

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

PROLONGOVANÝ EFEKT REDCORD STIMULY NA TIMING VYBRANÝCH SVALŮ
RAMENNÍHO PLETENCE

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Eva Večeřová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Eva Večeřová

Název diplomové práce: Prolongovaný efekt Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Lidské tělo je v běžném životě vystavováno vibracím velmi často a reakce organismu záleží na směru, délce působení a intenzitě vibrací. V posledních letech se však objevují důkazy o pozitivních účincích vibrací na neuromuskulární systém a možnosti jejich využití v rehabilitaci. Redcord Stimula je mechanické vibrační zařízení patentované firmou Redcord produkující vibrace o různých frekvencích. Kombinace cvičení v závěsném systému Redcord, spolu s aplikací vibrací je unikátní spojení různých technik s cílem dosažení požadovaného efektu. Cílem této práce bylo zhodnotit prolongovaný efekt Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci pomocí závěsného systému Redcord. Výzkumný soubor byl tvořen 15 zdravými probandy s průměrným věkem 23 let a jednou pacientkou se subakromiální bursitidou, ve věku 73 let. Pacientka a 4 probandi z výzkumného souboru podstoupili sérii cvičení s Redcord Stimulou produkující vibrace o frekvenci 30 Hz. Výsledky studie ukázaly, že po ukončení sérií 4 terapií, dochází u zdravých jedinců k většímu výskytu synchronní aktivace vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny nebo dochází ke zkrácení časových rozestupů v zapojení při vykonávaném pohybu do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. Po sérii cvičení byl také změněn timing testovaných svalů. U zdravých jedinců i u pacientky se subakromiální bursitidou byl pozorován určitý trend v zapojování vybraných svalů do aktivity. U 3 z 8 svalů došlo ke shodnému umístění v pořadí zapojovaných svalů.

Klíčová slova: Redcord Stimula, vibrace, ramenní pletenec, povrchová elektromyografie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Eva Večeřová

Title of the master thesis: Prolonged effect of Redcord Stimula on timing of selected muscles of shoulder girdle

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract: In everyday life the human body is very often exposed to various types of vibration and the body's reaction to this depends on the direction, duration and intensity of the vibration. In the past few years there have been proofs of the positive effects of vibrations on the neuromuscular system and various ways of their use in rehabilitation. Redcord Stimula is a mechanical vibration device, patented by the company Redcord, sending vibrations of different frequencies. The combination of exercises in the suspension system Redcord, together with the application of vibration, creates a unique combination of various techniques to reach the desired effect. The goal of this thesis was to evaluate the prolonged effect of Redcord Stimula on the timing of various muscles of the shoulder girdle when being positioned to flexion in the shoulder joint in the closed kinematic chain, through the suspension Redcord system. The research sample group consisted of 15 healthy probands, aged 23 on average, and one female patient with subacromial bursitis, aged 73. The elderly patient and 4 probands from the research group have undergone a series of exercise with Redcord Stimula, which was sending vibration of the 30 Hz frequency. The results of the study have shown that after 4 complete series of therapies, the healthy individuals prove a larger synchronicity of selected muscle activity in the shoulder girdle of the dominant upper limb, or shortening the intervals of employing muscles when performing a flexion movement in the shoulder joint in the closed kinematic chain. After a series of exercises, the timing of tested muscles also changed. Among the healthy patients and the patient with subacromial bursitis, it was possible to observe a certain trend of employing individual muscles into the activity. 3 out of 8 muscles proved the same position in the order of muscle activation.

Keywords: Redcord Stimula, vibration, shoulder girdle, surface electromyography

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 7. 2021

.....

Ráda bych poděkovala PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování mé diplomové práce. Mé poděkování patří také Mgr. Amr Zaatarovi, Ph.D. za ochotu a pomoc s technickým zařízením části výzkumu. Dále bych tímto chtěla vyjádřit poděkování všem účastníkům studie za ochotu a poskytnutí jejich volného času pro výzkum. Za překlad anglicky psaných textů patří velké poděkování Mgr. Evě Macháňové. Děkuji také své rodině a přátelům, kteří mě po celou dobu studia podporovali. Zvláštní poděkování patří mé kolegyni a kamarádce Bc. Sabině Průchové, se kterou jsme nejen pracovali na výzkumu, ale vždy mi byla oporou nejen v průběhu studia. Největší poděkování bych chtěla věnovat mému příteli, který stojí vždy po mém boku a je mi inspirací.

Speciální poděkování bych ráda věnovala panu Mgr. Josefu Urbanovi za jeho ochotu, laskavost a bezprostřední srdečnost. Děkuji za poskytnutí příležitosti pracovat a učit se pod jeho vedením.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	9
1 ÚVOD.....	11
2 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ.....	12
2. 1. Biomechanika a kineziologie ramenního pletence.....	12
2. 1. 1. Kloubní spojení v rámci ramenního pletence.....	12
2. 1. 1. 1. Sternoklavikulární kloub.....	12
2. 1. 1. 2. Akromioklavikulární kloub.....	13
2. 1. 1. 3. Subdeltoideální kloub	14
2. 1. 1. 4. Skapulotorakální kloub	14
2. 1. 1. 5. Glenohumerální kloub	16
2. 1. 2. Základní pohyby v ramenním kloubu.....	17
2. 1. 2. 1. Abdukce	17
2. 1. 2. 2. Addukce	19
2. 1. 2. 3. Flexe a extenze.....	19
2. 1. 2. 4. Rotace	19
2. 2. Vibrace	20
2. 2. 1. Vliv vibrací na neuromuskulární výkon	21
2. 2. 2 Celotělová vibrace	24
2. 2. 3 Lokální vibrace	26
2. 2. 4 Frekvence vibrací	27
2. 3 Neurac	28
2. 3. 1 Redcord Stimula	29
2. 4. Povrchová elektromyografie	30
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	32
3. 1. Cíle.....	32
3. 2. Dílčí cíle.....	32

3. 2 Hypotézy	33
3. 3 Výzkumné otázky.....	33
4 METODIKA	34
4. 1 Charakteristika výzkumného souboru.....	34
4. 1. 1 Informovanost účastníků výzkumu	34
4. 2 Příprava na měření	34
4. 2. 1 Anamnestický dotazník	36
4. 2. 2 Klinické vyšetření.....	36
4. 2. 2. 1 Goniometrické vyšetření a délka dominantní horní končetiny.....	36
4. 2. 2. 2 Skapulohumerální rytmus a stereotyp flexe.....	36
4. 2. 2. 3 Vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana	37
4. 2. 2. 4 Vyšetření bolestivého oblouku dle Cyriaxe.....	38
4. 2. 2. 5 Hawkins-Kennedy test.....	38
4. 2. 2. 6 Test vícesměrné instability	39
4. 3 Metodika měření	39
4. 3. 1 Povrchová elektromyografie	40
4. 3. 1. 1 Aplikace elektrod.....	40
4. 3. 2 Vlastní měření	41
4. 4 Metodika terapie.....	44
4. 5 Analýza elektromyografického záznamu.....	51
5 VÝSLEDKY	54
5. 1 Výsledky k hypotéze H_01	54
5. 2 Výsledky k výzkumné otázce č. 1	56
5. 3 Výsledky k výzkumné otázce č. 2.....	57
5. 4 Výsledky k výzkumné otázce č. 3.....	58
5. 5 Výsledky k výzkumné otázce č. 4.....	59
5. 6 Výsledky k výzkumné otázce č. 5.....	61

5. 7 Výsledky k výzkumné otázce č. 6.....	62
5. 8 Výsledky k výzkumné otázce č. 7.....	63
6 DISKUZE	65
6. 1 Diskuze k metodice	68
6. 2 Diskuze k hypotéze H_01	70
6. 3 Diskuze k výzkumné otázce č. 1	70
6. 4 Diskuze k výzkumné otázce č. 2	71
6. 5 Diskuze k výzkumné otázce č. 3	71
6. 6 Diskuze k výzkumné otázce č. 4	72
6. 7 Diskuze k výzkumné otázce č. 5	72
6. 8 Diskuze k výzkumné otázce č. 6	73
6. 9 Diskuze k výzkumné otázce č. 7	74
6. 10 Diskuze k limitům diplomové práce	74
7 ZÁVĚR	76
8 SOUHRN	79
9 SUMMARY	81
10 REFERENČNÍ SEZNAM	83
11 PŘÍLOHY	90

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

A ₁	skupina 15 zdravých probandů podstupující pouze jednorázové měření
A ₂	skupina 4 zdravých probandů podstupujících sérii rehabilitací
ABD	abdukce
AC	akromioklavikulární kloub
B	skupina tvořená pacientkou se subakromiální bursitidou
cca	přibližně
CKC	uzavřený kinematický řetězec (v anglickém jazyce closed kinematic chain)
CNS	centrální nervová soustava
CV	celotělová vibrace
EMG	elektromyografie
EX	extenze
FLX	flexe
GH	glenohumerální kloub
HK	horní končetina
LV	lokální vibrace
m.	musculus
např.	například
RP	ramenní pletenec
SC	sternoklavikulární kloub
SD	subdeltoideální kloub
ST	skapulotorakální kloub
T ₁	první terapeut
T ₂	druhý terapeut
tj.	to je
tzv.	takzvaně

VR vnitřní rotace

ZR zevní rotace

1 ÚVOD

Vibrace byly vždy známe především pro své nežádoucí účinky na lidský organismus. V poslední době jsou zjišťovány pozitivní vlivy vibrací na neuromuskulární výkon jedince a na základě těchto poznatků jsou implementovány do zdravotnického prostředí (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011).

Vnímání vibrací naším tělem je ovlivněno spoustou okolností a jedná se vždy o komplexní vjem. Vibrační stimul je člověk schopen vnímat soustavou receptorů a dalších struktur lidského těla, ale také pomocí funkčního nervového systému. Vibrace je tedy detekována ve všech etážích, od svalového vřetenka až po korovou projekci (Paráková et al., 2008).

Vibrační stimuly ve fyzioterapii nejsou jednou z nejčastěji využívaných technik, ale na mnoha pracovištích se jejich efektu využívá v různých formách. Jednou z mnoha možností vibračních zařízení je Redcord Stimula patentovaná firmou Redcord. Tento přístroj je možno umístit na lana závěsného systému Redcord a využít působení přímých vibrací, zatímco jedinec cvičí v závěsech. Účelem Redcord Stimuly je aplikace vibrací na vybrané části těla během cvičení bez bolesti s možností nastavitelné a kontrolované frekvence, úrovně aplikované energie a doby trvání (Kirkesola, 2009).

V této diplomové práci budu zkoumat, jakým způsobem dokáží vibrace ovlivňovat timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v ramenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci v závěsném systému Redcord.

2 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ

2. 1. Biomechanika a kineziologie ramenního pletence

Ramenní pletenec (RP) tvoří spojku mezi osovým orgánem a horní končetinou (HK), díky kterému je zajištěna podpůrná a zabezpečovací hybnost hrubé motoriky. Jedná se o naprosto unikátní dynamicko-statický systém. Dynamická a zároveň statická funkce může být přítomna pouze za předpokladu harmonické spolupráce komplexu svalů, vazů a kloubních spojení RP. Díky této schopnosti je člověk schopen transmise a absorpce velkých sil přicházejících z trupu nebo z vnějšího prostředí působících na HK. Jakýkoliv pohyb v rameni nelze charakterizovat jako izolovaný, ale prakticky vždy se jedná o pohyb komplexní se souhrou všech struktur ramenního pletence. Na základě funkce RP se pak HK může realizovat v rámci specifických funkcí (Janura, Míková, Krobot, & Janurová, 2004; Schenkman & Rugo de Cartaya, 1987; Véle; 2006).

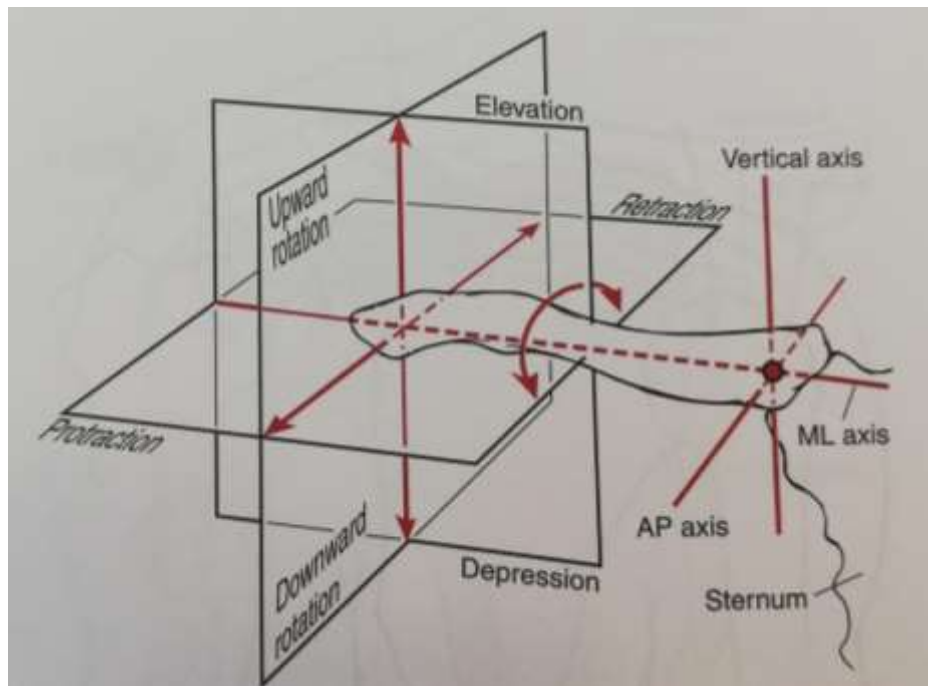
2. 1. 1. Kloubní spojení v rámci ramenního pletence

Ramenním kloubem se rozumí velmi složitý komplex, který je složen z většího množství kostí, vazů, kloubních spojů a svalů. Skládá se z lopatky, klíční a pažní kosti, které jsou mezi sebou spojeny glenohumerálním, akromioklavikulárním, sternoklavikulárním a skapulotorakálním kloubem. Véle (2006) ve své publikaci uvádí také kloub subdeltový, kterým tuto skupinu kloubních spojení doplňuje. Interakce těchto jednotlivých kloubních spojení koordinovaným způsobem vede k provedení plynulého pohybu v ramenním pletenci. (Hess, 2000; Lefèvre-Colau et al., 2018).

2. 1. 1. 1. Sternoklavikulární kloub

Sternoklavikulární (SC) skloubení se skládá z klíční kosti, sterna a horní části chrupavky prvního žebra. Kloubní plochy SC skloubení připomínají tvar koňského sedla. Jedná se o kloub složený z důvodu přítomnosti disku tvořeného vazivovou chrupavkou. Celé skloubení je opatřeno také silnými vazy, které jsou zároveň s kloubním pouzdem největšími limity pohybu v tomto kloubu. Pohyby v SC skloubení se popisují pomocí 3 stupňů volnosti. Jelikož je pohyb velmi malý, mluví se spíše o posunech v rámci určité roviny. V rovině transversální jde o retrakci a protrakci. Posun podél sagitální osy ve frontální rovině je označován jako elevace a deprese. Rotace probíhají kolem podélné osy (Obrázek 1). Pohyb v SC skloubení je vždy spojen s pohybem lopatky. Nejdůležitějším z pohybů je možnost axiální rotace klíční kosti při

pohybu HK do abdukce (ABD) (Kapandji, 2019; Kolář, 2020; Oatis, 2009; Robinson, Jenkins, Markham, & Beggs, 2008).



Obrázek 1. Osy pohybu sternoklavikulárního skloubení (Oatis, 2009, 129)

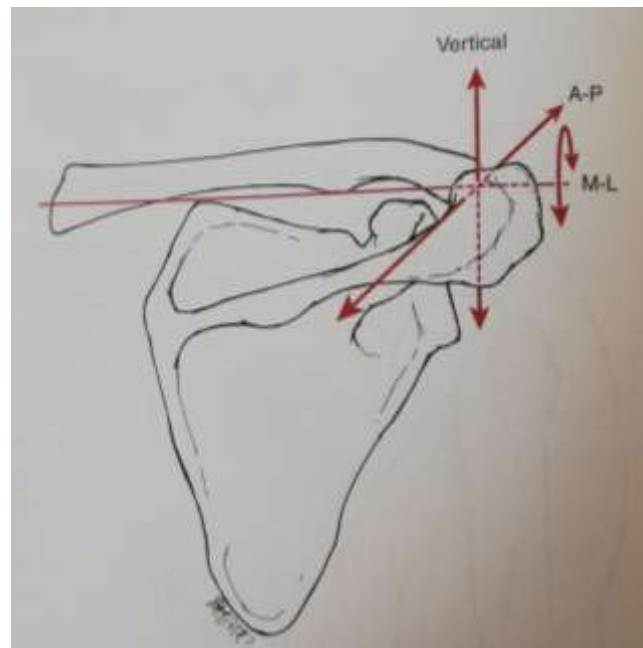
SC skloubení je také spojeno s pojmem „klavikulární rytmus“. Tento fenomén popisuje skutečnost, že na každých 10° flexe (FLX) či ABD HK (do 90°) připadají přibližně 4° elevace laterální části klíčku produkované v SC skloubení. Pokud je pohyb HK veden nad horizontálu, pohyby v SC skloubení jsou již minimální z důvodu velkého napětí ligamentum costoclaviculare, zahrnující elevaci a rotaci klíční kosti (Michalíček & Vacek, 2014).

2. 1. 1. 2. Akromioklavikulární kloub

Akromioklavikulární (AC) kloub je kloub tuhý s kloubními ploškami oválného tvaru, který spojuje akromion lopatky a laterální část klíční kosti. Pohyby v tomto kloubu jsou popisovány kolem 3 os, tudíž se jedná o kloub s 3 stupni volnosti. Jedná se o velmi malé pohyby doplňující pohyby SC skloubení. Vazy v této oblasti výrazně omezují pohyby lopatky. Lopatka se rotuje podle vertikální osy, horizontální osy ve frontální rovině a kolem horizontální osy v sagitální rovině (Obrázek 2) (Kapandji, 2019; Kolář, 2020; Oatis, 2009).

Občas se zde nachází intraartikulární disk. Existují obrovské rozdíly ve velikosti a tvaru tohoto disku. Bylo také prokázáno, že s věkem disk podléhá degeneraci již

kolem 40. roku věku a přestává být funkčním. Jeho skutečná funkčnost v kloubu je však zanedbatelná (Kolář, 2020; Mazzocca, Arciero, & Bicos, 2007).



Obrázek 2. Osy pohybu akromioklavikulárního skloubení (Oatis, 2009, 132)

2. 1. 1. 3. Subdeltoideální kloub

Subdeltoideální (SD), také subakromiální, kloub je název pro řídké vazivo a burzy vyplňující prostor mezi spodní plochou akromionu, svaly rotátorové manžety, kloubním pouzdrém a spodní plochou musculus (m.) deltoideus. Jedná se o nepravé kloubní spojení (Kolář, 2020).

Pro pohyby v tomto kloubu je klíčová subakromiální burza. Jelikož se jedná o třecí plochu, může se velmi často stát zdrojem obtíží. Při pohybu paže do ABD dochází k zvrásnění stěny této burzy, kdy může docházet k adhezím jejích stěn, jež se následně stávají zdrojem nocicepce. Jakékoliv narušení fyziologického pohybu a funkce ramenního pletence ve smyslu instability, nedostatečného pohybu lopatky, poruchy svalů rotátorové manžety a dalších, které omezují velmi důležitý skluz hlavice pažní kosti, utlačuje přítomné měkké tkáně a dochází ke vzniku patologie. (Kolář, 2020, Michalíček & Vacek, 2014; Oatis, 2009; Véle, 2006).

2. 1. 1. 4. Skapulotorakální kloub

Jedná se o tzv. nepravý kloub, jelikož spojení je realizováno pomocí vmezeřeného řídkého vaziva, které vyplňuje prostor mezi lopatkou a stěnou hrudníku a umožňuje tak

klouzavý pohyb lopatky. Neexistence kostní artikulace umožňuje obrovskou mobilitu v mnoha směrech obsahující pohyby posuvné a rotační. Velká mobilita lopatky s sebou nese ale také rizika a předurčuje tento funkční kloub k možnosti vzniku patologického pohybu. V důsledku této skutečnosti se glenohumerální kloub stává vysoce závislým na okolním svalstvu, které musí zajišťovat stabilitu a normální pohyb. Jakékoliv omezení plného rozsahu pohybu lopatky se zákonitě projeví na kinetice celého RP (Kolář, 2020; Michalíček & Vacek, 2014; Voight & Thomson, 2000).

Poloha lopatky vzhledem k hrudní stěně je zásadní pro zajištění stabilního základu pro pohyby horní končetiny. V klidové poloze svírá lopatka s frontální rovinou úhel 30°. Mobilita skapulotorakálního (ST) kloubu je vždy závislá na pohybech v SC a AC skloubeních (Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014; Mottram, 1997).

Posuvné pohyby lopatky po hrudním koši směrem kraniiální a kaudální jsou prováděné v rozsahu maximálně 10-12 cm. Během elevace lopatky dochází zákonitě k elevaci laterálního konce klíčku, což sumuje elevaci v SC a vnitřní rotaci v AC. U deprese je pohyb akcentován opět ve stejných kloubech s opačným zastoupením pohybů, tudíž deprese v SC a mírná vnitřní rotace v AC. Zároveň dochází k náklonům lopatky díky klenutému tvaru hrudníku směrem dopředu, v rozsahu až 50°, a dozadu, v rozsahu pouze 5° (Michalíček & Vacek, 2014; Seth, Matias, Veloso, & Delp, 2016).

Rotační pohyby lopatky jsou prováděné kolem osy kolmé na transverzální rovinu. Pohyby lze jednoduše popsat jako abdukci a addukci. Abdukce lopatky je umožněná spojením protrakce v SC a horizontálního posunu v AC. Laterální konec klíční kosti je posunut laterálně a výrazně anteriorně, lopatka se posouvá do sagitální roviny a výsledkem je postavení fossa glenoidalis mířící směrem anteriorně. Addukce je výsledkem retrakce SC a horizontálního posunu AC. Laterální konec klíční kosti se posouvá mediálně a posteriorně, zatímco lopatka se přesouvá do frontální roviny a fossa glenoidalis míří laterálně (Michalíček & Vacek, 2014; Seth et al., 2016).

Velikost zevní a vnitřní rotace lopatky je dána pohybem dolního úhlu směrem od páteře nebo k ní a opět je vyvolána pohyby v SC a AC. Pohyb dolního úhlu lopatky směrem od páteře je označován jako zevní rotace. Je dán elevací v SC, zevní rotací v AC, kdy laterální konec klíčku putuje do elevace a fossa glenoidalis míří kraniiálně. Dolní úhel vytočený směrem k páteři se označuje jako vnitřní rotace lopatky. Tento pohyb je složen z deprese v SC a vnitřní rotace v AC, kdy se laterální konec klíčku

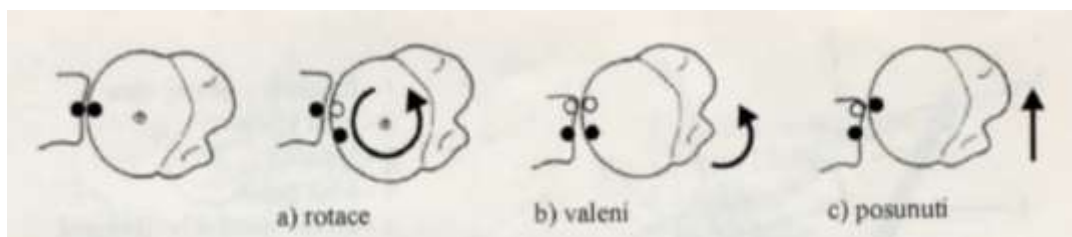
posouvá do deprese a fossa glenoidalis míří kaudálně (Lawrence, Braman, LaPrade, & Ludewig, 2014; Michalíček & Vacek, 2014).

Všechny pohyby lopatky jsou tedy kombinací podnětů přicházejících z SC a AC skloubení. SC se podílí na pohybech lopatky z větší části a to přibližně z 65 %, kdežto zastoupení AC tvoří cca 35 % (Hess, 2000; Janura et al., 2004).

2. 1. 1. 5. Glenohumerální kloub

Glenohumerální (GH) kloub je kloub kulovitý, volný s největším rozsahem pohybu ze všech kloubů lidského těla a bývá označován jako nejméně stabilní. Obrovská mobilita je umožněna díky nepoměru plochy hlavičky pažní kosti a kloubní jamky, který je 3:1 (až 4:1). Zvětšení styčné plochy až na 75 % zajišťuje vazivová chrupavka, labrum glenoidale. Významné zpevnění kloubu zajišťují korakohumerální a glenohumerální vazy (Janura et al., 2004; Kolář, 2020).

Pohyby v GH kloubu jsou možné pouze za předpokladu pohybu v dalších částech ramenního pletence. Základní pohyby mezi pažní kostí a fossa glenoidale charakterizované z hlediska biomechaniky jsou rotace, válení a posunutí (Obrázek 3). Pohyb je umožněn ve 3 stupních volnosti a tedy v 6 směrech pohybu, do flexe/extenze, abdukce/addukce a vnitřní/zevní rotace (Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014).



Obrázek 3. Pohyby v GH kloubu (Janura et al., 2004, 36)

Elevace paže je zajištěna pohyby v GH a ST kloubu. Pohyby lopatky jsou výsledkem pohybů SC a AC skloubení. Tato spojitá aktivita mezi pohybem paže, lopatky a klíční kosti v čase se nazývá skapulohumerální rytmus. Pažní kost se otáčí kolem lopatky v GH kloubu, lopatka se otáčí kolem klíční kosti v AC skloubení a klíční kost se otáčí kolem hrudní kosti v oblasti SC kloubu. Elevace paže probíhá dle skapulohumerálního rytmu v poměrovém zastoupení 2:1 ve prospěch GH kloubu. Z celkového rozsahu pohybu (180°), tak 120° připadá na kloub GH a 60° se odehrává

v ST kloubu (Hess, 2000; Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014; Yoshizaki et al., 2009).

2. 1. 2. Základní pohyby v ramenním kloubu

Svalový aparát lze rozdělovat dle směrového působení svalů na struktury ramene do 3 skupin:

1. Abduktory/flexory pažní kosti v GH – m. deltoideus, m. supraspinatus, m. corachobrachialis, dlouhá hlava m. biceps brachii
2. Skapulární svaly, které slouží jako kontrola zevní rotace a protrakce ST kloubu – m. trapezius, m. serratus anterior
3. Krátké periartikulární svalstvo rotátorové manžety zajišťující ochranu a zpevnění GH kloubu a kontrolují také jeho dynamickou stabilitu

Pohyby prováděné v rámci RP představují pečlivě řízený pohyb všech jeho komponent. Mezi základní pohyby popisované v rámci ramenního pletence patří: abdukce, flexe, extenze a rotace (Michalíček & Vacek, 2014; Schenkman & Rugo de Cartaya, 1987).

Kombinace zapojení jednotlivých svalů RP během pohybu je závislá na biomechanických faktorech, které se odvíjejí od délky a síly svalu, úhlu v kloubech, síle daného pohybu, gravitaci a mnoho dalších. (Schenkman & Rugo de Cartaya, 1987).

RP funguje jako kinematický řetězec. Pro fyziologický pohyb prováděný v RP musí být zajištěna svalová kontrola od dolních končetin, přes páteř až ke konečkům prstů. Ačkoli RP je složeno z mnoha různých segmentů, pohyb v kterémkoliv z nich může vést k pohybu v jiných segmentech lidského těla. Hodges a Richardson (1996) prokázali, že pohyb v rameni předchází aktivita stabilizačních svalů v oblasti pánve. Účinnost kinematického řetězce horních končetin je založena na koordinovaných a kombinovaných pohybech různých kloubních spojení RP. Jakýkoliv problém jednoho prvku RP ovlivní globální funkce celého řetězce. (Hess, 2000; Lefèvre-Colau et al., 2018; Schenkman & Rugo de Cartaya, 1987).

2. 1. 2. 1. Abdukce

Základní hybnou silou jsou při tomto pohybu svaly: m. deltoideus, m. supraspinatus a dlouhá hlava m. biceps brachii (Janura et al., 2004).

Deltový sval je velmi důležitým svalem pro elevaci paže jak do ABD, tak do FLX. Střední vlákna tohoto svalu dokáží vyvinout až polovinu síly potřebnou pro zvednutí paže. Největší aktivita je stanovena v rozmezí úhlu 90°-180° a maximální odolnost proti únavě mezi 45° a 90°. Funkce m. supraspinatus spočívá ve fixaci hlavice pažní kosti v jamce a umožňuje tak započítí pohybu. Jeho aktivita se uplatňuje do 90° ABD. Podíl zapojení těchto dvou svalů při ABD se liší dle jednotlivých autorů. Travell a Simons (1992) však prokázali na základě elektromyografického měření, že oba svaly jsou schopny provést ABD samostatně. Pohyb je však proveden neekonomicky. Při vzájemné funkční aktivitě a harmonickém souladu bývá dosaženo kvalitativně i kvantitativně optimálního provedení. Do 30° ABD je pohyb lopatky popisován jako minimální. Následně dochází k současnému pohybu paže, lopatky a klíční kosti, nazývanému jako skapulohumerální rytmus (viz. výše). Pohyb paže nad 90° je umožněn díky zevní rotaci pažní kosti. Rotace eliminuje kontakt velkého hrbolu pažní kosti s akromionem a korakoakromiálním vazem. Zároveň může uvolnit spodní glenohumerální vaz a zlepšit tak artikulaci hlavice pažní kosti a kloubní jamky rotací hlavice směrem anteriorně (Hess, 2000; Janura et al., 2004; Věle, 2006).

Deltový sval má tendenci při zahájení pohybu destabilizovat svým tahem GH kloub. Stabilizace pohybu hlavice pažní kosti je tedy nezbytnou podmínkou pro provedení ABD a je zajištěna pomocí svalů rotátorové manžety. M. teres minor, m. infraspinatus a m. subscapularis dokáží díky svému anatomickému průběhu táhnout hlavici humeru směrem kaudálně, což zajišťuje stálou centraci hlavice proti kloubní jamce (Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014).

Každý pohyb je nutně ovlivněn timingem svalů daného jedince, a tudíž procentuální zastoupení pohybu pro jednotlivé klouby nelze objektivně stanovit na přesnou hodnotu (Janura et al, 2004).

Pohyb směrem do ABD paže je velmi často rozdělen do jednotlivých fází pohybu. Jsou určité odlišnosti mezi autory. Věle (2006) pohyb do ABD rozděluje do čtyř fází, dle úhlu upažení. V první fázi do 45° se na pohybu podílí především m. supraspinatus. Následně v rozmezí 45°-90° převládá činnost m. deltoideus. V třetí fázi se zapojuje nejvíce m. trapezius a m. serratus anterior. Poslední fáze, od 150° do 180°, je zajištěna trupovým svalstvem a vede ke zvýšení bederní lordózy až k úklonu. Kapandji (2019) popisuje 3 fáze ABD, která je zároveň prováděna s 30° flexí v rovině lopatky. Tento kombinovaný pohyb považuje za fyziologický. První fází označuje pohyb od 0°

do 90° začínající v GH kloubu. Tato první fáze končí „zamčením“ kloubu, kdy velký hrbol pažní kosti narazí do horního okraje kloubní jamky. V rozmezí 90°-150° dochází k zevní rotaci lopatky, což nastavuje kloubní jamku směrem kraniálně. Zákonitě při pohybu lopatky musí docházet k pohybům v SC a AC skloubení. Třetí fáze (150°-180°) je umožněna pouze se souhybem páteře.

2. 1. 2. 2. Addukce

Základní hybnou silou jsou při tomto pohybu svaly: m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. teres major, krátká hlava m. biceps brachii, m. coracobrachialis a dlouhá hlava m. triceps brachii (Janura et al., 2004).

Pro provedení pohybu do addukce je zapotřebí stabilizovat lopatku za pomoci rombických svalů. V situaci nedostatečné fixace, by došlo tahem m. teres major k zevní rotaci dolního úhlu lopatky (Janura et al., 2004)

2. 1. 2. 3. Flexe a extenze

Základní hybnou silou při pohybu do flexe (FLX) jsou svaly: m. biceps brachii, m. coracobrachialis, m. pectoralis major, přední část m. deltoideus. Základní hybnou silou při pohybu do extenze (EX) jsou svaly: m. latissimus dorsi, m. teres major, dlouhá hlava m. triceps brachii a zadní část m. deltoideus (Janura et al., 2004).

Pohyb je svým průběhem velmi podobný ABD a prochází tak velmi podobnými fázemi. Véle (2006) a Kapandji (2019) se opět mírně liší v počtu fází, ale v globálním měřítku popisují pohyb identicky. První fázi FLX (0°-60°) zahajují přední vlákna m. deltoideus, m. coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major. Celý pohyb v tuto chvíli omezuje ligamentum coracohumerale a také napětí m. teres minor, m. teres major a m. infraspinatus. Druhá/třetí fáze (60°-120°) zahrnuje rotaci lopatky až 60°, čímž dochází k nastavení glenoidální jamky kraniálně a anteriorně. Dochází k axiální rotaci v SC i AC skloubení. Největší aktivita připadá v této fázi na m. trapezius a m. serratus anterior, stejně jako je tomu u ABD. V poslední fázi (120°-180°) dochází identicky jako u ABD k nutnému souhybu páteře.

2. 1. 2. 4. Rotace

Základní hybnou silou při pohybu do vnitřní rotace (VR) jsou svaly: m. teres major, m. latissimus dorsi, m. subscapularis, část m. pectoralis major a přední

část m. deltoideus. Základní hybnou silou při pohybu do zevní rotace (ZR) jsou svaly: m. infraspinatus, m. teres minor a zadní část m. deltoideus (Janura et al., 2004).

Rotační pohyby v GH kloubu jsou zákonitě spojeny také s pohybem lopatky. Komplex svalů umožňující VR paže je obecně silnější než zevní rotátory (Michalíček & Vacek, 2014).

Při VR paže dochází k protrakci lopatky díky m. subscapularis. Tento sval následně pomáhá depresi, centraci hlavice pažní kosti a zároveň jeho šlacha napomáhá stabilizací šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii (Michalíček & Vacek, 2014, Oatis, 2009).

Při opačném pohybu do ZR se lopatka retrahuje díky mm. rhomboidei, m. serratus anterior a horní části m. trapezius. M. teres minor je považován za nejvíce aktivní sval při 90° ABD pažní kosti a dokáže zastoupit až 45 % síly potřebné k provedení pohybu (Michalíček & Vacek, 2014; Oatis, 2009).

2. 2. Vibrace

Vibrace je mechanický stimulus charakterizovaný oscilujícím pohybem os. Jedná se o periodickou změnu síly, zrychlení a posunu v čase. Biomechanickými parametry určujícími její intenzitu jsou tedy amplituda (rozkmit), frekvence (kmitočet) a zrychlení. Rozsah oscilačního pohybu určuje amplitudu (posun mezi vrcholy v mm) vibrace, rychlost opakování cyklů oscilace označuje frekvenci vibrací (měřeno v Hz) a zrychlení udává velikost vibrací (Cardinale & Bosco, 2003; Pavlů & Strachotová, 2011; Rittweger, 2010).

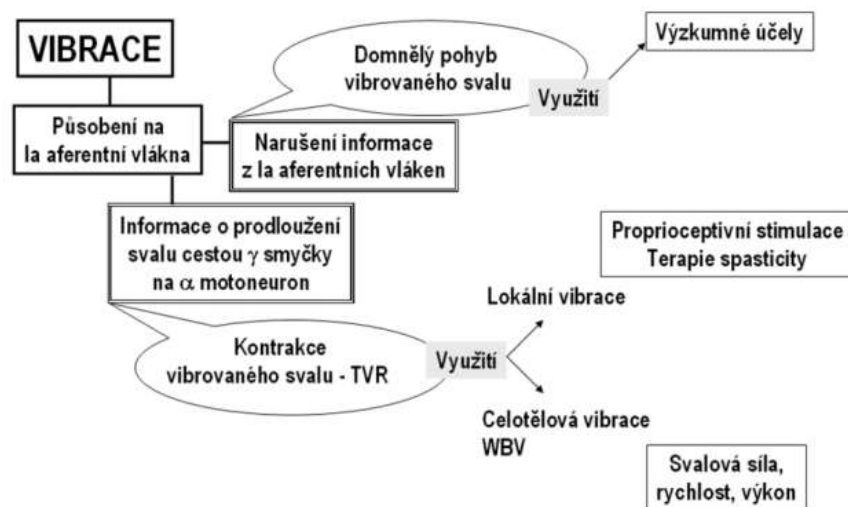
Lidské tělo je v běžném životě vystavováno vibracím velmi často, např. při jízdě dopravními prostředky nebo působením vibračních strojů/nástrojů potřebných při vykonávání povolání. Reakce organismu záleží na směru, délce působení a intenzitě vibrací. Dříve byly vibrace spojeny vždy pouze s negativními dopady na lidské tělo. V poslední době se však povědomí o účincích vibrací mění a objevují se jejich pozitivní účinky, které lze využít nejen u vrcholových sportovců, ale také v rehabilitaci (Cochrane, Stannard, Walmsely, & Firth, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011; Rittweger, 2010).

Mnoho okolností ovlivňuje vnímání působení vibrací našim organismem. Jedná se o komplexní vjem, který je zprostředkován množstvím receptorů a funkčními systémy nervového systému. Zahrnuje tak fyziologické změny v jednotlivých etážích od svalového vřetenka až po korovou projekci (Paráková et al., 2008).

Metodicky se rozlišuje lokální a celkové působení vibrací. Oba typy aplikovaných vibrací vyvolávají svou specifickou odezvu v lidském organismu a využívají se tak s různým záměrem (Obrázek 4) (Paráková et al., 2008).

Lokálními vibracemi (LV) lze vyvolat kontrakci stimulovaného svalu (tonický vibrační reflex), lze ovlivňovat vnímání polohy končetiny těla na kortikální úrovni nebo lze experimentálně testovat propiocepci. Celotělové vibrace (CV) jsou v dnešní době velkým trendem a slibují zlepšení svalové síly, rychlosti a koordinace pohybu. Nicméně ze studií vyplývá, že je využití CV problematické a naopak při dlouhodobé aktivaci může zvyšovat riziko poškození zdraví jedince (Alam, Khan, & Farooq, 2018; Paráková et al., 2008).

Jednoduché schéma působení vibrací a jejich využití je znázorněno na následujícím obrázku 4. Podrobnější působení vibrací na lidský organismus je popsáno v následujících kapitolách.



Obrázek 4. Využití vibrace v klinice pohybových poruch (Paráková et al., 2008, 16)

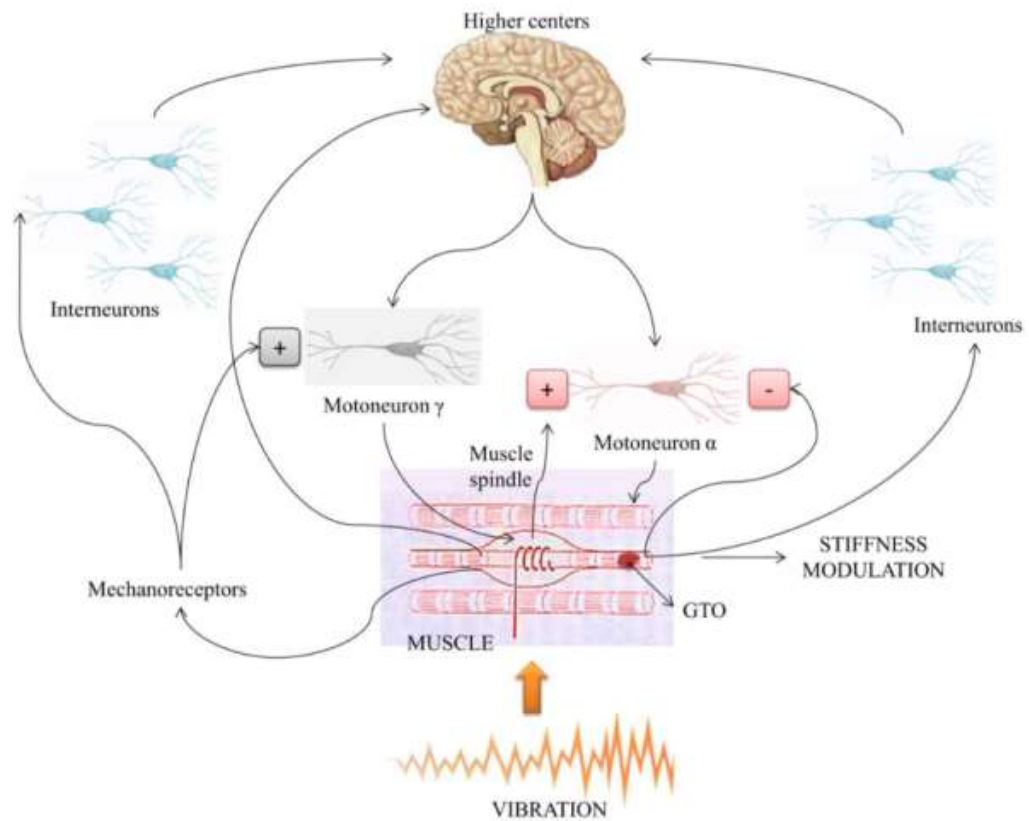
2. 2. 1. Vliv vibrací na neuromuskulární výkon

Aktivace svalů pomocí vibrací může vyvolat zlepšení síly a celkového silového výkonu, stejně jako je tomu u silového tréninku. Vibrační cvičení stejně jako posilovací a plyometrické cvičení zvyšuje gravitační zátěž, která působí přímo na neuromuskulární systém. Kosterní svalová tkáň je schopna upravovat celkovou funkční kapacitu v reakci na různé podněty. Gravitační zátěž má na svalový výkon zásadní vliv. Za normálních

podmínek jsou svaly každodenně vystavovány působení gravitace a udržují si tak své výkonnostní schopnosti. Při snížení gravitačního zatížení je pozorován výrazný pokles svalové hmoty a snížení schopnosti generovat sílu. Na druhou stranu zvýšení gravitačního zatížení (hypergravitace) zvyšuje kapacitu svalu generovat sílu. Cvičení se zvýšením gravitační zátěže vyvolává specifické adaptivní reakce v kosterních svalech zahrnující morfologické i neurální faktory. Mechanické působení vibrací produkuje rychlé a velmi malé změny délky svalů a šlach. Tato skutečnost je detekována senzoryckými receptory, které následně moduluji svalovou tuhost prostřednictvím reflexní svalové aktivity a snaží se tlumit vibrační vlny (Cardinale & Bosco, 2003; Pavlů & Strachotová, 2011).

Mechanické vibrace aplikované na samotný sval nebo šlachu mohou vyvolat tzv. tonický vibrační efekt. Deformace měkkých tkání způsobená vibracemi je schopna aktivovat primární anulospirální zakončení svalového vřeténka. Tyto informace jsou skrze cestu silně myelinizovaných vláken Ia vedeny do centrální nervové soustavy (CNS). Celkově se tak zefektivňuje smyčka napínavého reflexu. Následně dochází ke kontrakci svalového vlákna spojením aktinových a myozinových molekul. Tento excitační přítok během stimulace vibracemi souvisí převážně s reflexní aktivací α -motoneuronu (Obrázek 5) (Cardinale & Bosco, 2003; Rohmert, Vos, Norlander, & Helbig, 1989).

Reflexní svalová aktivita způsobená mechanickými vibracemi není zprostředkována pouze monosynaptickými, ale také polysynaptickými drahami. Vibrace nejsou vnímány pouze neuromuskulárními vřeténky, ale také kůží, klouby a sekundárními zakončeními. Tyto senzorycké vstupy pravděpodobně facilitují gama systém a zvyšují citlivost primárních zakončení. Tonický vibrační efekt je tak schopen zvýšit nábor motorických jednotek (Cardinale & Bosco, 2003; Cochrane et al., 2008; Pavlů & Strachotová, 2011).



Obrázek 5. Schéma regulace tuhosti během stimulace vibrací. Rychlá změna délky svalů a rotace v kloubech způsobená vibracemi spouští α i γ motorické neurony, které modulují svalovou tuhost. Zapojena jsou také vyšší centra (Musumeci, 2017, 3).

Vibrace tedy stimulují svalová vřeténka, čímž zvyšují aferentní aktivitu a umožňují tak synchronizaci motorických jednotek, což má za následek generování větší síly. Zlepšuje se tak funkce svalu ve smyslu zvýšení elektromyografické aktivity svalu, síly i flexibility (Alam, Khan, & Farooq, 2020; Souron, Besson, Millet, & Lapole, 2017; Rittweger, 2010).

Tonický vibrační efekt odpovídá pouze za změny svalové funkce, ke kterým dochází během aplikace vibrací, nikoliv po jejich skončení. Dodnes zůstává stále neznámá role supraspinálních struktur, jako je motorická kůra, při zprostředkování funkce svalu vystavenému vibraci. Vibrace svalů stimulují různé oblasti mozkové kůry. Bylo zjištěno, že vibrace aplikované na různých frekvencích jsou schopné produkovat kinestetickou iluzi, aktivovat doplňkovou motorickou oblast, kaudální cingulární motorickou oblast a oblast mozku označovanou jako 4a. Vibrační stimul tak dokáže

ovlivnit excitační stav periferních a centrálních struktur. Existují důkazy, které potvrzují zvýšení kortikální dráždivosti díky vibracím, což může způsobit dlouhodobé zvýšení svalové funkce (elektromyografické aktivity svalu, síly i flexibility) (Cardinale & Bosco, 2003; Naito et al., 2000).

Tato výše uvedená zjištění naznačují, že motorické adaptace po vibracích se neomezují pouze na aktivitu spinálního reflexu, ale zahrnují také kortikální procesy (Pamukoff et al., 2016).

2. 2. 2 Celotělová vibrace

Celotělová vibrace je neuromuskulární tréninková metoda, která se velmi často využívá jako doplňková nebo náhradní metoda konvenčního tréninku a terapie za účelem zlepšení svalové síly, rychlosti a koordinace pohybu. Během CV je tělo jedince vystaveno mechanickým stimulům s nízkou amplitudou prostřednictvím vibrační platformy. Pohyby vibrační plošiny mohou být zajištěny různě (vertikální pohyb nahoru a dolů, rotace kolem středu a další), nicméně dochází výsledkem pohybů plošiny k produkci vibrací, které jsou přenášeny nepřímou do lidského organismu skrze dolní končetiny (Alam et al., 2018; Dolny & Reyes, 2008).

Efekt vyšší aktivace svalů po stimulaci LV svalové šlachy, nebyl u CV pozorován. Většina studií poukazuje spíše na menší schopnost volní i reflexní aktivace svalu. Neurofyziologická vysvětlení tohoto jevu jsou pouze spekulativní. Ve své studii se Crone a Nielsen (1994) domnívají, že za zhoršenou koaktivaci agonistů a antagonistů daného kloubu při CV odpovídá reciproční inhibice. Aferentní vzruchy ze svalového vřeténka agonisty způsobují nabuzení homonymních motoneuronů stejného svalu, ale zároveň interneurony snižují aktivitu motoneuronů antagonistů (Paráková et al., 2008).

Předpokládá se, že ke zvýšené svalové síle pozorované ihned po aplikaci vibrací dochází prostřednictvím tonického vibračního reflexu, přičemž stimulace svalových vřetének vede k reflexní aktivaci motoneuronů zvýšeným prostorovým nábořem. Rovněž bylo na teoretické úrovni stanoveno, že zvýšená nervová aktivita po tréninku s vibracemi úzce souvisí se zvýšenou svalovou ztuhlostí, o které je známo, že přispívá k lepšímu vnímání/citlivosti polohy kloubu (Bishop, 1974; Bongiovanni & Hagbarth, 1990; Fontana, Richardson, & Stanton, 2005; Hong, Velez, Moland, & Sullivan, 2010).

Na základě tohoto teoretického podkladu navrženého vědci je pravděpodobné, že zvýšená aktivita nervového systému a svalová ztuhlost vyvolaná CV by mohly zlepšit nejenom svalovou funkci daného kloubu, ale také jeho propriocepci. Nicméně prozatím je nedostatek studií, které by základní mechanismy působení CV dokázaly popsat přesněji a podrobněji (Hong et al., 2010).

Funkční změny po tréninku s využitím CV bývají přičítány adaptacím neuromuskulárního systému, ale u většiny studií jsou změny pozorovány na dolních končetinách s minimem změn na končetinách horních. Hong et al. (2010) ve své studii zkoumali okamžitý účinek vibrací ramen na vnímání polohy kloubu a vybraných výkonnostních charakteristik kloubu (maximální točivý moment; dobu, kdy je dosaženo maximálního točivého momentu a sílu), měřených pomocí izokinetického dynamometru Biodex. Výše uvedené charakteristiky byly měřeny v rámci pohybů ramenního kloubu do vnitřní a zevní rotace. Pro stimulaci byla využita pozice kliku na extendovaných loketních kloubech (Obrázek 6). Po třech trénincích minutového vibračního tréninku, kdy mezi nimi byla vždy minutová pauza, došlo k významným výsledkům. U vnitřní rotace došlo k významnému zlepšení maximálního točivého momentu a zkrácení doby, kdy bylo dosaženo maximálního točivého momentu. U zevní rotace byla doba, kdy bylo dosaženo maximálního točivého momentu, také zkrácena oproti situaci před stimulací vibracemi. Závěrem lze říci, že výsledky této studie naznačují významný vliv působení krátkodobých vibrací na vlastnosti svalů ramenního kloubu. Nicméně z výsledků studie vyplývá, že nedošlo k významnému ovlivnění vnímání polohy ramenního kloubu.



Obrázek 6. Poloha při cvičení s vibrační plošinou (Hong et al., 2010, 20)

2. 2. 3 Lokální vibrace

Problematika CV je poměrně dobře zdokumentována, ale oproti tomu techniky lokálních vibrací jsou teprve v začátcích. Během CV je jedinec nucen stát nebo sedět na vibrační plošině, zatímco se vibrace přenáší dolními končetinami do celého těla. V mnoha studiích bylo prokázáno, že CV zvyšuje maximální sílu během 4-24 týdenních tréninkových programů u zdravých jedinců, ale byly také studie, které podobných výsledků nedosáhly. Navzdory všem výhodám CV nemusí být zrovna tato terapie vhodná pro všechny jedince (Souron et al., 2017; Rittweger, 2010).

Lokální vibrace překonávají hned několik omezení souvisejících s využíváním celotělových vibrací, jako jsou vysoké pořizovací náklady, nepřesnost systému, neschopnost přímo zacílit na konkrétní svalovou skupinu nebo také neschopnost cvičenců udržovat aktivní polohu během aplikace vibrací na platformě. Někteří jedinci nejsou schopni nést váhu svého těla např. kvůli dlouhodobé imobilizaci z důvodu traumatu dolních končetin nebo také v období rané rehabilitace po operacích (např. rekonstrukce předního zkříženého vazy) (Souron et al., 2017).

Pro tyto výše uvedené jedince může být LV jednou z možností rehabilitace. U LV bylo prokázáno, že vyvolává nárůst síly ve vibrovaných svaích u zdravých mladých mužů a žen. Byla ale také potvrzena vysoká interindividuální variabilita, kdy u všech jedinců nemusí být dosaženo stejného efektu. Záleží na počáteční úrovni tréninku daného jedince, na počáteční hodnotě síly a na mnoha dalších proměnných. Každý bude samozřejmě tréninkovým stimulem ovlivněn odlišně (Souron et al., 2017).

Kromě použití LV v neurorehabilitaci ke snížení spasticity a k jejímu zhodnocení, lze LV využít v klinických podmínkách ke zlepšení motorické výkonnosti. U spastických nemocných se využívá reciproční inhibice LV antagonistického svalu pro zajištění inhibice hypertonického svalu. V praxi je nejčastěji využívána LV pro zlepšení motorických funkcí hypofunkčního svalu opakovaným vyvoláním tonického vibračního efektu. Hlavními výhodami je jednoduchost, přenositelnost a možnost využití i u imobilizovaných jedinců (Páráková, 2008; Souron et al., 2017).

Vibrace aplikovaná lokálně na sval nebo svalovou šlachu nese s sebou také určitá rizika. Déletrvající vystavení vibracím může vést ke snížení následné volní aktivace svalu a tím pádem ke snížení svalové výkonnosti. Zvýšení motorické výkonnosti, spojované s LV a uvedené výše, není tak jednoznačné a nezpochybnitelné tvrzení.

Problematika využití lokálních vibrací je tak mnohem složitější a komplexnější (Páráková, 2008).

2. 2. 4 Frekvence vibrací

Svaly lidského těla mají schopnost upravovat mechanické vibrace změnami excitační frekvence svalové aktivity v rozmezí 10-65 Hz, ke kterým v těle obvykle dochází. Když je tělo vystaveno stejné frekvenci vibrací, je tento mechanismus aktivován, aby zvýšil svalovou aktivitu a minimalizoval tak rezonanci (tj. shodu kmitočtů vlastních kmitů soustavy s kmitočtem zdroje). (Kim, Oh, & Yoo, 2014).

Studie dle Kima et al. (2014) zkoumala efekt vlivu vibrací o různých frekvencích na svalovou aktivitu u předního pilovitého svalu. Pro cvičení bylo využito závěsného systému Redcord spolu s Redcord Stimulou produkující vibrace o různých frekvencích (Obrázek 7). Jedinci byli vystaveni 4 typům vibrací (0, 30, 50 a 90 Hz), mezi kterými vědci následně porovnávali výsledky svalové aktivity naměřené pomocí bezdrátové elektromyografie (EMG). Bylo zjištěno, že vibrace 50 Hz stimulovala vyšší svalovou aktivitu v předním pilovitém svalu. Aktivita předního pilovitého svalu byla významně nižší během vibrací při 90 Hz než při vibracích 30 a 50 Hz, což naznačuje, že vysokofrekvenční vibrace mohou účinně potlačit nebo zmírnit bolest snížením svalové aktivity.



Obrázek 7. Měřená pozice (Kim et al., 2014, 1276)

Di Giminiani, Masedu, Tihanyi, Scrimaglio, a Valenti (2013) zkoumali EMG odezvy svalů dolní končetiny na CV při využití různých poloh těla a frekvencí vibrací. Výsledky této studie naznačují, že nižší frekvence vibrací (25-35 Hz) vedou k maximální aktivaci svalů v oblasti lýtky, kdežto vyšší frekvence (45-55 Hz)

vyvolávají nejvyšší odezvy ve svalecth přední části stehna. Frekvence vibrací 50 Hz stimulovala tedy vyšší svalovou aktivitu v proximálním svalstvu.

Ve studii Perchthaler, Horstmann a Graua (2013) se uvádí, že aplikace CV o frekvenci 30 Hz u čtyřhlavého stehenního svalu vedla k výraznému zvýšení svalové aktivity ve srovnání s ostatními testovanými frekvencemi (6, 12, 18 a 24 Hz).

Na základě výše uvedených studií lze stanovit východisko, že nastavení optimální frekvence pro stimulaci u daného jedince je výsledkem komplexního zhodnocení většího množství proměnných. Jednou z nejdůležitějších podmínek je stanovit si cíl terapie a jakého efektu chci u daného svalu dosáhnout. Je nutno vzít v potaz anatomické umístění svalu na lidském těle, dále také způsob aplikace vibrací, pozici těla, zdravotní stav jedince, a mnoho dalších.

2. 3 Neurac

Neurac, neboli Neuromuskulární aktivace je léčebný přístup vyvinutý v Norsku, který využívá závěsného systému Redcord (Obrázek 8). Jedná se o léčebnou metodu zahrnující vysokou úroveň neuromuskulární stimulace s cílem obnovit normální funkční pohybové vzorce. Metoda byla vyvinuta především k léčbě chronických muskuloskeletálních poruch, které způsobují bolest a/nebo svalovou inaktivitu. V terapii se využívá kombinací závěsného systému, systému smyček a aplikovaných vibrací (Kim, Dvir, & Oh, 2020; Kirkesola, 2009).



Obrázek 8. Závěsný systém Redcord spolu s terapeutickým stolem (Kirkesola, 2009, 4)

V rámci léčby metodou Neurac dostávají pacienti individualizované cvičební programy, které mohou případně provádět samostatně. Kromě samotného cvičení umožňuje technika Neurac také diagnostiku např. oslabených svalových skupin nebo zhodnocení funkce hlubokého stabilizačního systému apod. (Kim et al., 2020; Kirkesola, 2009).

2. 3. 1 Redcord Stimula

Součástí této léčebné metody je také mechanické vibrační zařízení patentované firmou Redcord produkující vibrace s názvem Redcord Stimula (Obrázek 9). Tento přístroj je možno upevnit na lana závěsného systému a využít působení přímých vibrací, zatímco pacienti provádějí cvičení v závěsech. Kombinace cvičení v závěsu, spolu s aplikací vibrací klade vysoké nároky na stabilitu celého těla a tudíž nutnost většího svalového úsilí. Cílem této techniky je obnovit normální pohybové vzorce a svalovou sílu pomocí neuromuskulární stimulace umožněné zafixováním části těla pomocí závěsného systému Redcord (Kim, 2019; Kirkesola, 2009, Mikhaela et al., 2010).

Redcord Stimula byla zařazena do metody Neurac z důvodu pozitivních výsledků působení vibrací na muskuloskeletální systém jedince na základě doposud provedených studií. Účelem je aplikovat vibrace na vybrané části těla během cvičení bez bolesti s možností nastavitelné a kontrolované frekvence, úrovně aplikované energie a doby trvání (Kirkesola, 2009).

Používání Redcord Stimuly s sebou nese určitá pravidla, která je potřeba dodržovat. Mezi základní pravidlo patří celkový čas expozice vibracím během cvičení, který nesmí přesáhnout 15 minut za hodinu. Nesmí docházet k provokaci bolesti na základě přítomnosti mechanického stimulu. Pokud se objeví bolesti hlavy, nevolnost nebo bolesti na hrudi je nařízeno okamžité ukončení terapie (Anonymous, n. d.).

Terapie Redcord Stimulou je kontraindikována u těchto stavů:

- Kovové nebo syntetické implantáty
- Srdeční onemocnění
- Tumory
- Epilepsie
- Trombóza
- Těhotenství

- Nedávné krvácení do CNS
- Akutní herniace meziobratlové ploténky
- Nedávná zlomenina
- Raynaudův fenomén (Anonymous, n. d.)



Obrázek 9. Redcord Stimula (Anonymous, n. d.)

Legenda k obrázku:

1 – upevnění k lanům

2 – tlačítko pro nastavení stupně vibrace

3 – indikátor pro úroveň energie (úroveň intenzity vibrací) – zelená: minimální, žlutá: průměr, červená – maximum, nebo možnost všech 3 najednou – náhodně

4 – tlačítko pro nastavení frekvence (+ -)

5 – displej pro zobrazení frekvence v Hz (kmitů za sekundu) – maximum 99 Hz

6 – symbol pro odpočítávání času (časové sklíčko)

7 – displej zobrazující čas (v sekundách) – maximum 99 sekund

8 – tlačítko pro nastavení času (+ -)

9 – tlačítko ON/OFF

10 – pevně připojený kabel (Anonymous, n. d.)

2. 4. Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (v anglickém jazyce surface electromyography – SEMG) je technika pro detekci a analýzu elektromyogramu; elektrický potenciál produkovaný během svalových kontrakcí. Signál představuje anatomické a fyziologické

vlastnosti svalů, kdy ve skutečnosti je EMG signál elektrickou aktivitou svalových motorických jednotek, přesněji výsledkem povrchové a intramuskulární EMG (Garcia & Vieira, 2011).

EMG signál lze detekovat přímo zavedením elektrod do svalové tkáně, nebo nepřímo, s povrchovými elektrodami umístěnými v oblastech kůže bezprostředně nad svalovou tkání (Garcia & Vieira, 2011).

Povrchová EMG je metodou velmi snadnou využitelnou, kdy je však velmi důležité dodržení standardních postupů měření, zpracování i hodnocení. Je velmi snadné získat signál, ale nesprávná metodika povede k nesprávným závěrům odvozeným z takového signálu. Kdykoliv je ze svalu zaznamenáván signál EMG, kontaminují jej různé druhy zvuků. Z tohoto důvodu je analýza a klasifikace signálů EMG velmi obtížná a to zvláště tehdy, kdy dochází také k pohybu při měření EMG. (Chowdhury, 2013; Dupalová & Zaatar, 2015; Merletti, Rainoldi, & Farina, 2001).

Ve většině případů se svalová aktivita snímá za pomoci dvou elektrod (tedy bipolárně). Uložení elektrod na kůži je většinou ve střední linii svalu v místě největšího svalového břicha a detekční povrch je orientován kolmo k průběhu svalových vláken. De Luca (1997) považuje za optimální vzdálenost elektrod 10 mm, čímž je zajištěno kvalitní snímání signálu.

Následná úprava zaznamenaného signálu se nejčastěji skládá z frekvenční filtrace a případné rektifikace. Nechtěné artefakty ze signálu jsou odstraněny právě frekvenční filtrací, Nežádoucí artefakty mohou vznikat např. u pohybu kabelů jako pohybový artefakt. Rektifikací se rozumí matematické usměrnění EMG signálu do absolutních hodnot, jelikož signál velice často osciluje nad a pod bazální úroveň. (de Luca, 1997; Dupalová & Zaatar, 2015).

Povrchová EMG bývá využívána v mnoha oborech, jako jsou fyzioterapie, neurologie, ortopedie, ergonomie, biomechanika a další. Je to technika, která poskytuje velmi snadný přístup k fyziologickým procesům souvisejícím s pohybem a produkováním síly. Výhodou povrchové EMG je její neinvazivnost a poměrně jednoduché provedení detekce signálu (Clarys, 2000; de Luca, 1997).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3. 1. Cíle

Cílem diplomové práce je zhodnotit změnu časového zapojení (timingu) vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) u výzkumné skupiny zdravých jedinců před zahájením terapie s Redcord Stimulou a po jejím ukončení.

3. 2. Dílčí cíle

1. Prvním dílčím cílem je zhodnocení rozdílu timingu vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v CKC u skupiny zdravých jedinců a u pacientky s diagnostikovanou subakromiální bursitidou před zahájením cvičení s Redcord Stimulou.
2. Druhým dílčím cílem je zhodnocení rozdílu timingu vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v CKC u skupiny zdravých jedinců bez stimulace vibracemi a s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz.
3. Třetím dílčím cílem je zhodnocení rozdílu timingu vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v CKC u pacientky s diagnostikovanou subakromiální bursitidou bez stimulace vibracemi a s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz.
4. Čtvrtým dílčím cílem je zhodnocení rozdílu timingu vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v CKC u skupiny zdravých jedinců a u pacientky s diagnostikovanou subakromiální bursitidou po ukončení cvičení s Redcord Stimulou.
5. Pátým dílčím cílem je zhodnocení rozdílu timingu vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v CKC u pacientky s diagnostikovanou subakromiální bursitidou před zahájením cvičení s Redcord Stimulou a po jejím ukončení.

3. 2 Hypotézy

H₀₁

Po absolvované sérii cvičení s využitím Redcord Stimuly dojde u zdravých probandů k většímu výskytu synchronní aktivace vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny nebo dojde mezi svaly ke zkrácení časových rozestupů v zapojení při vykonávaném pohybu do flexe v ramenním kloubu v CKC.

3. 3 Výzkumné otázky

1. Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou?
2. Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců bez stimulace vibracemi a s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz?
3. Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u pacientky s diagnostikovanou subakromiální bursitidou bez stimulace vibracemi a s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz?
4. Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz?
5. Bude změněn timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců?
6. Bude změněn timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u pacientky se subakromiální bursitidou?
7. Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou?

4 METODIKA

4. 1 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru bylo zahrnuto celkem 15 zdravých probandů ve věku od 18 do 30 let, s průměrným věkem 23 let. Vzorek tvořilo 8 žen a 7 mužů. Oproti této skupině byla do studie zařazena také pacientka, ve věku 73 let, s diagnostikovanou subakromiální bursitidou. Výzkumný soubor tvořili z většiny jedinci s pravostrannou dominancí horní končetiny, ale objevili se také dva probandi s dominancí levostrannou.

Všichni jedinci byli rozděleni do určitých skupin, dle prováděné intervence (Obrázek 10). Skupinu A₁ tvořilo všech 15 zdravých probandů, kteří podstoupili pouze jednorázovou intervenci. Následně z této skupiny byla vyselektována skupina A₂, která byla tvořena 4 jedinci, kteří podstoupili sérii cvičení s Redcord Stimulou. Do této skupiny byli zařazeni 2 muži a 2 ženy. Pacientka se subakromiální bursitidou byla zařazena do skupiny B a podstoupila také rehabilitaci s využitím vibrací.

Exkluzivním kritériem pro zařazení do výzkumného souboru (skupiny A₁) byl jakýkoliv úraz, bolesti nebo operace spojené s ramenním pletencem dominantní horní končetiny. Další důvodem pro vyloučení z výzkumného souboru bylo jakékoliv onemocnění ovlivňující pohybový aparát probanda. Do studie nebyli zařazeni jedinci mladší 18 let. Výzkum probíhal v období březen – červen 2021. Jedná se o pilotní studii.

4. 1. 1 Informovanost účastníků výzkumu

Všichni účastníci studie byli podrobně informováni o cíli studie, o postupech a především realizaci jednotlivých částí výzkumného projektu. Byli seznámeni s detailním průběhem výzkumu. Byli srozuměni, že účast je dobrovolná a kdykoliv mohou ze studie odstoupit. Byla jim také podána informace o zacházení s osobními daty a jejich ochraně.

Každý z probandů před zařazením do výzkumného souboru podepsal informovaný souhlas, který byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1, 2).

4. 2 Příprava na měření

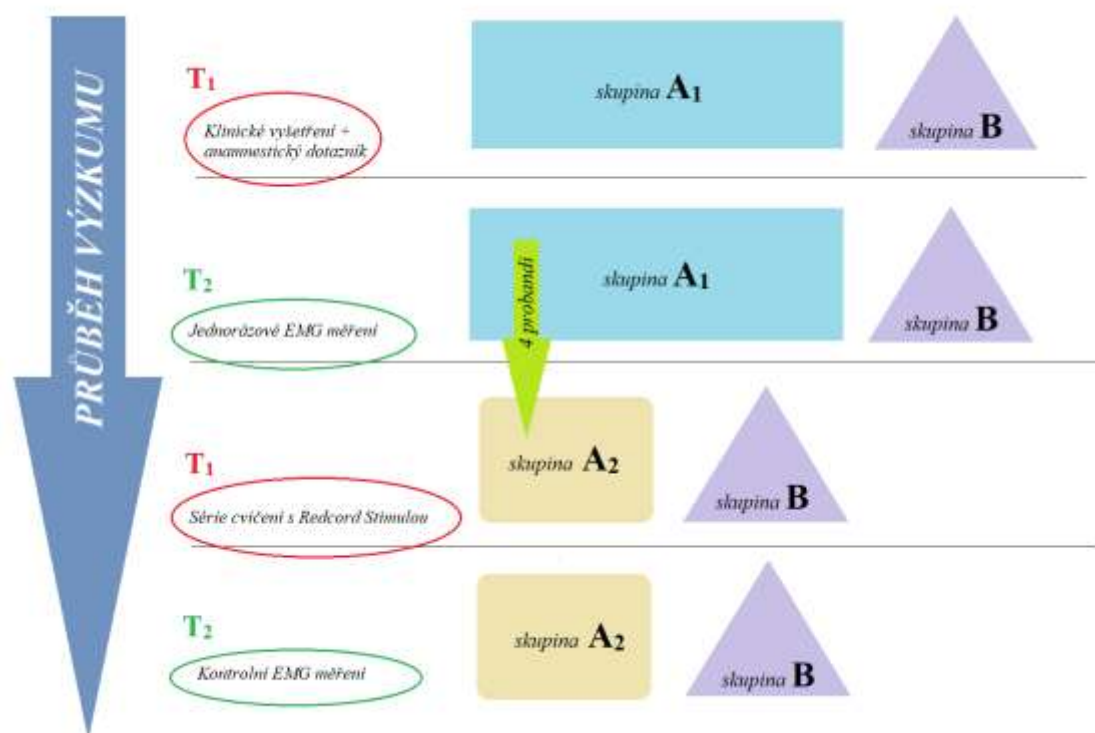
Každý z probandů byl zařazen do studie pod identifikačním číslem, které si náhodně vylosoval. S tímto číslem následně vystupoval po celou dobu studie,

aby byla zachována anonymita. Pro zajištění objektivizace studie bylo měření prováděno dvěma terapeuty.

Vyšetření před samotným měřením zahrnovalo vyplnění anamnestického dotazníku a klinické vyšetření zaměřené na ramenní pletenec, které prováděl první terapeut (T_1). Druhý terapeut (T_2) následně prováděl již samotné měření timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny v CKC.

Skupina A_2 , která podstoupila sérii cvičení s Redcord Stimulou byla vedena T_1 a závěrečné měření po provedené intervenci bylo provedeno opět T_2 .

Vyšetření, samotné měření i série cvičení s Redcord Stimulou probíhaly v prostorách RRR centra (Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch) v rámci Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.



Obrázek 10. Schéma průběhu výzkumu

Legenda:

Skupina A_1 – 15 zdravých probandů

T_1 – první terapeut

Skupina B – pacientka se subakromiální bursitidou

T_2 – druhý terapeut

Skupina A_2 – 4 zdraví probandi

4. 2. 1 Anamnestický dotazník

Před začátkem měření byl u každého probanda vyplněn anamnestický dotazník (Příloha 3). V hlavičce vyplnil každý svůj věk a dominanci horní končetiny. Dotazník obsahoval nejen otázky zaměřující se na předchozí úrazy, operace nebo bolesti dominantní horní končetiny, ale také na bolesti krční páteře a hlavy, které by mohly měření výrazně ovlivnit. Jedinec byl dotazován také na pravidelné sportovní aktivity, volný čas a zaměstnání. U pravidelných pohybových aktivit byla požadována specifikace ve smyslu uvedení typu sportovní aktivity, četnosti a jejího trvání.

4. 2. 2 Klinické vyšetření

Klinické vyšetření obsahovalo měření goniometrie ramenních kloubů oboustranně, změření délky dominantní horní končetiny, zhodnocení skapulohumerálního rytmu, stereotypu flexe, bolestivého oblouku, vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana, vícesměrné instability a zhodnocení možného výskytu impingement syndromu pomocí Hawkins-Kennedyho testu (Příloha 3).

U všech probandů byla vyšetřována dominantní i nedominantní horní končetina.

4. 2. 2. 1 Goniometrické vyšetření a délka dominantní horní končetiny

U goniometrického vyšetření byly dodrženy výchozí pozice a fixace pro zajištění standardního měření rozsahu pohybu. Pro zaznamenání byla využita metoda SFTR. Měření zahrnovalo jak aktivní, tak pasivní rozsah pohybu v rovině sagitální i frontální a zároveň také rotace.

Pro zjištění rozsahů pohybů v ramenních kloubech oboustranně bylo využito plastového goniometru.

Délka dominantní horní končetiny byla měřena pomocí krejčovského metru od akromionu po daktylion v centimetrech. Proband při vyšetření stál bokem k T_1 svou dominantní horní končetinou a byl požádán o napřímený stoj a propnutí horní končetiny až po konečky prstů.

4. 2. 2. 2 Skapulohumerální rytmus a stereotyp flexe

U skapulohumerálního rytmu i stereotypu flexe byl hodnocen pohyb lopatky po stěně hrudníku vzhledem k pohybu paží.

U tohoto vyšetření stál T_1 za zády probanda a aspekčně hodnotil provedení pohybu. U skapulohumerálního rytmu byl proband vyzván k pohybu paží do abdukce v ramenních kloubech pokynem: „Vzpažte přes upažení.“. U stereotypu flexe byl jedinec vyzván k pohybu paží do flexe v ramenních kloubech pokynem „Vzpažte přes předpažení.“. Do dotazníku se zaznamenal pohyb jako symetrický nebo asymetrický. Pokud byl pohyb zhodnocen jako asymetrický, tato odchylka byla blíže specifikována v dotazníku, kde byl prostor na poznámky.

4. 2. 2. 3 Vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana

U každého jedince bylo provedeno vyšetření hypermobility dle Beigtona a Horana pro zjištění přítomnosti případné konstituční hypermobility (Obrázek 11).

Nejprve bylo testováno provedení maximální pasivní flexe pátého prstu ruky, kdy při dosažení rozsahu pohybu nad 90° , byl test považován za pozitivní. Následovalo provedení maximálního pasivního přitažení palce k flektovanému předloktí, kdy při dotyku byl test hodnocen jako pozitivní. Dalším pozitivním testem bylo dosažení hyperextenze v lokti nad 10° . Hyperextenze kolene nad 10° opět znamenala pozitivitu. Posledním, pátým testem bylo provedení předklonu při extendovaných kolenou, kdy při dotyku země celými dlaněmi byl tento test považován za pozitivní.

Vyšetření zahrnuje testování obou horních i dolních končetin. Na základě těchto 5 úkolů byly přiděleny probandovi body, které byly zapisovány do dotazníku a následně sečteny pro určení výsledného skóre. Při dosažení 5 bodů a více, byla u jedince stanovena konstituční hypermobilita.



Obrázek 11. Schéma jednotlivých testů u vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana (Beighton, Grahame & Bird, 2012, 13)

4. 2. 2. 4 Vyšetření bolestivého oblouku dle Cyriaxe

Vyšetření bolestivého oblouku dle Cyriaxe bylo hodnoceno zároveň s vyšetřením skapulohumerálního rytmu, kdy proband prováděl pohyb paží do maximální abdukce v ramenních kloubech až do vzpažení. U zdravého jedince by měl být pohyb volný, plynulý, symetrický a bezbolestný. Proband byl upozorněn, že při jakémkoliv pocitu bolesti nebo dyskomfortu bude ihned informovat T₁.

Do dotazníku bylo následně zaneseno, zda byl test vyhodnocen jako pozitivní nebo negativní. Pokud byla potvrzena pozitivita testu, T₁ uvedl přesnější popis obtíží do poznámky v dotazníku.

4. 2. 2. 5 Hawkins-Kennedy test

Hawkins-Kennedy test byl do klinického vyšetření účastníků studie zařazen pro odhalení možné přítomnosti impingement syndromu ramene. Test byl proveden oboustranně.

Proband seděl na židli s nohama opřenýma pevně o podložku. Výchozí poloha vyšetřovaného byla 90° flexe ramene na vyšetřované straně zároveň s 90° flexí lokte. T₁ stál u vyšetřovaného boku jedince a svou bližší rukou podepřel paži vyšetřovaného, čímž zajišťoval plnou relaxaci vyšetřované horní končetiny. T₁ svou druhou rukou uchopil zápěstí probanda a provedl maximální vnitřní rotaci v ramenním kloubu (Obrázek 12). Pocit bolesti umístěný pod akromioklavikulárním kloubem byl považován za pozitivní výsledek testu a byl zanesen do dotazníku.



Obrázek 12. Provedení Hawkins-Kennedy testu (Hohmann, Shea, Scheiderer, Millett, & Imhoff, 2020, 3)

4. 2. 2. 6 Test vícesměrné instability

U tohoto testu seděl proband na židli s nohama opřenýma pevně o podložku. Byl instruován, aby se mírně předklonil a ruce nechal volně směřovat k zemi. T₁ kontroloval výchozí polohu, kdy u všech účastníků byla flexe trupu přibližně 30-40°. T₁ se postavil čelem k boku vyšetřované horní končetiny. Druhostrannou ruku uložil do oblasti vyšetřeného ramenního kloubu tak, že prsty směřovaly na přední stranu hlavice pažní kosti a palec byl uložen na zadní straně. Stejnostrannou ruku umístil T₁ na distální část paže probanda.

Nejprve T₁ provedl trakci horní končetiny svou stejnostrannou rukou, kdy pozoroval, zda se objeví příznak žlábků, který by svědčil pro inferiorní instabilitu. Následně T₁ převedl paži do mírné extenze v ramenním kloubu a svým palcem na zadní straně hlavice pažní kosti vytvořil hypomochlion pro testovaný pohyb. V této poloze pak palcem tlačil hlavici pažní kosti směrem anteriorně a proband udával, zda pociťuje jakékoliv pocity bolesti, dyskomfortu nebo obavy z vykloubení. Tímto pohybem testoval anteriorní instabilitu ramenního kloubu. Při vyšetření posteriorní instability, tvořily prsty T₁ hypomochlion na přední ploše hlavice humeru a paže byla převedena do mírné flexe. V této poloze pak T₁ svými prsty tlačil hlavici humeru posteriorně. Pozitiva byla opět stanovena při stejných pocitech jako u předchozího testu.

T₁ během celého testování vnímal také laxicitu vaziva a pokud zjistil stranový rozdíl, zaznamenal tuto informaci do dotazníku.

4. 3 Metodika měření

Po průvodním vyplnění anamnestického dotazníku a klinickém vyšetření provedeném T₁ následovalo samotné měření timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny v CKC s využitím závěsného systému Redcord, prováděné T₂ pomocí povrchové elektromyografie.

Nejprve byla jednorázově změřena skupina A₁ a B. Na lana byla umístěna Redcord Stimula, která produkovala vibrace o frekvenci 30 Hz. Měření se skládalo ze 3 pokusů. První pokus podával informace o časovém zapojení testovaných svalů u konkrétního jedince. Druhý pokus byl změřen s vibracemi produkovanými Redcord Stimulou a třetí pokud opět bez použití vibrací. Mezi jednotlivými pokusy byla vždy umístěna minimálně minutová pauza.

Následně byla u skupiny A₂ a B každý den po dobu jednoho týdne prováděna dvacetiminutová terapie zaměřená na ramenní pletenec s využitím Redcord Stimuly. Frekvence vibrací byla nastavena na 30 Hz. Po ukončení sérií cvičení byl opět zhodnocen timing vybraných svalů dominantní horní končetiny pomocí povrchové elektromyografie v závěsném systému Redcord již pouze bez využití vibrací.

Podrobnější průběh celé studie je znázorněn v následujícím schématu (Obrázek 10).

4. 3. 1 Povrchová elektromyografie

Pro změření časového zapojení vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny bylo využito povrchové elektromyografie a byl použit přístroj NORAXON TeleMyo 2400T G2 firmy NORAXON s telemetrickým přenosem signálů. Snímání signálu probíhalo pomocí osmi svodů frekvencí 1000 Hz. Svalová aktivita byla snímána z následujících svalů dominantní horní končetiny:

- musculus trapezius pars ascendens
- musculus trapezius pars descendens
- musculus deltoideus pars anterior
- musculus deltoideus pars media
- musculus deltoideus pars posterior
- musculus serratus anterior
- musculus biceps brachii
- musculus infraspinatus

4. 3. 1. 1 Aplikace elektrod

Všichni účastníci byli před samotným měřením požádáni o pečlivé omytí kůže celého vyšetřovaného ramenního pletence dominantní horní končetiny pomocí vody. Následně byla kůže pečlivě otřena čistým ručníkem do sucha. Využity byly jednorázové samolepící diagnostické EMG elektrody o velikosti 2 cm². Elektrody byly aplikovány v bipolární aplikaci, kdy jedna elektroda snímala elektromyografický signál a druhá ho vysílala. Před samotným nalepením elektrod, byl vždy příslušný sval ozřejmen izometricky svou aktivací proti odporu T₂. Elektrody se umísťovaly tak, aby vzdálenost mezi jejich středy byla přibližně 1-2 cm. Ke každé dvojici elektrod byl následně

přípevněn odpovídající svod, pro zajištění snímání signálu. Zemnicí elektroda spočívala na akromionu dominantní horní končetiny a byla součástí prvního svodu.

Pro zajištění nejkvalitnějšího signálu, by elektrody měly být uloženy ideálně do středu svalového bříška, což u všech vybraných svalů nebylo možné zajistit. Elektrody bylo možné umístit do středu svalového bříška pouze u předního, středního a zadního deltového svalu, sestupné části trapézového svalu a u dvojhlavého pažního svalu. U vzestupné části trapézového svalu byly elektrody nalepeny v oblasti úrovně dolního úhlu lopatky. Aktivita pilovitého svalu byla snímána elektrodami uloženými na straně hrudníku v oblasti dvou mezižebří, v úrovni dolního úhlu lopatky. Elektrody pro sval podhřebenový byly uloženy paralelně s hřebenem lopatky, přibližně 2-3 cm pod ním.

4. 3. 2 Vlastní měření

Základním pohybem, který byl vykonáván během všech 3 pokusů měření, byla flexe v ramenních kloubech v CKC. Jednalo se o vzpor s využitím závěsného systému Redcord a také Redcord Stimuly.

Redcord Stimula byla na lana umístěna tak, aby během pohybu do vzporu a zpět nebránila pohybu probanda a neomezovala ho. Vzdálenost mezi ručkami madel a Redcord Stimulou byla nastavena na 108 cm standardně u každého jedince. Pod závěsným systémem byla na zemi položena podložka na cvičení značky Thera-Band.

Výchozí polohou pro všechny skupiny A₁, B i A₂ byl vzpřímený klek, kdy kolena byla uložena na vzdálenost šířky pánve daného jedince. Trup probanda byl v jedné rovině s Redcord Stimulou a ruce volně podél těla v přípažení. Ruce proband umístil do madel tak, aby je pevně svíral v rukou a mohl se o ně opřít, zároveň měl propnuté ruce v loktech a lana závěsného systému byla natažená. Madla byla vždy u každého účastníka nastavena individuálně, aby vyhovovala standardu (Obrázek 13).



Obrázek 13. Výchozí poloha, vzpřímený klek (archiv autora)

Před započítím měření byl proband požádán, aby si pohyb nejprve vyzkoušel, aby mohlo dojít k případné korekci ze strany T_2 , který měření prováděl. Při zahájení pohybu byl jedinec instruován, aby přenesl váhu těla do madel a postupně zvětšoval flexi v ramenních kloubech až do vzporu, kdy ruce byly ve vzpažení (Obrázek 14). Byla požadována maximální možná flexe v ramenních kloubech. Při provádění pohybu nesmělo docházet k zvedání nártů od podložky. Následně ze vzpažení se proband vracel přes prováděnou extenzi v ramenních kloubech zpět do výchozí polohy. Pohyb měl být prováděn plynule, kdy v maximální flexi v ramenních kloubech nebyla prováděna žádná výdrž.



Obrázek 14. Poloha ve vzporu (archiv autora)

Před každým měřicím pokusem byl proband požádán o vědomé uvolnění svalstva ramenních pletenců, kdy rukama svíral madla závěsného systému Redcord, ale neopíral se o ně. T_2 spustil v programu počítače snímání elektromyografického signálu. Pokyny před zahájením pohybu byly u každého identické: „Tři, dva, jedna, teď.“ Při vyslovení slova „teď“ proband zahájil pohyb a zároveň T_2 označil začátek tohoto pohybu v záznamu signálu markerem. T_2 sledoval provádění pohybu a při jeho ukončení dosažením výchozí pozice vložil opět marker do zaznamenávaného signálu. Po ukončení pohybu měl proband opět zaujmout klidovou pozici vzpřímeného kleku a po přibližně 10 sekundách bylo snímání signálu ukončeno. Následovala minimálně minutová pauza.

Průběh dalších pokusů byl identický výše popsanému, kdy během druhého pokusu měření byla navíc zapnuta také Redcord Stimula, která produkovala vibrace o frekvenci 30 Hz. Zapnuta byla ještě před zahájením snímání signálu a vypnuta až po jeho ukončení.

Toto měření bylo provedeno identicky také u skupiny A_2 po ukončení sérií cvičení s Redcord Stimulou.

4. 4 Metodika terapie

V rámci studie podstoupila skupina A₂ a B řízenou sérii cvičení s využitím vibrací pod vedením T₁. Probandi absolvovali 4 řízené dvacetiminutové terapeutické jednotky provedené ve 4 po sobě jdoucích dnech. V průběhu výzkumu účastníci nezařazovali žádné jiné cvičení se zaměřením na ramenní pletenec, aby bylo zamezeno zkreslení výsledků.

Cvičební jednotka se skládala celkem z 5 cviků, které byly realizovány pomocí závěsného systému Redcord. Redcord Stimula byla upevněna na pevná lana, na konci kterých byla umístěna madla pro uložení horních končetin. Během cvičení Redcord Stimula produkovala vibrace o frekvenci 30 Hz a byl nastaven zelený stupeň.

Terapie probíhaly pod dohledem a vedením T₁, který zajišťoval, aby cvičení bylo prováděno bez chyb a případně provedl korekci daného cviku. U skupiny B byla pacientka informována, že cvičení bude provádět vždy s ohledem na přítomnou bolest. Bolest byla respektována a nikdy nebyla provokována během cvičení.

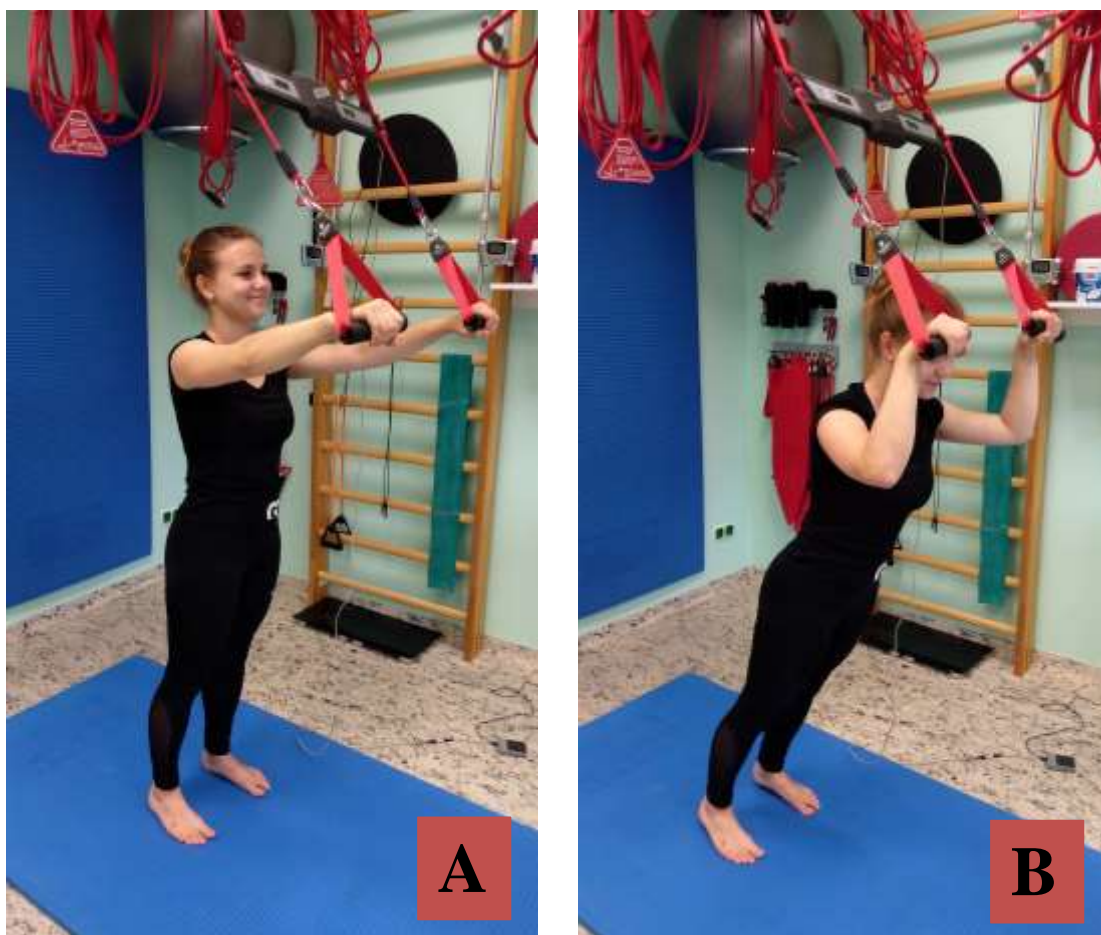
Poslední 2 cviky ze cvičební jednotky využívaly také podpory bederního pásu, který byl upevněn na pružná červená lana. Pás byl umístěn do úrovně umbiliku a dolních žebér jedince (Obrázek 15). Zařazení této cvičební pomůcky poskytovalo větší možnost pro soustředění probanda pro kvalitní provedení cviku v oblasti ramenních pletenců. Míra podpory se nastavovala dle funkčních schopností probanda, aby bylo dosaženo požadovaného počtu opakování a cviky byly prováděny korektně a bez bolesti.

Počty prováděných sérií a opakování jsou uvedeny níže, specificky u každého cviku. Pauzy mezi sériemi a jednotlivými cviky byly individuálně stanoveny dle možností jedince.

Každý cvik byl nejprve jedinci vysvětlen slovně a celé provedení cviku bylo názorně předvedeno T₁. Současně před každým cvikem byl proband požádán, aby si celý cvik nejprve vyzkoušel a zároveň při chybném provedení došlo ke korekci ze strany T₁.

Do cvičební jednotky bylo zařazeno právě těchto 5 cviků, z nichž každý se zaměřuje na aktivaci svalstva ramenního pletence s akcentací pro různé svalové skupiny. Všechny cviky jsou prováděny v uzavřeném kinematickém řetězci a kladou vysoké nároky na stabilizační schopnost ramenního pletence.

Cvik 1



Obrázek 15. A – Výchozí poloha, B – krajní poloha provedení cviku (archiv autora)

Výchozí polohou byl klidný stoj s nohama rozkročenýma na šířku pánve daného jedince. Redcord Stimula byla umístěna nad hlavou probanda v jedné rovině s jeho tělem. Následně účastník studie umístil své ruce do madel tak, že dlaně směřovaly směrem k zemi a společně s nimi předpažil. Ruce v této fázi byly v jedné rovině s rameny probanda, pokud tomu tak nebylo, došlo k úpravě délky lan T_1 .

Po nastavení výchozí pozice byla zapnuta vibrační komponenta a proband začal své tělo předklánět a zároveň flektovat horní končetiny v loketních kloubech. Nesmělo docházet k odlepování pat od podložky. V krajní poloze provedení cviku mělo být rameno, loket i zápěstí v jedné rovině. Následoval zpětný pohyb do výchozí pozice prováděný výhradně přes zapření se do madel a využití především svalů ramenního pletence.

Cvik byl proveden ve dvou sériích po 15 opakováních, kdy mezi jednotlivými sériemi byla vložena alespoň půl minutová pauza.

Cvik 2



Obrázek 16. A – Výchozí poloha, B – krajní poloha provedení cviku (archiv autora)

Výchozí polohou byl klidný stoj s nohama rozkročenýma na šířku pánve daného jedince. Následně účastník studie umístil své ruce do madel tak, že dlaně směřovaly směrem ke stropu a své tělo jako celek zaklonil. V této pozici byly loketní klouby extendovány. Míru záklonu celého těla stanovil každý proband podle svých možností tak, aby byl pohyb proveden korektně. Dlaně byly v této fázi nad úrovní hlavy probanda.

Po nastavení výchozí pozice byla zapnuta vibrační komponenta a proband začal své tělo přitahovat a zároveň flektovat horní končetiny v loketních kloubech. V krajní poloze provedení cviku mělo být rameno, loket i zápěstí v jedné rovině. Následoval

zpětný pohyb do výchozí pozice prováděný výhradně přes excentrickou kontrakci svalů horních končetin. Byl kladen důraz na plynulost provedení tohoto cviku a to především zpětného pohybu.

Cvik byl proveden ve dvou sériích po 15 opakováních, kdy mezi jednotlivými sériemi byla vložena alespoň půl minutová pauza.

Cvik 3



Obrázek 17. A – Výchozí poloha, B – krajní poloha provedení cviku (archiv autora)

Výchozí polohou byl vzpřímený klek, kdy kolena byla uložena na vzdálenost šířky pánve daného jedince. Trup probanda byl v jedné rovině s Redcord Stimulou a ruce volně podél těla v připažení. Ruce proband umístil do madel tak, aby je pevně svíral v ruce a mohl se o ně opřít, zároveň měl propnuté ruce v loktech a lana závěsného systému byla natažená. Madla byla vždy u každého účastníka nastavena individuálně, aby vyhovovala výše uvedeným podmínkám. Po nastavení výchozí pozice byla zapnuta Redcord Stimula.

Při zahájení pohybu byl jedinec instruován, aby přenesl váhu těla do madel a postupně zvětšoval flexi v ramenních kloubech až do vzporu, kdy ruce byly ve vzpažení. U tohoto cviku nebyla požadována maximální flexe v ramenních kloubech. Míru flexe v ramenních kloubech si určoval každý účastník studie sám, snažil se dosáhnout největší možné flexe, v které byl schopen vydržet po dobu 15 sekund. Při provádění pohybu nesmělo docházet k zvedání nártů od podložky. Po provedené 15s výdrži následoval zpětný pohyb ze vzpažení, kdy se proband vracel přes prováděnou extenzi v ramenních kloubech zpět do výchozí polohy.

Cvik byl proveden ve dvou sériích, kdy mezi jednotlivými sériemi byla vložena alespoň půl minutová pauza. V každé sérii byla požadována 15 s výdrž v poloze vzporu.

Cvik 4

Pro zajištění výchozí polohy cviku 4 a 5 byla vyměněna madla za celotextilní úchytky a nastaven bederní pás tak, aby splňoval podmínky uvedené výše.



Obrázek 18. Nastavení závěsného systému pro cvik 4 a 5 (archiv autora)



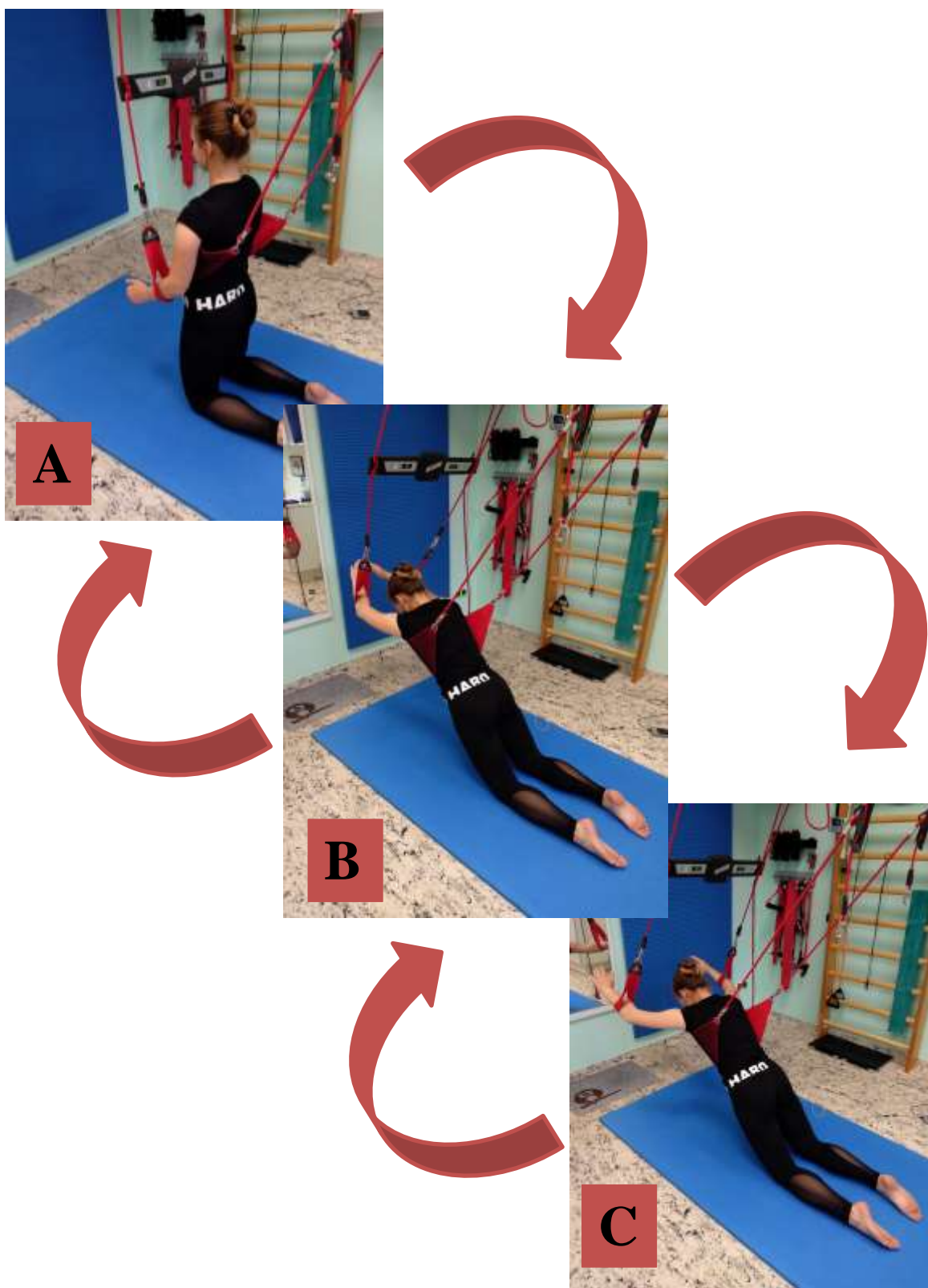
Obrázek 19. A – výchozí poloha, B – krajní poloha provedení cviku (archiv autora)

Výchozí polohou byl vzpřímený klek, kdy kolena byla uložena na vzdálenost šířky pánve daného jedince. Trup probanda spočíval za úrovní stimuly. Ruce jedinec navlékl do madel tak, aby se o ně mohl opřít proximální částí předloktí a současně měl flektované ruce v loktech. Zároveň byla lana závěsného systému Redcord natažená. Madla byla vždy u každého účastníka nastavena individuálně, aby splňovala výše uvedené podmínky. V této pozici byla pružná lana vedoucí k bedernímu pásu volná, bez natažení. Po nastavení výchozí pozice byla přidána vibrační komponenta zapnutím Redcord Stimuly. Následně proband přenesl váhu těla do předklonu trupu, kdy se postupně zvětšovala extenze v kolenních kloubech. Předklon trupu se zvětšoval do té doby, dokud proband nedosáhl polohy, kdy ramenní i loketní kloub byly nastaveny v 90° flexi a spolu se zápěstím spočívaly v jedné rovině.

Poté jedinec provedl pohyb z předpažení do upažení se zachovaným pravým úhlem mezi paží a předloktím a zaujal pozici svícnu. Zároveň při tomto pohybu spouštěl celé své tělo do většího předklonu nad podložku. Zpětný pohyb do výchozí polohy byl realizován především přes oporu o madla. Proband se během cvičení nevracel do vzpřímeného kleku pouze do výchozí polohy (Obrázek 19A). Nárty se během provedení celého cviku nesměly zvedat od podložky.

Cvik byl proveden ve dvou sériích po 10 opakováních, kdy mezi jednotlivými sériemi byla vložena alespoň půlminutová pauza.

Cvik 5



Obrázek 20. Schéma provedení cviku 5: A – výchozí a zároveň konečná poloha cviku; B – střední poloha, vzpor; C – krajní poloha cviku před zpětným pohybem do výchozí polohy (archiv autora)

Výchozí polohou byl vzpřímený klek s identickým nastavením závěsného systému, jako u cviku 4. Po nastavení výchozí pozice byla přidána vibrační komponenta zapnutím Redcord Stimuly. Následně proband přenesl váhu těla do předklonu trupu, kdy se postupně zvětšovala extenze v kolenních kloubech. Předklon trupu se zvětšoval do té doby, dokud proband nedosáhl polohy vzporu s horními končetinami uloženými ve vzpažení. Loketní klouby v této pozici zaujímaly polohu semiflexe (Obrázek 20B).

Poté jedinec ve vzporu provedl pohyb ze vzpažení směrem do upažení a to o malém rozsahu pohybu, přibližně 30–40°, se zachovanou semiflexí v loktech (Obrázek 20C). Následně se vrátil zpět do pozice vzporu s horními končetinami ve vzpažení a provedl zpětný pohyb do výchozí polohy vzpřímeného kleku.

Cvik byl proveden ve dvou sériích po 7 opakováních, kdy mezi jednotlivými sériemi byla vložena alespoň půl minutová pauza.

Během provedení všech cviků byl kladen důraz také na korektní především na postavení obou ramenních pletenců, oblast bederní lordózy a mezilopatkové oblasti. U ramen docházelo nejčastěji k jejich elevaci, kdy byl využit pokyn pro korekci: „Zasaďte ramena a lopatky do široka od uší a lopatky stáhněte šikmo do zadních kapes u kalhot.“. Velmi často docházelo k prohloubení bederní lordózy a nadměrnému zvýšení aktivity paravertebrálních svalů dolní části zad, kdy pokyn byl následující: „Podsadte pánev a zaktivujte břišní stěnu.“. Jednou z nejčastějších chyb bylo také chybné postavení mezilopatkové oblasti s obrazem výrazně prominentních lopatek a vyhlazení hrudní kyfózy až pod úroveň lopatek. V této situaci byla využita dlaň T₁, kterou přiložil do mezilopatkové oblasti a vyslovil pokyn: „Zkuste vyplnit tento prostor mezi lopatkami“. Zároveň také ukazovákem své druhé ruky naváděl tělo probanda do korektního postavení přes sternum z anteriorní strany hrudníku.

4. 5 Analýza elektromyografického záznamu

Naměřené elektromyografické záznamy byly zpracovány v programu MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. Každá křivka obsahovala jak klidovou aktivitu, tak aktivitu naměřenou během pohybu do vzporu. V záznamu byly patrné 2 markery, které umístil T₂ během měření na začátek a konec měřeného pohybu pro lepší orientaci v záznamu.

Před samotným hodnocením EMG signálu bylo nutno křivku nejprve upravit a odstranit EKG artefakty pomocí funkce ECG. Celý záznam se následně rektifikoval, čímž došlo k převrácení hodnot signálu do hodnot absolutních. Vyhlazení EMG křivky bylo zajištěno pomocí funkce RMS (root mean square) 100ms.

Program umožňoval u každého naměřeného svalu zvlášť stanovit začátek svalové aktivity pomocí funkce 10 % rise. Tato funkce označila začátek svalové aktivity tehdy, kdy zaznamenala zvýšení klidové aktivity o 10 % maximální dosažené aktivace u daného svalu během měření (tzn. klidová aktivita + 10 % peak). Program ve většině případů nestanovil pouze jeden začátek svalové aktivity, ale stanovil jich více. Bylo tedy nutno každou jednotlivou křivku zhodnotit také vizuálně, zkontrolovat označený začátek svalové aktivity programem a stanovit výsledný čas zapojení daného svalu. Záznamy byly hodnoceny oběma terapeuty současně, čímž byla zajištěna objektivita vyhodnocení. Vyhodnoceny byly všechny svaly samostatně v každém ze 3 pokusů. U skupiny A₂ a B byly zpracovány také výsledky z kontrolního EMG měření, obsahující také 3 pokusy, po proběhlé sérii cvičení s Redcord Stimulou.

Výsledný čas zapojení daného svalu do aktivace s přesností na 3 desetinná místa byl zapsán do tabulky, vytvořené v programu Microsoft Excel. Na základě těchto hodnot bylo u každého jedince sestaveno pořadí zapojení vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do vzporu od 1 do 8 u každého pokusu zvlášť. Zhodnocení, zda se jedná o svalovou koaktivaci nebo zda se svaly zapojují postupně za sebou, rozhodoval časový interval 10 ms. Pokud byl interval mezi zapojením jednotlivých svalů kratší než 10 ms, jednalo se o synchronní aktivaci a tyto svaly byly označeny stejným pořadím. Pokud byl interval delší než 10 ms, jednalo se o postupné zapojení, a tudíž svaly měly přiděleny odlišné pořadí (Tabulka 1). Tento časový interval byl stanoven na základě studie de Luca (1997).

Po stanovení pořadí timingu svalů individuálně u každého jedince bylo vypočítáno průměrné pořadí timingu svalů všech měřených probandů pro každý jeden změřený pokus s přesností na 2 desetinná místa. Pokud byly některé ze svalů v synchronní aktivaci, do výpočtu průměru se zahrnovala jejich průměrná hodnota pořadí, např. při stanovení pořadí svalu jako druhého a zároveň i třetího, se počítalo s hodnotou 2,5 (Tabulka 1). Po stanovení průměru z pořadí všech účastníků studie u všech celkem 6 pokusů u každého jednotlivého svalu (resp. 3 pokusů před intervencí a 3 pokusů po proběhlé rehabilitaci) bylo posledním krokem zjištění celkového pořadí jednotlivých

svalů v daném pokusu u všech probandů označením od 1 do 8. Synchronní aktivace a tudíž také označení stejným pořadím bylo stanoveno dle čísla za desetinnou čárkou. Pokud bylo na prvním desetinném místě stejné číslo, svaly byly zapsány se stejným pořadím (Tabulka 2).

Tento konečný výsledek určoval pořadí zapojení vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny v CKC při využití závěsného systému Redcord. Na základě těchto výsledků, mohlo následně dojít k porovnání jednotlivých skupin a vyvození závěrů.

Tabulka 1. Průběžné zpracování EMG signálu u probanda číslo 7; 1. pokus po proběhlé sérii cvičení s Redcord Stimulou

	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
7	9,815	10,228	9,747	9,778	9,753	9,72	9,777	9,787
timing	7	8	2	4	2	1	4	4
			3	5	3		5	5
				6			6	6

Tabulka 2. Stanovení celkového pořadí na základě průměru z pořadí jednotlivců, pokus s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz u skupiny A₁

	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
STIMULA 30 Hz								
průměr z pořadí jednotlivců	3,6	3,67	4,97	5,13	4,97	3,93	4,47	5,27
POŘADÍ, celkové	1	1	5	7	5	3	4	8
	2	2	6		6			

Legenda k Tabulce 1 a 2:

TD – *m. trapezius pars descendens*

PD – *m. deltoideus pars posterior*

TA – *m. trapezius pars ascendens*

SA – *m. serratus anterior*

AD – *m. deltoideus pars anterior*

BB – *m. biceps brachii*

MD – *m. deltoideus pars media*

IS – *m. infraspinatus*

5 VÝSLEDKY

5. 1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Po absolvované sérii cvičení s využitím Redcord Stimuly dojde u zdravých probandů k většímu výskytu synchronní aktivace vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny nebo dojde mezi svaly ke zkrácení časových rozestupů v zapojení při vykonávaném pohybu do flexe v ramenním kloubu v CKC.

Na základě provedeného měření a porovnání výsledků došlo k potvrzení této hypotézy H₀₁. Po absolvované sérii cvičení s Redcord Stimulou došlo u zdravých jedinců k průměrně většímu výskytu synchronní aktivace u vybraných testovaných svalů, což potvrzuje následující tabulka (Tabulka 3). Měřené svaly, před řízenou rehabilitací, vykazovaly v průměru pouze 2 svaly nacházející se v synchronní aktivaci a to m. trapezius pars ascendens a m. biceps brachii. Po proběhlé intervenci a kontrolním EMG měření byla vyhodnocena koaktivace u 4 z 8 testovaných svalů, přesněji u m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars media a m. biceps brachii.

Tabulka 3. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před řízenou rehabilitací a po ní u skupiny A₂

Skupina A ₂								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
PŘED CVIČENÍM								
POŘADÍ	2	6	1	3	5	8	6	4
		7					7	
PO CVIČENÍ								
POŘADÍ	5	3	7	5	1	4	7	
	6		8	6			8	2

Legenda k všem následujícím Tabulkám uváděným v kapitole 5 VÝSLEDKY:

TD – m. trapezius pars descendens

PD – m. deltoideus pars posterior

TA – m. trapezius pars ascendens

SA – m. serratus anterior

AD – m. deltoideus pars anterior

BB – m. biceps brachii

MD – m. deltoideus pars media

IS – m. infraspinatus

Při podrobnějším prozkoumání výsledků před a po cvičení s Redcord Stimulou byl větší výskyt synchronní aktivace pozorován u 3 ze 4 probandů (Tabulka 4, 5).

U probanda s identifikačním číslem 6 nedošlo po intervenci k žádnému zaznamenanému výskytu synchronní aktivity. U tohoto jedince však došlo ke zkrácení časových rozstupů v zapojení svalů do pohybu, kdy rozestupy mezi svaly byly před rehabilitací průměrně 0,154 s a po intervenci pouze 0,098 s.

Tabulka 4. Pořadí jednotlivých svalů při zapojování do pohybu před sérií cvičení (čísla 4, 6, 7 a 9 označují identifikační číslo probanda zařazeného do studie)

skupina	A2 PŘED CVIČENÍM							
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
4	10,437	10,611	11,097	11,333	11,074	10,525	10,754	11,237
timing	1	3	6	8	5	2	4	7
6	10,07	10,347	10,056	10,328	10,275	10,426	11,132	10,543
timing	2	5	1	4	3	6	8	7
7	11,23	12,206	10,606	11,067	11,185	11,975	11,255	11,066
timing	5	8	1	2	4	7	6	2
				3				3
9	10,776	10,623	10,489	10,425	11,201	11,255	10,447	10,431
timing	6	5	4	1	7	8	3	1
				2				2

Tabulka 5. Pořadí jednotlivých svalů při zapojování do pohybu po sérii cvičení

skupina A2 PO CVIČENÍ								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
4	10,909	10,617	10,976	10,622	10,521	10,739	10,501	10,489
timing	7	4	8	4	3	6	2	1
		5		5				
6	10,456	10,251	10,883	10,781	10,399	10,385	10,948	10,315
timing	5	1	7	6	4	3	8	2
7	9,815	10,228	9,747	9,778	9,753	9,72	9,777	9,787
timing	7	8	2	4	2	1	4	4
			3	5	3		5	5
				6			6	6
9	10,268	10,228	10,33	10,372	10,278	10,946	10,465	10,325
timing	2	1	4	6	2	8	7	4
	3		5		3			5

Hypotéza se nedotýkala predikce synchronní aktivity u skupiny B, kde byla zařazena pacientka se subakromiální bursitidou. Nicméně na základě naměřených výsledků nebyl u této pacientky pozorován větší výskyt synchronní aktivace před cvičením a po jeho ukončení.

5. 2 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou?

Po srovnání timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC mezi skupinou A₁ a B byly zjištěny rozdíly v zapojení jednotlivých svalů. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl zaznamenán u svalů m. trapezius – pars descendens, m. deltoideus – pars posterior a m. biceps brachii.

U zdravých jedinců se m. trapezius – pars descendens zapojil (podle průměrného pořadí) jako pátý, kdežto u skupiny B se zapojil již jako třetí.

U zdravých jedinců se m. deltoideus – pars posterior zapojil (podle průměrného pořadí) jako sedmý, kdežto u skupiny B se zapojil na čtvrtém a zároveň pátém místě.

U zdravých jedinců se m. biceps brachii zapojil (podle průměrného pořadí) jako poslední, kdežto u skupiny B se zapojil až na šestém místě.

Největší rozdíl v pořadí byl zaznamenán u m. serratus anterior, kde se u skupiny zdravých jedinců zapojil jako první (podle průměrného pořadí) a u skupiny B se zapojil jako sedmý z testovaných svalů.

U skupiny A₁ byly spolu v koaktivaci m. deltoideus – pars media a m. infraspinatus, u skupiny B byly synchronně aktivovány m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars posterior.

Tabulka 6. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před řízenou rehabilitací u skupiny A₂ a B

	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
Před sérií CVIČENÍ								
Skupina A1								
POŘADÍ celkové	5	6	2	3 4	7	1	8	3 4
Skupina B (pacientka s bursitidou)								
POŘADÍ	3	2	1	4 5	4 5	7	6	8

5. 3 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců bez stimulace vibracemi a s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz?

Při srovnání timingu vybraných svalů u zdravých jedinců mezi pokusem bez využití Redcord Stimuly a při měřeném pokusu s využitím vibrací produkovaných Redcord Stimulou o frekvenci 30 Hz, byly nalezeny významné rozdíly v pořadí zapojených svalů, ale také ve výskytu synchronní aktivace.

Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. serratus anterior, kdy u pokusu bez Redcord Stimuly se zapojil jako první (podle průměru z pořadí), kdežto při pokusu s vibracemi se umístil až na třetí pozici (podle průměru z pořadí).

Pořadí svalů se u ostatních svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u svalů m. trapezius – pars descendens a m. deltoideus – pars media. Změna o 4 pozice byla nalezena až u 4 z 8 svalů, mezi které se zařadily m. trapezius – pars

ascendens, m. deltoideus – pars anterior, m. biceps brachii a m. infraspinatus (podrobněji v Tabulce 7).

U pokusu bez vibrací byly v synchronní aktivaci naměřeny pouze m. deltoideus – pars media a m. infraspinatus, kdy se dělily o pozici třetího a čtvrtého místa. Při pohybu do vzporu se zapojením vibrační komponenty došlo k většímu výskytu svalové koaktivace. M. trapezius – pars descendens a m. trapezius – pars ascendens se dělily o první a druhé místo. O páté a šesté místo se dělily m. deltoideus - pars anterior a m. deltoideus – pars posterior.

Tabulka 7. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před řízenou rehabilitací u skupiny A₁ u pokusu bez Redcord Stimuly a s ní

Skupina A1								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
1. POKUS BEZ STIMULY								
POŘADÍ celkové	5	6	2	3 4	7	1	8	3 4
STIMULA 30 Hz								
POŘADÍ, celkové	1 2	1 2	5 6	7	5 6	3	4	8

5. 4 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u pacientky s diagnostikovanou subakromiální bursitidou bez stimulace vibracemi a s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz?

Při srovnání timingu vybraných svalů u pacientky se subakromiální bursitidou mezi pokusem bez využití Redcord Stimuly a při měřeném pokusu s využitím vibrací produkovaných Redcord Stimulou o frekvenci 30 Hz, byly nalezeny významné rozdíly v pořadí zapojených svalů, ale také ve výskytu synchronní aktivace.

Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. trapezius – pars ascendens, m. deltoideus – pars media a m. biceps brachii.

U pokusu bez Redcord Stimuly se m. trapezius – pars ascendens zapojil (podle průměrného pořadí) jako druhý, kdežto u pokusu s využitím vibrací se zapojil jako čtvrtý a zároveň pátý v pořadí.

U pokusu bez Redcord Stimuly se m. deltoideus – pars media zapojil (podle průměrného pořadí) jako čtvrtý a pátý, kdežto u pokusu s využitím vibrací se zapojil jako sedmý.

U pokusu bez Redcord Stimuly se m. biceps brachii zapojil (podle průměrného pořadí) jako šestý, kdežto u pokusu s využitím vibrací se zapojil jako poslední z 8 testovaných svalů.

Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u svalů m. serratus anterior a m. deltoideus – pars posterior. Změna o 5 pozic byla nalezena u m. deltoideus – pars anterior a dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 pozic u m. infraspinatus (podrobněji v Tabulce 8).

U pokusu bez vibrací byly v synchronní aktivaci naměřeny pouze m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars posterior, kdy se dělily o pozici čtvrtého a pátého místa. Při pohybu do vzporu se zapojením vibrační komponenty došlo ke změně synchronní aktivity ve prospěch m. trapezius – pars ascendens a m. serratus anterior, které opět zaujaly čtvrté a zároveň páté místo.

Tabulka 8. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před řízenou rehabilitací u skupiny B u pokusu bez Redcord Stimuly a s ní

Skupina B								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
1. POKUS BEZ STIMULY								
POŘADÍ	3	2	1	4 5	4 5	7	6	8
STIMULA 30 Hz								
POŘADÍ	3	4 5	6	7	1	4 5	8	2

5. 5 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou s využitím Redcord Stimuly produkující vibrace o frekvenci 30 Hz před zahájením sérií cvičení?

V této výzkumné otázce došlo k porovnání skupiny A₁ a skupiny B při prováděném pokusu s vibrační komponentou o frekvenci 30 Hz. Tento pokus byl měřen ještě před samotným zahájením sérií rehabilitací.

Mezi těmito dvěma skupinami byly nalezeny rozdíly jak v zapojení jednotlivých svalů do měřeného pohybu, tak ve výskytu synchronní aktivity.

Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. trapezius – pars ascendens a m. serratus anterior.

U skupiny A₁ se m. trapezius – pars ascendens zapojil (podle průměrného pořadí) jako první a druhý, kdežto u skupiny B se zapojil jako třetí v pořadí.

U skupiny A₁ se m. serratus anterior zapojil (podle průměrného pořadí) jako třetí, kdežto u skupiny B se zapojil synchronně a bylo mu přiděleno čtvrté a páté místo.

Nevýznamný rozdíl (o jednu pozici) v pořadí vykazují svaly m. trapezius – pars descendens a m. deltoideus – pars anterior. Stejného pořadí u obou skupin dosáhl m. deltoideus – pars media.

Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 4 pozice byla pozorována u m. biceps brachii. Změna o 5 pozic byla nalezena u m. deltoideus – pars posterior a dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 pozic u m. infraspinatus (podrobněji v Tabulce 9).

Tabulka 9. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před řízenou rehabilitací u skupiny A₁ a B u pokusu s Redcord Stimulou

Skupina A1								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
STIMULA 30 Hz								
POŘADÍ, celkové	1 2	1 2	5 6	7	5 6	3	4	8
Skupina B								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
STIMULA 30 Hz								
POŘADÍ	3	4 5	6	7	1	4 5	8	2

U skupiny A₁ byly v synchronní aktivaci naměřeny hned 2 páry měřených svalů. M. trapezius – pars descendens a m. trapezius – pars ascendens se dělily o pozici prvního a druhého místa. Páté a šesté místo bylo přiděleno m. deltoideus – pars anterior a m. deltoideus – pars posterior. U skupiny B došlo k synchronní aktivaci m. trapezius – pars ascendens a m. serratus anterior, kdy jim byla přiřazena čtvrtá a pátá pozice v pořadí zapojení testovaných svalů.

5. 6 Výsledky k výzkumné otázce č. 5

Bude změněn timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců?

Timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců byl změněn významným způsobem.

Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. deltoideus – pars media a m. infraspinatus.

Před zahájením cvičení se m. deltoideus – pars media zapojil (podle průměrného pořadí) jako druhý, kdežto po proběhlé sérii rehabilitaci s využitím Redcord Stimuly dosáhl své aktivace až na páté a zároveň šesté pozici.

Před zahájením cvičení se m. infraspinatus zapojil (podle průměrného pořadí) jako čtvrtý, kdežto po proběhlé sérii rehabilitaci s využitím Redcord Stimuly dosáhl své aktivace již na druhém místě.

Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u m. trapezius – pars descendens a m. trapezius – pars ascendens. Změna o 4 pozice byla nalezena u m. deltoideus – pars posterior a m. serratus anterior. Dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 pozic u m. deltoideus – pars anterior (podrobněji v Tabulce 10).

Nevýznamný rozdíl (o jednu pozici) v pořadí je pozorovatelný u m. biceps brachii.

Celkově lze pozorovat nárůst výskytu koaktivace jednotlivých měřených svalů po cvičení s využitím Redcord Stimuly. Při měření před zahájením cvičení byly v synchronní aktivitě nalezeny pouze m. trapezius – pars ascendens spolu s m. biceps brachii, které se dělily o šesté a sedmé místo (dle průměru z pořadí). Při kontrolním měření po proběhlé rehabilitaci byla pozorována synchronní aktivita hned u 4 z měřených 8 svalů. O páté a šesté místo se dělily m. trapezius – pars descendens a m. deltoideus – pars media, sedmé a osmé místo zaujaly m. biceps brachii spolu s m. deltoideus – pars anterior.

Tabulka 10. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před a po sérii řízených rehabilitací u skupiny A₂ u pokusů bez Redcord Stimuly

Skupina A ₂								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
1. POKUS BEZ STIMULY PŘED CVIČENÍM								
POŘADÍ	2	6 7	1	3	5	8	6 7	4
1. POKUS BEZ STIMULY PO CVIČENÍM								
POŘADÍ	5 6	3	7 8	5 6	1	4	7 8	2

5. 7 Výsledky k výzkumné otázce č. 6

Bude změněn timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u pacientky se subakromiální bursitidou?

Timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u pacientky se subakromiální bursitidou byl změněn významným způsobem.

Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. deltoideus – pars posterior a m. trapezius – pars descendens.

Před zahájením cvičení se m. deltoideus – pars posterior zapojil jako čtvrtý a pátý, kdežto po proběhlé sérii rehabilitací s využitím Redcord Stimuly dosáhl své aktivace až šestém místě.

Před zahájením cvičení se m. trapezius – pars descendens zapojil jako třetí, kdežto po proběhlé sérii rehabilitací s využitím Redcord Stimuly dosáhl své aktivace již na prvním místě.

Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u m. biceps brachii a m. serratus anterior. Změna o 4 pozice byla nalezena u m. deltoideus – pars anterior. O 5 pozic se změnilo pořadí m. trapezius – pars ascendens a dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 míst u m. infraspinatus (podrobněji v Tabulce 11).

Nevýznamný rozdíl (o jednu pozici) v pořadí je pozorovatelný u m. deltoideus – pars media.

Zde nemůžeme na základě výsledků tvrdit o růstu synchronní aktivity, ale o pravém opaku. Před sérií cvičení byly synchronně aktivovány m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars posterior, kdežto po sérii rehabilitací nedošlo u pacientky k záznamu žádné koaktivace testovaných svalů během pohybu do vzporu.

Tabulka 11. Srovnání pořadí jednotlivých svalů před a po sérii řízených rehabilitací u skupiny B u pokusů bez Redcord Stimuly

Pacientka s bursitidou								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
1. POKUS BEZ STIMULY PŘED CVIČENÍM								
POŘADÍ	3	2	1	4	4	7	6	8
				5	5			
1. POKUS BEZ STIMULY PO CVIČENÍM								
POŘADÍ	1	7	5	6	8	4	3	2

5. 8 Výsledky k výzkumné otázce č. 7

Liší se timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou?

Poslední výzkumná otázka porovnává timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u skupiny A₂ a B. Rozdíly v timingu i synchronní aktivaci jsou zde pozorovatelné, nicméně oproti všem výzkumným otázkám, je u této největší počet svalů (celkem 3), které mají stejné pořadí zapojení jak u skupiny A₂, tak u skupiny B.

Svaly, které mají stejné pořadí v zapojení do prováděného pohybu jak u skupiny A₂, tak B, jsou m. deltoideus – pars media, m. serratus anterior a m. infraspinatus.

Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. deltoideus – pars anterior, kdy u skupiny A₂ získal sedmou a zároveň osmou pozici (dle průměru z pořadí) a u skupiny B měl sval přiděleno páté místo.

Změna o 4 pozice byla zaznamenána u m. trapezius – pars descendens, m. trapezius – pars ascendens a m. biceps brachii. Největším rozdílem v pořadí aktivace mezi skupinami A₂ a B byl m. deltoideus – pars posterior, kdy u skupiny zdravých lidí byl aktivován jako první, kdežto u pacientky se subakromiální bursitidou byl do aktivace zapojen až jako poslední, osmý sval (podrobněji v Tabulce 12).

Tabulka 12. Srovnání pořadí jednotlivých svalů po sérii řízených rehabilitací u skupiny A₂ a B u pokusů bez Redcord Stimuly

Skupina A₂								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
1. POKUS BEZ STIMULY PO CVIČENÍ								
POŘADÍ	5	3	7	5	1	4	7	2
	6		8	6			8	
Pacientka s bursitidou								
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
1. POKUS BEZ STIMULY PO CVIČENÍ								
POŘADÍ	1	7	5	6	8	4	3	2

6 DISKUZE

Ramenní pletenec je velmi důležitým spojem mezi osovým orgánem a horní končetinou, který zajišťuje podpůrnou a zabezpečovací hybnost hrubé motoriky. Kloubních spojení v rámci RP je hned několik a jsou doplněny o složitý komplex vazů a svalů. Pohyb v ramenním kloubu není nikdy izolovaný, ale vždy se jedná o velmi komplexní pohyb, který je výsledkem souhry všech struktur RP. Na základě správné funkce tohoto velmi složitého komplexu se mohou realizovat funkce horní končetiny, které jsou pro člověka jako jedince zásadní (Janura et al., 2004; Véle 2006).

Pro optimální funkci RP musí být zajištěna harmonická spolupráce všech 3 komponent – kloubních spojení, vazů a svalů. Kombinace zapojení svalů RP do prováděného pohybu je ovlivněna mnoha biomechanickými faktory, jako jsou síla a délka svalů, úhly v kloubech, gravitace a mnoha dalšími. Z mnoha důvodů může dojít k narušení optimálního zapojení svalů do zamýšleného pohybu, kdy nejčastějším důvodem bývá přítomná bolest. Na základě neoptimálního timingu svalů se mohou měnit stereotypy pohybu v RP a naopak, s možností vzniku následné patologie (Michalíček & Vacek, 2014; Schenkman & Rugo de Cartaya, 1987).

Celkově existuje velmi omezené množství informací, ve vědeckém světě, o timingu svalů ramenního pletence během fyziologických pohybů. Je velmi obtížné srovnávat jednotlivé EMG studie mezi sebou, jelikož se liší výrazně jejich metodika, která je založena většinou na různorodých výzkumných souborech. (Sangwan et al., 2015).

Studie Ortega-Cebriána et al. (2019) si dala za cíl zhodnotit začátek aktivace periskapulárních svalů a svalů rotátorové manžety během fyziologických pohybů u vrcholových sportovců (házenkáři) a nesportujících jedinců. Svalová aktivita byla zaznamenávána pomocí povrchové elektromyografie během flexe a abdukce ramenního kloubu ve 3 rychlostech se závažím (3kg) uchopeným v testované horní končetině a bez zatížení. Mezi skupinami nebyl pozorován žádný rozdíl v timingu aktivace měřených svalů. Aktivace nástupu svalové tkáně nastala před pohybem ve všech měřených svalech, nicméně nejčasněji se aktivovala přední a střední část deltového svalu spolu s horní částí trapézového svalu. Svaly rotátorové manžety (v této studii myšlen nahřebenový, podhřebenový a podlopatkový sval) se aktivují nejpozději od zaznamenaného začátku prováděného pohybu. Sval podhřebenový se aktivoval jako

poslední u obou testovaných skupin. Nejrychlejší aktivace byla pozorována při pohybech prováděných střední rychlostí a při zatíženém rameni.

Běžně je také uváděno, že nadhřebenový sval iniciuje pohyb do abdukce, avšak pro toto tvrzení neexistují žádné přímé důkazy. Ve studii autoři Reed, Cathers, Halaki a Ginn (2013) byl pomocí povrchové elektromyografie testován timing svalů RP při pohybu do abdukce u skupiny 14 zdravých jedinců. Výsledky poukazyvaly na skutečnost, že všechny svaly byly aktivovány před nástupem samotného pohybu (stejně jako výše zmíněná studie Ortega-Cebriána et al., 2019). Podlopatkový sval byl aktivován výrazně později než nadhřebenový, podhřebenový, deltový a horní trapézový sval, kdy tyto svaly měly velmi podobnou počáteční aktivaci. Na základě této studie tedy vyplývá, že nadhřebenový sval se sice zapojuje při pohybu humeru do abdukce, ale ne dříve než mnoho jiných svalů RP. Tvrzení, že nadhřebenový sval iniciuje pohyb do abdukce, je proto zavádějící.

Účelem studie dle Wickham, Pizzari, Stansfeld, Burnside a Watson (2010) bylo zhodnocení EMG aktivity ze vzorku zdravých ramen, aby bylo možno vytvořit referenční databázi a použít ji pro srovnání s patologickými rameny. Byly zaznamenávány charakteristiky časové a intenzivní aktivace svalů RP během abdukce a addukce u dominantních zdravých ramen u 24 subjektů. Do studie bylo zařazeno 15 svalů RP. Účastníci prováděli 10 dynamickým pohybů z abdukce do addukce ve frontální rovině se zátěží v ruce v podobě lehké činky. Bylo prokázáno, že nadhřebenový sval zahájil pohyb spolu se střední částí deltového svalu a středního trapézového svalu, které byly aktivovány ještě před začátkem pohybu. Mezi jedinci byly však pozorovány interindividuální rozdíly, které byly však považovány za „normální“.

Z výše uvedených studií vyplývá, že není jednoduché stanovit fyziologický timing u zdravé populace. Nejčasnější aktivace do pohybu flexe nebo abdukce v ramenním kloubu připadá deltovému a trapézovému svalu. Podrobnější informace ohledně timingu svalů však nelze globalizovat a je pozorovatelná výrazná interindividuální variabilita.

Kromě nedostatečného množství informací stanovujících fyziologický timing svalů RP při pohybu je také naprosto neprozkoumanou oblastí problematika timingu svalů při vystavení mechanickým vibracím. Omezené je také množství studií, které zkoumají účinek vibrací na funkci svalů lidského organismu.

Vibrace byly vždy spojovány s negativním vlivem na lidský organismus. Nicméně naskytá se možnost využití vibrací pro terapii pohybových poruch a v klinické diagnostice. Účinky vibrací jsou velmi závislé na kombinaci mnoha faktorů (parametry vlastní mechanické vibrace, celkový stav organismu a biologické vlastnosti tkáně) a je pozorována výrazná interindividuální variabilita mezi jedinci. Před použitím vibrací v rehabilitaci je nutno velmi podrobně zhodnotit způsob aplikace a nastavení parametrů mechanických vibrací. Zhodnotit také, zda terapie poskytne dostatečné benefity pro daného jedince a je pro něho vhodná. Léčba za pomoci vibrací je stále ještě obestřena spoustou nejasností, které musí být nejprve objasněny, aby byl poskytnut komplexní pohled na celou problematiku. Na druhou stranu, jemná cílená lokální vibrace v rámci manuálních terapií má nesporný pozitivní vliv působením přes aferenci svalového vřetenka (Paráková et al., 2008).

Vibrace působí na lidský organismus velmi komplexně. Nedochozí k ovlivnění pouze na etáži svalové, ale vibracemi jsou ovlivňovány také různé oblasti mozkové kůry. Vibrační stimul dokáže ovlivnit excitační stav jak periferních, tak centrálních struktur (Cardinale & Bosco, 2003; Naito et al., 2000).

Většina studií se zabývá celotělovou vibrací, kdy je tělo jedince vystaveno mechanickým stimulům prostřednictvím vibrační platformy a vibrace jsou nepřímo přenášeny do lidského organismu nejčastěji přes dolní končetiny. CV se v dnešní době využívají především za účelem slibovaného zvýšení svalové síly, rychlosti a koordinace pohybu. Nicméně využití CV je problematické a nese s sebou i případná rizika poškození zdraví jedince, jelikož jakékoliv dlouhodobé vystavení vibracím nemá příznivý vliv na lidský organismus (Alam et al., 2018; Paráková et al., 2008).

Lokální vibrace nesou hned několik benefitů. Jedním z nich jsou nižší pořizovací náklady oproti CV, přenosnost a možnost přímo zacílit na danou konkrétní pohybovou svalovou skupinu. Využívá se v neurorehabilitaci pro snížení spasticity u postižených jedinců. Nejčastěji se však LV využívá pro stimulaci funkce hypofunkčního svalu opakovaným vyvoláváním tonického vibračního reflexu (Paráková, 2008; Souron et al., 2017).

Nastavení frekvence vibrací je velmi složitou disciplínou, jelikož prozatím nedošlo ke stanovení optimální frekvence vibrací, která by byla při cvičení s vibracemi ideální pro zamýšlejší, chtěný efekt (Alam et al., 2020).

Dle Kima et al. (2014) jsou svaly schopny upravovat mechanické vibrace změnami excitační frekvence svalové aktivity a to v rozmezí 10-65 Hz, jelikož k vibracím o této frekvenci v těle obvykle dochází. Ve studii Kima et al. (2014) byl zkoumán efekt vlivu vibrací o různých frekvencích na svalovou aktivitu u předního pilovitého svalu. Účastníci studie během měření zaujímali polohu kliku s extendovanými horními končetinami, kdy ruce spočívaly v závěsném systému Redcord a vibrace byly produkovány Redcord Stimulou, umístěnou nad hlavou probandů na pevných lanech. Jedinci byli vystaveni 4 typům vibrací (0, 30, 50 a 90 Hz), a svalová aktivita byla měřena pomocí bezdrátové elektromyografie. Vibrace o frekvenci 50 Hz stimulovala vyšší svalovou aktivitu v proximálním svalstvu. Aktivita předního pilovitého svalu byla významně nižší během vibrací při 90 Hz než při vibracích 30 a 50 Hz, což poukazuje na skutečnost, že vysokofrekvenční vibrace mohou účinně potlačit nebo zmírnit bolest snížením svalové aktivity.

Oproti tomu Di Giminiani et al. (2013) uvádějí na základě své studie, že nižší aplikace CV (okolo 25-35 Hz) vedou k maximální aktivaci svalů distálních svalových skupiny, kdežto vyšší frekvence (okolo 45-55 Hz) vyvolává větší odezvy ve svalech uložených proximálně od vibrujícího přístroje.

Také ve studii Perchthaler et al. (2013) bylo zjištěno, že CV o frekvenci 30 Hz dokáže vyvolat výrazné zvýšení svalové aktivity oproti nižším frekvencím.

Na základě studií, týkajících se nastavení frekvencí vibrací na optimum pro zamýšlený efekt u daného svalu zařazených v mé diplomové práci, lze stanovit, že ideální frekvence vibrací pro zvýšení aktivace svalů bude v rozmezí mezi 30-50 Hz. V mém prováděném výzkumu byla využita frekvence vibrací 30 Hz. Bohužel však neexistují žádné odborné publikace, které by zkoumaly prolongovaný ani okamžitý efekt vibrací na změnu timingu svalů RP.

6. 1 Diskuze k metodice

Do výzkumného souboru, prováděné studie v rámci diplomové práce, bylo zahrnuto celkem 15 zdravých probandů ve věku od 18 do 30 let, s průměrným věkem 23 let. Vzorek tvořilo 8 žen a 7 mužů. Oproti této skupině byla do studie zařazena také pacientka, ve věku 73 let, s diagnostikovanou subakromiální bursitidou. Výzkumný soubor tvořili z většiny jedinci s pravostrannou dominancí horní končetiny, ale objevili se také dva probandi s dominancí levostrannou.

Následné rozdělení do skupin dle prováděné intervence bylo náhodné. Vyšetření před samotným měřením zahrnovalo vyplnění anamnestického dotazníku a klinické vyšetření zaměřené na ramenní pletenec, které prováděl T₁. T₂ následně prováděl již samotné měření timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny v CKC.

V rámci anamnestického dotazníku se vyplňoval druh zaměstnání, kdy z velké většiny se jednalo o studenty oboru fyzioterapie. Ve sportovních aktivitách se nejčastěji opakovaly procházky, běh, jízda na kole nebo posilování s vlastní vahou. Jeden proband se dokonce věnoval běžeckému lyžování na profesionální úrovni, kdy tréninky probíhaly vždy 2 hodiny, 3x týdně.

V rámci klinického vyšetření byly voleny testy, na základě kterých, by mohla být odhalena případná patologie. Skapulohumerální rytmus a stereotyp flexe byl u téměř u všech probandu symetrický. U jednoho probanda byla pozorována při zpětném pohybu do upažení elevace obou lopatek spolu s přítomností jejich sakadovaného pohybu do výchozí pozice. U dvou případů se objevil obraz nedostatečné fixace lopatek a prominence mediální hrany lopatky při prováděném pohybu. Vyšetření konstituční hypermobility u účastníků studie bylo velmi důležité, protože byla prokázána její souvislost se zvýšeným rizikem instability ramenního kloubu ve studii Camerona et. al (2010). Pouze u dvou probandů, ženského pohlaví, byla zjištěna konstituční hypermobilita na základě vyšetření dle Beightona a Horana. U jednoho z těchto účastníků byla také při testu vícesměrné instability pozorována výraznější laxicita vaziva oboustranně.

Během následně probíhajících terapií byli probandi dotazováni, zda je pro ně cvičení se stimulacemi jednodušší oproti situaci bez využití stimulací. Jeden proband, který posiloval především analyticky v posilovně s využitím závaží, uváděl, že je provedení cviku v závěsném aparátu s vibracemi subjektivně obtížnější. Jedna účastnice, která byla zvyklá cvičit v domácím prostředí se závěsným systémem TRX uvedla, že cvičení s vibracemi bylo náročnější na koordinaci pohybu. Zbytek probandů v závěsném aparátu nikdy necvičili, a nebyli tak schopni určit, zda je provedení obtížnější s vibracemi nebo bez nich. Nikomu z probandů nebylo cvičení s vibracemi nepříjemné.

Výsledky provedeného výzkumu, zaměřujícího se na timing vybraných svalů RP, bohužel není možno porovnat s odbornými publikacemi, jelikož takové studie u zdravých jedinců nebyly doposud provedeny.

6. 2 Diskuze k hypotéze H₀₁

Stanovená hypotéza byla naměřenými výsledky potvrzena. Došlo k většímu výskytu synchronní aktivace svalů po sérii cvičení s Redcord Stimulou. Měřené svaly před řízenou rehabilitací vykazovaly v průměru pouze 2 svaly nacházející se v synchronní aktivaci a to m. trapezius pars ascendens a m. biceps brachii. Po proběhlé intervenci a kontrolním EMG měření byla vyhodnocena koaktivace u 4 z 8 testovaných svalů, přesněji u m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars media a m. biceps brachii.

Dle Kirkesola (2009) kombinace cvičení v závěsu, spolu s aplikací vibrační klade vysoké nároky na stabilitu celého těla a tudíž nutnost většího svalového úsilí. Toto tvrzení by mohlo vědecky podporovat potvrzení hypotézy. Okrajové potvrzení hypotézy podává také studie autorů Mischi a Cardinale (2009). V této studii prováděli jedinci pět zkoušek izometrické flexe lokte a pět zkoušek extenze lokte při aplikaci vibrační a bez nich. Vibrace byla nastavena na frekvenci 28 Hz. Povrchová elektromyografie snímala aktivitu dvouhlavého a tříhlavého pažního svalu. Výsledek potvrzuje, že cvičení s vibrační vede ke zvýšení aktivace a koaktivace dvouhlavého a tříhlavého pažního svalu.

6. 3 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

Při porovnání timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC u zdravých jedinců oproti pacientce se subakromiální bursitidou, byly zjištěny rozdíly v zapojení jednotlivých svalů. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl zaznamenán u svalů m. trapezius – pars descendens, m. deltoideus – pars posterior a m. biceps brachii.

U obou skupin se vyskytovala také synchronní aktivace, kdy u obou skupin se v koaktivaci nacházel m. deltoideus – pars media.

Největší rozdíl v pořadí byl pozorován u m. serratus anterior, kde se u skupiny zdravých jedinců zapojil jako první (podle průměrného pořadí) a u skupiny B se zapojil jako sedmý z testovaných svalů. Tento výsledek poukazuje na nižší aktivaci m. serratus

anterior u jedinců se subakromiální bursitidou. Lin et al. (2005) ve své studii tento výsledek potvrzují.

6. 4 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Při srovnání timingu vybraných svalů u zdravých jedinců mezi pokusem bez využití Redcord Stimuly a při měřeném pokusu s využitím vibrací produkovaných Redcord Stimulou o frekvenci 30 Hz, byly nalezeny významné rozdíly v pořadí zapojených svalů, ale také ve výskytu synchronní aktivace.

Rozdíly v pořadí byly u těchto dvou pokusů nejmarkantnější, kdy 4 z 8 svalů změnilo svoje pořadí v zapojení o 4 pozice při pokusu s vibracemi oproti pokusu bez vibrací. Při pokusu bez Redcord Stimuly byl pozorován trend zapojení svalů ve směru distoproximálním. Při pokusu s Redcord Stimulou byl tento trend přesně opačný, kdy nejprve se zapojily svaly periskapulární a pak až následně svaly v oblasti paže. Tento výsledek může podporovat tvrzení, kdy je při aplikaci vibrací kladen vysoký nárok na stabilitu celého těla (Kirkesola, 2009).

U pokusu bez vibrací byly v koaktivaci pouze 2 svaly, kdežto při stimulaci o frekvenci 30 Hz, došlo k výskytu synchronní aktivace u 4 z 8 svalů. Tento výsledek opět podporují ve svých člancích Kirkesola (2009) i Mischi a Cardinale (2009), stejně jako u hypotézy H_01 .

6. 5 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

Při srovnání timingu vybraných svalů u pacientky se subakromiální bursitidou mezi pokusem bez využití Redcord Stimuly a při měřeném pokusu s využitím vibrací produkovaných Redcord Stimulou o frekvenci 30 Hz, byly nalezeny významné rozdíly v pořadí zapojených svalů, ale také ve výskytu synchronní aktivace.

Synchronní aktivita byla u každého z pokusu zaznamenána u jednoho páru svalů, v každém pokusu však u jiné dvojice.

Kim, Dvir a Oh (2020) uvádějí, že metoda Neurac s využitím vibrací, je jedním z účinných zásahu u subakromiální bursitidy, kdy dochází ke snížení bolesti, zvýšení funkce a zvýšení rozsahu pohybu. Působením vibrací může také dojít ke zvýšení svalové síly do rotace. Toto tvrzení podporuje výsledek měření, kdy u m. infraspinatus (především zevního rotátoru) došlo k výrazné změně pozice v pořadí měřených svalů. Z poslední pozice, která byla u tohoto svalu naměřena při pokusu bez Redcord Stimuly,

byl sval ve své aktivaci posunut o 6 pozic směrem k druhému místu, které obdržel při pokusu s využitím Redcord Stimuly s frekvencí vibrací 30 Hz.

6. 6 Diskuze k výzkumné otázce č. 4

Při zkoumání této výzkumné otázky byly mezi těmito dvěma skupinami nalezeny rozdíly jak v zapojení jednotlivých svalů do měřeného pohybu, tak ve výskytu synchronní aktivity.

Větší výskyt synchronní aktivity byl pozorován u skupiny zdravých jedinců, kde byly v koaktivaci 4 z 8 svalů. U skupiny B byl v aktivaci pouze 1 pár svalů.

Nejmarkantnější rozdíl je pozorovatelný v zapojení m. infraspinatus, kdy u skupiny A₁ se zapojuje jako poslední z testovaných svalů, ale u skupiny B se zapojuje jako druhý v pořadí. Tento výsledek může být způsoben skutečností, že vibrace aplikované u subakromiální bursitidy podporují funkci zevních rotátorů (Kim et al., 2020).

Pro bližší vysvětlení této výzkumné otázky by byla potřeba odborných studií, které by tuto situaci dokázaly detailně popsat a zhodnotit.

6. 7 Diskuze k výzkumné otázce č. 5

Většina odborných studií hodnotí okamžitý účinek vibrací, nikoliv efekt jejich dlouhodobé aplikace. Proto výsledky následující otázky č. 5 nelze podložit odbornou literaturou, jelikož studie na toto téma nebyly doposud zrealizovány.

Timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců byl změněn významným způsobem.

Celkově lze pozorovat nárůst výskytu koaktivace jednotlivých měřených svalů po cvičení s využitím Redcord Stimuly. Při pokusu před zahájením cvičení, byly v koaktivaci zaznamenány pouze 2 svaly a to m. trapezius – pars ascendens a m. biceps brachii. Po proběhlé sérii rehabilitací s využitím Redcord Stimuly došlo k synchronní aktivitě u 4 z 8 svalů.

K velmi významným změnám v pořadí došlo u m. trapezius – pars descendens, který byl před cvičením na druhé pozici (z průměrného pořadí) a po intervenci zajal pátou a šestou pozici v koaktivaci s m. deltoideus – pars media. M. trapezius – pars ascendens zaujímal před cvičením na šestou a sedmou pozici (z průměrného pořadí) a po intervenci mu byla přiřazena pozice třetí. Změna o 4 pozice byla nalezena u

m. deltoideus – pars posterior a m. serratus anterior, kdy oba svaly se po cvičení přesunuly do předních příček v zapojení svalů. Dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 pozic u m. deltoideus – pars anterior, kdy před zahájením cvičení se zapojoval do aktivace jako první z testovaných a po proběhlé rehabilitaci se dělil s m. biceps brachii o sedmé a osmé místo.

6. 8 Diskuze k výzkumné otázce č. 6

Diskuze u této výzkumné otázky se potýká se stejným problémem jako výzkumná otázka č. 5. Výsledky také nelze podložit odbornou literaturou, jelikož studie na toto téma nebyly doposud zrealizovány.

Zvláštností je nepřítomnost jakékoliv koaktivace při měření po proběhlé reabilitaci. V rámci měření před zahájením intervence byla synchronní aktivita pozorována u zadní a střední části deltového svalu.

Výraznou změnu pozice prodělal m. infraspinatus, který se z posledního místa, naměřeného při prvním pokusu před cvičením, přesunul na pozici druhou. Tento výsledek může být způsoben skutečností, že vibrace aplikované u subakromiální bursitidy podporují funkci zevních rotátorů (Kim et al., 2020).

Rozdíl o tři pozice byl také pozorován u m. serratus anterior, kde se v prvním pokusu před cvičením nacházel na sedmém místě, ale po proběhlé intervenci obsadil místo čtvrté. Tento výsledek opět poukazuje na tvrzení, které ve své studii uvádí Lin et al. (2005), o nižší aktivaci m. serratus anterior u jedinců se subakromiální bursitidou.

U přední, střední a zadní části deltového svalu došlo k posunu pořadí zapojení svalů směrem k posledním pozicím.

M. trapezius – pars ascendens byl u prvního měření před stimulací vibracemi zařazen na druhé místo v zapojení svalů do aktivace. Po proběhlé intervenci došlo ke změně jeho zapojení a to až na sedmou pozici. U pacientky byla při úvodním klinickém vyšetření pozorována elevace postiženého ramene. Během cvičení s Redcord Stimulou docházelo velmi často k upozorňování pacientky na elevovaná ramena a k nutným korekcím ve smyslu deprese slovním pokynem nebo dotykem. Domnívám se, že by tento výsledek mohl poukazovat na snížení aktivace horní části trapézového svalu, která byla před započtím cvičení ve výrazném hypertonu a podporovala elevaci

ramene. Díky cvičení s vibracemi mohlo tedy dojít ke snížení napětí v tomto svalu a k jeho optimálnější aktivaci do prováděného pohybu v CKC.

6. 9 Diskuze k výzkumné otázce č. 7

Výsledky této výzkumné otázky opět nemohou být opět opřeny o odborné publikace, jelikož žádné takové prováděny nebyly.

Poslední výzkumná otázka porovnává timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u skupiny A₂ a B. Rozdíly v timingu i synchronní aktivaci jsou zde pozorovatelné, nicméně oproti všem výzkumným otázkám, je u této největší počet svalů (celkem 3), které mají stejné pořadí zapojení jak u skupiny A₂, tak u skupiny B.

Po stimulaci tak pozoruji určitý trend v podobném zapojování vybraných svalů dominantního ramenního pletence do pohybu flexe v CKC s využitím závěsného systému Redcord. V žádném výsledku jakékoliv výzkumné otázky nedošlo k tak shodnému umístění v zapojení do aktivace u 3 z 8 testovaných svalů.

6. 10 Diskuze k limitům diplomové práce

Během prováděného výzkumu a především po jeho ukončení a zpracovávání výsledků vyvstaly určité limity, které obsahovala provedená studie.

Jedním z limitů bylo množství účastníků studie. Ve skupině A₁ bylo 15 probandů, kteří však podstoupili pouze jednorázové měření EMG aktivity. Následně ve výzkumu pokračovalo pouze 4 jedinci, kteří byli zařazení do skupiny A₂ a pacientka se subakromiální bursitidou byla označena jako skupina B. Větší počet probandů by zajistil přesnější výsledky stanovené na základě průměru naměřených hodnot. Za největší limit považuji přítomnost pouze jednoho pacienta s patologií ve studii. Porovnání výsledků zdravých jedinců tak probíhalo pouze s jedním patologickým vzorkem.

Jeden z dalších limitů této studie je věk pacienty, který nekorresponduje s průměrným věkem ostatních účastníků tohoto výzkumu. Ideální by bylo mít podobně staré jedince, jelikož svalový aparát se vyvíjí a mění s ohledem na věk (a nejenom na něj).

Pro komplexní zhodnocení celé řešené problematiky a ucelenost výsledků by bylo ideální provádět řízenou rehabilitaci nejen u jedné skupiny probandů. Ideální by bylo

sestavení kontrolní A a B a výzkumné skupiny A a B o dostatečném počtu probandů. Kontrolní skupina A by se skládala ze zdravých probandů a cvičila by se závěsným systémem bez využití Redcord Stimuly. Kontrolní skupina B by byla složena z pacientů s problematikou subakromiální bursitidy a cvičila by se závěsným systémem bez využití Redcord Stimuly. Výzkumná skupina A sestavená opět ze zdravých probandů by cvičila se závěsným systémem s využitím vibrací, produkovaných Redcord Stimulou. Poslední výzkumná skupina B by se skládala z pacientů se subakromiální bursitidou a opět by se cvičilo se závěsným systémem s využitím vibrací, produkovaných Redcord Stimulou.

Porovnání výsledku takto sestaveného výzkumného souboru a rozdělení do kontrolních a výzkumných skupin by poskytlo velké množství informací a komplexní praktický pohled na danou problematiku.

Bylo by přínosné na tento výzkum navázat a zhodnotit, jaký je rozdíl timingu vybraných svalů dominantního ramenního pletence po absolvované konveční fyzioterapii, po terapii s využitím závěsného systému Redcord a po terapii s využitím závěsného systému Redcord a Redcord Stimuly. Rozhodně by bylo také užitečné zhodnotit, zda efekt vytvořený Redcord Stimulou přetrvává u pacientů i po delší době od ukončení terapií.

7 ZÁVĚR

Tato diplomová práce si kladla za cíl zhodnotit změnu časového zapojení (timingu) vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) u výzkumné skupiny zdravých jedinců před zahájením terapie s Redcord Stimulou a po jejím ukončení.

1. Na základě výsledků došlo k potvrzení H_01 . Po absolvované sérii cvičení s Redcord Stimulou došlo u zdravých jedinců k průměrně většímu výskytu synchronní aktivace u vybraných testovaných svalů. Měřené svaly před řízenou rehabilitací vykazovaly v průměru pouze 2 svaly nacházející se v synchronní aktivaci a to m. trapezius pars ascendens a m. biceps brachii. Po proběhlé intervenci a kontrolním EMG měření byla vyhodnocena koaktivace u 4 z 8 testovaných svalů, přesněji u m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars media a m. biceps brachii. U probanda číslo 6 nebyla pozorována koaktivace, ale došlo u něho ke zkrácení rozestupů v zapojení svalů do pohybu, kdy rozestupy mezi svaly byly před rehabilitací průměrně 0,154 s a po intervenci pouze 0,098 s.
2. Po srovnání timingu vybraných svalů ramenního pletence mezi skupinou A_1 a B před sérií cvičení byly zjištěny rozdíly v zapojení jednotlivých svalů. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl zaznamenán u svalů m. trapezius – pars descendens, m. deltoideus – pars posterior a m. biceps brachii. Největší rozdíl v pořadí byl zaznamenán u m. serratus anterior, kde se u skupiny zdravých jedinců zapojil jako první (podle průměrného pořadí) a u skupiny B se zapojil jako sedmý z testovaných svalů. U skupiny A_1 byly spolu v koaktivaci m. deltoideus – pars media a m. infraspinatus, u skupiny B byly synchronně aktivovány m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars posterior.
3. Při srovnání timingu vybraných svalů u zdravých jedinců mezi pokusem bez využití Redcord Stimuly a při měřeném pokusu s využitím vibrací produkovaných Redcord Stimulou o frekvenci 30 Hz, byly nalezeny významné rozdíly v pořadí zapojených svalů, ale také ve výskytu synchronní aktivace. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. serratus anterior, kdy u pokusu bez Redcord Stimuly se zapojil jako první (podle

průměru z pořadí), kdežto při pokusu s vibracemi se umístil až na třetí pozici (podle průměru z pořadí). Pořadí svalů se u ostatních svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u svalů m. trapezius – pars descendens a m. deltoideus – pars media. Změna o 4 pozice byla nalezena až u 4 z 8 svalů, mezi které se zařadily m. trapezius – pars ascendens, m. deltoideus – pars anterior, m. biceps brachii a m. infraspinatus. U pokusu bez vibrací byly v koaktivaci pouze 2 svaly, kdežto při stimulaci o frekvenci 30 Hz, došlo k výskytu synchronní aktivace u 4 z 8 svalů.

4. Při srovnání timingu vybraných svalů u pacientky se subakromiální bursitidou mezi pokusem bez využití Redcord Stimuly a při měřeném pokusu s využitím vibrací produkovaných Redcord Stimulou o frekvenci 30 Hz, byly nalezeny významné rozdíly v pořadí zapojených svalů, ale také ve výskytu synchronní aktivace. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. trapezius – pars ascendens, m. deltoideus – pars media a m. biceps brachii. Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u svalů m. serratus anterior a m. deltoideus – pars posterior. Změna o 5 pozic byla nalezena u m. deltoideus – pars anterior a dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 pozic u m. infraspinatus. U pokusu bez vibrací byly v synchronní aktivaci naměřeny pouze m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars posterior, kdy se dělily o pozici čtvrtého a pátého místa. Při pohybu do vzporu se zapojením vibrační komponenty došlo ke změně synchronní aktivity ve prospěch m. trapezius – pars ascendens a m. serratus anterior, které opět zaujaly čtvrté a zároveň páté místo.
5. Timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u zdravých jedinců byl změněn významným způsobem. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. deltoideus – pars media a m. infraspinatus. Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u m. trapezius – pars descendens a m. trapezius – pars ascendens. Změna o 4 pozice byla nalezena u m. deltoideus – pars posterior a m. serratus anterior. Dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 pozic u m. deltoideus – pars anterior. Nevýznamný rozdíl (o jednu pozici) v pořadí je pozorovatelný u m. biceps brachii. Celkově lze pozorovat nárůst výskytu

koaktivace jednotlivých měřených svalů po cvičení s využitím Redcord Stimuly.

6. Timing vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u pacientky se subakromiální bursitidou byl změněn významným způsobem. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. deltoideus – pars posterior a m. trapezius – pars descendens. Pořadí svalů se u ostatních měřených svalů měnilo velmi významně. Změna o 3 pozice byla pozorována u m. biceps brachii a m. serratus anterior. Změna o 4 pozice byla nalezena u m. deltoideus – pars anterior. O 5 pozic se změnilo pořadí m. trapezius – pars ascendens a dokonce došlo ke změně pořadí až o 6 míst u m. infraspinatus. Nevýznamný rozdíl (o jednu pozici) v pořadí je pozorovatelný u m. deltoideus – pars media. Zde nemůžeme na základě výsledků tvrdit o růstu synchronní aktivity, ale o pravém opaku. Před sérii cvičení byly synchronně aktivovány m. deltoideus – pars media a m. deltoideus – pars posterior, kdežto po sérii rehabilitací nedošlo u pacientky k záznamu žádné koaktivace testovaných svalů během pohybu do vzporu.
7. Při porovnání timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v CKC po sérii cvičení s Redcord Stimulou u skupiny A₂ a B, byly pozorovány rozdíly nejen v timingu, ale i v synchronní aktivaci. Ze všech hodnocených naměřených dat, je pouze u tohoto porovnání vidět největší počet svalů (celkem 3: m. deltoideus – pars media, m. serratus anterior a m. infraspinatus), které mají stejné pořadí zapojení jak u skupiny A₂, tak u skupiny B. Významný rozdíl v pořadí (o dvě pozice) byl vyhodnocen u svalu m. deltoideus – pars anterior, kdy u skupiny A₂ získal sedmou a zároveň osmou pozici (dle průměru z pořadí) a u skupiny B měl sval přiděleno páté místo. Změna o 4 pozice byla zaznamenána u m. trapezius – pars descendens, m. trapezius – pars ascendens a m. biceps brachii. Největším rozdílem v pořadí aktivace mezi skupinami A₂ a B byl m. deltoideus – pars posterior, kdy u skupiny zdravých lidí byl aktivován jako první, kdežto u pacientky se subakromiální bursitidou byl do aktivace zapojen až jako poslední, osmý sval.

8 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit změnu časového zapojení (timingu) vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v ramenním kloubu dominantní horní končetiny v CKC u výzkumné skupiny zdravých jedinců před zahájením terapie s Redcord Stimulou a po jejím ukončení.

V teoretické části je prvních deset stran věnováno biomechanice a kineziologii ramenního pletence. Kromě popisu kloubních spojení, obsahuje tato kapitola také přehled základních pohybů prováděných v ramenním kloubu. Velká část je věnována vibracím a jejich vlivu na neuromuskulární výkon. Následuje kapitola, kde je krátce popsána metoda Neurac a možnosti jejího využití. Součástí je také popis mechanického vibračního zařízení produkujícího vibrace s názvem Redcord Stimula. V rámci kapitoly jsou uvedeny pravidla používání Redcord Stimuly a kontraindikace této techniky. Poslední kapitola teoretické části je věnována povrchové elektromyografii.

Kapitoly popisující metodiku výzkumu tvoří nejrozsáhlejší část diplomové práce. Výzkumný soubor tvořilo 15 zdravých probandů a 1 pacientka se subakromiální bursitidou. Všichni účastníci studie byli seznámeni s průběhem celé studie a podepsali informovaný souhlas. Každý z účastníků studie vyplnil anamnestický dotazník a byl klinicky vyšetřen terapeutem. U všech 16 jedinců byl změřen timing pomocí povrchové elektromyografie s osmi svody u vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny: m. trapezius – pars descendens, m. trapezius – pars ascendens, m. deltoides – pars anterior, m. deltoides – pars media, m. deltoides – pars posterior, m. serratus anterior, m. biceps brachii a m. infraspinatus. Časové zapojení svalů bylo měřeno při pohybu do flexe v ramenním kloubu s využitím závěsného systému Redcord. Nejprve byl změřen pokus bez využití vibrací, u druhého pokusu byly aplikovány vibrace produkované přístrojem Redcord Stimula o frekvenci 30 Hz a následoval opět pokus, v pořadí již třetí, bez využití vibrací. Následně pokračovali 4 probandi a 1 pacientka v sérii rehabilitací, kde bylo zařazeno 5 cviků zaměřených na ramenní pletenec. Všechna cvičení byla prováděna v závěsném systému Redcord a zároveň byl během cvičení aplikován vibrační stimulus o frekvenci 30 Hz. Celkem podstoupili 4 řízené rehabilitace s časovou dotací 20 minut. Po ukončení sérií cvičení bylo provedeno opět kontrolní elektromyografické zhodnocení aktivity při pohybu do flexe v ramenním kloubu, identické s úvodním měřením.

Výsledky studie potvrdily stanovenou hypotézu, že po absolvované sérii cvičení s využitím Redcord Stimuly dojde u zdravých probandů k většímu výskytu synchronní aktivace vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny nebo dojde mezi svaly ke zkrácení časových rozestupů v zapojení při vykonávaném pohybu do flexe v ramenním kloubu v CKC. Po proběhlé sérii cvičení s Redcord Stimulou došlo u zdravých jedinců k většímu výskytu koaktivace testovaných svalů a také k významným změnám pořadí v timingu. U pacientky se subakromiální bursitidou byla pozorována výrazná změna v pořadí časového zapojení m. infraspinatus. Před cvičením se aktivoval jako poslední z testovaných svalů, kdežto po sérii rehabilitací s vibracemi se přesunul na druhou pozici. Po ukončení terapií byla pozorována u obou testovaných skupin (A₂ a B) určitá korelace v zapojování vybraných svalů dominantního ramenního pletence. U obou skupin došlo u 3 z 8 testovaných svalů k přiřazení stejného pořadí v timingu.

Z uvedených výsledků je patrný prolongovaný vliv vibrací na neuromuskulární systém a je pozorován určitý trend změn v timingu vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny do pohybu flexe v CKC s využitím závěsného systému Redcord. Pro detailní zhodnocení výsledků a uvedení do širšího kontextu znalostí, je zapotřebí studií, které se budou touto problematikou zabývat.

Vibrace ve fyzioterapii nejsou jednou z nejčastěji využívaných technik, ale na mnoha pracovištích se jejich efektu využívá v různých formách. Mechanická stimulace má zajisté své místo v rehabilitaci, ale do budoucna je potřeba objasnit veškeré vlivy vibrací na lidský organismus, aby mohlo dojít k správnému dózování a využití především benefitů vibrací.

9 SUMMARY

The goal of the thesis was to evaluate the change of timing of the individual muscles of the shoulder girdle when being moved to flexion in the shoulder joint of the dominant upper limb in CKC within the research sample group of healthy individuals before beginning the therapy with Redcord Stimula and after finishing it.

In the theoretical part the first ten pages are devoted to biomechanics and kinesiology of the shoulder girdle. Besides the description of the articulations, this chapter also contains an overview of the basic movements of the shoulder joint. A large part is dedicated to vibrations and their influence on the neuromuscular performance. In the following chapter, the Neurac method and its use is described. There is also a description of the mechanic vibration device which sends vibrations – the Redcord Stimula. In this chapter there are rules of the Redcord Stimula use and contraindications of this technique. The last portion of the theoretical part deals with surface electromyography.

The largest part of the thesis describes the methodology of the research. The research sample group consisted of 15 healthy probands and 1 elderly female patient with subacromial bursitis. All the participants were acknowledged with the course of the study and signed an informed consent. Each of the participants filled in an anamnestic questionnaire and was clinically examined by a therapist. All the 16 individuals were measured a timing of the surface electromyography with eight cables of the selected muscles of the shoulder girdle of the dominant upper-limb: m. trapezius – pars descendens, m. trapezius – pars ascendens, m. deltoides – pars anterior, m. deltoides – pars media, m. deltoides – pars posterior, m. serratus anterior, m. biceps brachii a m. infraspinatus. The timing of the muscle engagement was measured in flexion of the shoulder joint with the use of the suspension system Redcord. Firstly, we measured the attempt without the use of vibration, secondly, we applied vibration sent by the Redcord Stimula device of the frequency of 30 Hz and the third attempt was measured again without the use of vibration. Then 4 probands and 1 female patient continued in the series of rehabilitation exercises that included 5 exercises on the shoulder girdle. All the exercises were performed in the suspension system Redcord and simultaneously, during the exercises, a vibration stimulus of the frequency of 30 Hz was applied. Together they have undergone 4 controlled 20-minute therapies. At the end of the series of exercises, another control electromyographic

evaluation of the activity took place, while performing an active flexion of the shoulder joint, identical with the initial measuring.

The results of the study have proven a given hypothesis that after performing a series of exercises using the Redcord Stimula, the healthy probands proved a larger synchronicity of the activity of selected muscles of the shoulder girdle of the dominant upper limb, or, shortening the time intervals between incorporating muscles when performing flexion of the shoulder girdle in CKC. After running the series of exercises with Redcord Stimula, the healthy individuals showed more coactivation of the tested muscles and also major changes in timing. The patient with subacromial bursitis proved a major change in the order of involvement of m. infraspinatus. Before the exercise, it activated as the last of all tested muscles, while after the series of rehabilitations with vibrations, it moved forward to the second position. After the therapy, within the tested groups (A₂ and B) a certain correlation in involving the individual muscles of the dominant limb was observed. Within both groups, 3 out of 8 tested muscles synchronized their order in timing.

From all the listed results, a prolonged influence of vibration on the neuromuscular system can be clearly seen, and also a certain trend of changes in timing on the selected muscles of the shoulder girdle of the dominant upper limb to flexion with the use of CKC Redcord can be observed. For a detailed evaluation of the results and interpreting them in the larger context, further research needs to be carried out.

Vibrations in physiotherapy are not the most commonly used techniques, but in many centres their effect is used in many ways. Mechanical stimulation is a standard rehabilitation method but for future therapies it is necessary to clarify all influences of vibration on the human organism, to specify the dosing and use of the vibration benefits.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Alam, M. M., Khan, A. A., & Farooq, M. (2020). Effects of vibration therapy on neuromuscular efficiency & features of the EMG signal based on endurance test. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 24(4), 325-335. Retrieved 26. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.06.037>
- Alam, M. M., Khan, A. A., & Farooq, M. (2018). Effect of whole-body vibration on neuromuscular performance: A literature review. *Work*, 59(4), 571-583. Retrieved 26. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.3233/WOR-182699>
- Anonymous (n. d.). Original Technical Manual Redcord Stimula
- Bishop, B. (1974). Vibratory Stimulation: Part I. Neurophysiology of motor responses evoked by vibratory stimulation. *Physical Therapy*, 54(12), 1273-1282. Retrieved 26. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1093/ptj/54.12.1273>
- Beighton, P., Grahame, R., & Bird, H. (2012). Assessment of hypermobility. In *Hypermobility of Joints* (pp. 11-26). Springer, London.
- Bongiovanni, L. G., & Hagbarth, K. E. (1990). Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *The Journal of Physiology*, 423(1), 1-14. Retrieved 26. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1990.sp018007>
- Cameron, K. L., Duffey, M. L., DeBerardino, T. M., Stoneman, P. D., Jones, C. J., & Owens, B. D. (2010). Association of generalized joint hypermobility with a history of glenohumeral joint instability. *Journal of Athletic Training*, 45(3), 253-258. Retrieved 24. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.3.253>
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(1), 3-7. Retrieved 4. 3. 2021 from EBSCO database: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=SPHS-878708&lang=cs&site=ehost-live>
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 13(9), 12431-12466. Retrieved 6. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.3390/s130912431>

- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), 1750-1762. Retrieved 6. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1080/001401300750004159>
- Cochrane, D. J., Stannard, S. R., Walmsely, A., & Firth, E. C. (2008). The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(6), 527-534. Retrieved 4. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.006>
- Crone, C., & Nielsen, J. (1994). Central control of disynaptic reciprocal inhibition in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 152(4), 351-363. Retrieved 18. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1994.tb09817.x>
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. Retrieved 18. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- Di Giminiani, R., Masedu, F., Tihanyi, J., Scrimaglio, R., & Valenti, M. (2013). The interaction between body position and vibration frequency on acute response to whole body vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 245-251. Retrieved 18. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.018>
- Dolny, D. G., & Reyes, G. F. C. (2008). Whole body vibration exercise: training and benefits. *Current Sports Medicine Reports*, 7(3), 152-157. Retrieved 20. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000319708.18052.a1>
- Dupalová, D., & Zaatar, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie-poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 22(1). Retrieved 23. 5. 2021 from the EBSCO database: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=101659521&lang=cs&site=ehost-live>
- Fontana, T. L., Richardson, C. A., & Stanton, W. R. (2005). The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy*, 51(4), 259-263. Retrieved 20. 5. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(05\)70007-6](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(05)70007-6)

- Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Garcia, M. C., & Vieira, T. M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 4(1), 17-28. Retrieved 4. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://www.redalyc.org/pdf/3233/323327665004.pdf>
- Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63-71. Retrieved 4. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1054/math.2000.02>
- Hohmann, E., Shea, K., Scheiderer, B., Millett, P., & Imhoff, A. (2020). Indications for arthroscopic subacromial decompression. A level V evidence clinical guideline. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 36(3), 913-922. Retrieved 26. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.06.012>
- Hong, J., Velez, M. T., Moland, A. M., & Sullivan, J. A. (2010). Acute effects of whole body vibration on shoulder muscular strength and joint position sense. *Journal of Human Kinetics*, 25, 17-25. Retrieved 26. 5. 2021 from the World Wide Web: http://www.johk.pl/files/002_hong.pdf
- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 11(1), 33-39.
- Kapandji, A. I. (2019). *The physiology of the Joints* (7th ed.). Pencaitland: Handspring Publishing.
- Kolář, P. (2020). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kim, S. Y., Dvir, Z., & Oh, J. S. (2020). The application of the Neurac technique vs. manual therapy in patients during the acute phase of subacromial impingement syndrome: A randomized single-blinded controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 33(4), 645-653. Retrieved 15. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.3233/BMR-170884>

- Kim, E. R., Oh, J. S., & Yoo, W. G. (2014). Effect of vibration frequency on serratus anterior muscle activity during performance of the push-up plus with a redcord sling. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(8), 1275-1276. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1275>
- Kirkesola, G. (2009). Neurac-a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *Journal Fysioterapeuten*, 76, 16-25. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://provisiontherapy.com/wp-content/uploads/2013/01/Neurac-study.pdf>
- Lawrence, R. L., Braman, J. P., LaPrade, R. F., & Ludewig, P. M. (2014). Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(9), 636-645. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2014.5339>
- Lefèvre-Colau, M. M., Nguyen, C., Palazzo, C., Srour, F., Paris, G., Vuillemin, V., Poiraudreau, S., Roby-Brami, A., & Roren, A. (2018). Recent advances in kinematics of the shoulder complex in healthy people. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61(1), 56-59. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.09.001>
- Lin, J. J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-quijano, D. A., Lim, H. K., & Sherwood, A. M. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(6), 576-586. Retrieved 24. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.01.006>
- Mazzocca, A. D., Arciero, R. A., & Bicos, J. (2007). Evaluation and treatment of acromioclavicular joint injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 316-329. Retrieved 3. 3. 2021 from The World Wide Web: <https://doi.org/10.1177/0363546506298022>
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 20-25. Retrieved 27. 3. 2021 from The World Wide Web: file:///C:/Users/eva19/AppData/Local/Temp/Surface_Electromyography_for_Noninvasive.5-1.pdf

- Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce-I. část. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 21(3), 151-162.
- Mischi, M., & Cardinale, M. (2009). The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 645-653. Retrieved 24. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818a8a6>
- Mottram, S. L. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*, 2(3), 123-131. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1054/math.1997.0292>
- Musumeci, G. (2017). The use of vibration as physical exercise and therapy. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(2), 1-10. Retrieved 13. 4. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.3390/jfmk2020017>
- Naito, E., Kinomura, S., Geyer, S., Kawashima, R., Roland, P. E., & Zilles, K. (2000). Fast reaction to different sensory modalities activates common fields in the motor areas, but the anterior cingulate cortex is involved in the speed of reaction. *Journal of Neurophysiology*, 83(3), 1701-1709. Retrieved 10. 4. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1152/jn.2000.83.3.1701>
- Oatis, C. A. (2009). *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement* (2nd ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ortega-Cebrián, S., Girabent-Farrés, M., Whiteley, R., Navarro, R., Monné-Guasch, L., & Bagur-Calafat, C. (2019). Shoulder muscle onset timing during clinical assessment movements is the same in elite handball players as non-athletes: Implications for clinical assessment. *Physical Therapy in Sport*, 37, 64-68. Retrieved 24. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.02.007>
- Pamukoff, D. N., Pietrosimone, B., Lewek, M. D., Ryan, E. D., Weinhold, P. S., Lee, D. R., & Blackburn, J. T. (2016). Immediate effect of vibratory stimuli on quadriceps function in healthy adults. *Muscle & Nerve*, 54(3), 469-478. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1002/mus.25081>

- Paráková, B., Míková, M., & Krobot, A. (2008). Vibrace: Neurofyziologické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství, 1*, 11-17. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2008-1/vibrace-neurofyziologicke-aspekty-a-moznosti-klinickeho-vyuziti-1328/download?hl=cs>
- Pavlů, D., & Strachotová, H. (2011). Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek?. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství, 18*(3). Retrieved 4. 3. 2021 from EBSCO database: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,shib&db=asn&AN=67309931&lang=cs&site=eds-live>
- Perchthaler, D., Horstmann, T., & Grau, S. (2013). Variations in neuromuscular activity of thigh muscles during whole-body vibration in consideration of different biomechanical variables. *Journal of sports science & medicine, 12*(3), 439. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3772586/>
- Reed, D., Cathers, I., Halaki, M., & Ginn, K. (2013). Does supraspinatus initiate shoulder abduction?. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 23*(2), 425-429. Retrieved 24. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.008>
- Robinson, C. M., Jenkins, P. J., Markham, P. E., & Beggs, I. (2008). Disorders of the sternoclavicular joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 90*(6), 685-696. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.90B6.20391>
- Rohmert, W., Wos, H., Norlander, S., & Helbig, R. (1989). Effects of vibration on arm and shoulder muscles in three body postures. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 59*(4), 243-248. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1007/BF02388323>
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology, 108*(5), 877-904. Retrieved 4. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1303-3>

- Schenkman, M., & Rugo de Cartaya, V. (1987). Kinesiology of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 8(9), 438-450. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1987.8.9.438>
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLOS ONE*, 11(1), e0141028. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028>
- Souron, R., Besson, T., Millet, G. Y., & Lapole, T. (2017). Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training. *European Journal of Applied Physiology*, 117(10), 1939-1964. Retrieved 15. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3688-8>
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1992). *Myofascial pain and dysfunction*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Voight, M. L., & Thomson, B. C. (2000). The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. *Journal of athletic training*, 35(3), 364. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323398/>
- Wickham, J., Pizzari, T., Stansfeld, K., Burnside, A., & Watson, L. (2010). Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 212-222. Retrieved 24. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.004>
- Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., & Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 756-763. Retrieved 15. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.021>

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh

- Příloha 1 Vyjádření etické komise
- Příloha 2 Informovaný souhlas – vzor
- Příloha 3 Anamnestický dotazník
- Příloha 4 Potvrzení o překladu anglicky psaných textů diplomové práce

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.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20.4.2021 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Eva Večeřová**

s názvem: **Prolongovaný efekt Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **69/2021**
dne: **10. 5. 2021**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici 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

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Název studie: Prolongovaný efekt Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence

Pacient byl do studie zařazen pod číslem:

Jméno a příjmení:

Odpovědní fyzioterapeuti: Sabina Průchová, Eva Večeřová

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem fyzioterapeutem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech a o tom, co se ode mne 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(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já pak naopak nebudu proti použití výsledků této studie.

Podpis účastníka:

Podpisy pověřených fyzioterapeutů:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Datum měření:

Číslo:

Jméno a příjmení:

Věk:

Žena / Muž

Dominance horní končetiny:

Prodělal/a jste úraz v oblasti dominantní horní končetiny? ANO / NE

Prodělal/a jste nějakou operaci na dominantní horní končetině? ANO / NE

Trpíte nějakým onemocněním? ANO / NE

Pocitujete v současné době bolesti ramene, krční páteře nebo hlavy? ANO / NE

Pokud ano, blíže specifikujte

Jakou intenzitu má bolest? Ohodnoťte na stupnici 0-10, 0 – bez bolesti, 10 – maximální bolest

Zaměstnání:

Sportovní aktivity:

- typ:
- četnost:
- trvání aktivity:

Jiné aktivity ve volném čase (se zátěží na horní končetiny):

Goniometrické vyšetření ramenních kloubů:

	PHK			LHK		
S _p	-	0	-	-	0	-
S _a	-	0	-	-	0	-
T _p	-	0	-	-	0	-
T _a	-	0	-	-	0	-
R _p	-	0	-	-	0	-
R _a	-	0	-	-	0	-

Délka celé dominantní horní končetiny: cm

Skapulohumerální rytmus: symetrický / asymetrický

Stereotyp flexe ramenního kloubu: symetrický / asymetrický

Vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana:

P L

1. pasivní extenze V. prstu nad 90 °
2. pasivní přitážení palce k flektovanému předloktí
3. hyperextenze lokte nad 10 °
4. hyperextenze kolene nad 10 °
5. dosažení dlaněmi na zem při extendovaných kolenech

Painful Arc: pozitivní / negativní

	P	L
Hawkins-Kennedyho test:	pozitivní / negativní	pozitivní /negativní
Test vícesměrné instability:	pozitivní / negativní	pozitivní /negativní

Příloha 4. Potvrzení o překladu anglicky psaných textů diplomové práce

Potvrzení o překladu anglicky psaných textů diplomové práce

Jméno a příjmení studenta: Bc. Eva Večeřová

Studijní obor: Fyzioterapie

Ročník: 2. NMgr.

Akademický rok: 2020/2021

Název diplomové práce: Prolongovaný efekt Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Eva Macháňová

Datum: 28. 7. 2021

Podpis:

