vzdálenost a Ottova inklinální a reklinální vzdálenost. Měření Čepojovy vzdálenosti probíhalo v sedě s oporou zad a dolních končetin, měření Ottovy inklinální a reklinální vzdálenosti bylo prováděno ve stoje. Do formuláře byla zaznamenána výsledná hodnota v centimetrech. Měření bylo prováděno dle postupů Smékala a kol. (2006).

Palpační vyšetření bylo zahrnuto pro posouzení přítomnosti reflexních změn ve svaích krční oblasti byla hodnocena pomocí palpce. Vyšetřující palpoval relaxovaný sval a na základě palpce a pacientovy výpovědi byly rozlišovány a následně zapsány do protokolu tyto reflexní změny: celkový hypertonus, tender point, aktivní trigger point a latentní trigger point. U vyšetření úponů šíjových svalů byla hodnocena pouze jejich bolestivost, či nebolestivost. Do vyšetření byly vybrány svaly, které mají nejužší vztah k bolestivým syndromům v krční oblasti (Simons, Simons, Travell, Abeloff & Lee, 1999), všechny svaly byly vyšetřeny oboustranně, jednalo se o tyto svaly:

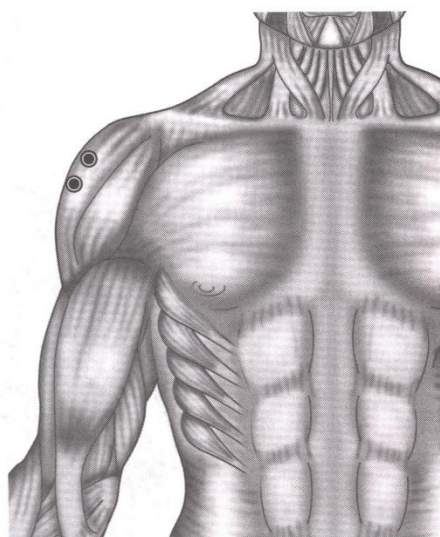
- m. trapezius pars descendens,
- m. trapezius pars ascendens,
- m. levator scapulae,
- m. sternocleidomastoideus,
- mm. scaleni,
- m. pectoralis major,
- m. pectoralis minor,
- úpony šíjových svalů na occiput.

4.2.3 PŘÍPRAVA PACIENTA NA EMG MĚŘENÍ

Všichni probandi byli před vyšetřením poučeni o jeho významu a průběhu. U obou souborů byla pomocí povrchových elektrod snímána a hodnocena elektromyografická aktivita těchto svalů vpravo: m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars acromialis a m. trapezius pars ascendens.

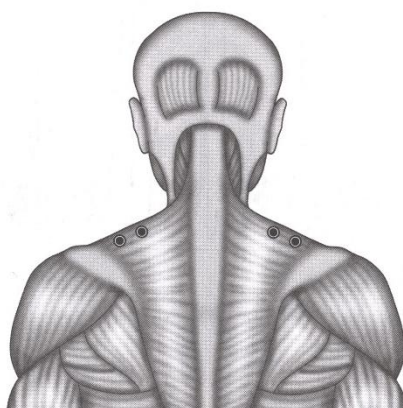
Pacient byl posazen na židli bez opěrky, zaujal rovný sed, přičemž chodidla pevně ležela na podložce. Horní končetiny spočívaly volně podél těla a pohled směřoval vpřed. Před nalepením elektrod bylo provedeno očištění kůže vatovým tampónem a vodou. Elektrody byly na kůži nalepeny paralelně s průběhem vláken, do středu bříška svalu. Pro přesnější reprodukovatelnost bylo pro každý sval vybráno konkrétní umístění elektrod. Referenční elektroda byla nalepena na kůži nad processus spinosus C7. Po nalepení elektrod byly snímací kabely připevněny na kůži na několika místech fixační páskou (obrázek 7).

Pro snímání napětí m. deltoideus pars acromialis (obrázek 4) byla naměřena vzdálenost 3 cm od okraje akromionu směrem kaudálně na laterální straně paže. Od toho bodu jsme nalepili elektrody kraniálně a kaudálně tak, aby vzdálenost mezi středy elektrod byla 2 centimetry.



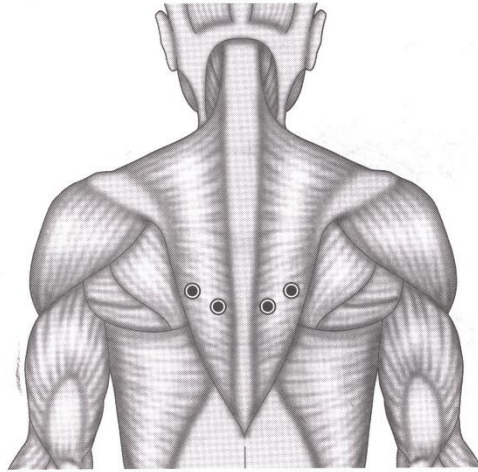
Obrázek 4. Schéma uložení elektrod pro snímání napětí z m. deltoideus pars acromialis (Kasman et. al., 2004, 305).

Pro snímání napětí m. trapezius pars descendens (obrázek 5) jsme změřili vzdálenost mezi processus spinosus sedmého krčního obratle a mezi acromionem, v polovině této vzdálenosti byl určen střed svalu, od tohoto bodu jsme nalepili elektrody mediálně a laterálně tak, aby vzdálenost mezi středy elektrod byla 2 centimetry (Kasman et. al., 2004).



Obrázek 5. schéma uložení elektrod pro snímání napětí z m. trapezius pars descendens (Kasman et. al., 2004, 290).

Pro umístění elektrod nad m. trapezius pars ascendens (obrázek 6) jsme nejdříve vypalpovali mediální hranu lopatky a poté spina scapulae, na mediální hraně lopatky jsme si poté určili imaginární bod. Od toho bodu jsme vedli pomyslnou linii směrem k páteři v úhlu asi 55° kaudálně, na střed této linie jsme nalepili snímací elektrody opět tak, aby středy elektrod byly od sebe vzdáleny 2 centimetry (Kasman et. al., 2004).



Obrázek 6. schéma uložení elektrod pro snímání napětí z m. trapezius pars ascendens (Kasman et. al., 2004, 294).

K ověření, zda je snímací technika správně nastavena, bylo realizováno jedno zkušební měření, přičemž se sledovala i čistota snímaného povrchového elektromyografického signálu.



Obrázek 7. Uložení povrchových elektrod na vyšetřovaných svalech (foto - archiv autorky).

4.2.4 VLASTNÍ PROVEDENÍ POHYBOVÉHO ÚKOLU A EMG MĚŘENÍ

Probandi výzkumných souborů provedli pokus abdukce v ramenním kloubu s nataženým loktem na pravé horní končetině. Všichni probandi byli vyšetřováni v sedě na židli bez opěry zad, s postavením kyčelních a kolenních kloubů v 90° stupních, plosky byly opřeny celou plochou chodidla na podložce. Horní končetiny spočívaly volně podél těla, pohled směřoval vpřed (obrázek 8). Pacientovi byl oznámen začátek měření, po 60 sekund měření v klidu byl pacient hlasovým pokynem od fyzioterapeuta vyzván k provedení abdukce paže s nataženým loktem do horizontály (do 90°). Po provedení abdukce pacient setrval 1 až 2 sekundy v horizontále a poté spouštěl končetinu zpět do výchozí pozice. Po provedeném pohybu pacient setrval ve stejné pozici s pažemi volně podél těla dalších 180 sekund měření. Po tomto měření byl určen konec pokusu.



Obrázek 8. Vlastní provedení pohybového úkolu, vlevo výchozí pozice, vpravo abdukce paže do horizontály (foto - archiv autorky).

4.2.5 PARAMETRY ELEKTROMYOGRAFICKÉHO PŘÍSTROJE

Pro snímání povrchového elektromyografického signálu byl v této studii použit přístroj od firmy NORAXON, konkrétně zařízení Myosystem 1400A se softwarem Myoresearch XP (obrázek 9). Ke snímání signálu byly použity povrchové elektrody značky Kendall - ARBO silver - silver chlorid s pevným hydrogelem, jednalo se o jednorázové samolepící elektrody oválného tvaru s průměrem 24 milimetrů. Elektromyografický signál byl snímán třemi svody s frekvencí 1000 Hz. Vstupní odpor byl $>10\text{ M}\Omega$.



Obrázek 9. Přístroj NORAXON MyoSystem 1400A (Dosoudilová, 2014).

4.2.6 PRŮBĚH INTERVENCE U SKUPINY BEZ BIOFEEDBACKU

Dle Blanpieda a spol. (2017) byla pro léčbu bolestí krční páteře popsána řada fyzioterapeutických intervencí, jejichž účinnost byla prokázána ve velké řadě randomizovaných, kontrolovaných a systematických studií. Pro účely této studie byly použity postupy a pokyny, které jsou zaznamenány v příručce doporučených postupů u bolestí krční páteře, které vytvořila skupina autorů z Ortopedické sekce americké asociace fyzioterapie (Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association).

Terapie probíhaly dvakrát týdně, s celkovým počtem 8 terapií. Celkově tedy intervence trvala 4 týdny. Pro terapii byl vyhrazen čas 20 minut a 5 min pro příchod do ordinace, oblékání a přípravu pacienta. První a poslední terapie zahrnovala také vstupní a výstupní měření. Pacient byl seznámen s průběhem terapie a mohl vznést případné dotazy kdykoli během sezení.

Intervence zahrnovala především měkké techniky k ošetření kůže a podkoží v oblasti krční a hrudní páteře. Měkké tkáně jsme ošetřovali také jemnými masážními technikami, u nálezu zvýšeného tonu ve tkáních působili jemným tlakem v kombinaci s krouživými pohyby, tuto techniku jsme aplikovali především na oblast svalů šíje. Pomocí měkkých technik jsme také normalizovali posunlivost a protažitelnost hlubokých fascií, zejména pretracheální, pektorální, dorzolumbální fascii a galeu aponeuroticu. Při nálezu reflexních změn ve svalech jsme využili léčebnou techniku presurou podle

Simons et. al. (1999), ošetřovali jsme spoušťové body - trigger points (TrPs) a bolestivé body - tender points. Také jsme u vybraných svalů prováděli metodu postizometrické relaxace (PIR), která byla zaměřena především na svalové spasmy, zejména na spoušťové body ve svalech. Metodou PIR jsme ošetřovali následující svaly: m. trapezius, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major, m. pectoralis minor, mm. scaleni. Dále jsme prováděli trakci krční páteře po negativním trakčním testu. Pokud jsme zjistili omezené pružení v kloubu prováděli jsme mobilizaci lopatky, acromioclaviculárního skloubení (AC), sternoclaviculárního skloubení (SC) a hrudní páteře do extenze křížovým hmatem. Všechny techniky kromě ošetření reflexních změn presurou byly prováděny podle doporučených postupů Lewita (2003).

V rámci třetí terapie jsme u všech probandů nacvičovali břišní dýchání, které podporuje relaxaci. Pacient ležel na zádech, jednu ruku jsme položili na jeho hrudník, druhou ruku na břicho. Pacient dostal instrukce, aby volně dýchal, a přitom se snažil, aby se při nádechu zvedala více ruka na jeho břichu. Po zvládnutí tohoto nácviku, pacient prováděl autoterapii pomocí vlastních rukou (Aritzeta et. al., 2017). Poté bylo břišní dýchání nacvičováno i vsedě a následně bez kontroly horními končetinami. Technika byla prováděna při každé další terapii, pacienti byli edukováni o zapojení této relaxační techniky i mezi aktivity každodenního života.

4.2.7 PRŮBĚH INTERVENCE U SKUPINY S BIOFEEDBACKEM

Skupina podstoupila terapii měkkými a mobilizačními technikami stejně jako skupina bez terapie pomocí EMG biofeedbacku (viz předchozí kapitola). Tato skupina navíc podstoupila trénink relaxace m. trapezius pars descendens pomocí biologické zpětné vazby. Před samotnou terapií byl pacientům vysvětlen princip metody, dále jim byl ukázán počítačový program, pomocí kterého následně probíhala terapie. Terapie se uskutečnila celkem osmkrát, dvakrát týdně, vždy po ošetření měkkými a mobilizačními technikami. Pro nácvik relaxace m. trapezius pars descendens pomocí biofeedbacku bylo vyhrazeno 20 minut. Celkově tedy terapie u těchto osob trvala přibližně 45 minut.

V místnosti, kde probíhala terapie bylo zajištěno ticho a klid. Nejdříve jsme očistili probandům kůži v místě lepení elektrod vatovým tampónem a vodou. Elektrody byly na kůži nalepeny paralelně s průběhem vláken do středu břicha svalu

m. trapezius pars descendens. Byla naměřena vzdálenost mezi processus spinosus sedmého krčního obratle a mezi acromionem, v polovině této vzdálenosti byl určen střed svalu. Od tohoto bodu jsme nalepili elektrody mediálně a laterálně tak, aby středy elektrod byly od sebe vzdáleny 2 centimetry. Dále byla nalepena referenční elektroda nad processus spinosus C7 (Vedsted, Sjøgaard, Blangsted, Madeleine & Sjøgaard, 2011). Poté se pacient pohodlně usadil na židli, s nastavitelnou opěrou zad a výškou sedadla. Vyzvali jsme pacienta, aby zaujal co nejpohodlnější sed, horní končetiny spočívaly volně v klíně a dolní končetiny byly opřeny celými chodidly o podložku. Pokud měl pacient oblečení omezující pohyb (např. pásek) vybídli jsme ho, aby si ho odložil. Poté jsme zapojili přístroj a vyzvali jsme pacienta, aby vyzkoušel pohyby jako elevace a deprese ramen, úklon a rotaci hlavy. Tímto jsme si ověřili funkčnost přístroje a správné umístění elektrod a pacient se takto seznámil s principy terapie (Basmajian, 1989).



Obrázek 10. Fotodokumentace průběhu terapie pomocí EMG biofeedbacku (foto - archiv autorky).

Na obrazovce před pacientem byl zobrazen sloupec, jehož výška se měnila podle míry aktivace svalu, pokud bylo napětí svalu vysoké (obrázek 10), změnila se jeho barva do červena (obrázek 11), pokud nízké, barva byla modrá. Zelená barva sloupce znázorňovala přechod mezi vysokým a nízkým napětím svalu (obrázek 12). Prahové hodnoty svalového napětí byly nastaveny výrobcem v tomto rozmezí: do 10 μV modrá barva, do 20 μV zelená a nad 20 μV červená. Na sloupci se také zobrazovala velikost aktivace svalu ve voltech (číselná hodnota).

Před prováděním samotné relaxace byl pacient vyzván, aby provedl elevaci ramen s následným uvolněním a to tak, aby se snažil co nejvíce redukovat aktivitu m. trapezius pars descendens (Basmajian, 1989; Criswell, 2011). V počítačovém programu hrála také relaxační hudba, která byla přednastavena výrobcem softwaru firmou Noraxon. Probandi byli vyzváni, aby v průběhu intervence nemluvili a otázky kladli až po ukončení.

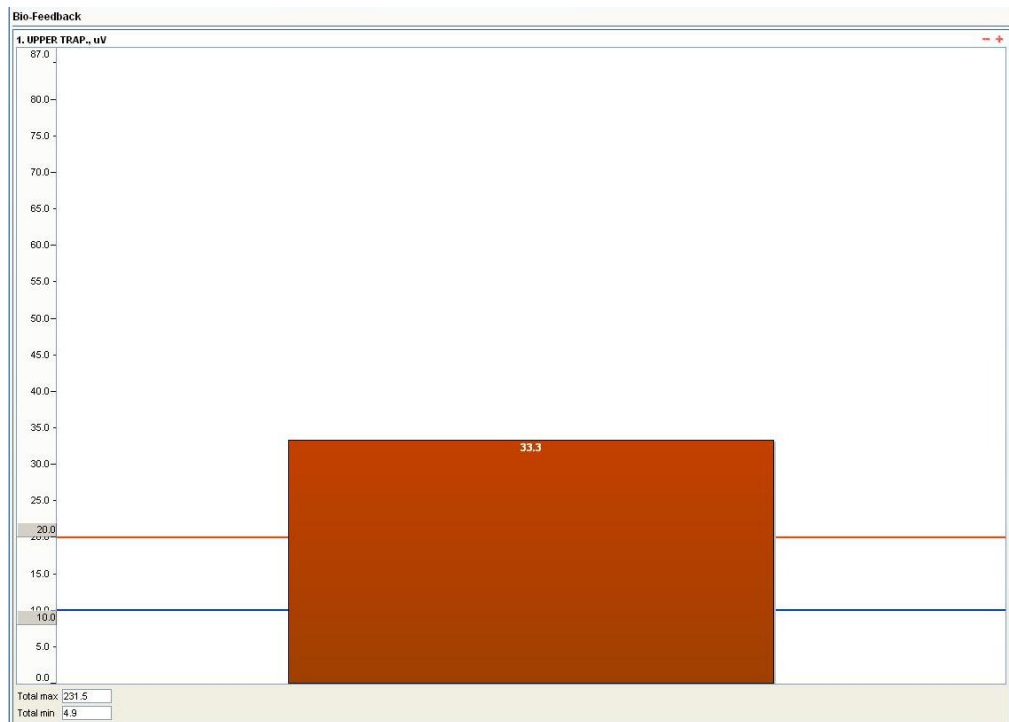
Během třetí terapie jsme také zařadili relaxační břišní dýchání, které jsme pacienta naučili předtím, avšak v sedě prováděl tuto techniku bez palpační kontroly rukou. Pacient měl za úkol tuto techniku využít v nácviku relaxace s biofeedbackem a tuto techniku jsme zařadili i do následujících terapií (Aritzeta et. al., 2017). V páté terapii jsme přidali do terapie i levostranný m. trapezius pars descendens, pacient měl za úkol symetricky relaxovat. Během nácviku relaxace jsme také zaznamenávali nejnižší velikost svalové aktivace, kterou pacient dokázal udržet alespoň po dobu 5 sekund. V další terapii jsme se snažili přiblížit se této hodnotě nebo se nabýt ještě nižších hodnot (Kasman et. al., 2004).

Schéma terapie pomocí EMG biofeedbacku:

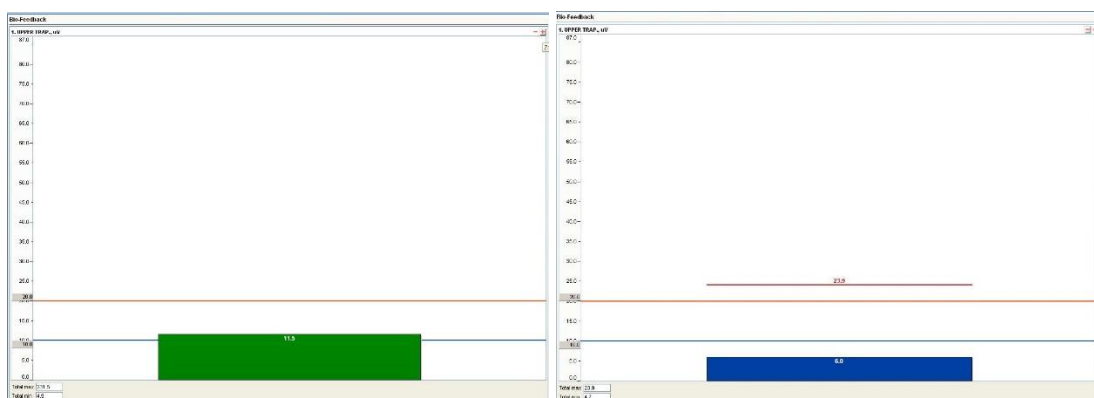
- 1. a 2. terapie – snímání napětí z m. trapezius pars descendens vpravo, samostatná relaxace
- 3. a 4. terapie – snímání napětí z m. trapezius pars descendens vpravo, relaxace s břišním dýcháním
- 5. až 8. terapie – snímání napětí z m. trapezius pars descendens bilaterálně, relaxace s břišním dýcháním.

Pacienta jsme edukovali o integraci relaxace m. trapezius do každodenních aktivit, zejména po činnostech spojených s bolestivostí krční páteře. Po terapii jsme se pacientů

dotázali na jejich pocity a vjemy z terapie, probandům byly taky zodpovězeny všechny případné dotazy.



Obrázek 11. Schéma vizuálního biofeedbacku - ukázka zvýšeného napětí - červený sloupec (fotodokumentace průběhu terapie - archiv autorky).



Obrázek 12. Schéma vizuálního biofeedbacku, vlevo přechod mezi vysokým a nízkým napětím - zelený sloupec, vpravo znázorněno nízké napětí svalu - modrý sloupec (fotodokumentace průběhu terapie - archiv autorky).

4.2.8 ZPRACOVÁNÍ A HODNOCENÍ ELEKTROMYOGRAFICKÉHO ZÁZNAMU

Před analýzou elektromyografického záznamu byl nejdříve hrubý EMG signál zpracován plnou rektifikací (full wave rectification) a vyhlazením signálu (smoothing). Poté byl získaný EMG signál hodnocen parametrem RMS (root mean square = efektivní hodnota amplitudy signálu).

Čas nástupu aktivace svalů (v sekundách) při abdukci paže v sedě byl určen vzhledem k začátku aktivace m. deltoideus pars acromialis dexter, přičemž tento čas byl nastaven jako čas 0 s (tedy začátek pohybového úkolu). Od tohoto okamžiku se začal měřit čas nástupu aktivace jednotlivých svalů. Za začátek svalové aktivace studovaných svalů byl považován čas, kdy amplituda EMG signálu přesáhla prahovou hodnotu odpovídající součtu průměru klidové hodnoty amplitudy EMG signálu + 2 hodnoty směrodatných odchylek klidové hodnoty (hodnota Mean + 2SD). Časy nástupu svalové aktivace byly vypočítány pro každý sval zvlášť (De Luca, 1997; Rodová, 2002; Hodges & Bui, 1996; Soderberg & Knutson, 2002; Yanac Paredes, 2010). Dále byly vypočítány časové rozdíly mezi nástupy aktivace u dvojic studovaných svalů při abdukci v ramenním kloubu.

Pro hodnocení a srovnání velikosti amplitudy EMG signálu (v mikrovoltech) vybraných svalů při abdukci paže byla určena průměrná hodnota EMG signálu (hodnota Mean v mikrovoltech) pro každý sval zvlášť v klidové fázi pohybového úkolu. K těmto průměrným hodnotám byla vztažena maximální hodnota EMG signálu (hodnota Peak v mikrovoltech) celého pohybu (tzn. hodnota Mean daného svalu v klidové fázi / hodnota Peak z celého pohybového úkolu). Získali jsme tak poměrový ukazatel amplitudy, který nám umožnil lépe interindividuálně srovnávat vyšetřované osoby (Smékal, 2002; Konrad, 2005; Yanac Paredes, 2010).

Za čas deaktivace studovaných svalů (v sekundách) byl považován čas, při kterém amplituda EMG signálu klesla pod prahovou hodnotu odpovídající součtu průměru klidové hodnoty amplitudy EMG signálu + 2 hodnoty směrodatných odchylek klidové hodnoty (hodnota Mean + 2SD). Jako čas 0 byl určen čas aktivace m. deltoideus pars acromialis dexter. Časy nástupu svalové deaktivace byly vypočítány obdobně jako časy nástupu svalové aktivace (viz předchozí kapitola) avšak jako bod deaktivace byl brán čas, u kterého tato hodnota zůstala pod stanovenou hranicí minimálně 100 ms (Chung & Giuliani, 1997; Yanac Paredes, 2010).

4.2.9 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

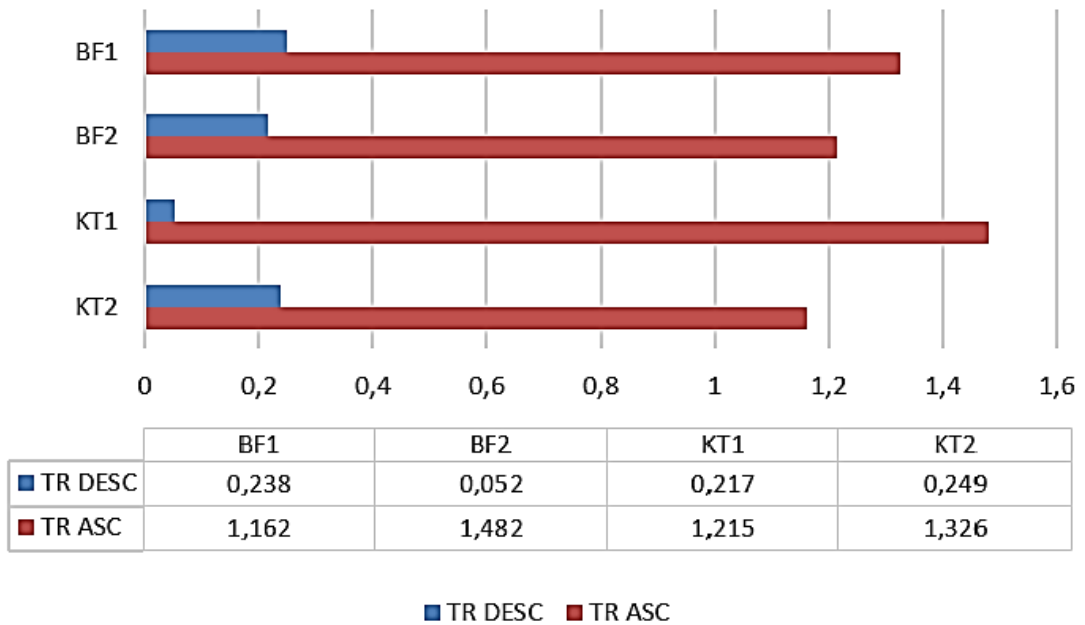
Naměřená data byla zaznamenána do tabulek programu Microsoft Excel. Získaná data byla poté statisticky zpracována v programu Statistica (v. 12, Stat - Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z důvodu nízkého počtu probandů, a protože nebylo přítomno normální rozložení dat, byl pro zjištění hladiny statistické významnosti před a po terapii použit Kruskal-Wallisův test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na úrovni $p \leq 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE V₁

V₁) Existují rozdíly mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě u osob před a po terapii s EMG biofeedbackem a skupinou osob před a po terapii bez EMG biofeedbacku?

Při srovnání časových charakteristik mezi skupinou bez biofeedbacku (SK_{KT}) před terapií, skupinou bez biofeedbacku po terapii, skupinou s terapií s biofeedbackem (SK_{BF}) před terapií a skupinou osob s terapií biofeedbackem po terapii lze pozorovat tendenci k dřívějšímu zapojení m. trapezius pars descendens při abdukci paže u SK_{BF} po terapii, hodnota mediánu u této skupiny činila 0,052 sekund. To znamená, že u SK_{BF} se po terapii aktivoval m. trapezius pars descendens o 0,197 sekund dříve než u SK_{KT} po terapii, dále pak o 0,186 sekund dříve než u SK_{BF} před terapií a o 0,165 sekund dříve než u SK_{KT} před terapií. Naproti tomu nejpozději se aktivoval m. trapezius pars ascendens u SK_{BF} po terapii, tento čas činil 1,482 sekund, což bylo o 0,156 s později než u SK_{KT} po terapii, o 0,32 s později než u SK_{BF} před terapií a o 0,267 s později než u SK_{KT} před terapií (tabulka 1, obrázek 13).



Legenda:

BF1.....skupina před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina po terapii pomocí EMG biofeedbacku

KT1.....skupina před konvenční terapií

KT2.....skupina po konvenční terapii

TR DESC...m. trapezius pars descedens

TR ASC.....m. trapezius pars ascedens

0.....začátek pohybu

Obrázek 13. Časové charakteristiky nástupu aktivace svalů (hodnoty mediánu) při abdukci v pravém ramenním kloubu u vybraných skupin pacientů.

Tabulka 1. Časové charakteristiky nástupu aktivace svalů (v sekundách) při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě mezi SK_{KT} před a po terapii a SK_{BF} před a po terapii.

	skupina	n	M	Me	Min	Max	SD
TR DESC	BF1	10	0,223	0,238	-0,070	0,594	0,217
	BF2	10	-0,012	0,052	-0,745	0,348	0,287
	KT1	10	0,336	0,217	-0,105	1,291	0,403
	KT2	10	0,082	0,249	-0,570	0,447	0,34
TR ASC	BF1	10	1,367	1,162	0,515	4,411	1,071
	BF2	10	2,187	1,482	0,545	6,795	1,836
	KT1	10	1,793	1,215	-0,064	6,438	1,78
	KT2	10	1,561	1,326	0,623	3,306	0,854

Legenda:

M.....aritmetický průměr

Me.....medián

Min.....minimální hodnota (nejdřívější zapojení)

Maxmaximální hodnota (nejpozdější zapojení)

SD.....směrodatná odchylka

n.....počet osob ve skupině

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

BF1.....skupina před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina po terapii pomocí EMG biofeedbacku

KT1.....skupina před konvenční terapií

KT2.....skupina po konvenční terapii

Největší rozdíl v nástupu aktivace pravého m. trapezius pars descendens byl mezi SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii (dříve aktivace u SK_{BF} před terapií). Statistický rozdíl mezi těmito skupinami ($p=0,174$) se nejvíce blížil hladině statistické významnosti ($p<0,05$). Mezi těmito skupinami byl zaznamenán také druhý největší rozdíl v nástpu aktivace m. trapezius pars ascendens ($p=0,227$).

Avšak na hladině 5 % statistické významnosti rozdíly mezi těmito skupinami nedosáhly statistického významu. Čas nástupu aktivace se mezi ostatními skupinami osob statisticky významně nelišil (tabulka 2).

Z uvedených výsledků vyplývá, že neexistují statisticky významné rozdíly mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu u osob před a po terapii s biofeedbackem a skupinou osob před a po terapii bez biofeedbacku (skupina osob pouze s konvenční terapií).

Tabulka 2. Statistické hodnocení času nástupu aktivace jednotlivých svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě mezi SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	TR DESC	TR ASC
H	2,975	1,932
p	0,396	0,587
KT1:BF1 (p)	0,821	0,326
KT1:KT2 (p)	0,762	0,706
BF1:BF2 (p)	0,174	0,227
KT2:BF2 (p)	0,257	0,650

Legenda:

H.....hodnota testovacího kritéria Kruskalova-Wallisova testu

p.....hodnota statistické významnosti pro všechny zkoumané soubory

KT1.....skupina osob před konvenční terapií

KT2.....skupina osob po konvenční terapii

BF1.....skupina s terapií biofeedbackem před terapií

BF2.....skupina s terapií biofeedbackem po terapii

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

5.2 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE V₂

V₂) Je rozdíl ve velikosti aktivace studovaných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku?

Rozdíl na hladině 5 % statistické významnosti nebyl nalezen u žádného poměrového ukazatele amplitudy studovaných svalů. Ke statisticky významným hodnotám se blížila hodnota poměrového ukazatele m. deltoideus pars acromialis mezi SK_{KT} po terapii a SK_{BF} po terapii ($p=0,131$), podobně se k hladině statistické významnosti blížila hodnota poměrového ukazatele m. trapezius pars descendens mezi SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii, kde bylo $p=0,257$ (tabulka 3).

Velikost aktivace studovaných svalů (mediány hodnot Mean/Peak) jsou znázorněny níže v grafu a charakterizovány níže v tabulce (obrázek 14, tabulka 4).

Tabulka 3. Statistické hodnocení rozdílu velikosti amplitudy EMG signálu studovaných svalů při abdukci pravého ramenního kloubu v sedě mezi SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	TR DESC	TR ASC	DELT
H	5,603	0,593	5,618
p	0,132	0,898	0,132
KT1:BF1 (p)	0,151	0,762	0,069
KT1:KT2 (p)	0,496	0,88	0,88
BF1:BF2 (p)	0,257	0,45	0,97
KT2:BF2 (p)	0,45	0,597	0,131

Legenda:

H.....hodnota testovacího kritéria Kruskalova-Wallisova testu

p.....hodnota statistické významnosti pro všechny zkoumané soubory

KT1.....skupina osob před konvenční terapií

KT2.....skupina osob po konvenční terapii

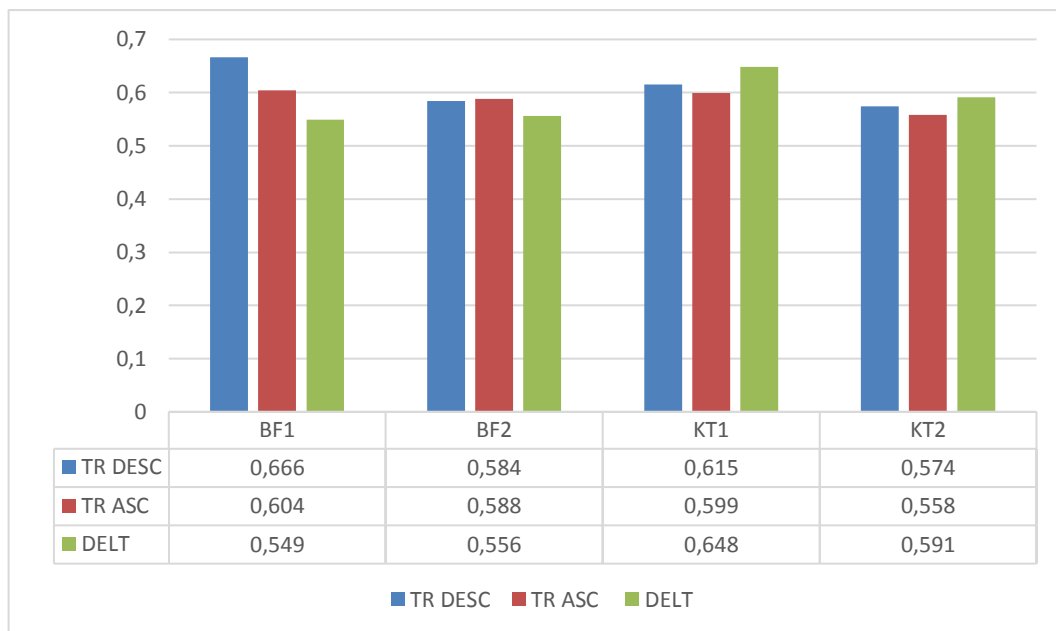
BF1.....skupina s terapií biofeedbackem před terapií

BF2.....skupina s terapií biofeedbackem po terapii

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

DELT.....m. deltoideus pars acromialis



Legenda:

KT1.....skupina osob před konvenční terapií

KT2.....skupina osob po konvenční terapii

BF1.....skupina s terapií biofeedbackem před terapií

BF2.....skupina s terapií biofeedbackem po terapii

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

DELT.....m. deltoideus pars acromialis

Obrázek 14. Mediány poměrů hodnot amplitudy (Mean/Peak) EMG signálu studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

Tabulka 4. Charakteristiky velikostí hodnot Mean/Peak v μ V při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	skupina	n	M	Me	Min	Max	SD
TR DESC	BF1	10	0,656	0,666	0,442	0,813	0,098
	BF2	10	0,597	0,584	0,45	0,781	0,104
	KT1	10	0,586	0,615	0,357	0,774	0,122
	KT2	10	0,536	0,574	0,268	0,626	0,105
TR ASC	BF1	10	0,615	0,604	0,432	0,773	0,114
	BF2	10	0,579	0,588	0,322	0,828	0,138
	KT1	10	0,603	0,599	0,355	0,795	0,157
	KT2	10	0,586	0,558	0,288	0,772	0,154
DELT	BF1	10	0,538	0,549	0,329	0,693	0,113
	BF2	10	0,542	0,556	0,344	0,665	0,105
	KT1	10	0,623	0,648	0,427	0,733	0,095
	KT2	10	0,608	0,591	0,468	0,742	0,104

Legenda:

M.....aritmetický průměr

Me.....medián

Min.....minimální hodnota (nejdřívější zapojení)

Maxmaximální hodnota (nejpozdější zapojení)

SD.....směrodatná odchylka

n.....počet osob ve skupině

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

DELT.....m. deltoideus pars acromialis

BF1.....skupina před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina po terapii pomocí EMG biofeedbacku

KT1.....skupina před konvenční terapií

KT2.....skupina po konvenční terapii

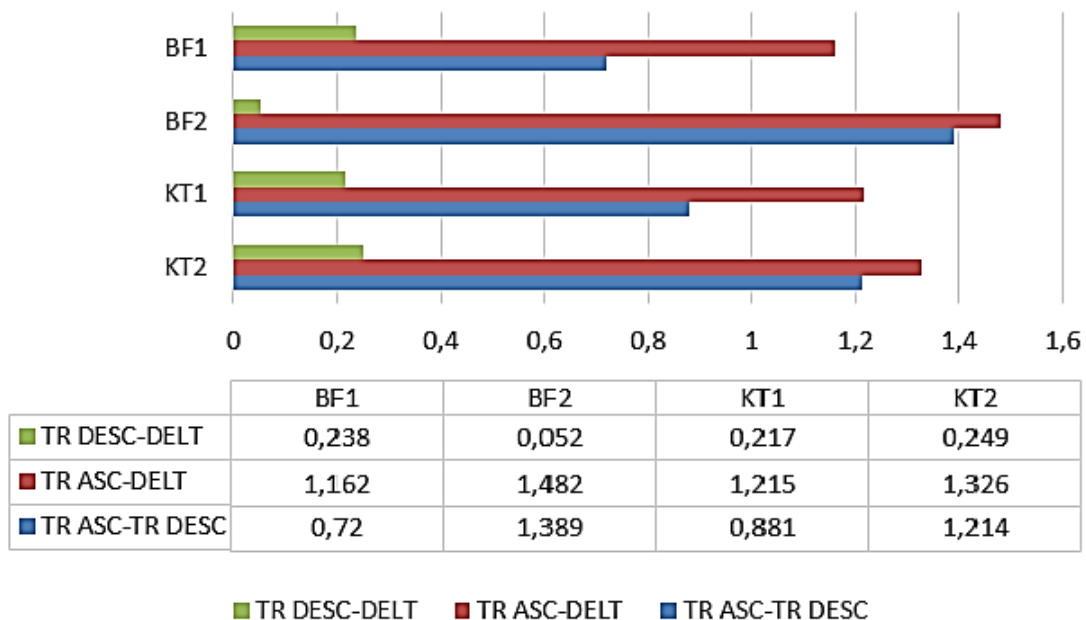
5.3 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE V₃

V₃) Jaké jsou časové rozdíly mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v ramenním kloubu v sedě u jednotlivých zkoumaných souborů a lze prokázat rozdíly mezi skupinami pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku?

Při srovnávání času nástupu aktivace jednotlivých svalů navzájem jsme zjistili největší časové rozdíly mezi aktivací m. trapezius pars ascendens (jako poslední) a m. deltoideus pars acromialis, a to u všech skupin (TRASC - DELT). Největší časový rozdíl nástupu mezi těmito dvěma svaly byl zjištěn u SK_{BF} po terapii, tento čas činil 1,482 sekund ve prospěch m. deltoideus pars acromialis.

Naopak nejmenší rozdíl při srovnávání nástupu aktivace byl mezi m. trapezius pars descendens a m. deltoideus pars acromialis, a to u všech skupin, nejmenší rozdíl byl nalezen u SK_{BF} po terapii (0,052 sekund) ve prospěch m. deltoideus pars acromialis (obrázek 15).

Rozdíly mezi zkoumanými soubory nedosáhly hladiny statistické významnosti (tabulka 6).



Legenda:

KT1.....kontrolní skupina před terapií

KT2.....kontrolní skupina po terapii

BF1.....skupina s terapií biofeedbackem před terapií

BF2.....skupina s terapií biofeedbackem po terapii

TR DESC-DELT.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars descendens a m. deltoideus pars acromialis

TR ASC-DELT.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars ascendens a m. deltoideus pars acromialis

TR ASC-TR DESC...časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars ascendens a m. trapezius pars descendens

Obrázek 15. Časový rozdíl mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě mezi SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

Tabulka 5. Časové charakteristiky rozdílů nástupu mezi jednotlivými dvojicemi svalů mezi SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	skupina	n	M	Me	Min	Max	SD
TR DESC - DELT	BF1	10	0,223	0,238	-0,07	0,594	0,217
	BF2	10	-0,012	0,052	-0,745	0,348	0,287
	KT1	10	0,336	0,217	-0,105	1,291	0,403
	KT2	10	0,082	0,249	-0,57	0,447	0,34
TR ASC - DELT	BF1	10	1,367	1,162	0,515	4,441	1,071
	BF2	10	2,187	1,482	0,545	0,854	1,836
	KT1	10	1,793	1,215	-0,064	6,438	1,78
	KT2	10	1,561	1,326	0,623	3,306	0,854
TR ASC – TR DESC	BF1	10	1,144	0,72	0,5	4,152	1,043
	BF2	10	2,199	1,389	0,504	7,54	2,091
	KT1	10	2,011	0,881	0,507	6,221	2,093
	KT2	10	1,4	1,241	0,546	3,057	0,76

Legenda

M.....aritmetický průměr

Me.....medián

Min.....minimální hodnota (nejdřívější zapojení)

Maxmaximální hodnota (nejpozdější zapojení)

SD.....směrodatná odchylka

n.....počet osob ve skupině

TR DESC-DELT.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars descendens a m. deltoideus pars acromialis

TR ASC-DELT.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars ascendens a m. deltoideus pars acromialis

TR ASC-TR DESC...časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars ascendens a m. trapezius pars descendens

KT1.....skupina osob před konvenční terapií

KT2.....skupina osob po konvenční terapii

BF1.....skupina osob před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina osob po terapii pomocí EMG biofeedbacku

Tabulka 6. Statistické hodnocení časového rozdílu nástupu aktivace svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě mezi SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	TR DESC-DELT	TR ASC-DELT	TR ASC-TR DESC
H	2,975	1,932	2,902
p	0,396	0,587	0,407
KT1:BF1 (p)	0,821	0,326	0,121
KT1:KT2 (p)	0,762	0,706	0,944
BF1:BF2 (p)	0,174	0,227	0,199
KT2:BF2 (p)	0,257	0,651	0,944

Legenda:

H.....hodnota testovacího kritéria Kruskalova-Wallisova testu

p.....hodnota statistické významnosti pro všechny zkoumané soubory

KT1.....skupina osob před konvenční terapií

KT2.....skupina osob po konvenční terapii

BF1.....skupina s terapií biofeedbackem před terapií

BF2.....skupina s terapií biofeedbackem po terapii

TR DESC-DELT.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars descendens a m. deltoideus pars acromialis

TRASC-DELT.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars ascendens a m. deltoideus pars acromialis

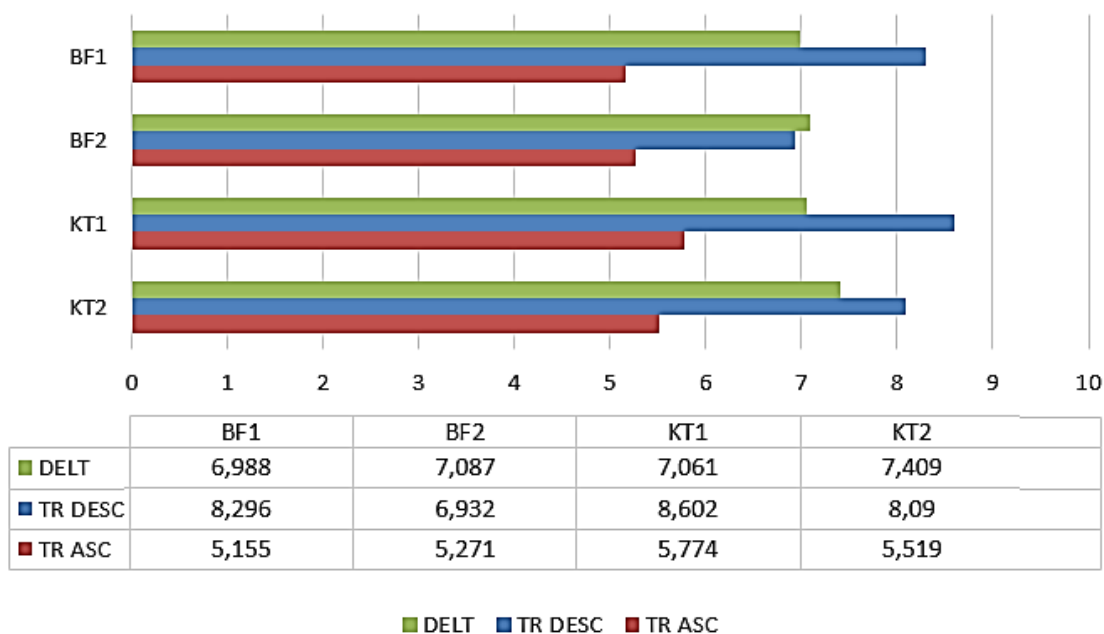
TR ASC-TR DESC.....časový rozdíl mezi nástupy aktivace m. trapezius pars ascendens a m. trapezius pars descendens

5.4 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE V₄

V₄) Je významný rozdíl mezi nástupem deaktivace studovaných svalů po provedení abdukce v ramenním kloubu v sedě u pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a před a po terapii u osob bez EMG biofeedbacku?

Při srovnání deaktivace pravého m. trapezius pars descendens mezi porovnávanými skupinami před a po terapii byl největší rozdíl zaznamenán u SK_{BF}, tedy u souboru s terapií pomocí biofeedbacku, čas nástupu deaktivace se zmenšil o 1,364 sekund. U SK_{KT} pro m. trapezius pars descendens se čas nástupu deaktivace tohoto svalu zkrátil o 0,512 sekund. Časy nástupu deaktivace u ostatních svalů mezi porovnávanými skupinami jsou znázorněny níže (obrázek 16, tabulka 7).

Avšak nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi nástupy deaktivace u studovaných svalů u skupin osob před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a skupin bez EMG biofeedbacku před a po terapii (tabulka 8).



Legenda:

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

DELT.....m. deltoideus pars acromialis

BF1.....skupina před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina po terapii pomocí EMG biofeedbacku

KT1.....skupina před konvenční terapií

KT2.....skupina po konvenční terapii

Obrázek 16. Časové charakteristiky nástupu deaktivace svalů (hodnoty mediánu) při abdukci v pravém ramenním kloubu u studovaných skupin.

Tabulka 7. Časové charakteristiky nástupu deaktivace svalů (v sekundách) při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě mezi SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	skupina	n	M	Me	Min	Max	SD
TR DESC	BF1	10	22,068	8,296	4,645	147,845	42,042
	BF2	10	9,314	6,932	4,392	20,238	5,196
	KT1	10	21,075	8,602	5,504	83,493	24,699
	KT2	10	8,452	8,09	4,055	16,133	20,238
TR ASC	BF1	10	5,44	5,155	1,314	10,639	2,776
	BF2	10	5,294	5,271	2,541	8,636	1,933
	KT1	10	5,785	5,774	2,199	8,963	2,198
	KT2	10	6,067	5,519	2,538	9,354	1,996
DELT	BF1	10	7,403	6,988	5,145	10,944	2,054
	BF2	10	7,626	7,087	4,336	11,419	2,035
	KT1	10	8,294	7,061	5,888	12,1	2,12
	KT2	10	8,559	7,409	5,09	17,071	3,452

Legenda

M.....aritmetický průměr

Me.....medián

Min.....minimální hodnota (nejdřívější zapojení)

Maxmaximální hodnota (nejpozdější zapojení)

SD.....směrodatná odchylka

n.....počet osob ve skupině

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

DELT.....m. deltoideus pars acromialis

BF1.....skupina před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina po terapii pomocí EMG biofeedbacku

KT1.....skupina před konvenční terapií

KT2.....skupina po konvenční terapii

Tabulka 8. Statistické hodnocení času nástupu deaktivace jednotlivých svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu v sedě SK_{KT} před terapií, SK_{KT} po terapii, SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii.

	TR DESC	TR ASC	DELT
H	1,561	0,590	0,827
p	0,668	0,899	0,843
KT1:BF1 (p)	0,289	0,449	0,326
KT1:KT2 (p)	0,364	0,762	0,821
BF1:BF2 (p)	1,000	0,940	0,706
KT2:BF2 (p)	0,940	0,650	0,940

Legenda:

H.....hodnota testovacího kritéria Kruskalova-Wallisova testu

p.....hodnota statistické významnosti pro všechny zkoumané soubory

TR DESC.....m. trapezius pars descendens

TR ASC.....m. trapezius pars ascendens

DELT.....m. deltoideus pars acromialis

BF1.....skupina před terapií pomocí EMG biofeedbacku

BF2.....skupina po terapii pomocí EMG biofeedbacku

KT1.....skupina před konvenční terapií

KT2.....skupina po konvenční terapii

6 DISKUZE

Tématem diplomové práce byl vybrán vliv elektromyografického biofeedbacku na chronické bolesti krční páteře. U chronických bolestí krční páteře bylo četnými studiemi prokázáno zvýšené napětí u m. trapezius pars descendens (Falla et. al., 2004; Sjøgaard et. al., 2006). Zároveň je k dispozici mnoho studií zabývajících se bolestmi krční páteře ve spojení s psychickými procesy, ve kterých bylo prokázáno, že stresové situace se z dlouhodobého hlediska negativně promítají do držení krční páteře. Vzniká tak zvýšené napětí povrchových svalů krční páteře. Fakt, že chronická bolest ovlivňuje jedince a jeho zpracovávání a vyhodnocování informací a prožitků jen potvrzuje propojení mezi bolestmi krční páteře a psychickými procesy. Pacienti trpící chronickými bolestmi krční páteře jsou často dlouhodobě vystavováni vysoké míře stresu a zároveň dlouhodobě vykonávají jednostrannou fyzickou zátěž, většinou v sedavé pozici. Při dlouhodobém působení těchto faktorů ztrácí pacienti s bolestmi v cervikální oblasti schopnost vědomě kontrolovat napětí svalů, které je však patologicky zvýšené (Keleman, 2005; Lang et. al., 2012; Brabcová et. al., 2016; Fanavoll et. al., 2016; Meisingset, 2016). Proto bylo předmětem zájmu naučit pacienta, jak efektivně snížit zvýšené napětí m. trapezius a pro tento nácvik byla zvolena terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku. Biologická zpěná vazba s využitím povrchové elektromyografie se v četných studiích jeví jako vhodná metoda pro nácvik relaxace povrchových svalů (Nederhand et. al., 2000; Leistad et. al., 2006; Chung et. al., 2015). Cílem práce bylo zhodnotit vliv terapie pomocí EMG biofeedbacku na skupinu pacientů s chronickými bolestmi krční páteře.

Osoby tvořící výzkumný soubor trpěly chronickými bolestmi krční páteře déle než 3 měsíce. Průměrný věk probandů byl 25,5 let (SD 3,4), tímto výběrem jsme vyloučili výskyt degenerativních změn na krční páteři, které se začínají objevovat obvykle ve čtvrté životní dekádě (Kaltofen, 2008). Do výzkumu byli zařazeni pacienti s nespecifickou chronickou bolestí krční páteře, kteří netrpěli neurologickým příznaky či strukturální poruchou. Je zajímavé zmínit sociální statut probandů, 12 pacientů plnilo statut studenta. Všichni uváděli bolesti krční páteře zejména při dlouhodobém sedu při studiu. Probandi uváděli, že ve svém zaměstnání setrvávají dlouhodobě převážně v sedavé pracovní pozici. 4 pacienti měli volnou pracovní pozici bez častých stereotypních pohybů, které bychom mohli dále specifikovat. Autoři Linton (2000), Ariëns a kol. (2000), Almalki a kol. (2017)

uvádějí, že právě sedavé zaměstnání a setrvávání dlouhodobě v sedavé pracovní poloze patří mezi rizikové faktory podmiňující vznik bolestí krční páteře. Autoři také dále uvádí, že ženské pohlaví je více náchylnější ke vzniku těchto bolestí. S touto skutečností můžeme souhlasit, protože našeho výzkumu se zúčastnilo 15 žen a pouze 5 mužů.

Některé kapitoly teoretická částí této práce je věnovány psychologickým aspektům bolesti. Brabcová a kol. (2016) uvádějí, že existují komplexní vztahy mezi mírou stresu a pravděpodobností vzniku bolesti krční páteře. Dle Bednaříka a Kadaňky (2006) je vznik bolestí v oblasti krční páteře výsledkem multifaktoriálního komplexního procesu, na kterém se podílejí anatomické, patofyziologické a psychosociální faktory. Chronicitata bolestí zasahuje do kognitivních, emocionálních a behaviorálních funkcí a projevů, tudíž je nezbytné zasáhnout do celého patogenického řetězce, který je jim spouštěn. Proto jsme do vyšetření zahrnuli i vyplnění dotazníků NDI a BAI. Pro účely zpracovávání této studie pacienti vyplňovali dotazník Neck Disability Index, který představuje algofunkční dotazník, zaměřující se na hodnocení intezity bolesti a především na vliv bolesti při vykonávání běžných denních aktivit (Bednaříková & Opavský, 2014). Dále pacienti vyplnili dotazník Beck Anxiety Inventory, jedná se o sebezposuzující dotazník, který hodnotí zastoupení somatických a psychických příznaků úzkosti. Tento dotazník je vhodný pro pacienty trpící úzkostí nebo pro pacienty s depresivními sklony (Kamarádová et. al., 2016). Je tedy jasné, že psychologické aspekty výrazně ovlivňují jak naladění pacienta, tak i jeho pohybové chování. Proto jsme si vědomi toho, že aktuální psychický stav probandů mohl ovlivnit výsledky studie. Probandi v naší studii byli převážně studenti, mnozí z nich byli při výstupním vyšetření pod tlakem závěrečných zkoušek, a i pracující probandi uváděli při posledních terapiích určité pracovní vypětí.

Pro intervenci do více oblastí patofyziologického řetězce jsme do terapie vybrali nejen klasické fyzioterapeutické metody v podobě měkkých a mobilizačních technik, ale i nácvik břišního dýchání, které je dle Aritzeta a kol. (2017) vhodné pro nácvik relaxace. I dle dalších autorů působí břišní dýchání relaxačně na autonomní nervový systém (Subbalakshmi, Adhikari & Shanmugavel Jeganathan, 2014; Kim, Roth & Wollburg, 2015; Chen, Huang, Chien & Cheng, 2017).

Náš výzkum byl zaměřen nejen na analýzu svalové aktivity jednotlivých soborů, cílem bylo hlavně zhodnotit efektivitu terapie ve smyslu snižování napětí m. trapezius pars ascendens pomocí elektromyografického biofeedbacku. Elektromyografický

biofeedback se ve studii Chunga a kol. (2015) prokázal jako efektivní doplňující metoda u pacientů na invalidním vozíku po spinálním zranění s bolestmi krční páteře a ramen, u kterých se snížila bolest a svalový hypertonus. Ve výzkumu Babu a kol. (2007) byl také prokázán účinek této relaxační metody na snížení bolesti u pacientů s bolestmi krční páteře. Ale v současné době existuje velmi málo studií, které se zabývají působením EMG biofeedbacku na změny v aktivaci studovaných svalů, velikosti svalové aktivity, hodnocení časových rozdílů mezi nástupy aktivace u studovaných svalů a posouzení nástupu svalové relaxace. Například studie Sangngoena a kol. (2012) prokazuje efektivitu EMG biofeedbacku na snížení svalové aktivity m. trapezius, terapie s BFB i EMG měření probíhalo při práci na počítači. Pozitivních výsledků při využití terapie EMG biofeedbackem dosáhli ve svých studiích autoři Holtermann, Sogaard, Christensen, Dahl a Blangsted (2008) a Vedsted a kol. (2011). Avšak autoři těchto výzkumů využili k terapii přenosná BFB zařízení, která pacienti využívala pro domácí terapii. Díky těmto zařízením mohli autoři studií pozorovat i dlouhodobé účinky terapie pomocí EMG biofeedbacku. Bohužel v našich podmínkách nejsou tato zařízení dostupná.

Výsledky této studie však neprokázaly účinnost EMG biofeedbacku. Mnohé studie dokazují, že trénink relaxace povrchových svalů krční páteře s využitím biofeedbacku vykazuje vyšší efektivitu terapie než u kontrolních skupin pacientů, kteří tuto terapii nevyužívají (Teasell, Bhogal, Foley & Speechley, 2003; Tate & Milner, 2010). Kerdoncuff a kol. (2004) uvádějí že prostřednictvím zpětné vazby dochází k lepší integraci a využití proprioceptivních informací o prováděném pohybu. Studie Van Vlijeta a Wulfa (2006) prokazuje, že biologická zpětná vazba by se neměla využívat při každé cvičební jednotce. Autoři uvádějí, že při jejím častém využívání se na ní pacient stává „závislým“ a v konečném důsledku se může zhoršovat jeho schopnost vlastní koordinace pohybů potlačením vnitřní zpětné vazby. Je tedy na zvážení, zda i v naší studii nedošlo k těmto jevům.

Výhodou elektromyografického biofeedbacku je možnost aktivního zapojení pacienta do léčebného procesu. Oproti pasivní léčbě měkkými a mobilizačními technikami můžeme u této metody využít samoléčebný proces, díky naučeným kognitivním a fyziologickým schopnostem. Při aktivní spoluúčasti pacienta s využitím motorického učení dochází ke zlepšování praktických dovedností, které lze využít také ke kvalitnější autoterapii.

Pro elektromyografickou analýzu jsme vybrali pohybový úkol abdukci paže do horizontály v sedě. Dle Reed, Cathers, Halaki a Ginn (2016) je abdukce paže pohybový úkol, který se běžně používá při hodnocení dysfunkce v oblasti ramenního pletence a krční páteře. Pro účely této studie jsme prováděli abdukci paže pouze do horizontály, v této pozici pacient setrval 1 až 2 sekundy a následně uvolnil paži zpět do svislé polohy. Při zpracovávání jsme hodnotili nástup aktivace svalů, nástup deaktivace, velikost svalové aktivity a časové rozdíly nástupů aktivace mezi jednotlivými studovanými svaly, proto jsme vybrali relativně jednoduchý pohybový úkol.

Správný stereotyp abdukce paže začíná aktivací m. supraspinatus, dále se zapojí m. deltoideus a následně m. trapezius pars descendens, kde má převážně stabilizační funkci. Z uvedeného vyplývá, že iniciální angažovanost m. trapezius pars descendens má výrazný vliv na způsob provedení abdukce paže. M. trapezius je důležitým spojovacím článkem ramenního pletence, krční a hrudní páteře a je právě náchylný k výskytu reflexních změn. Častá porucha stereotypu bývá právě časné zapojení m. trapezius pars descendens, kdy dochází k elevaci ramena a k zavěšení pletence ramenního do krční páteře s rozvojem algických syndromů v této oblasti (Lewis, Kitamura & Bayler, 2004; Michalíček & Vacek, 2016). U zdravých jedinců by měl tedy správný stereotyp abdukce u vybraných svalů postupovat takto: m. deltoideus, m. trapezius pars descendens a m. trapezius pars ascendens. U jedinců s bolestmi krční páteře jsme očekávali např. dřívější aktivaci m. trapezius pars descendens, avšak tento jev bychom mohli prokázat při srovnání se zdravými jedinci.

Výsledky této diplomové práce neprokázaly statisticky významné změny ve zkoumaných modalitách, které by prokazovaly účinnost EMG biofeedbacku u terapie ve smyslu nácviku relaxace hypertonického m. trapezius pars descendens u pacientů s chronickými bolestmi krční páteře.

Při srovnávání nástupu aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu u jednotlivých skupin pacientů jsme pozorovali určité tendence k dřívějšímu zapojení m. trapezius pars descendens po terapii pomocí EMG biofeedbacku. Největší rozdíl v nástupu byl mezi skupinou SK_{BF} před terapií a mezi skupinou SK_{BF} po terapii, kde se statistický rozdíl nejvíce blížil hladině statistické významnosti ($p=0,174$). Tento výsledek není však v souladu s naším očekáváním, kdy jsme předpokládali, že po terapii se aktivace m. trapezius pars descendens naopak zpozdí. Předpokladem pro tento výrok byly poznatky Lewise a kol. (2004) a Michalíčka a Vacka

(2016), které poukazují na dřívější zapojení m. trapezius pars descendens u patologických procesů v této oblasti.

Při hodnocení velikosti aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu byl porovnáván poměrový ukazatel amplitudy EMG signálu studovaných svalů. U m. trapezius pars descendens jsme našli největší rozdíl na hladině statistické významnosti mezi SK_{BF} před terapií a SK_{BF} po terapii ($p=0,257$), tento výsledek poukazuje na snížení elektromyografické aktivity toho svalu po terapii EMG biofeedbackem. Bohužel tento výsledek nedosáhl 5 % statistické významnosti, a proto nemůžeme jednoznačně potvrdit účinnost této terapie. Právě významný pokles svalové aktivity m. trapezius pars descendens po terapii EMG biofeedbackem zaznamenali Chung a kol. ve své studii z roku 2015 na pacientech po zranění míchy, kteří trpěli chronickými bolestmi krční páteře a ramen.

Ani časové rozdíly mezi nástupy aktivace studovaných svalů při abdukci v pravém ramenním kloubu neprokázaly statisticky významné změny. Nicméně jsme zaznamenali největší časový rozdíl nástupu aktivace mezi m. trapezius pars ascendens (zapojil se jako poslední) a m. deltoideus (zapojil se jako první), tento náález byl zaznamenán u všech skupin. U zdravých jedinců očekáváme právě největší rozdíl v zapojení mezi m. trapezius pars descendens a m. deltoideus (Lewis et. al., 2004; Michalíček & Vacek, 2016).

Při porovnávání deaktivace m. trapezius pars descendens jsme zjistili, že největší rozdíl byl zaznamenán u SK_{BF} po terapii, kdy se čas nástupu deaktivace nastal o 1,4 sekund dříve než před terapií pomocí EMG biofeedbacku. U SK_{KT} jsme po terapii zaznamenali také nástup dřívější deaktivace a to o 0,5 sekundy. Avšak výsledky nedosáhly hladiny statistické významnosti. Hermens a Hutten (2002) uvádějí, že právě chronické bolesti krční páteře mohou měnit motorické vzorce. Jedním z projevů této poruchy je právě prodloužená doba aktivace svalů po pohybovém úkolu a zmenšení doby této aktivace může přispět ke snížení bolesti. Tato studie také prokazuje snížení doby aktivace povrchových krčních svalů u pacientů s bolestmi krční páteře při použití EMG biofeedbacku.

Basmajian (1989) uvádí, že EMG biofeedback by neměl být používán jako hlavní terapeutická metoda, ale měl by sloužit jako doplňková metoda k ostatním tradičním léčebným přístupům. S tímto výrokem se stotožňuji a přikláním se k využití této metody spolu s aktivním cvičením v terapii. V běžné praxi instruuji pacienta ve cvičení,

kteřé pak sám provádí v domácím prostředí. Pro účely studie jsme však nevyužili aktivní spolupřáci pacienta v domácím prostředí, protože jsme nemohli zajistit, že všichni probadni budou plnit zadané cviky ve stejném rozsahu a kvalitě, což by mohlo způsobit zkreslení výsledků studie. V této studii jsme prováděli intervenci biofeedbackem 20 minut dle Basmajiana (1989), nicméně někteří autoři doporučují až 30 minut (Kasman et. al., 2004). Naopak Gaffney a kol. (2016) ve své studii nastavili časovou jednotku pro terapii biofeedbackem na 15 minut, dokonce Aritzeta a kol. (2017) zkrátili čas terapie na 10 minut. Probandi v naší studii podstoupili terapii EMG biofeedbackem, která trvala 20 minut. U všech probandů jsme pozorovali, že tato doba terapie je velice náročná pro udržení koncentrace. V některých případech dokonce v posledních minutách terapie u m. trapezius pars descendens vzrůstalo svalové napětí. Sami probadni po terapii uváděli, že by potřebovali časovou jednotku zkrátit nebo provádět určité pohyby během terapie. Proto se zde nabízí otázka, zda by nebylo vhodné zařadit do terapie EMG biofeedbackem pohybový úkol abdukce paže s nataženým loktem v sedě, po kterém by pacienti měli za úkol trénovat uvolnění m. trapezius pars descendens.

Jsme si vědomi úskalí velikosti výzkumného souboru s počtem 20 probandů, což ve výsledku může významně ovlivnit výsledné statistické zpracování. Při přípravě našeho výzkumu jsme byli částečně limitováni malým množstvím infromací týkajících se průběhu relaxační terapie pomocí vizuálního elektromyografického biofeedbacku. Existuje sice řada studií, které se zabývají přímo relaxací m. trapezius pars descendens, ale v těchto studiích je pouze velmi stručný popis terapie s BFB. Řídili jsme se především doporučenými postupy dle Basmajiana (1989), který je v mnoha pracích také citován. Dále jsme v terapii využili instrukcí přednastaveného programu přístroje firmy Noraxon Myosystem 1400A. Sangngoena a kol. (2012) uvádějí, že ve své studii neměli při EMG měření ani při BFB tréninku žádnou kontrolu dechového vzoru, který mohl výrazně ovlivnit terapii i výsledky měření. Jsme si vědomi, že se i tato skutečnost řadí k dalším limitům naší studie.

Navzdory zjištěným výsledkům této studie je třeba podotknout, že všichni probadni hodnotili intervenci pozitivně a uváděli zlepšení subjektivních příznaků a zmírnění bolesti. Všichni probadni prováděli během dne břišní dýchání, které zařadili do denních aktivit jako relaxační techniku, osoby s terapií pomocí elektromyografického biofeedbacku uváděli, že dokázali zapamatované vjemy z terapie BFB integrovat do pracovních činností a běžných aktivit každodenního života.

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku na skupinu pacientů s nespecifickými bolestmi krční páteře.

Z hodnocených EMG parametrů, kterými byly časové nástupy aktivace, velikost aktivace, časové rozdíly nástupu aktivace a časové nástupy dektivace u vybraných svalů nebyl shledán statisticky významný rozdíl u žádného z těchto parametrů.

Protože jsou nespecifické bolesti krční páteře aktuálním tématem a také proto, že se jejich incidence stále zvyšuje, bylo by vhodné věnovat se této problematice i nadále. Vzhledem k poměrně malému výzkumnému souboru, by bylo vhodné realizovat další měření, která by mohla výsledky zpřesnit. Domnívám se, že využití relaxace pomocí EMG biofeedbacku je přínosné u pacientů s nespecifickými bolestmi krční páteře. Výhodou metody elektromyografického biofeedbacku je především motivace a možnost aktivního zapojení pacienta do léčebného procesu. Motivace je zprostředkovávána vizuální zpětnou vazbou, která poskytuje centrální nervové soustavě informace o napětí svalu v reálném čase a tím umožňuje pacientovi lépe kontrolovat a redukovat jeho tonus. Oproti pasivní léčbě manuálními technikami a farmakoterapií, která obvykle neřeší danou příčinu, ale pouze tlumí symptomy, je u této metody aplikace využitý samoléčebný proces, díky naučeným kognitivním a fyziologickým schopnostem. Díky procesu učení a pokračující aktivní spoluúčasti pacienta, dochází ke zlepšování praktických dovedností a tím lze také provádět kvalitní autoterapii.

8 SOUHRN

Diplomová práce byla zaměřena na zhodnocení vlivu elektromyografického biofeedbacku na svalovou aktivitu m. trapezius pars descendens et ascendens a m. deltoideus středních vláken u pacientů s chronickými bolestmi krční páteře, jejichž původ není spojen se strukturální či neurologickou poruchou v této oblasti. Výzkumný soubor tvořilo 20 probandů, kteří byli následně rozděleni do dvou skupin. Obě skupiny podstoupily terapii měkkými a mobilizačními technikami, experimentální skupina navíc podstoupila terapii pomocí EMG biofeedbacku pro nácvik relaxace m. trapezius pars descendens.

Ze syntézy teoretických poznatků vyplývá vzájemné propojení chronických bolestí krční páteře a psychického stavu pacienta. Psychické naladění pacienta může přímo korelovat se zvýšenou aktivitou povrchových krčních svalů. Teoretické poznatky jsou dále zaměřeny na popis metody povrchové elektromyografie a její další využití s biologickou zpětnou vazbou, která poskytuje pacientům informace o fyziologických procesech v reálném čase, které jim pomáhají zvýšit povědomí o těchto procesech a získat nad nimi volní kontrolu.

Podstatou výzkumu uvedeného v metodické části práce je zhodnocení vlivu EMG biofeedbacku na chronické bolesti krční páteře. Výzkumu se zúčastnilo 20 probandů, z toho 15 žen a 5 mužů. Ti byli rozděleni do dvou skupin. Kritériem pro výběr byly bolesti krční páteře trvající déle než 3 měsíce a hodnota doatzníku VAS vyšší než 3. Do studie byli vybráni pacienti s hypertonem m. trapezius pars descendens. Ze studie byli vyloučeni ti z probandů, kteří trpěli neurologickým onemocněním, kardiálním nebo respiračním onemocněním, či s prokázaným strukturálním nebo nádorovým postižením krční páteře. Dále byli vyloučeni probandi se zrakovými a sluchovými vadami bez korekce, s migrénami nebo tenzními bolestmi hlavy, probandi po operacích či úrazech v oblasti krční a hrudní páteře nebo trpící psychiatrickým onemocněním.

Efektivitu této terapie jsme hodnotili pomocí povrchové elektromyografie při abdukci paže v sedě na m. trapezius pars descendens, m. deltoideus středních vlákních a m. trapezius pars ascendens. Ve studii byly na vybraných svalech při pohybovém úkolu zkoumány časy nástupu aktivace, velikost aktivace, rozdíly v časech nástupu mezi jednotlivými svaly a časy nástupu deaktivace. Tyto modality byly navzájem

porovnávány u skupin pacientů s terapií pomocí EMG biofeedbacku před a po terapii a u skupiny pacientů bez biofeedbacku před a po terapii.

Z výsledků vyplývá že nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly u skupin pacientů před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku a skupinou před a po terapii pomocí EMG biofeedbacku při posuzování časových nástupu aktivace, časových rozdílů nástupů aktivace, velikosti aktivace a u časových nástupů deaktivace u studovaných svalů.

Tato studie neprokázala účinnost terapie pomocí EMG biofeedbacku u pacientů s chronickými bolestmi krční páteře jejichž původ není spojen se strukturální či neurologickou poruchou v této oblasti.

9 SUMMARY

The diploma thesis focused on the evaluation of EMG biofeedback influence on muscle activity of m. trapezius pars descendens et ascendens and m. deltoideus middle fibres in patients with chronic musculoskeletal pain where the cause is not associated with structural or neurological disorder. The study included 20 participants, who were divided into two groups. Both groups underwent mobility and soft tissue therapy, with the experimental group also undergoing EMG biofeedback therapy to practise m. trapezius pars descendens relaxation.

Following the theoretical findings we can see the connection between chronic musculoskeletal pain and the mental condition of the patient, when the patient's mood can be directly associated with the increasing activity of surface neck muscles. The theoretical findings describe methods of surface EMG and its further use with biofeedback, which provides patients with information about physiological processes in real time, helping them to increase awareness of these processes and gain volitional control over them.

The primary aim of the study in methodological part of this diploma thesis is the evaluation of EMG biofeedback influence on chronic musculoskeletal pain. 20 participants took part in the study, 15 women and 5 men. They were divided into two groups. The participants were chosen according to the following criteria: neck pain lasting for more than 3 months and score in VAS questionnaire higher than 3. For the study were selected patients with hypertonus in m. trapezius pars descendens. People suffering from neurological problems, heart and respiratory diseases, or with structural or tumor diseases were excluded from the study. Others excluded from the study were those with visual and hearing impairment, people suffering from migraine or tension headache, people after neck or chest operations or injuries, and people suffering from mental diseases.

The efficiency of this therapy was evaluated by surface EMG of arm abduction on m. trapezius pars descendens, m. deltoideus of middle fibres and m. trapezius pars ascendens while sitting. Particular muscles were chosen for this study and we examined the activity start time, activity level and deactivation time. These modalities were compared between the group of patients with EMG biofeedback

before and after the therapy and in the group of patients without biofeedback before and after the therapy.

The results show that no statistically important differences between the two groups of patients have been found considering and comparing the activity start times, activity levels and deactivation times.

This study did not prove the efficiency of EMG biofeedback therapy in patients with chronic musculoskeletal pain, whose origin is not associated with structural or neurological disorder.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ahamed, N. U., Rahaman S., Algahtani, M., Altwijri, O., Ahmed, N., & Sundaraj, K. (2015). *Relation between EMG signal activation and time lags using feature analysis during dynmic contraction*. Advanced Informatics: Concepts, theory and applications 1-4. Conference: 2nd International Conference on Advanced Informatics: Concepts, Theory and Applications. Thailand.
- Almalki, M. M., Algarni, S. S., Almansouri, B. H., & Aldowsari, M. A. (2017). Use of Smartphones, ipads, Laptops and Desktops as A Risk Factor for Non-Specific Neck Pain among Undergraduate University Students. *Egyptian Journal Of Hospital Medicine*, 69(5), 2438-2441.
- Andersen, J. H., Kaergaard, A., Frost, P., Thomsen, J. F., Bonde, J. P., Fallentin, N., Borg, V., & Mikkelsen, S. (2002). Physical, psychosocial, and individual risk factors for neck/shoulder pain with pressure tenderness in the muscles among workers performing monotonous, repetitive work. *Spine*, 27(6), 660-667.
- Ariëns G. A. M., Van Mechelen, W., Bongers, P. M., Bouter, L. M., & van der Wal, G. (2000) Physical risk factors for neck pain. *Scand. J. Work Environ Health*, 26 (1), 7-19.
- Aritzeta, A., Soroa, G., Balluerka, N., Muela, A., Gorostiaga, A., & Aliri, J. (2017). Reducing Anxiety and Improving Academic Performance Through a Biofeedback Relaxation Training Program. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 42(3), 193-202.
- Babu, A. S., Mathew, E., Danda, D., & Prakash, H. (2007). Management of patients with fibromyalgia using biofeedback: a randomized control trial. *Indian Journal Of Medical Sciences*, 61(8), 455-461.
- Bansevicus, D., & Sjaastad, O. (1996). Cervicogenic headache: The influence of mental load on pain level and EMG of shoulder-neck and facial muscles. *Headache*, 36(6), 372-378.
- Basmajian, J. V. (1989). *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bednařík, J., & Kadaňka, Z. (2006). *Bolesti v zádech*. Praha: Tigris.

- Bednaříková, M. (2013): *Použití české verze dotazníku Neck Disability Index u pacientů s bolestmi krční páteře*. Magisterská práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Bednaříková, M., & Opavský, J. (2014). Česká verze dotazníku Neck Disability Index a její použití u pacientů s bolestmi krčního úseku páteře. *Rehabilitace A Fyzikální Lékařství*, 21(4), 180-186.
- Blanpied, P. R., Gross, A. R., Elliot, J. M., Lee Devaney, L., Clewley, D., Walton, D. M., & Robertson, E. K. (2017). Neck Pain: Revision 2017. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(7), A1-A52.
- Boadella, D. (2013). *Wilhelm Reich: průkopník nového myšlení*. Praha : Malvern. Retrieved 15.8.2018 from World Wide Web <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cat03959a&AN=upol.0132244&authtype=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Boudreau, S. A., & Falla, D. (2014). Chronic neck pain alters muscle activation patterns to sudden movements. *Experimental Brain Research*, 232(6), 2011-2020.
- Brabcová D., Kantnerová H., & Kohout J. (2016). Souvislost stresu a psychoneurotických symptomů a rysů s bolestmi krční páteře. *Rehabilitace A Fyzikální Lékařství*, 23(4), 202-208.
- Burget, N. (2015). Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(2), 70-78.
- Carroll, L. J., Haldeman, S., Guzman, J., Nordin, M., Hurwitz, E. L., van der Velde, G., & Hogg-Johnson, S. (2008). *Course and Prognostic Factors for Neck Pain in Whiplash-Associated Disorders (WAD): Results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders*. Retrieved 15. 8. 2018 from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edsair&AN=edsair.od908b556e80cd8035ca1be974cf637372f54&authtype=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Sudbury, Mass.: Jones and Bartlett Publishers.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal Of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C.J. (2006). *Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley Publisher. University of Wisconsin–Madison.

- Dosoudilová, V. (2014). *Hodnocení aktivity vybraných svalů dolní končetiny pomocí poly-EMG během excentrické kontrakce před a po zátěži u fotbalistů žákovských kategorií*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Dozza, M. (2006). *Biofeedback systems for human postural control*. Dizertační práce. Universia di Bologna.
- Dozza, M., Wall, C., Peterka, R. J., Chiari, L., & Horak, F. B. (2007). Effects of practicing tandem gait with and without vibrotactile biofeedback in subjects with unilateral vestibular loss. *Journal Of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 17(4), 195-204.
- Dupalová, D., & Zaatari, A. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie - poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace A Fyzikální Lékařství*, 22(1), 26-30.
- Dvořák, J., & Čmiel, V. (2014). EEG biofeedback – návrh a realizace v prostředí LabVIEW. *Elektrorevue*, 16(2), 1213-1539.
- Falla, D. (2004). Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. *Manual Therapy*, 9(3), 125-133.
- Falla, D., Bilenkij, G., & Jull, G. (2004). Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine*, 29(13), 1436–1440. Retrieved 30.8.2018 from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edswsc&AN=000222461200010&authtype=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Falla, D., Farina, D., Dahl, M. K., & Graven-Nielsen, T. (2007). Muscle pain induces task-dependent changes in cervical agonist/antagonist activity. *Journal of Applied Physiology*, 102(2), 601-609.
- Fanavoll, R., Nilsen, T. I., Holtermann, A., & Mork, P. J. (2016). Psychosocial work stress, leisure time physical exercise and the risk of chronic pain in the neck/shoulders: Longitudinal data from the Norwegian HUNT Study. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 29(4), 585-595.
- Gaffney, B., Maluf, K., & Davidson, B. (2016). Evaluation of Novel EMG Biofeedback for Postural Correction During Computer Use. *Applied Psychophysiology & Biofeedback*, 41(2), 181-189.
- Garnier, K., & Köveker, K. (2009). Reliability of test measuring transversus abdominis muscle recruitment with a pressure biofeedback unit. *Physiotherapy*, 95(1), 8-14.

- Gemmell, H., Miller, P., & Nordstrom, H. (2008). Original paper: Immediate effect of ischaemic compression and trigger point pressure release on neck pain and upper trapezius trigger points: A randomised controlled trial. *Clinical Chiropractic*, *11*, 30-36.
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal Of Neuroengineering & Rehabilitation*, *10(1)*, 1-11.
- Häuser, W., Bernardy, K., & Glombiewski J. A. (2013). *Efficacy of EMG- and EEG-Biofeedback in Fibromyalgia Syndrome: A Meta-Analysis and a Systematic Review of Randomized Controlled Trials*. Retrieved 10.7.2018 from the World Wide Web: from:<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edsair&AN=edsair.dedup.wf.001..ce45f5582cf7a3cdce951d69bb877478&authtype=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Hendershot, B., Bazrgari, B., Muslim, K., Toosizadeh, N., Nussbaum, M.A., & Madigan, M.L. (2011). Disturbance and recovery of trunk stiffness and reflexive muscle responses following prolonged trunk flexion: influences of flexion angle and duration. *Clinical Biomechanics*, *26 (3)*, 250-256.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10(4)*, 361-374.
- Hermens, H. J., & Hutten, M. M. R. (2002). Muscle activation in chronic pain: its treatment using a new approach of myofeedback. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *30 (4-5)*, 325–336.
- Hodges, P. W. (2011). Review: Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*, 220-228.
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *101(6)*, 511-519.
- Holtermann, A., Søgaard, K., Christensen, H., Dahl, B., & Blangsted, A. K. (2008). The influence of biofeedback training on trapezius activity and rest during occupational computer work: a randomized controlled trial. *European Journal Of Applied Physiology*, *104(6)*, 983-989.

- Chen, Y., Huang, X., Chien, C., & Cheng, J. (2017). The Effectiveness of Diaphragmatic Breathing Relaxation Training for Reducing Anxiety. *Perspectives in Psychiatric Care*, 53(4), 329-336.
- Choi, L. Y., Kim, K. B., Hwang, P. Y., Moon, K. O., & Choi, S. W. (2015). Effects of isometric exercise using biofeedback on maximum voluntary isometric contraction, pain, and muscle thickness in patients with knee osteoarthritis. *Journal of physical therapy science*, 27(1), 149-153.
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B. I., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(9), 12431-12466.
- Chung, J. W., Yeom J. W., & Lee, K. B. (2015). The Effects of EMG Biofeedback Training on Shoulder Pain and Muscle Tone of Upper Trapezius in Patients with Spinal Cord Injury. *Neurotherapy*, 19(1), 25-30.
- Chung, S. H., & Giuliani, C. H. (1997). Within and between session consistency of electromyographic temporal patterns of walking in non-disabled older adults. *Gait and Posture*, 6(2), 110-118.
- Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků.
- Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Johansson, H., Sjolander, P., Djupsjobacka, M., Bergenheim, M., & Pedersen, J. (1999). Pathophysiological mechanisms behind work-related muscle pain syndromes. *American Journal of Industrial Medicine*, 36(1), 104-106.
- Johansson, H., & Sojka, P. (1991). Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: A hypothesis. *Medical Hypotheses*, 35(3), 196-203.
- Kamarádová, D., Praško, J., Látalová, K., Ocisková, M., Grambal, A., Sigmundová, Z., Švancara, J. (2016). Validation of Czech version of Beck Anxiety Inventory. *Česká a Slovenská Psychiatrie*, 112(4), 153-158.
- Kaltofen, K. (2008). Degenerativní onemocnění krční páteře a možnosti chirurgické léčby. *Neurologie Pro Praxi*, 9(3), 140-144.
- Kapandji, I. A. (2008). *The Physiology of the Joints. Volume 3 - The Trunk and the Vertebral Column*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

- Kasman, G. S., Barton, L., Wolf, S. L., & Cram, J. R. (2004). *Clinical applications in surface electromyography: chronic musculoskeletal pain*. Gaithersburg, MA : An Aspen Publication.
- Keleman S. (2005). *Anatomie emoci: struktury lidské zkušenosti*. Praha, Portál.
- Kerdoncuff, V., Durufle, A., Petrilli, S., Nicolas, B., Robineau, S., Lassalle, A., & Gallien, P. (2004). [Interest of visual biofeedback training in rehabilitation of balance after stroke]. *Annales De Readaptation Et De Medecine Physique: Revue Scientifique De La Societe Francaise De Reeducation Fonctionnelle De Readaptation Et De Medecine Physique*, 47(4), 169-176.
- Kim, S., Roth, W. T., & Wollburg, E. (2015). Effects of therapeutic relationship, expectancy, and credibility in breathing therapies for anxiety. *Bulletin of Menninger Clinic*, 79(2), 116-130.
- Knotek, P. (2010). Psychologické procesy při chronické bolesti, jejich struktura a dynamika. *Československá Psychologie*, (6), 546-563.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. *A practical introduction to Kinesiological Electromyography*. Retrieved 15.12.2017 from World Wide Web: <http://www.noraxon.com/downloads/educational.php3>
- Kopřivová J., & Mlček M. (2008). EEG Biofeedback a jeho využití v klinické praxi. *Psychiatrie*, 12(1), 10-17.
- Krahulec, P. (2003). Rehabilitace svalů pánevního dna. *Lékařské listy*, 26(1),30-42.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*, Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lang, J., Ochsmann, E., Kraus, T., & Lang, J. W. (2012). Psychosocial work stressors as antecedents of musculoskeletal problems: A systematic review and meta-analysis of stability-adjusted longitudinal studies. *Social Science & Medicine*, 75(7), 1163-1174.
- Latash, M. L. (2012). *Fundamentals of motor control*. London ; Waltham, Mass. ; San Diego, Calif. : Elsevier Academic Press. Retrieved 10.7.2018 from World Wide Web:<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cat03959a&AN=upol.0081556&authtype=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Leistad, R. B., Sand, T., Westgaard, R. H., Nilsen, K. B., & Stovner, L. J. (2006). Stress-induced pain and muscle activity in patients with migraine and tension-type headache. *Cephalalgia*, 26(1), 64-73.

- Leon - Hernandez, J. V., Fernandez-Carnero, J., Martin-Pintado-Zugasti, A., Frutos, L. G., Alguacil-Diego, I. M., & de la Llave-Rincon, A. I. (2016). Immediate and short-term effects of the combination of dry needling and percutaneous TENS on post-needling soreness in patients with chronic myofascial neck pain. *Brazilian Journal Of Physical Therapy*, 20(5), 422-431.
- Lewis, A., Kitamura, T., & Bayler, J. I. L. (2004). The classification of shoulder instability: new light through old windows! *Current Orthopaedics*, 18, 97-108.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika.
- Linton S.J. (2000). A review of psychological risk factors in back and neck pain. *Spine*, 25 (9), 1148-1156.
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The pain-adaptation model: A discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 69(5), 683-694.
- Meisingset, I. (2016). *Motion, Motor Control and Psychological Factors in Neck Pain Doctoral dissertation*, Norwegian University of Science and Technology, Trondheim, Norway. Retrieved 25.8.2018 from World Wide Web https://brage.bibsys.no/xmlui/bitstream/handle/11250/2429688/Ingebrigt%20Meisingset_PhD.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce - I. část. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 21(3), 151-162.
- Moseley, G. L., & Flor, H. (2012). Targeting Cortical Representations in the Treatment of Chronic Pain. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 26(6), 646-652.
- Nederhand, M. J., Ijzerman, M. J., Hermens, H. J., Baten, C. T., & Zilvold, G. (2000). Cervical muscle dysfunction in the chronic whiplash associated disorder grade II (WAD-II). *Spine*, 25(15), 1938-1943.
- Novotný, M., Šlepecký, & M., Haase, J. (2009). Využití EEG biofeedbacku v psychiatrické praxi. *Psychiatrie pro praxi*, 10(5), 223-225.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.

- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389.
- Peper, E. et.al. (1997). Peak performance training with electrodermal biofeedback 1. The biofeedback federation of Europe. Retrieved 15.12.2017 from the Worl Wide Web: <http://www.bfe.org/protocol/pro12eng1.htm>
- Perry, J. (199). *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. New York: Slack Incorporated.
- Peterson, B. W. (2004). Section IX: Current approaches and future directions to understanding control of head movement. *Progress in Brain Research*, 143, 367-381.
- Preston, J., Brick, N., & Landi, N. (2013). Ultrasound biofeedback treatment for persisting childhood apraxia of speech. *American journal of speech - language pathology*, 22(4), 627-643.
- Price, D. D. (1999). Progress in pain research and management. *Psychological mechanisms of pain and analgesia*, (15), 1-264.
- Ptáček, R., & Novotný, M. (2017). *Biofeedback v teorii a praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Ptáček, R. (2005). Možnosti a meze biofeedbacku. *Lékařské listy*, 40(14), 23-34.
- Radovanovic, D., Peikert, K., Lindström, M., & Domellöf, F. P. (2015). Sympathetic innervation of human muscle spindles. *Journal of Anatomy*, 226(6), 542-548.
- Raudenská, J. (2012). Model kognitivně-behaviorální terapie u dospělých pacientů s chronickými bolestivými stavy nenádorové etiologie. *Československá Psychologie*, 56(5), 473-483.
- Riley, J.L., & Wade J.B. (2005). Psychological and dermografic factors that modulate the different stages and dimensions of pain. *Progress in pain Research and Management*, 29(1), 19-41.
- Reed, D., Cathers, I., Halaki, M., & Ginn, K. A. (2016). Original article: Does changing the plane of abduction influence shoulder muscle recruitment patterns in healthy individuals? *Manual Therapy*, 21, 63-68.
- Rodová, D. (2002). *Hodnocení činnosti kosterního svalstva povrchovou elektromyografií*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Sangngoen, W., Sroykham, W., Khemthong, S., Jalayondeja, W., Kajornpredanon, Y., & Thanangkul, S. (2012). Effect of EMG biofeedback on muscle activity in computer work. *The 5th 2012 Biomedical Engineering International Conference, Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 1*.

- SENIAM – Project Management Group (1999). Retrieved 15.12.2017 from the World Wide Web: <http://www.seniam.org>
- Schwartz, M. S., & Andrasik, F. (2016). *Biofeedback: A practitioner's guide*. New York: Guilford Press.
- Simons, D. G., Simons, L. S., Travell, J. G., Abeloff, D., & Lee, J. (1999). *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sjøgaard, G., Sjøgaard, K., Hermens, H. J., Sandsjö, L., Laübli, T., Thorn, S., & Merletti, R. (2006). Neuromuscular assessment in elderly workers with and without work related shoulder/neck trouble: The NEW-study design and physiological findings. *European Journal of Applied Physiology*, 96(2), 110-121.
- Smékal, D., Burianová, K., Zdařilová, E., Uhlíř, P., Kolisko, P., & Přidalová, M. (2006). *Funkční hodnocení pohybového systému v kinantropologických studiích*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Smékal, D. (2007): *Kineziologické aspekty vstávání ze sedu pro rehabilitační a fyzioterapeutickou praxi*. Dizertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A Guide for Use and Interpretation of kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 80(5), 485-498.
- Subbalakshmi, N. K., Adhikari, P., & Shanmugavel Jeganathan, P. (2014). Comparative study on cardiac autonomic modulation during deep breathing test and diaphragmatic breathing in type 2 diabetes and healthy subjects. *Journal of Diabetes Investigation*, 5(4), 456-463.
- Tate, J. J., & Milner C. E. (2010). Real-Time Kinematic, Temporospacial, and Kinetic Biofeedback During Gait Retraining in Patients: A Systematic Review, *Physical Therapy*, 90 (8), 1123-1134.
- Teasell, R. W., Bhogal, S. K., Foley, N. C., & Speechley, M. R. (2003). Gait retraining post stroke. *Topics In Stroke Rehabilitation*, 10(2), 34-65.
- Trojan, S., Votava, J., Druga, R., & Pfeiffer, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Van Vlijet, P. M., & Wulf, G. (2006). Extrinsic biofeedback for motor learning after stroke: What is the evidence? *Disability and Rehabilitation*, 28, 831-840.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (1995). *Přehled klinických metod vyšetření stoje a funkčních testů páteře*. Olomouc: Vydavatelství UP.

- Vedsted, P., Søgaard, K., Blangsted, A. K., Madeleine, P., & Sjøgaard, G. (2011). Biofeedback effectiveness to reduce upper limb muscle activity during computer work is muscle specific and time pressure dependent. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 49-58.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Vlčková, E., & Bednařík, J. (2017). Současný pohled na kontraindikace a komplikace elektromyografie. *Česká A Slovenská Neurologie A Neurochirurgie*, 80(1), 43-48.
- Wang, T., Chang, C., Lou, M., Ao, M., Liu, C., Liang, S., & Tung, H. (2014). Biofeedback Relaxation for Pain Associated With Continuous Passive Motion in Taiwanese Patients After Total Knee Arthroplasty. *Research in Nursing & Health*, 38(1), 39-50.
- Yanac Paredes, E. I. (2010). *Hodnocení svalové aktivity v lumbopelvifemorální oblasti v modelových pohybových aktivitách pomocí povrchové elektromyografie*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Yucha, C., & Montgomery, D. (2008). Evidence- based practise in biofeedback and neurofeedback. *Applied psychophysiology and biofeedback*, 41(4). 390-441.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 2. 2. 2018 byl projekt diplomové práce
autorky **Bc. Karolíny Potěšilové**

s názvem **Vliv terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku na svalovou
aktivitu vybraných svalů u osob s nespecifickými bolestmi krční páteře**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **21 / 2018**

dne: **19. 3. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující
lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické
komise.**

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2. Formulář informovaného souhlasu předložený probandům před zahájením studie

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv terapie pomocí elektromyografického biofeedbacku na svalovou aktivitu vybraných svalů u osob s nespecifickými bolestmi krční páteře

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

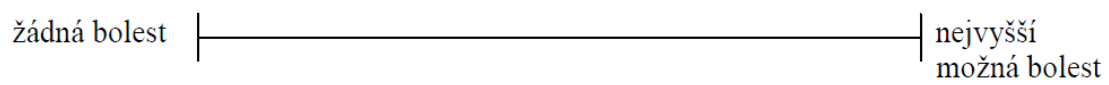
Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. VAS – vizuální analogová škála bolesti (Opavský, 2011).

VIZUÁLNÍ ANALGOVÁ ŠKÁLA (VAS)



Příloha 4. Protokol pro záznam vstupního a výstupního vyšetření

Vstupní vyšetření

Jméno:

Věk:

Anamnéza:

Rodinná anamnéza:

Osobní anamnéza:

Sociální anamnéza:

Pracovní anamnéza:

(Gynekologická anamnéza):

NO:

Aspekce:

Ze zadu:

Z boku:

Zepředu:

Dechový stereotyp:

Olovnice:

Z boku: norma patologie -

Ze zadu: norma patologie -

Zepředu: norma patologie-

Tlakový algometr: vzdálenost C7-acromion:cm; tolerance:N

Přítomnost reflexních změn:

m. trapezius	bez RZ	TrP_	taut band	tender point
m. levator scapulae	bez RZ	TrP	taut band	tender point
m. SCM	bez RZ	TrP	taut band	tender point
krátké extensory šije	bez RZ	TrP	taut band	tender point
mm. scaleni	bez RZ	TrP	taut band	tender point
m. pectoralis major	bez RZ	TrP	taut band	tender point
m. pectoralis minor	bez RZ	TrP	taut band	tender point

Neurologické vyšetření:

čítí: anestezie hypestezie norma hyperestezie

kompresní test na foramina intervertebralia: pozitivní negativní

bicipitový reflex: areflexie hyporeflexie norma hyperreflexie

tricipitový reflex: areflexie hyporeflexie norma hyperreflexie

Rozsahy aktivního pohybu:

Cp	FLX			
	EXT			
	Lateroflexe vpravo		Lateroflexe vlevo	
	Rotace vpravo		Rotace vlevo	
RAK	Abdukce PHK		Abdukce LHK	
	Flexe PHK		Flexe LHK	

Pohybové stereotypy:

Stereotyp FLX Cp: norma patologie -

Stereotyp ABD RAK: norma patologie -

Funkční testy:

Čepojova vzdálenost:cm

Ottova inklináční vzdálenost:cm

Ottova reklinační vzdálenost:cm

Výstupní vyšetření

Jméno:

Věk:

Aspekce:

Zezadu:

Z boku:

Zepředu:

Dechový stereotyp:

Olovnice:

Z boku: norma patologie -

Zezadu: norma patologie -

Zepředu: norma patologie-

Tlakový algometr: vzdálenost C7-acromion:cm; tolerance:N

Přítomnost reflexních změn:

m. trapezius	bez RZ	TrP_	taut band	tender point
m. levator scapulae	bez RZ	TrP	taut band	tender point
m. SCM	bez RZ	TrP	taut band	tender point
krátké extensory šíje	bez RZ	TrP	taut band	tender point
mm. scaleni	bez RZ	TrP	taut band	tender point
m. pectoralis major	bez RZ	TrP	taut band	tender point
m. pectoralis minor	bez RZ	TrP	taut band	tender point

Neurologické vyšetření:

čítí: anestezie hypestezie norma hyperstezie

kompresní test na foramina intervertebralia: pozitivní negativní

bicipitový reflex: areflexie hyporeflexie norma hyperreflexie

tricipitový reflex: areflexie hyporeflexie norma hyperreflexie

Rozsahy aktivního pohybu:

Cp	FLX			
	EXT			
	Lateroflexe vpravo		Lateroflexe vlevo	
	Rotace vpravo		Rotace vlevo	
RAK	Abdukce PHK		Abdukce LHK	
	Flexe PHK		Flexe LHK	

Pohybové stereotypy:

Stereotyp FLX Cp: norma patologie -

Stereotyp ABD RAK: norma patologie -

Funkční testy:

Čepojova vzdálenost:cm

Ottova inklináční vzdálenost:cm

Ottova reklinační vzdálenost:cm

Příloha 5. Dotazník Neck Disability Index -NDI (Bednaříková, 2013)

NECK DISABILITY INDEX (NDI)

Jméno a příjmení _____ Datum _____ Skóre _____

Oddíl 1 – Intenzita bolesti

V tomto okamžiku nemám žádnou bolest.

V tomto okamžiku je bolest mírná.

V tomto okamžiku je bolest středně silná.

V tomto okamžiku je bolest dost silná.

V tomto okamžiku je bolest velice silná.

V tomto okamžiku je bolest nejhorší, jakou si dovedu představit.

Oddíl 2 – Péče o vlastní osobu (umývání, oblékání)

Mohu se o sebe postarat normálně, bez vyvolání bolesti.

Mohu se o sebe postarat normálně, ale způsobuje (vyvolává) mi to bolest.

Péče o vlastní osobu je bolestivá a jsem při ní pomalý a opatrný.

Potřebuji určitou pomoc, ale většinu péče o vlastní osobu zvládám.

Potřebuji pomoc každodenně ve většině úkonů péče o vlastní osobu.

Neobléknu se, umývám se s obtížemi a zůstávám na lůžku.

Oddíl 3 – Zvedání

Mohu zvedat těžké předměty/věci bez bolesti (bez vyvolání bolesti).

Mohu zvedat těžké předměty/věci, ale způsobuje (vyvolává) mi to bolest.

Bolest mi brání ve zvedání těžkých předmětů/věcí z podlahy, ale mohu to zvládnout, pokud jsou vhodně umístěny (např. na stole).

Bolest mi brání ve zvedání těžkých předmětů/věcí z podlahy, ale mohu zvládnout zvedání lehkých nebo středně těžkých předmětů/věcí, pokud jsou vhodně umístěny.

Mohu zvedat jen lehké věci/předměty.

Nemohu zvedat nebo nosit vůbec nic.

Oddíl 4 – Čtení

Mohu číst, kolik chci, bez bolesti šíje (krční páteře).

Mohu číst, kolik chci, s mírnou bolestí šíje (krční páteře).

Mohu číst, kolik chci, se středně silnou bolestí šíje (krční páteře).

Nemohu číst, kolik chci, kvůli středně silné bolesti šíje (krční páteře).

Mohu číst jen s obtížemi kvůli silným bolestem šíje (krční páteře).

Nemohu číst vůbec.

Oddíl 5 – Bolesti hlavy

Nemám vůbec bolesti hlavy.

Mám občas mírné bolesti hlavy.

Mám občas středně silné bolesti hlavy.

Mám středně silné bolesti hlavy, které přicházejí často.

Mám silné bolesti hlavy, které přicházejí často.

Mám bolesti hlavy téměř pořád.

Oddíl 6 – Soustředění

Mohu se plně soustředit, když chci, a to bez obtíží.
Mohu se plně soustředit, když chci, ale s malými obtížemi.
Mám určité obtíže, když se chci soustředit.
Mám značné obtíže, když se chci soustředit.
Mám výrazné obtíže, když se chci soustředit.
Nemohu se vůbec soustředit.

Oddíl 7 – Práce

Mohu dělat tolik, kolik chci.
Mohu dělat svou obvyklou práci, ale nic více.
Mohu dělat většinu svých obvyklých prací, ale nic více.
Nemohu dělat (vykonávat) svou obvyklou práci.
Mohu stěží dělat vůbec nějakou práci.
Nemohu dělat vůbec žádnou práci.

Oddíl 8 – Řízení

Mohu řídit automobil bez bolestí šíje (krční páteře).
Mohu řídit automobil, jak dlouho chci, ale s malými bolestmi šíje (krční páteře).
Mohu řídit automobil, jak dlouho chci, ale se středně silnými bolestmi šíje (krční páteře).
Nemohu řídit automobil, jak dlouho chci, kvůli středně silným bolestem šíje (krční páteře).
Mohu řídit automobil jen stěží kvůli silným bolestem šíje (krční páteře).
Nemohu svůj automobil řídit vůbec.

Oddíl 9 – Spánek

Nemám žádné potíže se spaním.
Můj spánek je lehce narušen (méně než 1 hodina nespavosti).
Můj spánek je mírně narušen (1-2 hodiny nespavosti).
Můj spánek je dosti („středně“) narušen (2-3 hodiny nespavosti).
Můj spánek je výrazně narušen (3-5 hodin nespavosti).
Můj spánek je úplně narušen (5-7 hodin nespavosti).

Oddíl 10 – Volnočasové aktivity (zájmy)

Jsem schopen provozovat všechny své volnočasové aktivity/rekreační aktivity/zájmy zcela bez bolestí šíje (krční páteře).
Jsem schopen provozovat všechny své volnočasové aktivity/rekreační aktivity/zájmy s určitými bolestmi šíje (krční páteře).
Jsem schopen provozovat většinu svých obvyklých volnočasových aktivit/rekreačních aktivit/zájmů, ale ne všechny, a to kvůli bolestem šíje (krční páteře).
Jsem schopen provozovat jen několik svých obvyklých volnočasových aktivit/rekreačních aktivit/zájmů, a to kvůli bolestem šíje (krční páteře).
Jsem stěží schopen provozovat jakékoliv volnočasové aktivity/rekreační aktivity/zájmy, a to kvůli bolestem šíje (krční páteře).
Nemohu provozovat vůbec žádné volnočasové aktivity/rekreační aktivity/zájmy.

Příloha 6. Dotazník Beck Anxiety Inventory - BAI (Kamarádová et. al., 2016)

Beck Anxiety Inventory

Iniciály: muž x žena Věk:

Datum:

Níže je uveden seznam běžných symptomů úzkosti. Přečtěte si, prosím, pozorně každou položku. Označte, do jaké míry Vás jednotlivé symptomy obtěžovaly během uplynulého týdne včetně dneška, zaškrtnutím příslušného okénka.

	<u>vůbec</u>	<u>Mírně</u> moc mě to neobtěžovalo	Středně bylo to nepříjemné, ale snesitelné	<u>velmi</u>
mravenčení nebo mrtvění				
pocit horka				
vratkost nohou				
neschopnost odpočinku				
strach z nejhorší události				
závrať nebo pocit na omdlení				
bušení srdce, zrychlený dech				
neklid				
zděšení				
nervozita				
pocit dušnosti				
chvění rukou				
třes				
strach ze ztráty kontroly				
namáhavé dýchání				
strach ze smrti				
panika				
trávicí potíže, bolesti břicha				
malátnost				
zarudnutí v obličeji				
pocení				