

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

OKAMŽITÝ VLIV REDCORD STIMULY NA TIMING VYBRANÝCH
SVALŮ RAMENNÍHO PLETENCE

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Sabina Průchová, obor fyzioterapie

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

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Sabina Průchová

Název bakalářské práce: Okamžitý vliv Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby bakalářské práce: 2021

Abstrakt:

Fyziologické zapojování svalů ramene patří mezi základní předpoklady správné funkce celého ramenního pletence. Cílem diplomové práce je popsat časovou změnu v zapojení svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v uzavřeném kinematickém řetězci při působení lokálních vibrací. Výzkumný soubor byl tvořen 15 probandy ve věku 18-30 let. Ti absolvovali testování při pohybu do flexe v závěsném systému Redcord bez vibrací, s vibracemi 30 Hz, opět bez vibrací a s vibracemi 80 Hz. Stejně testování následně absolvovala pacientka se subdeltoideální bursitidou dominantní horní končetiny. U skupiny zdravých jedinců došlo při vibracích 30 Hz ke dřívější aktivaci m. serratus anterior, m. trapezius pars ascendens a m. deltoideus pars spinalis. Při frekvenci 80 Hz se m. serratus anterior zapojil hned na prvním místě a dynamickou stabilizaci lopatky podpořila i dřívější aktivace m. biceps brachii a m. deltoideus par spinalis. Současně byl pozorován největší nárůst synchronních aktivit svalů. Významné změny v časovém zapojení svalů zdravých probandů po stimulaci vibracemi 30 Hz však pozorovány nebyly. U pacientky však bezprostředně po působení vibrací byla zaznamenána dřívější aktivace m. serratus anterior. Ten bývá velmi často oslaben u stavů jako např. impingement syndrom nebo poškození svalů rotátorové manžety. Nejlepší aktivace však byla pozorována při působení vibrací o frekvenci 80 Hz, kdy byl nástup m. serratus anterior doprovázen bezprostřední aktivitou m. deltoideus pars spinalis a m. trapezius pars ascendens. To vypovídá o efektivnějším zapojení a stabilizaci lopatky pro provedení pohybu.

Klíčová slova:

ramenní pletenec, vibrace, Redcord Stimula, povrchová elektromyografie, flexe

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Sabina Průchová

Title of the bachelor thesis: The immediate impact of Redcord Stimula on time recruitment of chosen shoulder girdle muscles.

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract:

Physiological recruitment of shoulder muscles is one of the fundamental assumptions for well-functioning shoulder girdle. The aim of the thesis is to describe the time change in shoulder girdle muscles recruitment on dominant hand during the shoulder flexion movement in closed kinematic chain with the use of local vibrations. The sample consisted of 15 healthy individuals aged 18 to 30. They were tested during the shoulder flexion movement using Redcord Stimula – first without the vibrations, with 30 Hz vibration exposure, without the vibrations again, and with 80 Hz vibration exposure. The same test was performed by a patient diagnosed a subdeltoidal bursitis on a dominant hand. An earlier activity of musculus serratus anterior, musculus trapezius pars ascendens and musculus deltoideus pars spinalis was registered during the 30 Hz vibration exposure in the healthy sample. Musculus serratus anterior was activated first during the 80 Hz vibration exposure and together with an earlier activity of musculus biceps brachii and musculus deltoideus pars spinalis caused higher dynamic stability of a shoulder joint. In addition, the number of synchronous muscle activities raised significantly. No significant changes were registered immediately after the 30 Hz vibration exposure in the healthy sample. An earlier activity of musculus serratus anterior was registered in a subdeltoidal bursitis patient during 30 Hz vibration exposure. The muscle is often weakened during impingement syndrome or in rotator cuff muscle injuries. The most efficient activity was registered during the 80 Hz vibration exposure when the first muscle musculus serratus anterior was immediately followed by the activity of musculus deltoideus pars spinalis and musculus trapezius pars ascendens. It shows more efficient involvement and stabilization of scapula in shoulder flexion movement.

Keywords: shoulder girdle, vibration, Redcord Stimula, Surface Electromyography, flexion

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 všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 7. 2021

.....

Ráda bych touto cestou srdečně poděkovala PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za pomoc, trpělivost a shovívavost, cenné rady a odborné vedení, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Velké díky patří také Mgr. Amr Zatarovi, Ph.D. za ochotu a technickou pomoc při zpracování praktické části práce. Moje poděkování také patří mojí kolegyni Bc. Evě Večeřové za její aktivní spoluúčast na výzkumu a při vyhodnocování dat. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Ondřeji Sedlákovi za překlady anglicky psaných textů a Mgr. Pavlíně Šenkové za poskytnutou pomoc. V neposlední řadě děkuji také všem účastníkům výzkumu, pacientce a mojí rodině i přátelům za neustálou podporu.

Chtěla bych také poděkovat Mgr. Josefu Urbanovi za podporu, laskavost a celoživotní inspiraci, kterou mi poskytl.

OBSAH

1	ÚVOD.....	8
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
2.1	Funkční anatomie a kineziologie ramenního kloubu	9
2.1.1	Fylogeneze ramenního pletence	9
2.1.2	Kloubní aparát	9
2.1.2.1	Glenohumerální kloub	10
2.1.2.2	Subdeltoideální kloub	11
2.1.2.3	Skapulothorakální kloub	11
2.1.2.4	Akromioklavikulární kloub	13
2.1.2.5	Sternoklavikulární kloub	14
2.1.3	Svalový aparát	15
2.2	Flexe v ramenním kloubu.....	17
2.3	Vliv vibrací na sval	18
2.3.1	Aplikační techniky vibrací	18
2.3.2	Terapeutické využití vibrací	19
2.3.3	Vliv vibrací na aktivaci svalů pletence ramenního.....	21
2.4	Neurac – Redcord Stimula	22
2.5	Povrchová elektromyografie	23
2.5.1	Charakteristika a základní princip	23
2.5.2	Faktory ovlivňující signál.....	24
2.5.3	Měření časové souslednosti náboru svalů (timing)	25
3	CÍLE	27
3.1	Dílčí cíle	27
3.2	Výzkumné otázky.....	27

4	METODIKA.....	28
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	28
4.2	Klinické vyšetření probandů.....	28
4.3	Vlastní provedení měření.....	29
4.4	Povrchová elektromyografie.....	31
4.5	Vyhodnocení výsledků.....	33
5	VÝSLEDKY.....	35
5.1	Výzkumná otázka 1 a).....	35
5.2	Výzkumná otázka 1 b).....	36
5.3	Výzkumná otázka 1 c).....	37
5.4	Výzkumná otázka 2 a).....	38
5.5	Výzkumná otázka 2 b).....	39
6	DISKUZE.....	42
6.1	Diskuze k výzkumným otázkám 1a, 1b, 1c.....	45
6.2	Diskuze k výzkumným otázkám 2a, 2b.....	46
7	ZÁVĚR.....	50
8	SOUHRN.....	52
9	SUMMARY.....	54
10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	56
11	REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
12	PŘÍLOHY.....	69

1 ÚVOD

Fyziologická svalová kontrola ramenního pletence je naprosto nezbytná pro jakékoliv pohyby zahrnující elevaci paže. Pro pohyb je kromě dostatečné svalové síly také potřebné fyziologické zapojení jednotlivých svalů. V terapii poruch ramenního pletence je vždy snaha o dosažení fyziologického zapojení jednotlivých svalů. Efekt vibračních stimulů byl nejdříve zkoumán ve vztahu ke zlepšení vlastností svalů, jako je jeho síla nebo reaktivita. Časem se však začalo zkoumat, zda mají vibrační stimuly pozitivní vliv nejen na aktivační hodnotu, ale také na časové zapojení svalů. První studie byly prováděny zejména na svaly kolenního kloubu. Svalům ramenního kloubu se věnuje velmi málo prací (Couto et al., 2013; Hawkes, Grant, McMahon, Horsley, & Khaiyat, 2018; Selkowitz, Chaney, Stuckey, & Vlad, 2007).

Diplomová práce si klade za cíl popsat okamžitý vliv lokálních vibrací generovaných zařízením Redcord Stimula+ na časové zapojení vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v uzavřeném kinematickém řetězci s využitím lan systému Redcord. Časová aktivace svalů bude sledována u zdravé populace a následně také u pacientky se subdeltioidální bursitidou. Popsány budou nejen změny mezi kontrolní skupinou zdravých probandů a pacientkou, ale také rozdíly při využití nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních vibrací.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Funkční anatomie a kineziologie ramenního kloubu

Ramenní kloub je nejvíce pohyblivý kloub lidského těla. Jeho pohyblivost je dána komplexním dynamickým vztahem mezi svaly, vazy a kloubními spojeními. Plná mobilita kloubu závisí na koordinovaném a synchronizovaném zapojení všech funkčních jednotek ramenního pletence (Culham & Peat, 1993; Kapandji, 2019; Terry & Chopp, 2000).

2.1.1 Fylogeneze ramenního pletence

Ramenní kloub prošel během vývoje velkými změnami. Fylogeneze ramenního pletence u savců je zásadní pro pochopení jeho struktury a funkce. Mezi jednotlivými druhy jsou významné rozdíly ve velikostech a tvarech jednotlivých struktur, z nichž největší variabilitu má především lopatka. U kvadrupedálních obratlovců převažuje oporná funkce, která výrazně napomáhá lokomoci. Převažuje addukční složka s vnitřní rotací, a především uzavřené kinematické řetězce. S vývojem však došlo ke změně funkce končetin na úchopovou, která byla využívána například pro lezení na stromech. Společně s tím narůstala potřeba většího rozsahu pohybu. Začínala převažovat abdukční složka se zevní rotací a práce v otevřených kinematických řetězcích. Adaptací bylo oploštění lopatky, která se ze svojí laterální pozice posunula dorzálně a kraniálně. Pažní kost následovala posun lopatky a prodělala torní pohyb, což změnilo pozici m. biceps brachii více anteriorně a zvýšení mechanických nároků na dlouhou hlavu, která je vystavena většímu tření přes proximální část humeru. Došlo také k oploštění hrudní páteře a narůstal význam klíční kosti, která spojuje ramenní pletenec s axiálním skeletem a podporuje jeho stabilitu (Bland, Merrit, & Boushey, 1977).

2.1.2 Kloubní aparát

Rameno není kloub jednoduchý, ale složený z 5 skloubení. Ta rozdělujeme do dvou skupin:

1. hlavní anatomický kloub glenohumerální (skapulohumerální) a s ním mechanicky spojený fyziologický kloub subdeltoideální

2. hlavní fyziologický kloub skapulothorakální a s ním mechanicky spojeny dva anatomické klouby – akromioklavikulární a sternoklavikulární.

Za fyziologických podmínek jsou jednotlivá skloubení v souladu a oba typy pracují při pohybu současně, vždy v závislosti na typu prováděného pohybu (Kapandji, 2019).

2.1.2.1 Glenohumerální kloub

Glenohumerální kloub (articulatio humeri) je díky své geometrii kloub kulovitý volný. Hlavici kloubu tvoří caput humeri a kloubní jamku cavitas glenoidalis scapulae. Velká pohyblivost kloubu je dána poměrem velikosti hlavice vůči jamce, který je 3:1. Hlavice humeru je oproti tělu v 30° retroverzi. Kronberg, Broström a Söderlund (1990) zjistili, že tento úhel je v průměru 33° na dominantní horní končetině, oproti tomu na nedominantní je to průměrně 29°. Glenoideální jamka kloubu svírá s rovinou lopatky v průměru úhel 7° a směřuje do retroverze. Předpokladem je, že pozice je významná pro zvýšení stability glenohumerálního kloubu a současně preventivní pro případné anteriorní luxace (Hess, 2000).

Pro zvýšení stability kloubu je kloubní plocha jamky zvětšena fibrózním chrupavčítým lemem, který vytváří labrum glenoidale. Howell a Galinat (1989) popisují, že labrum glenoidale zvětšuje kloubní jamku až o 50 % (Hess, 2000; Katsuya, 2003).

Klidová stabilita GH kloubu ve vzpřímeném stoji je zajištěna kapsuloligamentózními strukturami, které svým tahem fixují hlavici humeru do kloubní jamky. K tomu přispívá zejména klidový tonus m. supraspinatus a posteriorní vlákna m. deltoideus. Vlákna mají paralelní uspořádání k horním kapsulárním strukturám kloubu – uložení hlavice je více anterolaterální a lehce superiorní. Při působení vektoru gravitace je proto výsledná kompresní síla kolmá k povrchu jamky (Basmajian & De Luca, 1985).

Pohyby v GH kloubu jsou vždy spojeny s pohyby v celém ramenním pletenci. Při flexi v pletenci ramenním dochází současně k jemné vnitřní rotaci (VR) v glenohumerálním kloubu. Při flexi nad 90° dochází k napínání zadních vláken lig. coracohumerale, upínajících se na trochanter major, což způsobí právě zmíněnou VR humeru. Při flexi nad horizontálu se další pohyb v GH kloubu odehrává do 120°, dále je flexe horní končetiny doprovázena zevní rotací (ZR) lopatky. Dochází k uplatňování

skapulothorakálního rytmu a v závěrečné fázi k úklonu trupu (Michalíček & Vacek, 2014).

2.1.2.2 Subdeltoideální kloub

Subdeltoideální kloub je kloub fyziologický. Je definován jako prostor mezi akromionem, ligamentem coracoacromiale a spodní hranicí je tuberculum majus humeri. V tomto prostoru se také nachází subdeltoideální a subkorakoideální burza. Akromion a ligamentum coracoacromiale vytváří val, který omezuje pohyby hlavičky humeru při elevaci končetiny nad 60°. Prostor mezi hlavičkou humeru a korakoakromiálním valem je velký 0,7 – 1 cm a je vyplněn šlachami svalů rotátorové manžety – šlachou m. supraspinatus, šlachou dlouhé hlavy bicepsu. Vzhledem k poměrně malému prostoru dochází při zatěžování ke zvýšeným mechanickým nárokům – zejména na burzu a zhoršení případné reparace (Kapandji, 2019; Michalíček & Vacek, 2014).

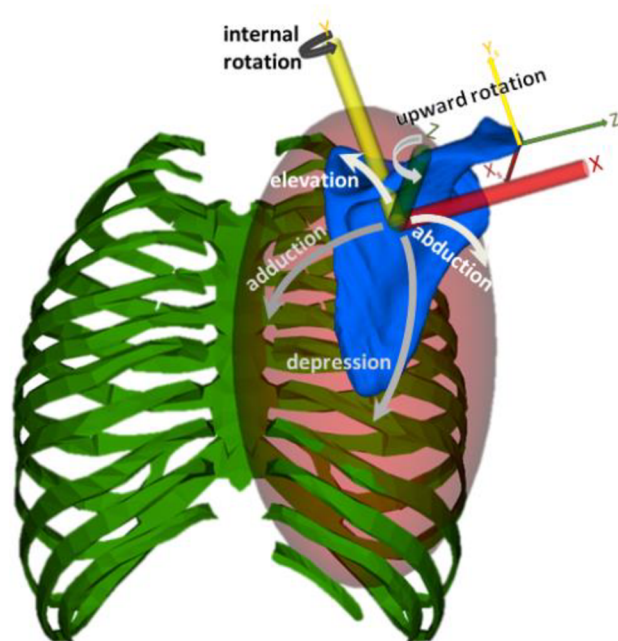
Při abdukci v ramenním kloubu nedochází k pohybu v rovině frontální, ale skapulární. Při pohybu v této rovině dochází k pohybu tuberculum major pod nejvyšší částí oblouku a nedochází tak ke kompresi subakromiálního prostoru, jako tomu je při abdukci ve frontální rovině. Správná poloha lopatky je proto pro pohyb naprosto klíčová a může působit preventivně pro vznik impingement syndromu. Nezbytná je také aktivita zevních rotátorů a depresorů, které zvětšují svým tahem subakromiální prostor (Michalíček & Vacek, 2014; Vystrčilová, Kračmar, & Novotný, 2006).

2.1.2.3 Skapulothorakální kloub

Skapulothorakální kloub (ST) je další z funkčních kloubů ramenního pletence. Jeho konvexitou je posteriorní plocha hrudního koše a konkavitu tvoří ventrální plocha lopatky. Fyziologická poloha lopatky je mezi 2. a 7. žebrem, její angulus superior je v úrovni prvního hrudního obratle a angulus inferior v úrovni 7. nebo 8. hrudního obratle. Mediální úhel lopatky je dle Kapandjiho (2019) uložen 5-6 cm od processu spinosi hrudních obratlů. Prostor mezi hrudním košem a lopatkou je vyplněn svaly, neurovaskulárními strukturami a burzální tkání, která umožňuje lopatce hladký klouzavý pohyb po hrudníku (Terry & Chopp, 2000).

Lopatka a její pohyb je zcela zásadní pro kinematiku celého ramene. Vykonává pohyby posuvné a rotační, které jsou ovlivněny jednak svalovou koordinací, ale i pohyblivostí AC a SC kloubu. Při posuvných pohybech v ST kloubu dochází k sunutí lopatky po hrudníku. Kromě kraniokaudálního směru pohybu dochází také ke klopení lopatky vlivem klenutí hrudníku. Rotační pohyby kolem vertikály vykonává lopatka až o 15 cm. Protrakce lopatky je dána sumací protrakcí v SC a horizontálního posunu v AC – laterální konec klíční kosti se pohybuje více laterálně a ventrálně (Janura, Míková, Krobot & Janurová, 2004; Michalíček & Vacek, 2014).

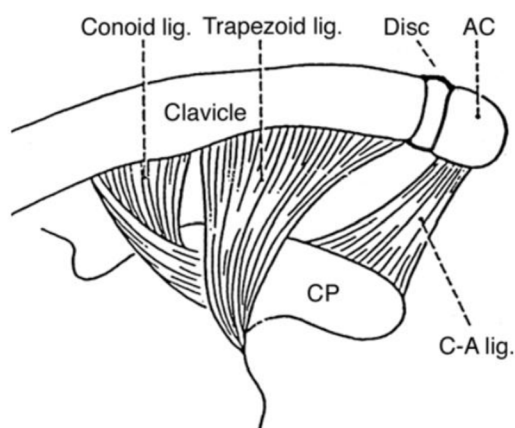
Rotační pohyby v transverzální rovině jsou pohyby, kdy se mění pozice dolního úhlu lopatky a sklon kloubní jamky. Zevní rotace dolního úhlu lopatky je v úhlovém rozsahu cca 30°. Tento pohyb je dán sumací elevace v SC a zevní rotace v AC kloubu – laterální konec klíční kosti jde do elevace a fossa glenoidalis směřuje kraniálně. Při vnitřní rotaci dochází k depresi v SC kloubu a vnitřní rotaci laterální části klíční kosti (Obrázek 1) (Janura et al., 2004; Michalíček & Vacek, 2014).



Obrázek 1. Pohyby ve skapulothorakálním kloubu (Seth, Matias, Veloso, & Delp, 2016, 4)

2.1.2.4 Akromioklavikulární kloub

Akromioklavikulární kloub (AC) vzniká spojením akromionu a laterálního konce klíční kosti. Jedná se o kloub složený, protože obsahuje discus articularis, který svou stavbou vyrovnává nestejně kloubní plochy. Kloub je kryt slabým kloubním pouzdem a k zajištění jeho větší pevnosti a stability slouží silnější vazy – ligamentum coracoacromiale a coracoclaviculare. Svrchní část lig. coracoacromiale je zpevněna také tahem m. deltoideus a m. trapezius. Lig. coracoclaviculare je tvořeno dvěma částmi – lig. trapezoideum a conoideum (Obrázek 2). Jedná se o silné vazy, které svým tahem způsobují při frakturách klíční kosti dislokaci zevního fragmentu kaudálně (Čihák, 2011; Terry & Chopp, 2000).

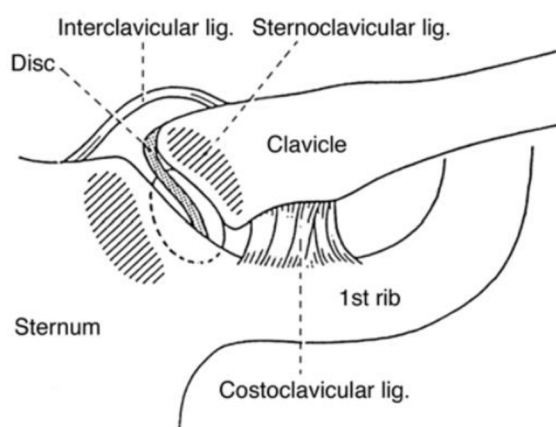


Obrázek 2. Struktura akromioklavikulárního kloubu (Katsuya, 2003, 19)

AC je plochý kloub, ve kterém dochází k minimálním posuvným pohybům. Výrazná tuhost AC kloubu umožňuje zvýšenou pohyblivost sternoklavikulárního kloubu. Je místem přenosu sil z horní končetiny na trup. Velká kompresivní zátěž kloubu společně s jeho malou pohyblivostí jsou častou predispozicí k traumatickému poškození a rozvoji patologických stavů. Často se jedná o pády na rameno nebo na extendovanou horní končetinu nebo přetížení ve sportu, například u vzpěračů. Přenesené vibrace z horních končetin vedou také k poškození AC kloubu. Následkem dopravních nehod, při kterých bezpečnostní pás stlačí klíček, bývají zánětlivé změny AC kloubu. Až u 40 % chronických bolestí ramene dochází k artrotickým změnám AC kloubu (Michalíček & Vacek, 2014; Renfree & Wright, 2003).

2.1.2.5 Sternoklavikulární kloub

Sternoklavikulární kloub (SC) je sedlový složený kloub, mezi kloubní plošky je vložen discus aricularis. Jedná se o jediný pravý kloub, který spojuje horní končetinu s hrudníkem. Kloubní ploška na klíční kosti je větší než na sternu. Větší stabilita kloubu je proto zajištěna prostřednictvím vazů – ligamentum sternoclaviculare anterius et posterius, ligamentum costoclaviculare a ligamentum interclaviculare (Obrázek 3). Díky ligamentóznímu aparátu je také omezená pohyblivost kloubu. Větší pevnosti je dosaženo také díky m. sternocleidomastoideus a m. sternohyoideus s m. sternothyroideus. Díky výrazné pevnosti kloubu při poranění dochází spíše k fraktuře klíční kosti, než k luxaci SC kloubu. Skloubení je v těsném kontaktu s prvním žebrem, tudíž blokády žebra se projeví i v omezené dynamice SC kloubu (Katsuya, 2003; Michalíček & Vacek, 2014; Terry & Chopp, 2000)



Obrázek 3. Struktura sternoklavikulárního kloubu (Katsuya, 2003, 18)

Pohyby v SC jsou možné všemi třemi směry, jako je tomu u kulovitého kloubu se třemi stupni volnosti s tím rozdílem, že probíhají v malém rozsahu a jsou vždy spojeny s pohybem lopatky. Přestože se jedná o pohyby nepatrné, mají svůj klinický význam. Elevace v SC kloubu je provázena elevací laterálního konce klavikuly až o 10 cm a je vždy spojena s elevací a rotací lopatky. Při abdukci či flexi horní končetiny do 90° je každých 10° pohybu paže spojeno s 4° elevací laterální části klíčku v SC kloubu. Čistá elevace klíční kosti tak bez úhlově rotační složky činí 36°, což Janura et al. (2004) popisují jako klavikulární rytmus. Při pohybu mezi 90°-170° je již pohyb v SC kloubu

minimální, kvůli napětí lig. costoclaviculare, pohyby lopatky po hrudníku jsou tudíž možné díky pohybu v AC kloubu. Při pohybech nad horizontálu je tahem lig. coracoclaviculare posledních 10° pohybu umožněno díky rotaci klíčku dorzálně, čímž se SC kloub uzamyká (Irsay et al., 2020; Michalíček & Vacek, 2014).

Omezení pohyblivosti SC kloubu následkem blokády nebo zánětu vede k přetěžování AC kloubu, nedostatečné pohyblivosti lopatky se sekundárním přetěžováním GH kloubu a tím ke vzniku dysbalancí, které mění kinematiku celého ramenního pletence. Tyto změny vedou k hyperaktivitě m. subclavius a m. sternocleidomastoideus a ke zvýšené iritaci infrahyoidních svalů, které vedou k dysfunkci temporomandibulárního kloubu. SC kloub bývá také mezi prvními, které jsou postiženy při revmatoidní artritidě (Michalíček & Vacek, 2014).

2.1.3 Svalový aparát

Na stabilitě ramenního kloubu se výrazným způsobem podílí jak svaly rotátorové manžety (RM), tak svaly paže a trupu či zad, které jsou za fyziologických podmínek v dynamické rovnováze (Lugo, Kung, & Ma, 2008).

Podle základní funkce lze svaly ramene rozdělit na:

1. svaly začínající na žebrech, lebce a páteři a upínající se na lopatku a klíční kost = proximální stabilizátory

- m. trapezius
- m. serratus anterior
- mm. rhomboidei
- m. sternocleidomastoideus
- m. levator scapulae

2. svaly začínající na lopatce a klíční kosti a upínající se na pažní kost či předloktí = distální mobilizátory

- m. deltoideus
- m. biceps brachii
- svaly rotátorové manžety (Michalíček & Vacek, 2014).

Svaly rotátorové manžety jsou krátké periartikulární svaly, které zajišťují ochranu a zpevnění GH kloubu. Mezi další funkce patří zvyšování či snižování napětí kapsulárních ligament, podílí se na dynamické centraci GH kloubu. Díky jejich vyvážené aktivitě lze pozorovat větší odolnost GH kloubu na sřížné síly, působící na ramenní kloub (Lugo, Kung, & Ma, 2008; Michalíček & Vacek, 2014)

Kapandji (2019) popisuje, že svaly rotátorové manžety mají funkci aktivních ligament. Mezi tyto svaly řadí:

- m. supraspinatus
- m. subscapularis
- m. infraspinatus
- m. teres minor
- šlachy caput longum m. biceps brachii.

Elevace paže je umožněna díky velké síle abduktorů a flexorů ramenního kloubu. Jedná se o m. supraspinatus a m. deltoideus, m. coracobrachialis a caput longum m. biceps brachii. Při pohybu se výrazně podílí i m. trapezius, který má stabilizační funkci a při vyvážené aktivitě jeho částí pars descendens, pars transversa a pars ascendens se podílí na fixaci lopatky ke stěně hrudního koše. M. deltoideus svým pohybem valivě táhne hlavici humeru vzhůru, zatímco m. supraspinatus díky výraznému distrakčnímu momentu tlačí hlavici humeru do glenoidální jamky. Na stabilizaci kloubního pouzdra se podílí také, již výše zmíněné, svaly rotátorové manžety. Výraznou roli zde má dolní porce m. subscapularis, m. infraspinatus a m. teres minor. Tyto svaly při abdukci paže svojí aktivitou způsobují depresi hlavice humeru a tím ji centrují do glenoidální jamky (Kapandji, 2019; Michalíček & Vacek, 2014).

Největší síly na depresi hlavice působí při elevaci mezi 60-80° flexe nebo abdukce. Nad 90° síla svalů rotátorové manžety klesá a nad 120° je již minimální. Proto je v tomto rozsahu ramenní kloub velmi náchylný na poškození. Pomocný depresor a dynamický přední stabilizátor je dlouhá hlava m. biceps brachii. Anterosuperiorní část GH kloubu a rotátorové manžety je stabilizována jeho šlachou. Ta je uložena v sulcus intertubercularis a díky těsnému kontaktu s labrum glenoidale se podílí také na zakloubení hlavice. Díky svému umístění generuje sval největší síly v neutrální pozici

případně v zevní rotaci. Vnitřní rotace je pozice nepříznivá. Význam dlouhé hlavy m. biceps brachii nabývá na důležitosti zejména při rupturách m. supraspinatus. Při ruptuře dlouhé hlavy dochází k úbytku svalové síly při abdukci asi o 20 % (Beall et al., 2003; Kapandji, 2019; Michalíček & Vacek, 2014; Sakurai et al., 1998).

Pro fyziologickou abdukci je nezbytný správný timing svalů ramenního kloubu – zejména m. supraspinatus a m. deltoideus. Fyziologicky má m. trapezius pouze stabilizační funkci, ale při přetížení pars descendens dochází při zahájení pohybu k elevaci ramene a zavěšení celého pletence ramenního do krční páteře. Při poruše fixace lopatky není efektivní stabilizace kloubu pomocí svalů RM se ztrátou centrace hlavice do jamky kloubu. Důsledkem poruchy timingu je častý rozvoj cervikokraniálního nebo cervikobrachiálního syndromu. Změny ve svalové koordinaci vedou k dysfunkčnímu pohybu, který ústí v instabilitu nebo vznik impingement syndromu (Lewis, Kitamura, & Bayley, 2004; Michalíček & Vacek, 2014).

2.2 Flexe v ramenním kloubu

Flexi v ramenním kloubu rozděluje Kapandji (2019) na 3 fáze. První fáze flexe je popisována v rozsahu do 50-60°. V této fázi se uplatňuje především m. deltoideus pars clavicularis, m. coracobrachialis a m. pectoralis major pars clavicularis. Pohyb v této fázi je omezen napětím lig. coracohumerale a napětím m. teres minor, m. teres major a m. infraspinatus.

Druhá fáze je popisována jako flexe v rozsahu 60°-120° a dochází k zapojení dalších svalů. Dochází k zapojení m. serratus anterior a m. trapezius. Pohyb v této fázi je limitován napětím m. latissimus dorsi a m. pectoralis major pars costosternalis (Kapandji, 2019; Vélé, 2006).

V poslední třetí fázi je popisován pohyb s rozsahu 120°-180°. Pohyb se neodehrává pouze v ramenním pletenci, ale do pohybu je zapojena také páteř. Při jednostranné aktivitě dochází k úklonu páteře, při oboustranné aktivaci dochází k prohloubení bederní lordózy (Kapandji, 2019).

2.3 Vliv vibrací na sval

Goodwin, McCloskey a Matthews (1972) publikovali, že při aplikaci vibračních podnětů dochází k vyvolání motorických a percepčních odpovědí. Neurofyzilogické reakce svalu byly následně extenzivně zkoumány i dalšími autory. Vliv vibrací na lidské tělo byl více studován zejména ve vztahu k bezpečnosti a zdravotním riziku u pracovníků s vibračními přístroji. Rizikové se ukázalo dlouhodobé působení celotělových vibrací zejména na oblast bederního úseku páteře. Krátkodobé působení celotělových vibrací nebo vibrační činky však přinášelo benefity v oblasti muskuloskeletálního systému (Cardinale & Rittweger, 2006).

Vibrace je mechanické vlnění charakterizováno oscilačním pohybem neboli kmitáním. Z biomechanického hlediska popisujeme u vibrací frekvenci, amplitudu a rychlost (případně zrychlení). Jako amplitudu popisujeme vzdálenost vrcholů sinusoidy – peaků. Její vzdálenost je nejčastěji udávána v milimetrech (mm). Frekvence popisuje poměr opakování jednotlivých cyklů kmitů za jednotku času a je udávána v Hertzích (Hz). Rychlost, případně zrychlení nám definuje sílu vibrací. K šíření vibrací dochází od vysílače vibrací (přístroj) k přijímači (lidské tělo). Odezva těla na vibrace závisí na intenzitě vibrace a délce působení (Cardinale & Rittweger, 2006).

Aplikací vibrace na sval dochází k vyvolání tonického vibračního reflexu. Ten je způsoben podrážděním primárních zakončení svalových větének, které jsou vysoce senzitivní na vibrační podněty. Jejich senzitivita narůstá s pasivním protažením svalu a nárůstem vedení vzruchů intrafuzálními vlákny. Svůj podíl mají také sekundární zakončení svalových větének, ale dle původní práce Bianconi a Van der Meulen (1963) se jedná o vlákna s výrazně nižší senzitivitou. Neuromuskulární odpověď na vibrační podněty není ovlivněna pouze aferencí ze svalových větének. Celkový účinek je konvergencí z kožních a kloubních receptorů a Golgiho šlachových tělísek (Burke, Hagbarth, Löfstedt, & Wallin, 1976; Johansson, Bergenheim, Djupsjöbacka, & Sjölander, 1995; Rittweger, 2010; Sojka, Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 1991).

2.3.1 Aplikační techniky vibrací

Luo, McNamara a Moran (2005) rozdělují aplikační techniku vibrací na přímou

a nepřímou. Aplikační metoda vibrací je významný parametr, který se podílí na tom, jakou aktivitu bude ovlivňovaný sval vykonávat. Při přímé aplikaci vibrací na sval dochází k působení přímo na svalové břicho nebo na šlachu svalu. Výhodou přímé techniky je možnost zacílení vibrací na konkrétní sval a současně minimální tlumení signálu. Frekvence zdroje vibrací je tudíž nezměněně přenášena na sval. Při vyvolání tonického vibračního reflexu svalu současně dochází k inhibici jeho agonistů, můžeme tudíž EMG signál hodnotit bez rušivých fenoménů. V původní práci Eklund a Hagbarth (1966) popisují, že výhodnější je aplikace do oblasti šlachy, kde lze lépe pozorovat i drobné výchyly amplitud, které při aplikaci na svalové břicho na EMG pozorovány nebyly.

Při nepřímé metodě aplikace vibrací byl pozorován větší efekt vibrací u svalů bližších zdroji vibrací. U svalů vzdálenějších docházelo ke ztrátám a tlumení signálu jinými tělesnými strukturami v průběhu přenosu. Při měření vzdálenějších svalů také může dojít k takovému ztlumení signálu, že nedojde k dosažení prahové hodnoty pro podráždění a sval se neaktivuje. Kihlberg, Attebrant, Gemne a Kjellberg (1995) použili ve svém výzkumu vibrující madlo. Při frekvenci 50 Hz došlo k signifikantnímu zvýšení EMG aktivity svalů předloktí, a to jak flexorů, tak extensorů. Současně došlo i ke statisticky významnému zvýšení aktivity m. triceps brachii. Při zvýšení frekvence vibrací na 137 Hz byla aktivita svalů předloktí stále statisticky vyšší, ale u m. triceps brachii již významné zvýšení pozorováno nebylo. Při bližším pozorování zjistili, že při vyšší frekvenci docházelo k vyšším ztrátám v okolních tkáních – nejvíce v oblasti zápěstí (Luo et al., 2005).

Nepřímá technika aplikace má však velmi dobrý tréninkový charakter. Z výzkumů však vyplývá, že s nárůstem frekvence vibrací dochází k zvýšení ztrát okolními tkáněmi. Z toho důvodu je při měření nepřímou technikou vhodné využívat frekvence $f \leq 50$ Hz (Goldman & Von Gierke 1960; Kihlberg et al., 1995; Luo et al., 2005).

2.3.2 Terapeutické využití vibrací

Prostřednictvím vibrací je možno dosáhnout mnoha příznivých efektů v lidském organismu. Pro pochopení reakce těla na tyto podněty je třeba vždy odlišovat, zda se jedná o vibrace celotělové či vibrace působící na určitou část těla (Luo et al., 2005).

Velká většina příznivých účinků byla sledována zejména při aplikaci celotělových vibrací – nejčastěji s využitím vibračních plošin, díky jejich dobré dostupnosti. Rittweger, Beller a Felsenberg (2000) uvádí, že vibrační terapie může být využívána jako trénink svalů nezávislý na motivaci pacienta. Během vibračního tréninku v těle vzrůstá spotřeba kyslíku přímoúměrně se zvyšující se frekvencí vibrací. Dochází také ke zvýšení teploty v pracujících svalech a lepšímu prokrvení kůže během vibračního tréninku. Bezprostředně po jeho ukončení můžeme pozorovat viditelné erytémy zejména na horních končetinách, a to zejména u prvních aplikací. Pokud není intenzita pro jedince vyčerpávající, příznivým efektem je nárůst svalové síly. Cardinale et al. (2010) pozorovali vliv také na endokrinní systém. U mužů i žen seniorů (medián věku 70 let) byl akutní reakcí na celotělový vibrační trénink nárůst hladiny inzulínu podobného růstového faktoru-1 (IGF-1). IGF-1 je polypeptid, řízen růstovým hormonem a podílí se na růstu a metabolismu buněk. Pozorována byla také zvýšená hladina kortizolu (Rauch, 2009).

Z dlouhodobých změn bývá nejčastěji sledována zvýšená denzita kostní tkáně, zlepšení rovnováhy, snížení bolestivosti a zvýšení svalové síly. Belavy et al. (2008) sledovali vliv aplikace vibrací na atrofii kostní tkáně během dlouhodobé imobilizace, která byla výrazně snížena. Rubin et al. (2001) publikovali, že aplikace vibrací o vysoké frekvenci, ale nízké amplitudě stimuluje osteogenezi. Cardinale a Rittweger (2006) ve své práci potvrzují, že dochází ke zvýšení kostního metabolismu i pevnosti kostí (Rauch, 2009).

Pro zvýšení svalové síly svalu je nutné využívat nižších frekvencí mezi 1–30 Hz nebo naopak vysoké frekvence nad 100 Hz s nízkou amplitudou. Svalové kontrakce vyvolané působením vibrací mají za následek zvýšení metabolických nároků svalu. Většina studií se však zabývá hodnocením zejména u celotělových vibrací. Pro lepší dostupnost se však začaly používat také aplikace vibrací na konkrétní sval nebo část těla. Couto et al. (2013) uvádí, že i u této formy aplikace dochází ke zlepšení funkce svalu.

Ze systematického přehledu Alghadir, Anwer, Zafara a Iqbal (2018) vyplývá, že pro zdravou populaci se ukazuje být aplikace vibrací lokálně velice přínosná. Autoři se však bohužel neshodují na tom, jakou frekvenci je nejvýhodnější používat pro dosažení nejlepšího efektu. Většina studií dělí vibrace na nízkofrekvenční – méně než 50 Hz a vysokofrekvenční – více než 50 Hz. Nejčastěji používaná frekvence však byla mezi 8–

38 Hz, nepoužívanější amplituda byla mezi 3–6 mm. Současně prokázali, že aplikace vibrací může vést ke zvýšení svalové síly svalů u zdravých jedinců. K efektivnímu používání je však třeba sjednotit metodiku měření. Autoři současně dodávají, že pro přesnější dosažení výsledků je třeba dalších výzkumů. V jejich systematickém přehledu hodnotili studie, ve kterých autoři zkoumali vliv na různé svalové skupiny, a i výzkumné skupiny se lišily.

2.3.3 Vliv vibrací na aktivaci svalů pletence ramenního

Vliv vibrací byl více sledován u svalů dolních končetin a studií sledujících vliv na horní končetiny je stále nedostatek. Grant et al. (2019) ve své studii sledovali vliv vibrací na timing svalů ramenního pletence. Dále hodnotili aktivaci svalů při celotělových a izolovaných vibracích ramene. Sledovali 20 zdravých jedinců (10 žen a 10 mužů) bez předchozích úrazů ramene a sledovali jejich dominantní horní končetinu. Jedním ze sledovaných pohybů byla flexe v ramenním kloubu. Autoři měřili pomocí EMG timing svalů před a po aplikaci vibrační terapie. Neshledali výrazné rozdíly v timingu svalů s využitím vibrací oproti pokusu bez vibrací. Současně však dodávají, že aktivace klavikulárních vláken m. deltoideus, m. serratus anterior, m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. subscapularis se objevila výrazně dříve po aplikaci vibrací než bez jejího použití. Z výsledků usuzují, že aplikace vibrační terapie způsobila větší pohotovost svalů ramene k vykonání pohybu. Timing svalů rotátorové manžety byl však podobný s pokusem bez vibrací.

Autoři současně došli ke stejnému závěru jako Pamukoff et al. (2016), kteří publikovali, že při aktivaci m. quadriceps femoris nebyl statisticky významný rozdíl mezi vibrací celotělovou a lokální. Jak však dodávají, je třeba dalších výzkumů, které by se problematikou více zabývaly (Grant et al., 2019).

Park a Kim (2020) sledovali vliv aktivního vibračního cvičení s využitím flexibaru na stabilizaci lopatky. Během výzkumu byla u 24 probandů sledována EMG aktivita svalů m. trapezius – konkrétně pars descendens, pars transversa a pars ascendens a m. serratus anterior na dominantní HK. Probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin, z nichž jedna absolvovala aktivní vibrační terapii a druhá kontrolní absolvovala terapii bez vibrací. Kontrolní měření bylo provedeno po 6 týdnech, probandi cvičili třikrát týdně

30 minut. Z měření vyplývá, že obě skupiny vykazovaly statisticky významné rozdíly v aktivitě m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior. U probandů ve skupině s aktivní vibrační terapií došlo k signifikantnímu snížení aktivity m. trapezius pars descendens a naopak významnému navýšení aktivity m. serratus anterior oproti skupině kontrolní. Z výsledků lze vyvozovat, že vibrační terapie má významný podíl na zapojení svalů a jejich lepší aktivaci.

2.4 Neurac – Redcord Stimula

Neurac je metoda vyvinutá fyzioterapeuty s cílem zvýšení neuromuskulární kontroly, díky které dochází k obnově funkčních pohybových vzorů. Metoda je užívána k léčbě dlouhotrvajících muskuloskeletálních poruch způsobených bolestí nebo inaktivitou. Největší skupinu tvoří pacienti s bolestmi krčního a bederního úseku páteře, poruchami stability pánve a ramenních pletenců (Zagorodniuc, 2019).

Metoda byla představena v roce 1991 a od té doby se vyvíjela až do dnešní podoby. Celková podoba konceptu byla zesystematizována a v roce 2000 nazvána Sling Exercise Therapy (S-E-T). Od roku 2005 došlo k rozvoji Redcord Stimuly (Obrázek 4), která slouží jako součást generující mechanické vibrace. Autoři vycházeli z poznatků Fujiwara et al. (2009), že svalová vřetenka vykazují lepší odpověď na stimuly, které mají vyšší frekvenci než takovou, jakou je sval schopný generovat bez vnějšího podnětu. Finální verze přístroje je řízena mikroprocesorem, který umožňuje nastavení frekvence vibrací, energetické úrovně, trvání a tím celkové expozice vibracím (Kirkesola, 2009).



Obrázek 4. Zařízení Redcord Stimula (Bednářiková, Smékal, Krejčířiková, & Hanzlíková, 2018, 79)

Redcord Stimula + je vibrační aparát, který se připevňuje k lanům na Redcord Trainer. Skrze lana a popruhy jsou vibrace aplikovány na vybrané části těla s cílem zefektivnit léčbu. Přístroj Redcord Stimula se skládá ze 3 motorů v plastovém krytu. Přístroj slouží ke generování kontrolovaných vibrací. Přístroj může být nastaven na tři stupně dle zapojení jednotlivých motorů. Výrobci popisují 4 možné energetické úrovně přístroje s různými spektry frekvencí. Čtvrtý energetický stupeň randomizovaně vytváří vibrace z dvou motorů. Zelený stupeň – energetická úroveň číslo jedna byla vytvořena pro léčbu bolesti oblasti hlavy a krčního úseku páteře. Oranžový a červený stupeň odpovídá energetickým hladinám 2 a 3 a slouží pro terapii hrudního a bederního úseku páteře a dolních končetin. Energetická úroveň 1 má nejširší spektrum frekvence vibrací a to od 15 do 99 Hz a svým použitím nejlépe odpovídá požadavkům studie. Dle manuálu je frekvence 30 Hz používána pro efektivní aktivaci svalu a zvýšenou svalovou sílu, současně také pro snížení bolestivosti. Frekvence 80 Hz je popisována pro zvýšení proprioceptivního vstupu ze svalových vřetének u relaxovaného svalu (AS, 2010; Bednářiková, Smékal, Krejčířiková, & Hanzlíková, 2018).

2.5 Povrchová elektromyografie

2.5.1 Charakteristika a základní princip

Elektromyografie (EMG) je přístrojová elektronická technologie pro záznam a analýzu elektrických potenciálů, které odpovídají kontrakcím kosterních svalů během konkrétních pohybů. Metoda využívá měření akčního potenciálu (AP) motorické jednotky svalu (Halaki & Ginn, 2012; Krobot & Kolářová, 2011).

Povrchová elektromyografie (Surface Electromyography – SEMG) je specifickou formou, jejíž prioritou je funkční (kineziologická) analýza. Jedná se o metodu poměrně jednoduchou, ale pro její korektní interpretaci je třeba dodržovat standardizované postupy měření, zpracování i hodnocení. Její hlavní význam spočívá v objektivizaci pohybu jako funkce, protože umožňuje objektivně a reprodukovatelně analyzovat pohyb a funkční pohybové poruchy. Díky SEMG můžeme lépe stanovovat rehabilitační cíle a současně hodnotit účinnost terapie (Krobot & Kolářová, 2011).

SEMG oproti jehlové elektromyografii umožňuje měření větších svalových skupin, popřípadě několika svalů současně. Metoda je proto méně selektivní, ale více reprezentativní pro daný sval. Je neinvazivní, a také lépe tolerovatelná, svoji nezastupitelnou roli má například u dětských pacientů nebo úzkostlivých jedinců (Krobot & Kolářová, 2011; Warman, Humphries, & Purton, 2002).

Měřicí senzory (elektrody) jsou umístěny na kůži nad testovaným svalem a snímají informace o AP z blízkých nervosvalových (NS) plotének. Nejčastější typ SEMG je bipolární snímání, kdy je snímán signál z elektrod uložených na svalu oproti referenční elektrodě. Ta se ukládá do oblasti s minimální elektrickou aktivitou. Výsledný signál je zesilován v potenciálovém zesilovači, který stanovuje potenciálový rozdíl. Výsledkem je bipolární signál. Takto naměřený záznam nazýváme elektromyogram. Výhodou bipolárního snímání je, že jakýkoliv šum nebo zvuk, který má původ dál od snímané oblasti, dorazí k oběma elektrodám se stejnou fází. Můžeme proto potenciálový rozdíl pokládat za vlastní svalovou aktivitu. Vlastní přenos je realizován na vzdálenost několika metrů prostřednictvím kabelů nebo telemetricky. V současné době se do popředí dostává telemetrická metoda, jejíž výhodou je, že pohyb pacienta není limitován kabely. Pohybový projev se proto stává přirozenějším (Krobot & Kolářová, 2011; Lehman & McGill, 1999).

2.5.2 Faktory ovlivňující signál

Konečný elektromyografický signál je ovlivněn celou řadou faktorů – vnitřních a vnějších. Vnitřní faktory vychází z anatomických, fyziologických a biochemických vlastností svalu během jeho kontrakce. Tyto faktory většinou není možno ovlivnit. Mezi vnitřní faktory patří svalová aktivita měřeného svalu – vlastnosti aktivních svalových vláken a jejich počet během měření ovlivnit nelze, ale je možné ovlivnit umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě. Dle Dupalové a Zaatara (2015) lze nevhodným umístěním elektrody do blízkosti jiného svalu, šlachy nebo jiného motorického bodu dosáhnout ovlivnění získaného signálu těmito strukturami (tzv. crosstalk). Rušení signálu může být způsobeno i jinými vzrušivými tkáněmi organismu. Není výjimkou, že se v záznamu SEMG objevují signály srdečního potenciálu (EKG). V klidu je můžeme pozorovat zejména u svalů trupu a svalů ramenního pletence.

Z konečného záznamu je však nutné tyto artefakty odstranit retifikací signálu a následným vyhlazením křivky (Krobot & Kolářová, 2011).

Vnější faktory lze dobře ovlivnit, proto je nezbytné jim věnovat zvýšenou pozornost. Mezi vnější faktory patří umístění, vzdálenost a velikost elektrod, kontakt mezi elektrodou a kůží, externí šum a další. Při popisu elektrod je důležité specifikovat typ elektrod – zda se jedná o elektrody kruhové či obdélníkové a jaká je velikost jejich vodivé plochy. Mezi nejdůležitější faktory patří vzdálenost mezi elektrodami. I přes rozdíly v literatuře se nejčastěji preferuje a doporučuje vzdálenost 20 mm, pokud se nejedná o elektrody s fixní vzdáleností. Při aplikaci na relativně malé svaly by vzdálenost neměla přesáhnout $\frac{1}{4}$ délky svalových vláken. Tím lze předejít nestabilním záznamům z důvodu vlivu umístění elektrody do blízkosti šlachy či ploténkové zóny (Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau 2000).

2.5.3 Měření časové souslednosti náboru svalů (timing)

Mezi funkční aplikace EMG patří měření časové sekvence náboru jednotlivých svalů – timingu. Měření timingu svalů využíváme zejména při diagnostice dynamických cyklických aktivit. De Luca, Gilmore, Kuznetsov a Roy (2010) publikovali, že lze sledováním funkce svalů v čase hodnotit svalové synergie nebo rychlost a adekvátnost reakce na určitý podnět. Časová souslednost náboru svalů nebo jejich deaktivace během pohybu se může měnit v závislosti na přítomných patologiích pohybového systému, jako například při kloubní instabilitě, svalové hypotonii nebo v důsledku přítomnosti bolesti (Dupalová & Zaatar, 2015; Konrad, 2006; Krobot & Kolářová, 2011).

Pro hodnocení timingu svalu je nutné určit aktivační hodnotu, od které se bude sval považovat za aktivní. Hranice může být zvolena podle typu prováděného pohybu. Počátek aktivity určíme s ohledem na fakt, že signál je elektrodou detekován s určitou latencí. Jako hranice účelné rozlišitelnosti je považována hranice 10 ms (De Luca et al., 2010; Krobot & Kolářová, 2011).

Časová souslednost svalů se neurčuje z normovaných hodnot, ale signál musí být vyhlazený a zretifikovaný. Při hodnocení timingu je třeba ověřit, zda signál měřeného

svalu není kontaminován signálem ze svalů okolních (Krobot & Kolářová, 2011; Lehman & McGill, 1999).

3 CÍLE

Cílem diplomové práce je popsat časovou změnu zapojení vybraných svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v uzavřeném kinematickém řetězci (Close Kinematic Chain – CKC) při pokusu bez využití vibrací s pokusem s aplikací lokálních mechanických vibrací.

3.1 Dílčí cíle

1. Prvním dílčím cílem je ověřit, zda dochází ke změně timingu vybraných svalů při pohybu bez působení vibrací a s působením lokálních vibrací.
2. Druhým dílčím cílem je zjistit, zda ke změně timingu dochází také bezprostředně po expozici lokálních vibrací.

3.2 Výzkumné otázky

1.
 - a) Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC při aplikaci lokálních nízkofrekvenčních vibrací ve srovnání s timingem při pokusu bez vibrace?
 - b) Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC při aplikaci lokálních vysokofrekvenčních vibrací ve srovnání s timingem při pokusu bez vibrace?
 - c) Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC mezi aplikací nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních vibrací?
2.
 - a) Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC bezprostředně po působení lokálních vibrací?
 - b) Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC mezi skupinou zdravých jedinců a pacientkou se subdeltoideální bursitidou?

4 METODIKA

Probandi se účastnili výzkumu v prostorách rehabilitace RRR centra v Olomouci, kde absolvovali jak vstupní vyšetření, tak testování v závěsném systému Redcord. Každému jedinci bylo na základě náhodného losu přiřazeno číslo. Terapeut č. 1 s probandy odebral anamnézu a provedl jejich vyšetření. Terapeut č. 2 provedl samotné měření pacienta, aniž by znal jeho zdravotní stav či anamnézu.

Před zahájením byli účastníci obeznámeni o průběhu měření a následně podepsali informovaný souhlas o dobrovolné účasti (Příloha 2), který byl schválen etickou komisí FTK UPOL (Příloha 1). V dalším kroku byla odebrána relevantní anamnéza, provedeno funkční vyšetření ramenních pletenců s důrazem na dominantní HK terapeutem. Druhý z terapeutů poté v prostorách tělocvičny provedl testování timingu svalů ramenního pletence s využitím povrchové elektromyografie v závěsném systému Redcord.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 15 probandů. Jednalo se o zdravé jedince a vzorek tvořili muži i ženy ve věkovém rozpětí 18-30 let, průměrný věk byl 23 let. Měření se účastnilo 7 mužů a 8 žen. Vyloučení z měření byli ti, kteří prodělali předchozí úrazy nebo operace na dominantní horní končetině. Stejně měření následně absolvovala také pacientka se subdeltoideální bursitidou (73 let), u které však byly elektromyograficky hodnoceny svaly obou horních končetin.

4.2 Klinické vyšetření probandů

Klinické vyšetření i samotné měření probíhalo vždy v dopoledních hodinách v prostorách laboratoře a tělocvičny. Prostory byly přiměřeně osvětlené a vytopené a bylo zajištěno soukromí tak, aby nebyl přítomen nikdo další kromě probanda a terapeuta.

Anamnestický dotazník (Příloha 3) zahrnoval základní informace (pohlaví, věk) a informace o dominanci horní končetiny. Druhá část dotazníku se týkala relevantní anamnézy, zejména pracovní a sportovní anamnézy, včetně běžných denních aktivit probandů.

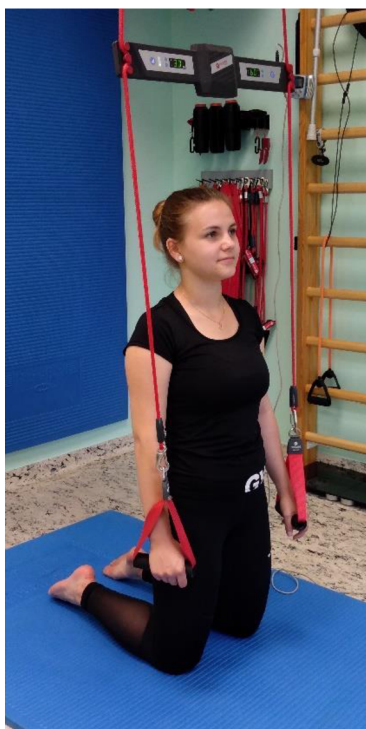
U všech probandů bylo provedeno goniometrické vyšetření pro zjištění rozsahu pohybu obou ramenních kloubů metodou SFTR. Vyšetřován byl jak aktivní, tak pasivní rozsah pohybu. Zaznamenána byla také délka dominantní horní končetiny. K vyšetření goniometrie byl využit plastový goniometr a k měření délky horní končetiny krejčovský metr.

Dále bylo provedeno aspekční vyšetření skapulohumerálního rytmu a stereotypu flexe ramenního kloubu, s důrazem na provedení i symetrii pohybu. Hodnocena byla také konstituční hypermobilita testem dle Beightona a Horana. Z dalších testů byly vybrány následující testy: Painful Arc test a Hawkins-Kennedyho test na impingement syndrom a testy na vícesměrnou instabilitu GH kloubu. Případné patologie byly zaznamenávány do vyšetřovacího protokolu.

4.3 Vlastní provedení měření

Vlastní měření probíhalo v prostorách tělocvičny, kde je umístěn závěsný systém Redcord. Všichni probandí byli testováni na stejném závěsném systému. Nejdříve byly probandům připevněny elektrody na dominantní horní končetinu.

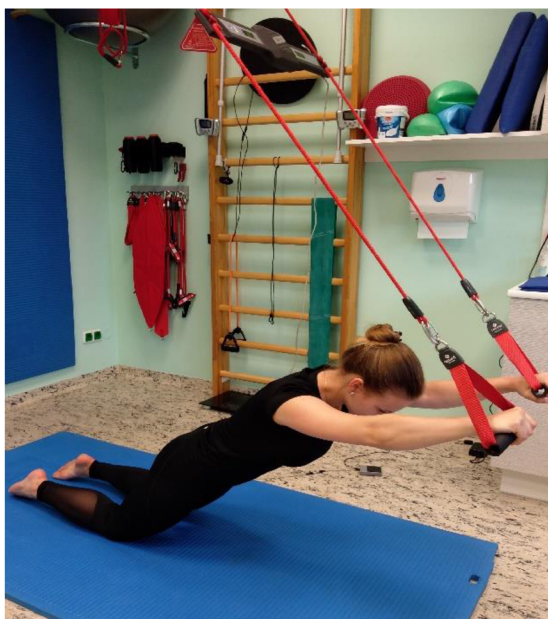
Výchozí pozicí pro testování byl vzpřímený klek s horními končetinami volně podél těla. Při kleku byly bérce v kontaktu s podložkou a kolena byla ve vzdálenosti šířky pánve. Aby bylo měření komfortní, k podložení dolních končetin byla využita pěnová cvičební podložka Thera. Proband měl horní končetiny před zahájením měření volně svěšeny s nataženými lokty a v ruce měl úchyty (Obrázek 5). Vibrační zařízení Redcord Stimula bylo zavěšeno na lanech ve vzdálenosti 108 cm od úchytů. Tato vzdálenost byla zvolena tak, aby zařízení nebránilo ani nejvyšším z jedinců v pohybu a současně aby bylo co nejbližší úchytům a tím bylo zamezeno ztrátám při vedení mechanických vibrací. Zvolena byla energetická úroveň 1 – zelená barva.



Obrázek 5. Výchozí pozice pro testování (archiv autora)

Před samotným měřením byla upravena individuálně délka závěsu pro úchop tak, aby nebyly paže flektovány v loktech. Následovalo vysvětlení pohybu a každý proband si pohyb vyzkoušel. Po zkušebním pokusu byl případně pohyb zkorigován. Probandi byli upozorněni zejména na ponechání plně relaxované paže před zahájením měření, aby byly svaly před začátkem měření maximálně relaxovány.

Testovaným pohybem byla flexe v ramenních kloubech a následný zpětný pohyb do extenze v uzavřeném kinematickém řetězci v závěsném systému. Pohyb byl prováděn v maximálním možném nebolestivém rozsahu pohybu (Obrázek 6) Při zahájení měření jedinec začal provádět flexi v ramenních kloubech oporou rukou oporou o úchyty. Pohyb paží následoval trup, který vykonával dopředný pohyb. Po dosažení maximálního nebolestivého rozsahu se probandi navraceli zpět do výchozí pozice ve vzpřímeném kleku s připáženými volně visícími pažemi.



Obrázek 6. Konečná pozice maximální nebolestivé flexe v ramenních kloubech (archiv autora)

4.4 Povrchová elektromyografie

Pro měření EMG signálu jednotlivých svalů byly využívány kruhové EMG samolepící jednorázové elektrody (Obrázek 7). Vzdálenost středů elektrod při snímání signálu byla 20 mm. Před samotným upevněním elektrod byla kůže vždy omyta vodou, osušena a odmaštěna dezinfekčním prostředkem na kůži. Samoadhezivní elektrody byly ukládány po palpaci na střed svalového bříška. Referenční (zemní) elektroda byla uložena vždy na akromion testované horní končetiny. Ke dvojici elektrod byly následně připojeny kabely jednotlivých kanálů. Každý kanál se sestával ze snímací a vysílací elektrody, první okruh navíc obsahoval již zmíněnou elektrodu referenční.



Obrázek 7. Samoadhezivní kruhové elektrody (archiv autora)

Při měření bylo využito povrchového měření EMG signálu s využitím osmi svodů (kanálů) s frekvencí 1000 Hz. Použit byl polymyelograf NORAXON TeleMyo 2400T G2 firmy NORAXON. Zvolena byla telemetrická metoda měření, která je pro snímání signálu během pohybu nejvhodnější alternativou.

Při testování byla povrchovou elektromyografií hodnocena elektrická aktivita následujících svalů (v závorce uvedeno umístění elektrod):

- m. trapezius – pars descendens (ve středu jeho horních vláken)
- m. trapezius – pars ascendens (kaudální vlákna pod dolním úhlem lopatky)
- m. deltoideus – pars clavicularis (oblast ve středu svalového břicha příslušné části svalu)
- m. deltoideus – pars acromialis (oblast ve středu svalového břicha příslušné části svalu)
- m. deltoideus – pars spinalis (oblast ve středu svalového břicha příslušné části svalu)
- m. serratus anterior (dvě mezižebří kaudálně od dolního úhlu lopatky)
- m. biceps brachii (oblast ve středu svalového břicha)
- m. infraspinatus (paralelně se spinou scapulae 2 cm kaudálně).

Vybrané svaly byly zvoleny pro jejich dobrou dostupnost při snímání povrchové elektrické aktivity a pro jejich významný vliv na flekční pohyb v oblasti ramenního pletence.

Testovaný pohyb byl sledován čtyřikrát. Mezi jednotlivými pokusy byla vždy minuta pauza, aby došlo k obnově klidové aktivity testovaných svalů. Jednotlivé pokusy jdoucí za sebou byly pohyby do flexe ramenních pletenců v následujících variantách:

1. pohyb bez vibrací
2. pohyb s vibracemi o frekvenci 30 Hz
3. pohyb bez vibrací
4. pohyb s vibracemi o frekvenci 80 Hz.

Při pokusu číslo 2 byla sledována změna timingu svalů ramenního pletence s využitím vibrační nízkofrekvenčních – konkrétně při frekvenci 30 Hz. Při pokusu číslo 3 naopak pohyb bezprostředně po působení vibračního stimulu. Poslední pokus byl působení vysokofrekvenčních vibrací – s frekvencí 80 Hz, na elektrickou aktivitu sledovaných svalů. Na vibračním zařízení byl zvolen energetický level 1, který jako jediný generuje vibrace nižších frekvencí od 15 Hz po frekvence vyšších frekvencí do 99 Hz. Pro standardizování a využívání stejných podmínek byl tento level zachován, pouze došlo ke změně nastavené a použité frekvence.

Jednotlivé pokusy vždy začínaly otázkou, zda je proband připraven. Počátek byl pokynem „zapínám“. Poté následoval 10 s klidový EMG signál. Ke konci byli probandi upozorněni na začátek testování odpočítáváním „tři, dva, jedna, teď“, na základě kterého byli vyzváni k provedení pohybu. V EMG záznamu byl tento okamžik označen markerem, kterým byl také označen konec pohybu při ukončení a návratu do výchozí pozice v připázení.

Po otestování všech probandů bylo provedeno testování i u pacientky se subdeltoideální bursitidou. EMG signál však byl snímán na obou horních končetinách – jak na končetině postižené, tak na zdravé.

4.5 Vyhodnocení výsledků

Naměřené EMG záznamy byly následně zpracovány a vyhodnoceny v programu MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. EMG záznam vždy obsahoval 10 s klidové aktivity svalu, následně dvěma markery ohraničenou dobu aktivity a dalších minimálně 10 sekund klidového záznamu. Před vyhodnocením byly všechny záznamy v programu zrektifikovány, vyhlazeny a byl odfiltrován EKG signál, což by mohlo výsledný záznam rušit. Za počátek aktivity svalu byla považována hodnota klidové aktivity + 10 % peak (což je v programu označováno termínem 10 % rise). Od značky 1. markeru byl vždy programem vyhodnocen nástup aktivity svalu. Všechny hodnoty byly kontrolovány, případně ručně opraveny, protože přístroj někdy vyhodnotil zvýšenou aktivitu svalu ještě před počátkem aktivity. Každý sval byl v každém pokusu samostatně hodnocen a hodnota jeho aktivace byla zaznamenána do tabulky v programu Microsoft Excel.

Timing jednotlivých svalů byl zjištěn jejich seřazením podle času aktivace. Každému svalu byla přiřazena hodnota 1-8 dle jejich pořadí při aktivaci. Dle De Luca (1993) byly za synchronní aktivaci považovány takové hodnoty, jejichž rozdíl byl menší než 10 ms. Těmto dvěma svalům proto bylo přiřazeno shodné pořadí. V případě, že se tedy dva svaly zapojily synchronně v pořadí 2. a 3. svalu, oběma jim bylo přiděleno pořadí (2. a 3.) a následující aktivovaný sval byl 4. Pokud byl rozdíl větší či roven hodnotě 10 ms, byla aktivace hodnocena jako rozdílná. Takto byly vyhodnoceny všechny svaly ve všech pokusech.

Dalším krokem bylo vyhodnocení průměrné hodnoty zapojení jednotlivých svalů. Na základě toho byla určena průměrná časová posloupnost aktivace svalů při jednotlivých pokusech. Všechny hodnoty byly zaneseny do tabulky, kde bylo pro větší přehlednost barevně znázorněno pořadí jednotlivých svalů. Za významnou změnu v pořadí lze považovat změnu o 2 pozice v umístění u jednotlivých svalů.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka 1 a)

Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC při aplikaci lokálních nízkofrekvenčních vibrací ve srovnání s timingem při pokusu bez vibrace?

Při srovnávání timingu jednotlivých svalů ramenního pletence při pokusu bez vibrací a s vibracemi o frekvenci 30 Hz byla nalezena významná změna v pořadí u několika svalů. Změnu o minimálně 2 pozice lze pozorovat u svalů m. trapezius pars ascendens, u všech tří částí m. deltoideus, m. serratus anterior a m. infraspinatus (Tabulka 1).

Tabulka 1. Pořadí svalů při pokusu bez vibrací a s vibracemi frekvence 30 Hz

Pokus	Pořadí svalů									
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS		
bez vibrací	2	6	7	1	3	5	8	6	7	4
s vibracemi ($f = 30$ Hz)	3	1	4	6	2	5	7	8		

Legenda

TD m. trapezius pars descendens

TA m. trapezius pars ascendens

AD m. deltoideus pars clavicularis

MD m. deltoideus pars acromialis

PD m. deltoideus pars spinalis

SA m. serratus anterior

BB m. biceps brachii

IS m. infraspinatus

Při pokusu bez vibrací se při flexi u zdravých jedinců zapojil m. trapezius pars ascendens v průměrném šestém a sedmém místě, kdy svoji aktivitu vykazoval synchronně s m. biceps brachii. Při pokusu s nízkofrekvenčními vibracemi se však zapojil průměrně první. M. biceps brachii však zůstal v pořadí sedmý.

M. deltoideus vykazoval změnu ve svém pořadí u všech tří sledovaných částí. Bez vibrací se jeho anteriorní pars clavicularis zapojila jako první, střední část pars acromialis jako třetí a posteriorní část pars spinalis jako pátá v pořadí. Při aplikaci 30 Hz

vibrací však pars spinalis byla zapojena z těchto částí nejdříve, konkrétně na druhém místě, pars clavicularis na čtvrtém místě, zatímco pars acromialis na místě šestém.

M. serratus anterior se u probandů při pokusu bez vibrací zapojil jako poslední osmý v pořadí. Při pokusu s vibracemi 30 Hz však byl aktivní dříve a byl na průměrném 5. místě.

Oproti tomu m. infraspinatus se ze 4. místa zapojil při flexi s nízkofrekvenčními vibracemi až na posledním osmém místě.

Při sledování synchronních aktivit svalů nebyl mezi pokusy pozorován statisticky významný rozdíl. Při prvním pokusu bez vibrací bylo zaznamenáno 7 synchronních aktivací (8,4 %) kdežto u pokusu s vibracemi o frekvenci 30 Hz bylo zaznamenáno 10 synchronních aktivací (10,8 %).

5.2 Výzkumná otázka 1 b)

Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC při aplikaci lokálních vysokofrekvenčních vibrací ve srovnání s timingem při pokusu bez vibrace?

Při hodnocení časového zapojení svalů ramenního pletence bez vibrací a s vysokofrekvenčními vibracemi o frekvenci 80 Hz byla pozorována významná změna v pořadí u všech svalů (Tabulka 2). M. trapezius pars ascendens a m. deltoideus pars acromialis a pars posterior vykazovaly změnu o dvě místa v pořadí, přičemž u m. deltoideus došlo k záměně pořadí bez vibrací a s vibracemi ze třetí na páté místo a naopak.

Tabulka 2. Pořadí svalů při pokusu bez vibrací a s vibracemi frekvence 80 Hz

Pokus	Pořadí svalů									
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS		
bez vibrací	2	6	7	1	3	5	8	6	7	4
s vibracemi ($f = 80$ Hz)	6	4	7	5	3	1	2			8

M. trapezius pars descendens se při pokusu bez vibrací zapojil druhý v pořadí. Při působení vibrací však jeho aktivita byla v průměrném pořadí až na 6. místě.

M. deltoideus pars clavicularis se při pokusu bez vibrací zapojil v pořadí první. Při pokusu s vibracemi 80 Hz se však zapojil na průměrném sedmém místě.

Největší změnu v průměrném pořadí zapojení měl m. serratus anterior, který se bez vibrací zapojil poslední na osmém místě. Při působení vibrací 80 Hz se však zapojil první.

Dřívější aktivaci při působení vysokofrekvenčních vibrací vykazoval také m. biceps brachii, který se bez vibrací zapojil synchronně s m. trapezius pars ascendens na šestém a sedmém místě. Při druhém pokusu s vibracemi se zapojil jednak dříve než již zmíněný m. trapezius, ale dokonce jako druhý v pořadí.

M. infraspinatus se bez vibrací zapojil na průměrném čtvrtém místě, při působení vysokofrekvenčních vibrací se však zapojil jako poslední – na osmé pozici.

Při sledování synchronní aktivace svalů byl u vysokofrekvenčních vibrací pozorován rozdíl. Při pokusu bez vibrací bylo vyhodnoceno 7 synchronních aktivací (8,4 %). Při působení lokálních vibrací o frekvenci 80 Hz bylo pozorováno 12 synchronních aktivací (tj. 14,4 %).

5.3 Výzkumná otázka 1 c)

Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC mezi aplikací nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních vibrací?

Při srovnání provedení pohybu do flexe v ramenním kloubu v CKC při frekvenci 30 Hz a frekvenci 80 Hz se pořadí významně lišilo u m. trapezius – pars descendens i ascendens, m. deltoideus – pars clavicularis, m. serratus anterior a m. biceps brachii (Tabulka 3). V případě m. infraspinatus se naopak průměrné umístění při obou variantách shodovalo a sval se zapojil poslední osmý.

M. trapezius pars descendens se při 30 Hz zapojil průměrně třetí, při 80 Hz až průměrně šestý v pořadí. M. trapezius pars ascendens se zapojil při 30 Hz hned jako první v pořadí, při frekvenci 80 Hz byl na průměrném čtvrtém místě při aktivaci.

M. deltoideus pars clavicularis se při frekvenci 30 Hz zapojil na průměrném čtvrtém místě. Při frekvenci 80 Hz se však zapojil jako sedmý v pořadí.

Tabulka 3. Pořadí svalů při pokusu s vibracemi 30 Hz a 80 Hz

Pokus	Pořadí svalů							
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS
s vibracemi ($f = 30$ Hz)	3	1	4	6	2	5	7	8
s vibracemi ($f = 80$ Hz)	6	4	7	5	3	1	2	8

M. serratus anterior se při vibracích o frekvenci 30 Hz zapojil na průměrném pátém místě při frekvenci 80 Hz se však zapojil průměrně první v pořadí.

Rozdíl v pořadí zapojení lze pozorovat také u m. biceps brachii, který se při 30 Hz zapojil průměrně sedmý v pořadí, při 80 Hz však byl v průměrném pořadí druhý.

5.4 Výzkumná otázka 2 a)

Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC bezprostředně po působení lokálních vibrací?

Při hodnocení časového zapojování vybraných svalů vykazovaly statisticky významné rozdíly následující svaly: m. deltoideus – pars clavicularis a m. biceps brachii. Ostatní svaly se zapojovaly v obdobném pořadí před vibracemi i po jejich působení (Tabulka 4).

Tabulka 4. Pořadí svalů před aplikací vibrací 30 Hz a bezprostředně po ní

Pokus	Pořadí svalů									
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS		
před vibracemi	2	6	7	1	3	5	8	6	7	4
po vibracích	1	7	5	2	3	6	8	4	2	3

M. deltoideus pars clavicularis se před vibracemi aktivoval na průměrném prvním místě, po vibracích se zapojoval v průměru pátý.

Na průměrném šestém a sedmém místě – synchronně s m. trapezius pars ascendens se aktivoval před vibracemi m. biceps brachii, který se bezprostředně po působení vibrací zapojil dříve – a to průměrně čtvrtý. M. trapezius, který se však ve svém pořadí neposunul.

5.5 Výzkumná otázka 2 b)

Liší se timing svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v CKC mezi skupinou zdravých jedinců a pacientkou se subdeltoideální bursitidou?

Při srovnání průměrného pořadí zapojení jednotlivých svalů mezi skupinou zdravých jedinců a pacientkou se subdeltoideální bursitidou můžeme před působením vibračních stimulů pozorovat statistické rozdíly u m. trapezius pars ascendens a m. infraspinatus. U ostatních svalů nebyly rozdíly v pořadí signifikantní (Tabulka 5).

Tabulka 5. Časové zapojení svalů u zdravé populace a pacientky před působením vibrací

Pokus	Pořadí svalů před působením vibrací									
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS		
zdraví jedinci	2	6 7	1	3	5	8	6 7	4		
pacientka	3	2	1	4 5	4 5	7	6	8		

M. trapezius pars ascendens se u zdravých jedinců zapojil synchronně s m. biceps brachii a to průměrně šestý a sedmý v pořadí. U pacientky s bursitidou se však zapojil jako druhý v pořadí oproti m. biceps brachii, který byl také zapojen šestý v pořadí.

Druhý výrazný rozdíl byl při zapojení m. infraspinatus, který se u zdravých probandů zapojil průměrně čtvrtý, ale u pacientky s bursitidou se zapojil až jako poslední osmý.

Při srovnání pokusu po působení vibrací již vykazovalo více svalů mezi zdravými jedinci a pacientkou změnu o minimálně 2 v pořadí. Jednalo se o m. trapezius pars descendens i ascendens, m. deltoideus pars acromialis a m. biceps brachii. Nutno však dodat, že tyto změny byly pozorovány pouze o již zmíněné dvě pozice a větší změny v timingu pozorovány nebyly (Tabulka 6).

Tabulka 6. Časové zapojení svalů u zdravé populace a pacientky s bursitidou bezprostředně po stimulaci lokálními vibracemi o frekvenci 30 Hz

Pokus	Pořadí svalů po působení vibrací ($f = 30$ Hz)									
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS		
zdraví jedinci	6	5	3	7	1	4	8	2		
pacientka	8	7	4	5	4	5	2	3	6	1

Při porovnání timingu svalů u zdravé populace a pacientky s bursitidou lze pozorovat při aplikaci vibrací o frekvenci 80 Hz více rozdílů. O dvě a více pozic se zapojily průměrně m. trapezius pars ascendens, m. deltoideus – pars acromialis a pars spinalis, m. serratus anterior m. biceps brachii a m. supraspinatus (Tabulka 7).

Tabulka 7. Časové zapojení svalů u zdravé populace a pacientky s bursitidou při aplikaci vibrací o frekvenci 80 Hz

Pokus	Pořadí svalů při působení vibrací ($f = 80$ Hz)									
	TD	TA	AD	MD	PD	SA	BB	IS		
zdraví jedinci	6	4	7	5	3	1	2	8		
pacientka	4	5	2	7	8	1	4	5	6	3

M. trapezius pars ascendens se u zdravé populace zapojil průměrně čtvrtý, ale u pacientky s bursitidou jeho aktivace byla dřívější, na druhé pozici za pars spinalis m. deltoideus.

M. deltoideus pars acromialis se u zdravé populace zapojil na průměrném pátém místě, u pacientky však až jako poslední osmý v pořadí. Zadní část svalu pars spinalis se u pacientky naopak zapojila hned jako první, u zdravé populace však byla až v pořadí třetí.

Větší rozdíl v pořadí lze pozorovat u aktivace m. serratus anterior, který byl u zdravé populace zapojen průměrně první. U pacientky se však zapojoval synchronně s m. trapezius pars descendens jako čtvrtý a pátý v pořadí.

M. biceps brachii se u zdravé populace zapojil průměrně druhý, u pacientky však přetrvává pořadí na šestém místě stejně jako tomu bylo u vibrací o frekvenci 30 Hz i bezprostředně po jejich působení.

M. infraspinatus se však naopak u zdravé populace zapojil až poslední osmý, ale u pacientky byla jeho aktivace dřívější, a to na třetí pozici.

6 DISKUZE

V minulosti bylo působení vibrací považováno za škodlivé a vystavování organismu, zejména vysokofrekvenčním vibracím, za zdraví nebezpečné. Ruku v ruce s větším využíváním vibračních přístrojů a rozvoji onemocnění s ním spojených bylo také zkoumání vlivu vibrací na lidské tělo. Z provedených výzkumů následně vyplynulo, že aplikace vibrací nemusí být pouze škodlivé, ale mohou současně působit terapeuticky. Například při aplikaci nízkofrekvenčních vibrací bylo pozorováno signifikantní zvýšení svalové síly i zlepšení rovnováhy (Griffin, 2004; Roelants, Delecluse, & Verschueren, 2004; Runge, Rehfeld, & Resnick, 2000).

Dalším krokem k terapeutickému využití vibrací byla aplikace celotělových vibrací, které ve velmi krátkém intervalu aktivují svaly a svalové skupiny v koncentricko-excentrických kontrakcích a tím zvyšují jejich metabolickou aktivitu. Mnoho autorů se začalo zajímat o využití vibrací k terapeutickým účelům, ale pouze malé množství studií se zabývá působením na horní končetiny. Issurin a Tenenbaum (1999) a Bosco, Cardinale, & Tsarpela (1999) ve svých studiích však potvrdili, že při cvičení s využitím vibrační komponenty dochází k nárůstu koncentrické síly svalu (Rittweger, Beller, & Felsenberg, 2000).

Pro koordinovaný komplexní pohyb ramenního kloub je však kromě dostatečné svalové síly potřebné fyziologické zapojení jednotlivých svalů. Pro dostatečně koordinovanou svalovou aktivitu je tudíž nezbytné časové zapojení svalů a také intenzita stimulu, který vyvolá podráždění svalu a tím jeho aktivaci. Tovin (2006) však současně dodává, že vliv vibrací na časové zapojení jednotlivých svalů ramenního kloubu nebyl blíže zkoumán. Předpokladem autora je, že při působení vibrací může dojít k efektivnější preaktivaci svalů rotátorové manžety u jedinců s hypermobilitou ramenního kloubu. Tuto hypotézu ve svojí práci potvrzují David et al. (2000), kteří publikovali, že při rotačních pohybech v ramenním kloubu pozorovali preaktivaci svalů rotátorové manžety před m. deltoideus a mm. pectorales (Hawkes, Grant, McMahon, Horsley, & Khaiyat, 2018).

Vlivem vibrací na aktivitu ramenního pletence – konkrétně m. serratus anterior při cvičení v závěsném systému Redcord se zabývali Kim, Oh, a Yoo (2014). Ve své studii sledovali vliv různých frekvencí vibrací na aktivitu svalu při cvičení v CKC. Ke

sledování využili cvik “Push up Plus“ neboli klik s horními končetinami v závěsu s odtlačení trupu od podložky po dobu pěti sekund. Z výsledků vyplynulo, že statisticky významně došlo k nárůstu aktivity m. SA při frekvenci 50 Hz v porovnání s pokusem bez vibrací. Aktivita svalu však nevykazovala statisticky významný rozdíl při frekvenci 30 Hz a 90 Hz.

Grant et al. (2019) sledovali časové zapojení svalů ramenního pletence při aplikaci celotělových a lokálních vibrací. Použitá frekvence byla 35 Hz. V reakční době svalů autoři mezi pokusy s vibrací a bez vibrací změny nepozorovali. Po expozici mechanickým vibracím však popisovali signifikantní rozdíly v dřívějším zapojení m. deltoideus pars clavicularis (AD), m. serratus anterior (SA), m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. subscapularis. Současně popsali preaktivitu m. deltoideus pars clavicularis, m. serratus anterior a m. subscapularis ještě před samotným zahájením pohybu do flexe. Autoři předpokládají, že preaktivita nebo brzká aktivita AD je díky jeho funkci flexoru ramenního kloubu. Sval se navíc zapojuje nejefektivněji v první fázi pohybu do flexe. M. SA elevuje a vytáčí lopatku směrem nahoru. Jeho aktivace předchází pohybu končetiny a zajišťuje proximální stabilitu – tím vytváří také punctum fixum pro následný pohyb paže. Ricci, Santiago, Zampar, Pinola, a Fonseca (2015) doplňují, že preaktivita periskapulárních svalů je také z důvodu dosažení proximální stability během pohybu končetiny. Preaktivační funkci svalů rotátorové manžety k zajištění stability GH kloubu popsalo mnoho autorů (David et al., 2000, Kronberg, Broström, & Söderlund, 1990; McQuade, Dawson, & Smidt, 1998)

Při designu práce byl zvolen výzkumný soubor o 15 členech ve věku 18–30 let. Ten byl tvořen 7 muži a 8 ženami. Skupinu tvořili zejména rekreační sportovci, ale také registrovaní sportovci. Věková kategorie byla zvolena s předpokladem, že by se mohlo jednat o jedince, kde nebudou pozorovány významné patologie spojen například s pracovní zátěží nebo dlouhodobými vadnými stereotypy během volnočasových aktivit. 3 probandi v anamnestickém dotazníku uváděli tuhost v oblasti šíje, která byla však akutního charakteru a byla spojena s předchozí sportovní zátěží a dočasnou strnulou polohou – delší sed s předklonem. Jedinci s operacemi nebo úrazy dominantní horní končetiny byli vyloučeni.

U dvou probandek byla zjištěna konstituční hypermobilita. Jak ve své práci uvádí Cameron et al. (2010), konstituční hypermobilita velmi úzce souvisí se zvýšeným rizikem instability ramenního kloubu. Tento poznatek se projevil při následném vyšetřování instability kloubu, kde byla přítomna anteriorní a inferiorní instabilita na obou končetinách – výraznější na dominantní HK u jedné z probandek. Druhá měla při testu vícesměrné instability kloubu pozitivní testy ve směru anteriorním, inferiorním i posteriorním v obou ramenních kloubech. Jednalo se o běžkyni na lyžích, která se ve volném čase věnuje rekreačně plavání, tudíž se jedná v obou případech o sporty s velkými nároky na rozsahy pohybů ramenních kloubů.

Přestože ve studiích Augé a Morrison (2000) či Illyés Kiss a Kiss (2009) popisují u jedinců s konstituční hypermobilitou vyšší a prolongovanou aktivitu svalů rotátorové manžety, práce Morris, Kemp a Frostick (2004) a Barden, Balyk, Raso, Moreau a Bagnall (2005) jejich výsledky nepotvrzují. Morris, Kemp a Frostick (2004) dokonce dodávají, že aktivita svalů rotátorové manžety je u hypermobilního a zdravého ramenního kloubu podobná. Současně však pozorovali zvýšenou aktivitu m. deltoideus par spinalis, která měla u hypermobilních probandů kompenzační funkci. Spandhove et al. (2020) našli zvýšenou aktivitu m. infraspinatus a m. trapezius pars transversa a m. deltoideus pars spinalis. Tento výsledek potvrzuje vyšší nároky na dynamickou stabilizaci ramenního kloubu před vykonáním pohybu.

Tyto poznatky se také potvrdily při našem měření. Při EMG hodnocení však nebyla hodnocena aktivita m. trapezius pars transversa. U první probandky byla přítomna synchronní aktivita m. infraspinatus a m. deltoideus pars acromialis na první a druhé pozici, na třetí pozici byl m. biceps brachii, na čtvrté m. trapezius pars ascendens. U druhé probandky se však synchronně aktivoval na prvním a druhém místě m. deltoideus pars spinalis a m. trapezius pars ascendens. Na třetí pozici byla aktivita m. infraspinatus a až na čtvrtém místě m. trapezius pars descendens. Po působení vibrací došlo u obou probandek ke změně timingu svalů. U první z nich ve prospěch m. deltoideus pars clavicularis, m. biceps brachii a m. trapezius descendens na prvních třech pozicích. U druhé z probandek došlo k zapojení m. biceps brachii, m. deltoideus pars clavicularis, pars acromialis a m. infraspinatus na prvních čtyřech pozicích.

Tyto zjištěné informace jen potvrzují studie, ve kterých autoři publikovali, že před zapojením svalů, vykonávajících samotný pohyb, musí dojít k dynamické stabilizaci ramenního pletence. Pro jedince s konstituční hypermobilitou by tento poznatek mohl být velmi přínosný zejména pro zařazení stabilizačních cvičení do tréninkové jednotky. Při využití vibrační komponenty může být současně dosaženo efektivního zapojení svalů. Pro vlivu mechanických vibrací v terapii konstituční hypermobility by však bylo třeba dalšího výzkumu.

6.1 Diskuze k výzkumným otázkám 1a, 1b, 1c

Při porovnání časového zapojení svalů ramenního kloubu při pohybu do flexe byly nejdříve využito vibrace o frekvenci 30 Hz. U skupiny probandů byl pozorován statisticky významné změny v pořadí (tj. minimálně o 2 místa) u několika svalů. Bez vibrací se jako první zapojil *m. deltoideus pars clavicularis*, který se významně podílí v první fázi flexe v ramenním kloubu. Následován byl pohybem *m. trapezius pars descendens*, *m. deltoideus pars acromialis* a *m. infraspinatus*. Při pohybu s vibracemi však došlo k aktivaci *m. trapezius pars ascendens* na průměrném prvním pořadí. Na průměrné druhé pozici se zapojil *m. deltoideus pars spinalis*. Až následně na třetí a čtvrté pozici byl aktivován *m. trapezius pars descendens* a *m. deltoideus pars clavicularis*.

Z výsledků lze usuzovat, že při působení vibrací o frekvenci 30 Hz byly kladeny větší nároky na dynamickou stabilizaci ramenního kloubu a před samotným pohybem do flexe se proto zapojil *m. trapezius pars ascendens* a *m. deltoideus pars spinalis*. Jejich aktivitou byla lépe zafixována a zastabilizována lopatka, aby vytvořila efektivnější *punctum fixum*. Tuto domněnku by mohl potvrzovat i fakt, že *m. serratus anterior* se při pohybu s vibracemi zapojil průměrně pátý v pořadí, ale při pohybu bez vibrací až na průměrném osmém místě. Jeho zapojení tudíž bylo při aplikaci lokálních vibrací efektivnější, ale k zapojení došlo až po zastabilizování lopatky ke stěně hrudního koše zejména v kaudálním směru.

Při sledování synchronní aktivity svalů nebyla mezi pokusem bez vibrací a s vibracemi 30 Hz pozorována žádná významná změna.

Během pokusu s vysokofrekvenčními vibracemi o frekvenci 80 Hz byly v časovém zapojení pozorovány významné změny. Během pokusu s vibracemi došlo u výzkumné

skupiny k zapojení m. SA na průměrné první pozici. Následovala aktivita m. BB, m. PD a m. TA. Až na šesté a sedmé pozici v aktivaci se umístily m. TD a m. AD. Z naměřených hodnot je patrné, že při vibracích 80 Hz došlo k primární stabilizaci ramenního kloubu před provedením pohybu. K dynamické stabilizaci se nejdříve zapojil již zmíněný m. SA.

Jedná se o sval, který se významně podílí na fixaci lopatky k hrudnímu koši a při jeho insuficienci dochází k odstávání dolních úhlů lopatek. Při jejich nedostatečné fixaci dochází k posunu lopatek kraniálně a ventrálně. Důsledkem změněného postavení a stereotypu pohybu bývá časté přetížení horních fixátorů lopatek, hypertonu m. supraspinatus, vedoucí v rupturu nebo přílišné dráždění okolních struktur a vzniku impingement syndromu (Allegrucci, Whitney, & Irrgang, 1994; Decker, Hintermeister, Faber, & Hawkins, 1999).

Při působení nízkofrekvenčních vibrací (30 Hz) a vysokofrekvenčních vibrací (80 Hz) došlo v obou případech k výraznější stabilizaci ramenního kloubu před samotným pohybem do flexe v CKC. V případě 80 Hz však byla aktivace m. SA na prvním místě v pořadí, při frekvenci 30 Hz až na průměrném pátém místě. Z toho lze vyvodit, že pro efektivnější zapojení m. SA do stabilizační funkce je výhodnější využít frekvence vyšší intenzity. Při této frekvenci se také hned na průměrném druhém místě zapojil m. BB, který, jak bylo již dříve zmíněno, nabývá ještě větší důležitosti při rupturách m. SS nebo jeho poškození. Při vibracích o frekvenci 30 Hz se však zapojil až na průměrném sedmém místě. Z naměřených hodnot proto vyplývá, že v terapii ramenního pletence u stavů jako je ruptura m. SS, impingement syndrom a další je výhodnější využít stimulace mechanickými vibracemi o frekvenci 80 Hz. Tomuto faktu také nahrává vyšší počet synchronních aktivit, který byl pozorován oproti pokusu s frekvencí 30 Hz.

6.2 Diskuze k výzkumným otázkám 2a, 2b

Časové zapojení svalů ramenního pletence bezprostředně po působení vibrací o frekvenci 30 Hz se dle naměřených hodnot zásadně nelišilo od pokusu před vibracemi. Před působením vibrací se průměrně první v pořadí zapojil m. deltoideus pars clavicularis, který se však bezprostředně po vibracích zapojil až na průměrném pátém místě. Po působení vibrací však došlo k dřívější aktivitě m. IS, který se zapojil synchronně s m. MD druhý a třetí v pořadí a m. BB, který se zapojil čtvrtý v pořadí. M.

SA se však při obou pokusech aktivoval až v průměrném osmém pořadí. Významné změny obou pokusů tudíž pozorovat nemůžeme. Efektivní by však mohlo být sledování timingu svalů bezprostředně po aplikaci 80 Hz vibrací na ramenní pletenec, kde by byl zřejmě vliv vibrací lépe pozorovatelný – zejména ve vztahu k dřívější aktivaci m. SA a m. BB.

Pohyb do flexe se u zdravé populace v porovnání s pacientkou s bursitidou lišil pouze v několika parametrech. U pacientky se jako druhý v pořadí aktivoval m. TA, který se však ve výzkumné skupině zdravých probandů zapojil až na průměrném pátém místě. Pravděpodobným důvodem byla nutnost kaudální stabilizace lopatky při pohybu. M. SA se zapojil až na sedmém místě, což se příliš neliší od skupiny zdravých jedinců, ale m. IS, který se u pacientky zapojil jako poslední osmý, byl u skupiny zdravé populace průměrně čtvrtý. Pravděpodobná příčina tohoto rozdílu může být hypertonus m. infraspinatus, který byl u pacientky pozorován.

Při srovnání timingu svalů po působení vibrací o frekvenci 30 Hz mezi zdravou populací a pacientkou byly přítomny změny u m. TD i m. TA. U pacientky došlo k pozdější aktivitě těchto svalů ve srovnání se zdravou populací. Další změny byly v timingu m. AD a m. MD. U m. AD došlo u pacientky ke dřívějšímu zapojení. Zásadní změny ale při srovnání pozorovat nelze.

Zajímavějších výsledků však bylo dosaženo při srovnání vlivu vibrací o frekvenci 80 Hz. U zdravé populace se zapojily první čtyři svaly v pořadí: m. SA, m. BB, m. PD a m. TA. Jak již bylo dříve zmíněno, je zde velmi patrná dynamická stabilizace kloubu před samotným pohybem do flexe s využitím m. SA. U pacientky bylo pořadí prvních čtyř svalů m. PD, m. TA, m. IS a na čtvrtém a pátém místě byla synchronní aktivita m. TD a m. SA. U pacientky se subdeltoideální bursitidou lze velmi dobře pozorovat pozdější zapojení m. SA do stabilizační funkce lopatky, která byla v počátku provedení pohybu zajištěna aktivitou m. PD. Ten však byl následně doplněn o aktivitu m. IS. M. SA a m. TA se zapojily synchronně, aby stabilizaci lopatky následně doplnily.

Výsledek měření potvrdil poznatky z práce Ludewig a Cooka (2000), kteří publikovali, že u skupiny pacientů se subdeltoakromiální bursitidou byl významný pokles EMG aktivity m. SA při koncentrické a excentrické kontrakci v porovnání se skupinou

zdravých jedinců. Stejný trend jsme pozorovali právě při pokusu s vysokofrekvenčními vibracemi. Nutno však podotknout, že před působením vibrací se m. SA u pacientky zapojil poslední, kdyžto po působení vibrací o frekvenci 30 Hz již pátý v pořadí a přímo při působení vysokofrekvenčních vibrací dokonce synchronně na čtvrtém a pátém místě. Z toho lze usuzovat, že působení vibrací nejen bezprostředně během cvičení, ale také po cvičení má vliv na dřívější zapojení m. SA do stabilizační funkce ramenního pletence.

Cools et al. (2007) porovnávali pacienty s impingement syndromem se zdravou populací a hodnotili EMG aktivitu m. TD. Zjistili, že u pacientů s impingement syndromem byla aktivita m. TD mnohem vyšší než u zdravé populace. Obdobný výsledek můžeme pozorovat u pacientky. Před působením vibrací se m. TD zapojil třetí v pořadí (u zdravých probandů druhý v pořadí), ale bezprostředně po působení vibrací o frekvenci 30 Hz byla jeho aktivace až na poslední osmé pozici, oproti zdravým jedincům, kde se zapojil na průměrném šestém místě. Vibrační stimulace lze proto považovat za dobrý nástroj k dosažení fyziologičtějšího zapojení svalu.

Názory na aktivitu m. TD se mezi autory různí. Zatímco Cools et al. (2007) popisují nižší EMG aktivitu svalu u pacientů, Ludewig a Cook (2000) zase během koncentrické kontrakce při abdukci pozorovali EMG aktivitu větší. Bandholm, Rasmussen, Aagaard, Jensen a Diederichsen (2006) a Finley, McQuade a Rodgers (2005) však ve svých pracích statisticky významné rozdíly mezi aktivitou u pacientů a kontrolní skupiny nezaznamenali.

Před působením vibrací byl m. TA u pacientky zapojen 2. v pořadí oproti kontrolní skupině, u které se zapojil synchronně s m. BB na šesté a sedmé pozici. Po působení vibrací 30 Hz však došlo ke změně a u pacientky byl sval zapojen až jako sedmý a tím pádem předposlední v pořadí. U skupiny zdravých jedinců se však zapojil dříve – v pořadí pátý. Při působení vibrací o frekvenci 80 Hz se sval zapojil jak u zdravých jedinců, tak u pacientky v pořadí dříve. U pacientky se zapojil druhý v pořadí, u kontrolní skupiny jako čtvrtý. Z výsledků je tudíž patrné, že při pohybu bez vibrací a při pohybu s vibracemi 80 Hz nedochází ke změně časového zapojení svalu. Efekt vibrací by se tudíž mohl jevit zanedbatelný. Důležité je si však uvědomit funkci m. TA, kterou je stabilizace lopatky k hrudníku – zejména ve směru kaudálně. Dalšími námi sledovanými svaly, který se zásadně na stabilizaci lopatky podílí je m. SA a m. PD. Pro efektivní stabilizaci ramenního

pletence tudíž není důležité pouze zapojení m. TA, ale jeho zapojení společně s dalšími svaly stabilizujícími lopatku. Při pohybu do flexe bez vibrací se m. SA zapojil až sedmý a m. PD se zapojil synchronně s m. MD čtvrtý a pátý v pořadí. Při stejném pohybu s vibracemi o frekvenci 80 Hz se však m. SA zapojil synchronně s m. TD čtvrtý a pátý v pořadí a m. PD hned první. Z výsledků tudíž lze vyvodit, že svaly, podílející se na dynamické stabilizaci lopatky, se při pohybu s vysokofrekvenčními vibracemi zapojovaly v lepší koordinaci, než při pohybu bez vibrací.

Pohyb do flexe a timing svalů ramenního pletence se ukazuje nejvýhodnější při stimulaci vibracemi o frekvenci 80 Hz. Nebyl však zkoumán okamžitý efekt po působení vysokofrekvenčních vibrací, pouze vibrací nízkofrekvenčních, které ostatní autoři popisují jako vhodné. Za více pozornosti by také stálo sledování efektu terapie s využitím lokálních vibrací na timing svalů ramenního pletence, případně srovnání skupin, které by absolvovaly stejnou cvičební jednotku s rozdílnými frekvencemi vibrací.

Ribot-Ciscar, Rossi-Durand a Roll (1998) porovnávali aktivitu svalových vřetének 30 sekund před a po působení vibrací 80 Hz. U 73 % svalových vřetének došlo ke snížení spontánní aktivity po působení vibrací. Pouze u 13,5 % byla zaznamenána aktivita vyšší. Kompletní obnova trvala 40 sekund. Vzhledem k faktu, že instabilita ramenního kloubu úzce souvisí s poruchou propiocepce, je třeba mít tento poznatek na paměti. Během terapie s využitím frekvencí 80 Hz by měl být vždy přítomný interval odpočinku minimálně 40 sekund, aby došlo k obnovení aktivity svalových vřetének. Tím bude zachována maximální kvalita propioceptivních informací z aktivovaných svalů ramenního pletence.

7 ZÁVĚR

Tato diplomová práce hodnotí okamžitý vliv vibrací na časové zapojení vybraných svalů ramenního pletence při pohybu do flexe v uzavřeném kinematickém řetězci s využitím Redcord systému a vibračního zařízení Redcord Stimula+.

Při porovnání timingu svalů bez vibrací a s vibracemi o frekvenci 30 Hz došlo nejdříve k zapojení m. trapezius pars ascendens, následovaného m. deltoideus pars spinalis, které se však bez vibrací zapojily až na pátém a šestém místě. Dřívější zapojení, konkrétně na průměrně páté pozici vykazoval m. serratus anterior, který se bez vibrací zapojil průměrně poslední osmý.

Při vibracích o frekvenci 80 Hz lze pozorovat, že m. serratus anterior se zapojil průměrně první v pořadí. Byl následován m. biceps brachii a m. deltoideus pars spinalis. Tyto svaly se při pokusu bez vibrací zapojily a osmém, synchronně šestém a sedmém a pátém místě v pořadí. Současně byl pozorován nárůst synchronních aktivit svalů. Z toho lze usuzovat na efektivnější zapojení svalů ramenního pletence do stabilizace lopatky.

Při porovnání pokusů nízkofrekvenčních vibrací a vysokofrekvenčních vibrací lze vyzdvihnout dřívější nástup aktivity m. serratus anterior – při 30 Hz se zapojil jako pátý v pořadí, při 80 Hz jako první. Při frekvenci 30 Hz se jako třetí v pořadí zapojil m. trapezius pars descendens, který se však při vibracích 80 Hz zapojil až na průměrném šestém místě. 80 Hz vibrace by proto byly vhodnější variantou, protože při pohybu nedochází k tak výrazné elevační aktivitě horních fixátorů lopatek. Pravděpodobně to souvisí s již zmíněnou lepší fixací lopatky díky aktivitě m. serratus anterior.

Bezprostředně po aplikaci nízkofrekvenčních vibrací o frekvenci 30 Hz jsme nepozorovali významné změny v pořadí zapojení svalů. Po působení vibrací však došlo k pozdější aktivaci m. deltoideus pars clavicularis, který se zapojil bez vibrací na průměrné první pozici, ale po působení vibrací se umístil na pátém místě.

Při pohybu do flexe bez vibrací nebyl mezi pacientkou se subdeltoideální bursitidou a skupinou zdravých probandů pozorován významný rozdíl. Rozdílem byla dřívější aktivita m. trapezius pars ascendens u pacientky, oproti skupině zdravých jedinců, a naopak pozdější zapojení m. infraspinatus až na osmé pozici.

Při působení vibrací o frekvenci 30 Hz došlo u pacientky z aktivaci m. infraspinatus na první pozici, což již bylo srovnatelná odpověď se skupinou zdravých probandů. Následován byl aktivitou m. deltoideus pars spinalis a m. serratus anterior. Oba svaly se však při pokusu bez vibrací zapojily až mezi posledními. Výsledek tudíž jasně ukazuje na lepší stabilizační funkci svalů před samotným vykonáním pohybu do flexe paže.

Působení vibrací 80 Hz mělo u pacientky se subdeltoideální bursitidou další zajímavé výsledky. Primárně se zapojil m. deltoideus pars spinalis a m. trapezius pars ascendens. Tyto svaly zodpovídají za stabilizaci lopatky v kaudálním směru. Následovala aktivita m. infraspinatus na čtvrté pozici a m. serratus anterior synchronně s m. trapezius pars descendens. Při pokusu bez vibrací však aktivita m. trapezius pars descendens předcházela aktivitě m. serratus anterior i ostatních výše zmíněných svalů. Z výsledků lze usuzovat, že při působení vibrací o frekvenci 80 Hz nedocházelo primárně k elevaci ramene, ale nejdříve stabilizaci lopatky. Tento výsledek je pro diagnózu subdeltoideální bursitidy velmi příznivý. Dochází totiž k patologickému zapojení svalů. Nejčastěji bývá oslaben m. serratus anterior i m. trapezius pars ascendens, čímž je narušena stabilizační funkce lopatky. Při pohybu končetiny nedochází k jejímu efektivnímu zastabilizování a následnému rozvoji dalších patologií.

8 SOUHRN

Fyziologické zapojování svalů ramene patří mezi základní předpoklady správné funkce celého ramenního pletence. Cílem diplomové práce je popsat časovou změnu v zapojení svalů ramenního pletence dominantní horní končetiny při pohybu do flexe v uzavřeném kinematickém řetězci při působení lokálních vibrací.

Teoretická část práce zahrnuje anatomické a kineziologické poznatky o ramenním pletenci, vývoj a současné terapeutické využití vibrací. Obsahuje také popis Neurac konceptu, konkrétně zdroje mechanických vibrací Redcord Stimulu. Součástí je také popis a základní principy metody povrchové elektromyografie.

Výzkumná část obsahuje metodické poznámky. Výzkumný soubor práce tvořilo 15 zdravých jedinců, 7 mužů a 8 žen. U všech byla hodnocena aktivita vybraných svalů ramenního pletence povrchovou elektromyografií při pohybu do flexe v uzavřeném kinematickém řetězci v závěsném systému Redcord. Každý jedinec byl testován čtyřikrát. První pokus byl bez využití vibrací, druhý s vibracemi o frekvenci 30 Hz, třetí opět bez vibrací a čtvrtý s vibracemi o frekvenci 80 Hz. Sledován byl okamžitý vliv nízkofrekvenčních vibrací a srovnání timingu svalů při frekvenci vibrací 30 Hz a 80 Hz. Následně stejné měření absolvovala pacientka s diagnózou subdeltoideální bursitidy dominantní horní končetiny. Výsledky měření byly porovnány s kontrolní skupinou zdravých jedinců.

U výzkumného souboru zdravých jedinců bylo zjištěno, že při frekvenci 30 Hz došlo k efektivnější dynamické stabilizaci ramenního pletence. Dřívější aktivitu vykazoval musculus serratus anterior, který se z posledního osmého místa v pořadí posunul na místo páté. Významný podíl má také aktivita dalších svalů. Musculus trapezius pars ascendens byl při frekvenci 30 Hz aktivován jako první oproti průměrné šesté a sedmé pozici bez vibrací. Dřívější aktivitu také vykazoval musculus deltoideus pars spinalis, který se z pátého místa dostal na druhé. Při frekvenci 80 Hz byl musculus serratus anterior aktivován dokonce hned první. Druhým svalem byl musculus biceps brachii a třetím již zmíněný m. deltoideus pars spinalis. Dynamická stabilizace ramenního kloubu je tudíž více efektivní. Při této frekvenci také dochází k pozdějšímu zapojování m. trapezius pars

descendens. To může mít vliv na snížení jeho napětí. Bezprostředně po působení vibrací o frekvenci 30 Hz však u zdravých jedinců nebyly sledovány významné změny.

Při srovnání časového zapojení svalů pacientky s bursitidou a zdravé populace byly nalezeny změny bezprostředně po působení vibrací o frekvenci 30 Hz i při působení vibrací o frekvenci 80 Hz. U pacientky došlo ke dřívější aktivaci m. serratus anterior v obou případech. Při vysokofrekvenčních vibracích se ale zapojil jako první sval i m. deltoideus pars spinalis a dřívější aktivitu vykazoval také m. trapezius pars ascendens. Dynamická stabilita ramenního pletence pacienty tudíž byla ze sledovaných pokusů nejefektivnější při pohybu s vibrací o frekvenci 80 Hz.

Timing svalů po expozici vibrací o frekvenci 30 Hz se zásadně nelišil, ale při působení vibrací byly pozorovány rozdíly i pro 30 Hz i pro 80 Hz. Působení vysokofrekvenčních vibrací způsobilo lepší dynamickou stabilizaci ramenního pletence a svaly vykazovaly také více synchronních aktivit. Otázkou pro další výzkum by bylo zkoumání okamžitého vlivu vysokofrekvenčních vibrací, případně intervence s působením vibrační složky.

9 SUMMARY

Physiological recruitment of shoulder muscles is one of the fundamental assumptions for well-functioning shoulder girdle. The aim of the thesis is to describe the time change in shoulder girdle muscles recruitment on dominant hand during the shoulder flexion movement in closed kinematic chain with the use of local vibrations.

The theoretical part includes anatomical and kinesiological findings about a shoulder girdle, the evolution and current therapeutic use of vibrations. It contains the Neurac method description, specifically the source of mechanical vibrations of the Redcord Stimula. The description of elementary principles and methods of surface electromyography are included as well.

The explorative part includes methodical comments. The sample consisted of 15 healthy individuals, 7 men and 8 women. In all individuals, the activity of chosen shoulder girdle muscles was measured by the surface electromyography during the shoulder flexion movement in closed kinematic chain in Redcord Stimula. All participants were tested four times. The first attempt was without vibrations, the second attempt was with the use of 30 Hz vibrations, the third attempt without vibrations and the fourth attempt with the use of 80 Hz vibrations. The aspect to be studied was the immediate impact of low frequency vibrations and the time recruitment of the chosen muscles in 30 Hz vibrations and 80 Hz vibrations was compared. Subsequently, a patient diagnosed a subdeltoid bursitis on a dominant hand passed the same measurement. The results were compared with the healthy sample.

In the use of 30 Hz vibrations the dynamic stabilization of shoulder girdle appeared to be more efficient. Musculus serratus anterior showed an earlier activity and moved from the eighth position to the fifth. An activity of the other muscles played the significant role as well. Musculus trapezius pars ascendens showed earlier activity in the use of 30 Hz vibrations moving from the sixth to seventh position without vibrations to the very first position. An earlier activity was registered in musculus deltoideus pars spinalis moving from the fifth position to the second. Musculus serratus anterior was activated first in the use of 80 Hz vibrations. The second muscle activated was musculus biceps brachii and the third was musculus deltoideus pars spinalis. The dynamic stabilization of

the shoulder joint was, thus, more efficient. It can have an impact on lowering the shoulder stiffness. No significant changes were registered immediately after the use of 30 Hz vibrations.

Some changes were registered in time recruitment of the shoulder muscles during the use of 30 Hz and 80 Hz vibrations in both – the healthy sample as well as a patient suffering from a subdeltoidal bursitis. The patient showed an earlier activity of musculus serratus anterior in both – 30 Hz and 80 Hz vibrations. In 80 Hz vibrations musculus deltoideus pars spinalis was activated first and musculus trapezius pars ascendens showed an earlier activity as well. The dynamic stability of the shoulder girdle in the subdeltoidal bursitis patient was, thus, the most efficient during the use of 80 Hz vibrations.

Muscle recruitment didn't show significant changes after the 30 Hz vibration exposure, but some differences were registered in both 30 Hz and 80 Hz vibrations. The high vibration exposure caused higher dynamic stability of the shoulder girdle and the muscles showed more synchronous activity. The subject of another research is to examine the immediate impact of high frequency vibrations or the intervention with the vibration component.

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC	akromioklavikulární kloub
AD	m. deltoideus pars clavicularis
AP	akční potenciál
BB	m. biceps brachii
CKC	uzavřený kinematický řetězec
GH	glenohumerální kloub
HK	horní končetina
Hz	Hertz
IS	m. infraspinatus
lig.	ligamentum
m.	musculus
MD	m. deltoideus pars acromialis
mm	milimetr
NS	nervosvalový
PD	m. deltoideus pars spinalis
SA	m. serratus anterior
SC	sternoklavikulární kloub
SEMG	povrchová elektromyografie
S-E-T	Sling Exercise Therapy
TA	m. trapezius pars ascendens
TD	m. trapezius pars descendens
tj.	to je
VR	vnitřní rotace

ZR

zevní rotace

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Allegrucci, M., Whitney, S. L., & Irrgang, J. J. (1994). Clinical implications of secondary impingement of the shoulder in freestyle swimmers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20(6), 307-318. Retrieved 10. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1994.20.6.307>.
- Alghadir, A. H., Anwer, S., Zafar, H., & Iqbal, Z. A. (2018). Effect of localised vibration on muscle strength in healthy adults: A systematic review. *Physiotherapy*, 104(1), 18-24. Retrieved 10. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.physio.2017.06.006>.
- Augé, W. K., & Morrison, D. S. (2000). Assessment of the infraspinatus spinal stretch reflex in the normal, athletic, and multidirectionally unstable shoulder. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(2), 206-213. Retrieved 19. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1177/03635465000280021101>.
- Bandholm, T., Rasmussen, L., Aagaard, P., Jensen, B. R., & Diederichsen, L. (2006). Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 34(5), 631-639. Retrieved 21. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1002/mus.20636>.
- Barden, J. M., Balyk, R., Raso, V. J., Moreau, M., & Bagnall, K. (2005). Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical Neurophysiology*, 116(8), 1846-1857. Retrieved 19. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.04.019>.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscle alive: Their functions revealed by electromyography*. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins.
- Beall, D. P., Williamson, E. E., Ly, J. Q., Adkins, M. C., Emery, R. L., Jones, T. P., & Rowland, C. M. (2003). Association of biceps tendon tears with rotator cuff abnormalities: Degree of correlation with tears of the anterior and superior portions of the rotator cuff. *American Journal of Roentgenology*, 180(3), 633-639. Retrieved 15. 5.

2021 from the World Wide Web: <https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/ajr.180.3.1800633>.

Bednářiková, H., Smékal, D., Krejčířiková, P., & Hanzlíková, I. (2018). Effect of locally applied vibration on pain reduction in patients with chronic low back pain: A pilot study. *Acta Gymnica*, 48(2), 77-82. Retrieved 21. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://pdfs.semanticscholar.org/6bf8/5b293483534363677b1cba9eef411bfc4a10.pdf>.

Belavý, D. L., Hides, J. A., Wilson, S. J., Stanton, W., Dimeo, F. C., Rittweger, J., Felsenberg, D., & Richardson, C. A. (2008). Resistive simulated weightbearing exercise with whole body vibration reduces lumbar spine deconditioning in bed-rest. *Spine*, 33(5), Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181657f98>.

Bianconi, R., & Van der Meulen, J. P. (1963). The response to vibration of the end organs of mammalian muscle spindles. *Journal of Neurophysiology*, 26(1), 177-190. Retrieved 5. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1152/jn.1963.26.1.177>.

Bland, J. H., Merrit, J. A., & Boushey, D. R. (1977). The painful shoulder. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 7(1), 21-47. Retrieved 12. 1. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/S0049-0172\(77\)80003-6](https://doi.org/10.1016/S0049-0172(77)80003-6).

Bosco, C., Cardinale, M., & Tsarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(4), 306-311. Retrieved 16. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1007/s004210050512>.

Burke, D., Hagbarth, K. E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The Journal of Physiology*, 261(3), 673-693. Retrieved 5. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011580>.

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 15. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.3.25>.

- Cardinale, M., & Rittweger, J. (2006). Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: Fact or fiction?. *British Menopause Society Journal*, *12*(1), 12-18. Retrieved 3. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1258/136218006775997261>.
- Cardinale, M., Soiza, R. L., Leiper, J. B., Gibson, A., & Primrose, W. R. (2010). Hormonal responses to a single session of wholebody vibration exercise in older individuals. *British Journal of Sports Medicine*, *44*(4), 284-288. Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://bjsm.bmj.com/content/44/4/284.short>.
- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *17*(1), 25-33. Retrieved 21. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00570.x>.
- Couto, B. P., Silva, H. R., Da Silveira Neves, S. R., Ramos, M. G., Szmuchrowski, L. A., & Barbosa, M. P. (2013). Acute effects of resistance training with local vibration. *International Journal of Sports Medicine*, *34*(9), 814-819. Retrieved 10. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1055/s-0032-1331198>.
- Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *18*(1), 342-350. Retrieved 12. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1993.18.1.342>.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3. vydání). Praha: Grada.
- David, G. A. J. M., Magarey, M. E., Jones, M. A., Dvir, Z., Türker, K. S., & Sharpe, M. (2000). EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics*, *15*(2), 95-102. Retrieved 29. 6. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00052-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00052-2).
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, *43*(8), 1573-1579. Retrieved 20. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>.

- Decker, M. J., Hintermeister, R. A., Faber, K. J., & Hawkins, R. J. (1999). Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 784-791. Retrieved 19. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1177/03635465990270061601>.
- Dupalová, D., & Zaatari, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie-poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1). Retrieved 25. 1. 2021 from EBSCO database from the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true &db=asn&AN=101659521&lang=cs&site=eds-live&scope=site&auth-type=shib&custid=s7108593>.
- Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental Neurology*, 16(1), 80-92. Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/0014-4886\(66\)90088-4](https://doi.org/10.1016/0014-4886(66)90088-4).
- Finley, M. A., McQuade, K. J., & Rodgers, M. M. (2005). Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clinical Biomechanics*, 20(1), 32-40. Retrieved 22. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.011>.
- Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Fujiwara, K., Kunita, K., Furune, N., Maeda, K., Asai, H., & Tomita, H. (2006). Optimal vibration stimulation to the neck extensor muscles using hydraulic vibrators to shorten saccadic reaction time. *Journal of Physiological Anthropology*, 25(5), 345-351. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.2114/jpa2.25.345>.
- Goldman D. E., & Von Gierke, H. E. (1960). The effects of shock and vibration on man. *Lecture and Review Series. Naval Medical Research Institute*, 60(3), 151-198. Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://europepmc.org/article/med/24546381>.
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. (1972). Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: Contribution by muscle spindles to perception?. *Science*,

175(4028), 1382-1384. Retrieved 12. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1126/science.175.4028.1382>.

Grant, M. J., Hawkes, D. H., McMahon, J., Horsley, I., & Khaiyat, O. A. (2019). Vibration as an adjunct to exercise: Its impact on shoulder muscle activation. *European Journal of Applied Physiology*, 119(8), 1789-1798. Retrieved 15. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04168-9>.

Griffin, M. J. (2004). Minimum health and safety requirements for workers exposed to hand-transmitted vibration and whole-body vibration in the European Union; A review. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(5), 387-397. Retrieved 1. 6. 2021 from the World Wide Web: <http://dx.doi.org/10.1136/oem.2002.006304>.

Halaki, M., & Ginn, K. (2012). *Computational intelligence in electromyography analysis-a perspective on current applications and future challenges*. Melbourne: Royal Melbourne Institute of Technology.

Hawkes, D., Grant, M., McMahon, J., Horsley, I., & Khaiyat, O. (2018). Can grip strength be used as a surrogate marker to monitor recovery from shoulder fatigue?. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 41(1), 139-146. Retrieved 20. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.002>.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. Retrieved 20. 1. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).

Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63-71. Retrieved 14. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.857.6181&rep=rep1&type=pdf>.

Howell, S. M., & Galinat, B. J. (1989). The glenoid-labral socket: A constrained articular surface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 243 (7), 122-125. Retrieved 14. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://www.researchgate.net/profile/Stephen-Howell/publication/20435287>.

- Illyés, Á., Kiss, J., & Kiss, R. M. (2009). Electromyographic analysis during pull, forward punch, elevation and overhead throw after conservative treatment or capsular shift at patient with multidirectional shoulder joint instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e438-e447. Retrieved 19. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.008>.
- Irsay, L., Nistor, A. R., Ciubean, A., Borda, I. M., Ungur, R., Onac, I., & Ciortea, V. (2020). The importance of the clavicle biomechanics in the shoulder movement. *Palestrica of the Third Millennium Civilization & Sport*, 21(1). Retrieved 23. 1. 2021 from the EBSCO database from the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=144898243&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>.
- Issurin, V. B., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of Sports Sciences*, 17(3), 177-182. Retrieved 15. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1080/026404199366073>.
- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(1), 33-39.
- Johansson, H., Bergenheim, M., Djupsjöbacka, M., & Sjölander, P. (1995). A method for analysis of encoding of stimulus separation in ensembles of afferents. *Journal of Neuroscience Methods*, 63(1-2), 67-74. Retrieved 5. 3. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/0165-0270\(95\)00089-5](https://doi.org/10.1016/0165-0270(95)00089-5).
- Kapandji, A. I. (2019). *The physiology of the joints* (7th ed.). Pencaitland: Handspring Publishing.
- Katsuya N. (2003). *Shoulder, The: Its function and clinical aspects*. Cleveland: World Scientific.
- Kihlberg, S., Attebrant, M., Gemne, G., & Kjellberg, A. (1995). Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the hand-arm system. *Occupational and Environmental Medicine*, 52(11), 731-737. Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://oem.bmj.com/content/52/11/731.short>.

- 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 10. 7. 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. *Fysioterapeuten*, 76, 16-25. Retrieved 10. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://provisiontherapy.com/wp-content/uploads/2013/01/Neurac-study.pdf>.
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A Practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale: Noraxon USA Inc.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kronberg, M., Broström, L. A., & Söderlund, V. (1990). Retroversion of the humeral head in the normal shoulder and its relationship to the normal range of motion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 253(1), 113-117. Retrieved 14. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://europepmc.org/article/med/2317964>.
- Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444-446. Retrieved 15. 1. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/S0161-4754\(99\)70032-1](https://doi.org/10.1016/S0161-4754(99)70032-1).
- Lewis, A., Kitamura, T., & Bayley, J. I. L. (2004). The classification of shoulder instability: New light through old windows!. *Current Orthopaedics*, 18(2), 97-108. Retrieved 6. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.cuor.2004.04.002>.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276-291. Retrieved 20. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1093/ptj/80.3.276>.

- Lugo, R., Kung, P., & Ma, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology*, 68(1), 16-24. Retrieved 15. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.02.051>.
- Luo, J., McNamara, B., & Moran, K. (2005). The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Medicine*, 35(1), 23-41. Retrieved 5. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/article/10.2165/00007256-200535010-00003>.
- McQuade, K. J., Dawson, J., & Smidt, G. L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(2), 74-80. Retrieved 20. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1998.28.2.74>.
- Michalíček, P. & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce – I. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(3); 151-162.
- Morris, A. D., Kemp, G. J., & Frostick, S. P. (2004). Shoulder electromyography in multidirectional instability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 13(1), 24-29. Retrieved 19. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2003.09.005>.
- 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 10. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1002/mus.25081>.
- Park, C., & Kim, B. (2020). Effects of active vibration exercise using a Flexi-bar on the activity of scapular stabilizing muscles: A Randomized Controlled Trial. *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*, 11(1), 1975-1980. Retrieved 10. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.20540/JIAPTR.2020.11.1.1975>.
- Rauch, F. (2009). Vibration therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51(1), 166-168. Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03418.x>.

- Redcord AS. (2010). Cvičební manuál Neurac 2 Vibrace. Hrade Králové: Ahama.
- Renfree, K. J., & Wright, T. W. (2003). Anatomy and biomechanics of the acromioclavicular and sternoclavicular joints. *Clinics in Sports Medicine*, 22(2), 219-237. Retrieved 23. 1. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(02\)00104-7](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(02)00104-7).
- Ricci, F. P. F., Santiago, P. R. P., Zampar, A. C., Pinola, L. N., & Fonseca, M. D. C. R. (2015). Upper extremity coordination strategies depending on task demand during a basic daily activity. *Gait & Posture*, 42(4), 472-478. Retrieved 20. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.061>.
- 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 3. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00421-009-1303-3>.
- Rittweger, J., Beller, G., & Felsenberg, D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical Physiology*, 20(2), 134-142. Retrieved 10. 3. 2021 from the World Wide Web: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.134.8550&rep=rep1&type=pdf>.
- Roelants, M., Delecluse, C., & Verschueren, S. M. (2004). Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(6), 901-908. Retrieved 1. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52256.x>.
- Rubin, C., Turner, A. S., Bain, S., Mallinckrodt, C., & McLeod, K. (2001). Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature*, 412(68), 603-604. Retrieved 7. 3. 2021 from the World Wide Web: <https://www.nature.com/articles/35088122>.
- Runge, M., Rehfeld, G., & Resnicek, E. (2000). Balance training and exercise in geriatric patients. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 1(1), 61-65. Retrieved 5. 6. 2021 from the World Wide Web: [http://vibratech.co.il/_Uploads/dbsAttachedFiles/302.-Balance-training-and-exercise-in-geriatric-patients\(2\).pdf](http://vibratech.co.il/_Uploads/dbsAttachedFiles/302.-Balance-training-and-exercise-in-geriatric-patients(2).pdf).

- Sakurai, G., Ozaki, J., Tomita, Y., Nakagawa, Y., Kondo, T., & Tamai, S. (1998). Morphologic changes in long head of biceps brachii in rotator cuff dysfunction. *Journal of Orthopaedic Science*, 3(3), 137-142. Retrieved 15. 5. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1007/s007760050033>.
- Selkowitz, D. M., Chaney, C., Stuckey, S. J., & Vlad, G. (2007). The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(11), 694-702. Reterieved 25. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2007.2467>.
- 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). Retrieved 13. 2. 2021 from the World Wide Web: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0141028>.
- Sojka, P., Sjölander, P., Johansson, H., & Djupsjöbacka, M. (1991). Influence from stretch-sensitive receptors in the collateral ligaments of the knee joint on the γ -muscle-spindle systems of flexor and extensor muscles. *Neuroscience Research*, 11(1), 55-62. Retried 5. 3. 2021 from the World Wide Web: [https://doi.org/10.1016/0168-0102\(91\)90066-8](https://doi.org/10.1016/0168-0102(91)90066-8).
- Spanhove, V., Calders, P., Berckmans, K., Palmans, T., Malfait, F., Cools, A., & De Wandele, I. (2020). Electromyographic muscle activity and three-dimensional scapular kinematics in patients with multidirectional shoulder instability. *Arthritis Care & Research*. Retrieved 17. 7. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1002/acr.24525>.
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 248. Retrieved 12. 1. 2021 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323385/>.
- Tovin, B. J. (2006). Prevention and treatment of swimmer's shoulder. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 1(4), 166. Retrieved 20. 6. 2021 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953356/>.

- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. rozšířené a přepracované vydání). Praha: Triton.
- Vystrčilová, M., Kračmar, B., & Novotný, P. (2006). Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(2), 92-98.
- Warman, G., Humphries, B., & Purton, J. (2002). The effects of timing and application of vibration on muscular contractions. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 73(2), 119-127. Retrieved 12.3. 2021 from the World Wide Web: <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2005.03.001>.
- Zagorodniuc, G. (2019). Neurac–metoda nouă de tratament in durerea cronică lombară. *Journal of Physical Rehabilitation and Sports Medicine*, 5(1), 26-31. Retrieved 13. 3. 2021 from the World Wide Web: https://ibn.idsi.md/sites/default/files/imag_file/26-31_29.pdf.

12 PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1 – Vyjádření Etické komise FTK UP

Příloha 2 – Informovaný souhlas účastníků

Příloha 3 – Anamnestický dotazník



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. Sabina Průchová**

s názvem: **Okamžitý vliv Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **72/2021**
dne: **10. 5. 2021**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Název studie: Okamžitý vliv Redcord Stimuly na timing vybraných svalů ramenního pletence

Pacient byl do studie zařazen pod číslem:

Jméno a příjmení:

Odpovědní fyzioterapeuti: Bc. Sabina Průchová, Bc. 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 mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(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

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

Pocítujete 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 přitažení 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