

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Radek Velc

**Vliv vibrační činky na pohybový vzor ramenního pletence –
verifikace pomocí povrchové elektromyografie**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Olomouc 2015

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 18. května 2015

podpis

Poděkování:

Na tomto místě bych rád poděkoval panu Mgr. Tomáši Zemánkovi za odborné vedení celé práce a pracovišti FTVS UK v Praze za zapůjčení vibračních činek. Rád bych také poděkoval všem probandům, kteří se zúčastnili měření.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Vliv změny aferentní informace na lidský pohybový vzor – verifikace pomocí povrchové elektromyografie

Název práce: Vliv vibrační činky na pohybový vzor ramenního pletence – verifikace pomocí povrchové elektromyografie

Název práce v AJ: Influence of vibrating dumbbells at shoulder movement pattern – verification using surface electromyography

Datum zadání: 2014-02-26

Datum odevzdání: 2015-05-18

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Radek Velc

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Oponent práce: Mgr. Veronika Kristková

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce je zaměřena na objektivizaci vlivu vibrační činky na aktivitu svalů pletence ramenního u zdravých jedinců. Hlavním cílem bylo detekovat, zda použití vibrační prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 má vliv na následnou změnu svalové aktivity vybraných svalů. Dále také porovnání efektu vibrací při aktivitě bezprostředně po působení vibrací po dobu 3 minut, oproti aktivitám prováděným bez vibrací a zjištění, zda možný efekt působení vibrací přetrvává i 5 minut po ukončení působení vibrací. Testovaný soubor byl složen z 30 zdravých probandů. Testované pohyby byly Test abdukce paže (TAP) a Test vertikálního kliku (TVK). Výsledky práce prokázaly signifikantní zvýšení svalové aktivity u všech sledovaných svalů v 1. fázi TAP a v 2. fázi TVK. V 2. fázi TAP bylo signifikantní zvýšení aktivity prokázáno u šesti svalů z osmi sledovaných a v 1. fázi TVK u sedmi svalů, u osmého byla hodnota signifikance hraniční. Bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací bylo prokázáno signifikantní snížení aktivity v 2. fázi TAP u čtyřech z osmi sledovaných svalů a v 2. fázi TVK u dvou z osmi sledovaných svalů. 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací došlo k návratu na původní hladinu aktivity u poloviny svalů. V závěru práce je zmíněno, že účinek vibrační činky BodyVib D1 na svalovou aktivitu je značně složitější, než uvádí její výrobce a při jejím použití může docházet k nebezpečnému zvyšování aktivity již tak přetěžovaných svalů.

Abstrakt v AJ:

The thesis is focused on the objectification of vibrating dumbbells influence on the activity of the shoulder girdle at healthy individuals. The main objective was to detect whether use vibrating dumbbells BodyVib D1 affects the subsequent change in muscle activity of selected muscles. Then also compare the effect of vibration on activity immediately after exposure to vibration for 3 minutes, compared to activities carried out without vibration and determine whether the possible effect of vibration persists 5 minutes after the end of vibration. Tested set was composed of 30 healthy volunteers. Tested movements were Abduction Arm Test (TAP) and a Vertical Push-up Test (TVK). The results showed a significant increase in muscle activity in all measured muscles in the 1st phase of TAP and in the 2nd phase TVK. In the 2nd phase of TAP was the significant increase in activity shown in six of the eight muscles and in the 1st stage TVK in seven muscles, the value of the eighth was borderline significance. Immediately after 3 minutes vibration lasting application showed significant decrease in the 2nd phase of the TAP in four out of the eight muscle and in the 2nd phase TVK two of the eight muscles. 5 minutes after 3 minutes lasting application vibration occurred to return to the original level of activity at half muscles. In conclusion, it is noted that the effect of vibrating dumbbells BodyVib D1 is considerably more complex than presented their manufacturer and their use can lead to a dangerous increase in activity already overloaded muscles.

Klíčová slova v ČJ: vibrace, činka, rameno, elektromyografie, průměrná aktivita

Klíčová slova v AJ: vibration, dumbbell, shoulder, electromyography, average activation

Rozsah: 106 stran včetně 8 stran příloh

Obsah

Úvod.....	9
1. Kineziologie ramenního pletence.....	11
1.1. Kloubní spoje.....	11
1.1.1. Sternoklavikulární kloub.....	11
1.1.2. Akromioklavikulární kloub.....	11
1.1.3. Glenohumerální kloub	12
1.1.4. Skapulothorakální spoj.....	12
1.1.5. Subakromiální prostor.....	12
1.2. Kinematika ramenního pletence	13
1.2.1. Flexe.....	13
1.2.2. Extenze.....	13
1.2.3. Rotace	14
1.2.4. Addukce	14
1.2.5. Abdukce	14
1.2.6. Humeroskapulární rytmus.....	14
1.3. Svaly pletence ramenního.....	15
1.3.1. Kineziologické aspekty m. trapezius	15
1.3.2. Kineziologické aspekty m. deltoideus	16
1.3.3. Kineziologické aspekty m. infraspinatus	17
1.3.4. Kineziologické aspekty m. triceps brachii	17
1.3.5. Kineziologické aspekty m. latissimus dorsi.....	18
1.3.6. Kineziologické aspekty m. serratus anterior	18
2. Vibrace	20
2.1. Percepce vibrací.....	20
2.1.1. Svalové vřeténko.....	20
2.1.2. Paciniho tělísko	21
2.1.3. Golgiho tělísko.....	21
2.1.4. Kožní receptory.....	21
2.1.5. Percepce vibrací v CNS	22
2.2. Neurofyziologické efekty vibrací	23
2.2.1. Tonický vibrační reflex.....	23
2.2.2. Zvýšení motoneuronové dráždivosti.....	24
2.2.3. Post-effect	24
2.2.4. Snížení aktivity svalových vřetének	25

2.3. Frekvence a amplituda vibrací.....	25
2.4. Obecné vlivy vibrací.....	25
2.4.1. Vliv vibrací na silové parametry.....	26
2.4.2. Vliv vibrací na tuhost šlach.....	26
2.4.3. Vliv vibrací na posturální kontrolu.....	26
2.5. Terapeutické účinky vibrací.....	27
2.5.1. Terapeutický vliv na densitu kostí.....	27
2.5.2. Terapeutický vliv na svalovou tkáň.....	28
2.5.3. Terapeutický vliv na snížení bolesti.....	28
2.6. Nežádoucí účinky vibrací.....	28
2.6.1. Příčiny negativního působení vibrací.....	29
2.7. Možnosti využití vibrací.....	30
2.7.1. Přímé vibrace.....	30
2.7.2. Nepřímé vibrace.....	31
2.8. Vibrační činky.....	32
3. Cíle výzkumu, vědecké otázky a hypotézy.....	36
3.1. Cíle výzkumu.....	36
3.2. Vědecké otázky a hypotézy.....	36
3.2.1. Vědecká otázka č. 1.....	36
3.2.2. Vědecká otázka č. 2.....	37
3.2.3. Vědecká otázka č. 3.....	38
4. Metodika výzkumu.....	40
4.1. Charakteristika souboru.....	40
4.2. Kineziologické vyšetření.....	40
4.3. Postup měření.....	40
4.4. Aplikace elektrod.....	41
4.5. Technické vybavení.....	41
4.6. Testované svaly.....	42
4.7. Testované aktivity.....	42
4.7.1. Test abdukce paže (TAP).....	42
4.7.2. Test vertikálního kliku (TVK).....	43
4.8. Vlastní průběh měření.....	44
4.8.1. Situace bez vibrací.....	44
4.8.2. Situace s vibracemi.....	44
4.8.3. Situace po 3 minuty trvající vibrační stimulaci.....	45
4.8.4. Situace 5 minut po 3 minutové vibrační stimulaci.....	45
4.9. Rektifikace a vyhlazení signálu.....	45

4.10. Vyhodnocení EMG signálu	46
4.11. Statistické zpracování	46
5. Výsledky.....	47
5.1. Výsledky k vědecké otázce č. 1	47
5.1.1. Vyjádření k hypotézám H_{01} - H_{04} na základě statistického hodnocení.....	47
5.2. Výsledky k vědecké otázce č. 2	54
5.2.1. Vyjádření k hypotézám H_{05} - H_{08} na základě statistického hodnocení.....	54
5.3. Výsledky k vědecké otázce č. 3	62
5.3.1. Vyjádření k hypotézám H_{09} - H_{012} na základě statistického hodnocení.....	62
6. Diskuse	70
6.1. Limity práce.....	70
6.1.1. Zkoumaný soubor	70
6.1.2. Použité technické vybavení.....	71
6.1.3. Testované pohyby a svaly	72
6.2. Diskuse k výsledkům otázky č. 1	73
6.3. Diskuse k výsledkům otázky č. 2	75
6.4. Diskuse k výsledkům otázky č. 3	78
Závěr.....	81
Referenční seznam	83
Seznam zkratk	93
Seznam obrázků	95
Seznam tabulek	97
Seznam příloh.....	98
Přílohy	99

Úvod

Pro veškeré lidské pohybové chování jsou aferentní informace klíčové. Při pohybu v trojrozměrném prostoru člověk využívá všechny své smysly a my, jakožto fyzioterapeuti, máme možnost změnou informací, které tyto smysly přivádějí do centrální nervové soustavy, ovlivnit výsledný pohybový projev pacienta. Působení na jeden smyslový orgán, častěji však sumací vlivů na více smyslů, využívají veškeré fyzioterapeutické postupy. Mezi hojně využívané postupy v poslední době patří také metody, které pracují na bázi mechanických vibrací. Pomocí těchto vibračních stimulů, které mohou být aplikovány buď přímými či nepřímými metodami, by mělo být dosaženo pozitivního efektu v oblastech psychických, neuromuskulárních, hormonálních a metabolických.

Jedny z nejnovějších terapeutických či tréninkových pomůcek na trhu představují vibrační činky. Tyto činky jsou zdrojem mechanických vibrací a představují jednu z mála možností využití vibračního tréninku na určitou část těla (Kleinöder et al., 2011, p. 2). Dle výrobce a manuálu mají tyto činky rozsáhlý terapeutický efekt na svalovou aktivitu, koordinační schopnost a vnímání těla a mnoho dalších.

K vyhledávání podkladů diplomové práce byly využity Elektronické informační zdroje Univerzity Palackého v Olomouci. Podklady byly čerpány z databází odborných časopisů: PubMed, ProQuest a Medline. Jako klíčová slova byla použita: vibration, dumbbell, shoulder, electromyography, average activation. Vyhledávání probíhalo v období od 1. 3. 2015 do 10. 5. 2015. Nejpoužívanějším jazykem literatury byla angličtina. Čerpáno bylo ze zahraničních i českých zdrojů. Celkem bylo vyhledáno 457 fulltextů (údaj k 10. 5. 2015). Využito bylo celkem 80 zdrojů.

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv vibrací prostřednictvím vibrační činky na aktivitu vybraných svalů pletence ramenního při testech vertikálního kliku (TVK) a abdukce paže (TAP). Hlavním cílem bylo zjistit, zda použití vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 má vliv na následnou změnu svalové aktivity vybraných svalů. Sekundárními cíli byly porovnání efektu vibrací při aktivitě bezprostředně po působení vibrací prostřednictvím vibrační činky po dobu 3 minut oproti aktivitám prováděným bez vibrací a zjištění, zda případný efekt působení vibrací přetrvává i 5 minut po ukončení působení vibrací.

Vzhledem ke skutečnosti, že držení či cvičení s činkami, ať už vibračními nebo klasickými, klade značné nároky také na horní část m. trapezius (Andersen et al., 2010, p. 538; Cools et al., 2007, p. 1745) a k faktu, že hyperaktivitou m. trapezius, tedy jeho horních

vláken, a s ní spojenými problémy trpí značná část lidské populace (Pavlů et al., 2012, p. 30; DeMey et al., 2009, p. 750), bylo při hodnocení výsledků důležité, zda při použití vibrační činky dojde k signifikantní změně aktivity m. trapezius pars superior.

Výsledky statistického zpracování naměřených dat byly přehledně prezentovány formou grafů a tabulek k jednotlivým hypotézám a v jejich hodnocení byl kladen důraz na aktivitu svalů m. trapezius pars superior a m. serratus anterior.

Záměrem diskuse bylo zhodnocení limitů měření, použitého technického vybavení, testovaných pohybů a porovnání výsledků jednotlivých otázek se současnými studiemi.

1. Kineziologie ramenního pletence

Horní končetina je uchopovacím a manipulačním orgánem, který pro svou činnost vyžaduje spolupráci osového orgánu (Véle, 2006, p. 265). Proximální oblast horní končetiny tvoří spojku mezi osovým orgánem a horní končetinou, zahrnuje oblast ramenního pletence kolem ramenního kloubu s příslušnými svaly a patří do sféry podpůrné a zabezpečovací hybnosti hrubé motoriky (Véle, 2006, p. 265).

Již v práci Inmana, Saunderse a Abbotta (1944) je zmiňováno, že termín ramenní kloub je značně zavádějící a je třeba si jasně uvědomit, že zahrnuje nejméně čtyři různé spoje: sternoklavikulární, akromioklavikulární, glenohumerální a skapulothorakální, a že pohyb v kloubu ramenním je výsledkem spolupráce těchto spojení (Inman, Saunders, Abbott, 1944, p. 4).

1.1. Kloubní spoje

1.1.1. Sternoklavikulární kloub

Sternoklavikulární kloub (dále SC) je hlavní spojení pletence ramenního s osovou kostrou (Čihák, 2001, p. 236). Jedná se o plochý synoviální kloub (Culham, Peat, 1993, p. 344). Spojuje facies articularis sternalis klavikuly s incisura clavicularis na manubrium sterni, kloubní pouzdro je tuhé a krátké, zesílené ligamenty: sternoclaviculare anterius et posterius, interclaviculare a costoclaviculare (Čihák, 2001, p. 236). Mezi klavikulou a sternem se nachází discus articularis z vazivové chrupavky, který vyrovnává nestejně zakřivení kloubních ploch (Čihák, 2001, p. 236). Dále také zabraňuje luxaci klavikuly mediálním směrem při přenosu sil v její podélné ose (Culham, Peat, 1993, p. 344). SC kloub má tři stupně volnosti: elevaci a depresi, protrakci a retrakci a rotaci kolem podélné osy klavikuly (Perry, 1978 in Culham, Peat, 1993, p. 344).

1.1.2. Akromioklavikulární kloub

Akromioklavikulární kloub (dále AC) spojuje zevní konec klavikuly s akromionem, jeho kloubní pouzdro je tuhé a krátké a je kraniálně zesílen prostřednictvím akromioklavikulárního vazy (Čihák, 2001, p. 237). Jedná se o další plochý synoviální kloub, který obsahuje interartikulární disk, který je často odlišné velikosti (Culham, Peat, 1993, p. 344). AC kloub je

tuhý kloub s malým rozsahem pohybu, který představují rotace kolem sagitální a vertikální osy a minimální posuny (Culham, Peat, 1993, p. 344; Čihák, 2001, p. 237).

1.1.3. Glenohumerální kloub

Glenohumerální kloub (dále GH) je kloub kulovitý volný a tvoří jej caput humeri a cavitas glenoidalis (Čihák, 2001, p. 238). Spojení kloubní hlavice a jamky je z důvodu značného rozdílu velikosti kloubních ploch nestabilní (Culham, Peat, 1993, p. 345). Tato nestabilita je proto kompenzována glenoidálním labrem, kapsuloligamentózním aparátem a rotátorovou manžetou (Hertling, Kessler, 1996, p. 166).

Labrum glenoidale je vazivovo-chrupavčitý lem, který rozšiřuje plochu jamky zhruba o 30% a dále také zvyšuje její konkavitu asi o polovinu (Čihák, 2001, p. 238; Bartoníček, Heřt, 2004, pp. 85-86; Culham, Peat, 1993, p. 343).

Kloubní pouzdro začíná po obvodu jamky a upíná se na collum anatomicum humeri (Čihák, 2001, p. 239). Jedná se o volnou strukturu, která umožňuje v GH kloubu značný rozsah pohybu a pro zajištění stability musí být zpevněno ligamentózním aparátem a rotátorovou manžetou (Clark, Harryman, 1992, p. 716; Culham, Peat, 1993, p. 346). Vazivový aparát tvoří ligamentum coracohumerale na ventrální straně, ligamentum coracoacromiale horizontálně rozepjaté nad kloubem a tři ligamenta glenohumeralia: superius, medianus a inferius (Čihák, 2001, pp. 239-240). Rotátorovou manžetu tvoří společný úpon šlach m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis, který se jako jediný upíná ventrálně (Čihák, 2003, p. 239, Trnavský et al., 2002, pp. 90-91).

GH kloub má tři stupně volnosti a pohyb v něm je uskutečňován ve smyslu abdukce a addukce, flexe a extenze a vnitřní a vnější rotace (Bartoníček, Heřt, 2004, p. 99).

1.1.4. Skapulothorakální spoj

Skapulothorakální spojení je oblast mezi dorzální konvexní plochou hrudního koše a konkávní ventrální plochou lopatky. Je označováno za tzv. nepravý kloub a jeho pohyblivost mezi jednotlivými měkkými tkáněmi je zajištěna pomocí řídkého vaziva a burz (Bartoníček, Heřt, 2004, p. 100; Janura et al., 2004, p. 34).

1.1.5. Subakromiální prostor

Subakromiální prostor, nebo někdy také označovaný jako subakromiální kloub (Véle, 2006, p. 270), je specifický prostor ohraničený horní ventrální třetinou akromionu, korakoakromiálním vazem a AC skloubením z vrchní strany, a hlavicí humeru ze spodní strany, ve kterém se nachází kapsula ramenního kloubu, rotátorová manžeta, subakromiální burza, šlacha dlouhé hlavy bicepsu a vazivo (Michener, McClure, Karduna, 2003, p. 369). V případě patologického utlačení subakromiálního prostoru, vzniká stav označovaný jako impingement syndrom (Trnavský et al., 2002, p. 92).

1.2. Kinematika ramenního pletence

Pro pohyb v oblasti ramenního pletence je klíčová svalová souhra agonistů, antagonistů, synergistů a neutrálních svalů, která zajišťuje dynamickou stabilizaci jednotlivých segmentů (Janura, 2003, p. 67). Celkový rozsah hybnosti ramenního pletence je výsledkem kombinace pohybů v jeho jednotlivých segmentech. Z tohoto důvodu se také liší hodnoty uváděné jednotlivými autory v souvislosti s metodikou sběru dat (Dylevský, 2009, p. 155; Janura et al., 2004, p. 37).

1.2.1. Flexe

V první fázi flexe do 60° pracuje přední část m. deltoideus, m. coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major, pohyb brzdí m. teres major, m. teres minor a m. infraspinatus (Véle, 2006, p. 273; Kapandji, 2002, p. 66). V další fázi do 120° se mění funkce svalů tak, že se přidávají m. serratus anterior a m. trapezius, brždění pohybu se účastní m. latissimus dorsi a kostosternální část m. pectoralis major (Véle, 2006, p. 273). V konečné fázi do 180° spolupracují na pohybu trupové svaly a při jednostranné aktivitě dochází k úklonu, při oboustranné aktivitě poté dochází k prohloubení bederní lordózy (Véle, 2006, p. 273; Kapandji, 2002, p. 66).

1.2.2. Extenze

Extenzi zajišťuje m. latissimus dorsi, m. teres major a posteriorní část m. deltoideus (Véle, 2006, pp. 268-269).

1.2.3. Rotace

Vnitřní rotaci provádí m. latissimus dorsi, m. teres major, m. suprascapularis a m. pectoralis major. Zevní rotaci provádí m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor (Véle, 2006, p. 273). Při rotačních pohybech humeru se pohybuje také lopatka a při vnitřní rotaci se aktivuje m. serratus anterior a m. pectoralis minor; a při vnější rotaci mm. rhomboidei a m. trapezius (Véle, 2006, p. 273). Rozsah rotací je závislý na stupni abdukce paže, při nulové abdukci je rozsah ZR 60° a VR 70°. V 90° abdukce paže dosahuje ZR až 90° a VR 70° (Valouchová in Kolář, 2009, p. 146).

1.2.4. Addukce

Na addukci se podílejí m. latissimus dorsi, m. teres major a m. pectoralis major (Véle, 2006, pp. 268-269).

1.2.5. Abdukce

V první fázi abdukce do 45° se uplatňuje m. deltoideus a m. supraspinatus, který vtlačuje hlavici humeru do kloubní jamky a jehož aktivita je zpočátku větší než aktivita m. deltoideus. V další fázi do 90° již převládá činnost m. deltoideus a v další fázi do 150° se uplatňují také svaly ramenního pletence, tedy m. trapezius a m. serratus anterior. V závěru abdukce do 180° se připojují svaly trupu, což vede ke zvýšení bederní lordózy a k úklonu (Véle, 2006, p. 273).

1.2.6. Humeroskapulární rytmus

Elevace paže do 180° je pro člověka a lidský druh specifickým znakem. Jde o u ostatních živočichů se nevyskytující schopnost, které je dosaženo za participace všech kloubů ramenního pletence (Gross, Fetto, Rosen, 2005, p. 198).

Za účelem popsání souvislosti pohybu v ramenním pletenci při elevaci paže byl Codmanem v roce 1934 popsán termín skapulohumerální rytmus (Codman in Culham, Peat, 1993, p. 348).

Poměrové zastoupení jednotlivých segmentů na pohybu se v jednotlivých publikacích liší. Inman, Saunders a Abbott uvádějí, že na pohyb v GH kloubu připadá 120° a na rotační pohyb lopatky 60° (Inman, Saunders, Abbot, 1944 pp. 21). Bartoníček a Heřt uvádějí souhyb lopatky a kosti pažní v rozmezí od 30° do 170° kdy je poměr pohybu GH kloubu vůči pohybu lopatky

2:1 (Bartoniček, Heřt, 2004, pp. 100-101). Culham a Peat uvádí celkový rozsah elevace 168° až 172°, kdy na rotační pohyb lopatky připadá 60° a na pohyb v GH kloubu 103° až 113° (Culham, Peat, 1993, p. 348).

Pohyb lopatky během elevace paže je výsledkem pohybu v AC a SC skloubení a podílejí se na něm m. serratus anterior v kooperaci s horními a spodními vlákny m. trapezius (Bag, Forrest, 1988, p. 242; Perry in Culham, Peat, 1993, p. 348).

1.3. Svaly pletence ramenního

Inman, Saunders a Abbott (1944) rozdělili ve své práci svaly ramenního pletence do skupin na základě jejich vzájemných vztahů. Jedná se o skupinu skapulohumerální, tedy svaly jdoucí od lopatky ke kosti pažní, dále skupinu axioskapulární, svaly jdoucí z trupu na lopatku a skupinu axiohumerální, tedy svaly jdoucí z trupu na kost pažní (Inman, Saunders, Abbott, 1944, p. 6).

Na základě EMG analýzy vytvořil Basmajian a DeLuca kategorizaci svalů ramenního pletence označované jako čtyři P (Basmajian, DeLuca in Krobot, 2004, p. 77; Enoka in Krobot, 2004, p. 78).

Protectors, jedná se o v hloubce uložené svaly rotátorové manžety; m. subscapularis, m. supraspinatus, m. teres minor a m. infraspinatus. Dále k nim také přiřazujeme caput longum m. biceps brachii (Krobot, 2004, p. 177). Hlavním úkolem této svalové skupiny je zajištění dynamické stability ramenního pletence a zpevnění kloubního pouzdra (Peat, 1986, p. 1859; Hertling, Kessler, 1996, p. 174).

Pivoters, svaly ovlivňující polohu lopatky a mobilitu skapulothorakálního spojení, dynamicky a antigravitačně nejvýznamnější souhru svalů tvoří m. serratus anterior a m. trapezius (Krobot, 2004, p. 177).

Positioners, svaly zajišťující rychlý pohyb humeru vůči trupu, jedná se o m. deltoideus, pars clavicularis, acromialis et spinalis a caput longum m. tricipitis brachii (Krobot, 2004, p. 177). Pro zajištění adekvátní svalové síly v různých stupních pohybu ramenního pletence je klíčová aktivita m. deltoideus (Hertling, Kessler, 1996, p. 174).

Power drivers, skupina svalů zajišťující silové aktivity humeru vůči trupu, jedná se o m. pectoralis major a m. latissimus dorsi (Krobot, 2004, p. 177).

1.3.1. Kineziologické aspekty m. trapezius

M. trapezius je široký, relativně plochý sval, v povrchové vrstvě zádočných svalů (Čihák, 2001, p. 333). Odstupuje od zevního hrboleu týlní kosti, od přilehlé části týlní kosti a od trnů krčních a hrudních obratlů, od tohoto začátku se svalové snopce sbíhají směrem k ramenu. Sestupná vlákna k zevnímu konci klíční kosti, příčná vlákna horizontálně k hřebenu lopatky a vzestupná vlákna zdola na začátek hřebene lopatky (Dylevský, 2009, p. 257).

V období embryonálního vývoje svalu může docházet k jeho různým variacím, m. trapezius se společně s m. sternocleidomastoideus zakládá jako úzký pruh v sestupné části svalu, a teprve sekundárně se vějířovitě šíří kaudálně a získává nová místa začátku na kaudálnějších obratlových tělech (Čihák, 2001, p. 333). V případě narušení tohoto vývoje sval zůstává v menším rozsahu, kdy je vytvořena pouze jeho sestupná část (po trn C4), nebo sahá jen k trnům Th8, Th9 nebo Th10, může též chybět část snopců upínající se na klavikulu, naopak z původně společného základu s m. sternocleidomastoideus mohou zůstávat svalové snopce mezi oběma svaly (Čihák, 2001, p. 333).

Jako celek přitlačuje m. trapezius lopatku k hrudní stěně, fixuje ji a stabilizuje (Čihák, 2001, p. 333; Dylevský, 2009, p. 257; Véle, 2006, p. 265). Dělí se na tři hlavní funkční části; horní část elevuje ramenní pletenec, extenduje hlavu proti šíji a rotuje ji kontralaterálně; střední část addukuje lopatku a posouvá rameno dozadu; dolní část provádí depresi ramene a lopatky. Každý jednotlivý úsek svalu dokáže pracovat jako by šlo o samostatnou hlavu svalu (Véle, 2006, pp. 265-268). Současná kontrakce vzestupných a sestupných snopců vytáčí lopatku dolním úhlem zevně, čili rotuje jamku glenohumerálního kloubu vzhůru a tím se sval, jakožto synergista m. serratus anterior, účastní na zdvižení paže nad horizontálu (Čihák, 2001, p. 333). Při fixované horní končetině extendují sestupné snopce hlavu, při kontrakci vzestupných snopců pak sval táhne celý trup vzhůru (Dylevský, 2009, p. 257).

Porucha funkce m. trapezius ovlivní postavení hlavy, šíje, lopatky, ramenního pletence i osového orgánu (Véle, 2006, p. 268).

1.3.2. Kineziologické aspekty m. deltoideus

M. deltoideus je mohutný sval obklopující ramenní kloub, jehož název je odvozen od řeckého písmene delta, které připomíná svým trojúhelníkovým tvarem (Čihák, 2001, p. 394). Začíná na zevních dvou třetinách hřebenu lopatky, akromionu a zevním konci klavikuly a upíná se na tuberositas deltoidea humeri (Čihák, 2001, p. 394).

Při poruše v embryonálním vývoji mohou jednotlivé části svalu chybět, mohou se vyskytovat spojky s okolními svaly a akcesorní snopce do m. deltoideus mohou přicházet od lopatky, z akromia nebo z klavikuly (Čihák, 2001, p. 395).

M. deltoideus má tři funkčně odlišné části. Přední, klavikulární část provádí ventrální flexi paže, působí při horizontální addukci, anteverzi ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže; střední, akromiální část provádí abdukci paže; zadní, spinální část provádí horizontální extenzi, podporuje extenzi a zevní rotaci paže (Véle, 2006, p. 269). Svalové napětí m. deltoideus přispívá k udržení hlavice humeru v kloubní jamce a tím také k stabilizaci glenohumerálního kloubu (Véle, 2006, p. 269; Dylevský, 2009, p. 262).

Při paréze či plegii m. deltoideus nedochází k tak závažné klinické poruše, jak by odpovídalo výčtu funkcí deltového svalu, zvláště při abdukci paže, kterou je možné provést až do 90° aktivitou m. supraspinatus (Véle, 2006, p. 269; Dylevský, 2009, p. 262).

1.3.3. Kineziologické aspekty m. infraspinatus

M. infraspinatus je silný sval se složitě zpeřenými snopci, který vyplňuje podhřebenovou jámu lopatky, začíná na fossa infraspinata a upíná se po zadní straně ramenního kloubu na tuberculum majus humeri (Čihák, 2001, p. 395-396).

V průběhu embryonálního vývoje může docházet k srůstům s m. teres minor a to jen částečně nebo zcela (Čihák, 2001, p. 397).

Funkčně se m. infraspinatus podílí na zevní rotaci, horizontální extenzi paže (Véle, 2006, p. 269) a addukci (Dylevský, 2009, p. 263).

1.3.4. Kineziologické aspekty m. triceps brachii

M. triceps brachii je jediný sval zadní skupiny na paži. Má tři hlavy, caput longum, která začíná na tuberculum infraglenoidale pod kloubní jamkou, caput laterale a caput mediale, které obě začínají na zadní ploše humeru. Všechny tři hlavy se spojují v rozsáhlé úponové šlaše, která se upíná na olecranon ulnae (Čihák, 2001, p. 400).

Variace m. triceps brachii jsou velmi vzácné, může se vyskytnout čtvrtá hlava, například od laterálního okraje lopatky a jsou též známy drobné spojky s okolními svaly (Čihák, 2001, p. 401).

M. triceps brachii je extensor lokte a jeho caput longum se podílí na abdukci a extenzi v ramenním kloubu (Véle, 2006, p. 276). Jeho extenční aktivita závisí na postavení končetiny v

loketním kloubu, kdy maxima dosahuje v 20-30° flexi. V krajní flexi a extenzi je účinnost m. triceps brachii poměrně malá. (Dylevský, 2009, p. 266).

1.3.5. Kineziologické aspekty m. latissimus dorsi

M. latissimus dorsi je mimořádně rozsáhlý, plochý trojúhelníkovitý sval, který pokrývá převážnou část zádové krajiny (Dylevský, 2009, p. 260). Začíná prostřednictvím aponeurózy od dorzální části crista iliaca, kosti křížové a trnů bederních obratlů, dále od tří kaudálních žeber a trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů. Upíná se silnou šlachou na humeru na crista tuberculi minoris (Čihák, 2001, pp 233-236).

Během embryonálního vývoje se mohou oddělit svalová snopce, které jdou následně axilou dopředu k m. pectoralis major a společně s obdobnými oddělenými snopci z m. pectoralis major mohou vytvářet tzv. Langerův podpažní oblouk, který může působit potíže útlakem cév a nervů (Čihák, 2001, p. 336).

M. latissimus dorsi působí extenzi, addukci a vnitřní rotaci paže, při fixaci horních končetin zvedá trup a žebra a uplatňuje se při dýchání (Dylevský, 2009, p. 261).

1.3.6. Kineziologické aspekty m. serratus anterior

M. serratus anterior je plochý sval jdoucí od žeber po zevní ploše hrudníku dozadu a mediálně, k mediálnímu okraji lopatky (Čihák, 2001, p. 346). Začíná zuby od devíti kraniálních žeber, přičemž se dolní okraj svalu zasouvá mezi podobně upravené snopce m. obliquus externus abdominis a upíná se po celé délce mediálního okraje lopatky (Dylevský, 2009, p. 259).

Během vývoje může dojít k jeho variacím, které se většinou týkají množství zubů a rozsahu začátku svalu. Může začínat již od desátého žebra, ale také mohou začínat dva zuby od druhého žebra, či některé jeho části chybět (Čihák, 2001, p. 347).

Funkčně se m. serratus anterior podílí na abdukci paže, umožňuje vzpažení, fixuje a stáčí lopatku dolním úhlem laterálně, horní část zvedá horní úhel lopatky, střední část je antagonistou transverzálních snopců m. trapezius a dolní část umožňuje vzpažení nad horizontálu (Véle, 2006, p. 268). Je-li lopatka fixována, zdvihá kontrahovaný sval žebra a stává se tak pomocným dechovým svalem (Dylevský, 2009, p. 259).

Při paréze m. serratus anterior se dolní úhel lopatky stáčí mediálně a odstává od páteře svým margo vertebralis a vážne vzpažení nad horizontálu. Tato porucha se projevuje odstáváním lopatky nazývaným “scapula alata” (Véle, 2006, p. 268).

2. Vibrace

Termínem vibrace označujeme rytmický či kmitavý pohyb hmotných těles, přesněji pohyb tzv. mechanického kontinua, jehož jednotlivé body kmitají kolem rovnovážné pozice s určitou frekvencí, amplitudou, rychlostí a dalšími parametry (Paráková, Mílková, Krobot, 2008, p. 11).

Vibracím je během života vystaven každý lidský jedinec, například při jízdě v dopravních prostředcích, při manipulaci s různými nástroji, ale také na něj působí vibrace způsobené silným akustickým polem.

Metodicky rozlišujeme celkové a lokální působení vibrací. Z mnoha neurofyziologických experimentů ale víme, že i lokální aplikace vibrace mají nutně celkový vliv na organismus. Účinky vibrací na člověka jsou široké. V současné době můžeme pozorovat dokonce komercializaci tzv. „léčebného“ vlivu celkových vibrací (Paráková, Mílková, Krobot, 2008, p. 11).

2.1. Percepce vibrací

Vnímání vibrací lidským organismem je ovlivněno mnoha okolnostmi. Jde o komplexní vjem, zprostředkovaný hierarchií receptorů a dalších struktur i funkčních systémů nervového aparátu (Paráková, Mílková, Krobot, 2008, p. 11).

2.1.1. Svalové vřetenko

V oblasti svalového vřetenka se vyskytují dva typy nervových zakončení; primární, které se vyskytují na všech typech intrafuzálních vláken a dle terminologie Loyda patří do skupiny Ia aferentních vláken a sekundární, které se vyskytují na tzv. statických nuclear bag a nuclear chain vlákních a dle Loyda patří do skupiny II aferentních vláken (Latash, 2008, p. 42).

Primární zakončení reagují jak na změnu délky, tak na rychlost protažení svalu, zatímco sekundární zakončení reagují jen na délku svalu (Latash, 2008, p. 42).

Změny délky svalu způsobí přechodné snížení klidového napětí v těchto aferentních vlákních, vzniká tzv. receptorový (generátorový) depolarizační potenciál. Vzniklá depolarizace se šíří po nervovém vlákně, její velikost se postupně snižuje důsledkem narůstajícího odporu (Jedlička, Krejčí, Véle, 1972, p. 49).

I malý potenciál se však může „načítat“ s časově předcházejícími potenciály a ve spouštěcí zóně aferentního vlákna (na začátku myelinové pochvy) pak může hodnota depolarizace přesáhnout prahovou hodnotu přibližně 20 mV (Cohen, 1999, p. 118).

V takovém případě však vzniká akční potenciál s mnohem větší hodnotou změny membránového napětí, která se šíří po myelinovém vláknu rychlostí 70 až 120 m/s a prakticky bez omezení amplitudy, protože se v navazujících úsecích myelinizovaného vlákna stále obnovuje (Cohen, 1999, p. 119).

Tento proces vzniku akčního potenciálu velice dobře koresponduje se stimulací proprioceptivní aference pomocí vibrací, jedná se právě o určitou kombinaci časových parametrů mechanických vibrací, které jsou příčinou jejich specifického účinku na anulospinální oblast svalového vřetenka (Schäffer, 1995, p. 272; Latash, 1998, p. 42).

2.1.2. Paciniho tělísko

Paciniho tělísko je oválný receptor umístěný ve svalech, kůži, kloubech i šlachách, složený z koncentrických lamel a uprostřed umístěného jádra, v němž probíhá nervové zakončení bez myelinové i Schwannové pochvy, který reaguje pouze na změnu tlaku a nikoli na tlak samotný a proto jsou k aktivaci Paciniho tělísek vibrační podněty velice vhodné (Jedlička, Krejčí, Véle, 1972, p. 50).

2.1.3. Golgiho tělísko

Golgiho tělíska jsou receptory umístěné na pomezí šlachy a svalu, které mají inhibiční vliv na alfa-motoneurony příslušného svalu a jejich práh dráždivosti je mnohem vyšší než je tomu u svalových vřetýnek (Véle, 2006, p. 42). Z důvodu vyšší dráždivosti reagují Golgiho tělíska na vibrace o frekvencích v několika desítkách Hz (Schäffer, 1995, p. 273).

2.1.4. Kožní receptory

Z množství kožních receptorů jen některé reagují na vibrační podnět: Merkelovy disky vnímají širokou škálu vibračních frekvencí, Paciniho tělíska v kůži jsou aktivována vysokými frekvencemi vibrací v rozmezí od 80 do 450 Hz s nejvyšší senzitivitou od 250 do 300 Hz a Meissnerova tělíska reagují na vibrace o nízkých frekvencích do 80 Hz s největší senzitivitou od 10 do 30 Hz (Verrillo, Bolanowski, Gescheider, 2002, p. 240).

2.1.5. Percepce vibrací v CNS

Z výše uvedených receptorů jsou to právě primární zakončení svalových vřetének, která jsou velice citlivá i na nepatrné protažení svalu (Schäffer, 1995, p. 272; Enoka, 2015, p. 251). V závislosti na faktu, že vibrace působí na svalové vřeténko a společně s tím vlastně také narušuje informaci vedenou Ia aferentními nervovými vlákny z vibrovaného svalu, může být centrálním nervovým systémem (dále CNS) vibrace interpretována také jako narůstající délka svalu (Capaday, Cooke, 1983, p. 142).

Podněty z Ia aferentních vláken jsou projikovány do kortikálních oblastí a signály přicházející ze svalových vřetének jsou vesměs uvědomované (Eklung, Hagbarth, 1966, p. 85). Subjektivní vnímání pohybu vibrovaného segmentu jakoby šlo o skutečný pohyb je důkazem toho, že je to primárně excitace aferentních vláken co informuje mozek o protažení svalu a nikoli vlastní fyzické protažení svalu (Capaday, Cooke, 1983, p. 142; Eklung, Hagbarth, 1966, p. 85).

Vliv vibrace je mnohem zřetelnější, pokud má proband během vyšetření zavřené oči, například v experimentech s aplikací vibrace na Achilovu šlachu subjektivní iluze změny délky m. triceps surae působením vibrace vedla až k pádu probandů směrem dozadu (Capaday, Cooke, 1983, p. 143).

V několika dalších experimentech bylo zaznamenáno, že při vibračních podnětech subjekty často vnímaly polohu končetiny v abnormální, často až anatomicky nereálné pozici, například při aplikaci vibrací na extenzory zápěstí popisovali zúčastnění probandi výsledný vjem jako kontakt hřbetu ruky a dorzální strany předloktí (Naito et al., 2002, p. 3685).

Podobné experimentální výsledky také naznačují, že kortikální sensorické oblasti neregistrují polohu na základě předešlé zkušenosti, která je výsledkem předchozích sensorických informací, ale znatelně více se přizpůsobují momentálnímu sensorickému vjemu, který není omezen reálnými možnostmi lidské morfologie (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 13).

Dalším sensorickým vjemem, který souvisí se změněným vnímáním polohy vibrovaných segmentů, je hmat. Pokud si subjekt během vibrace m. biceps brachii drží nos, dostává jeho mozek informace o kožním kontaktu mezi rukou a nosem, a také informace ze svalového vřeténka, že je ruka protahována. Výsledkem je interpretace vjemu jakožto trvajících prodlužování nosu (Naito et al., 2002, p. 3686).

Subjektivní vnímání polohy a pohybu končetiny vychází až z výsledné interakce mezi různými aferentními informacemi jako jsou propiocepce, zrak a hmat (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 13).

Konkrétní korové oblasti zapojené do zpracování vibračního podnětu se mohou obměňovat v závislosti na požadovaných úkonech (Albanese et al., 2009, p. 1627).

Primární senzoričká oblast a posteriorní parietální oblast vykazují mnohem vyšší aktivitu se současnou lokalizací vibrací a detekce jejich konce, než při pouhé pasivní stimulaci. Sekundární senzoričká oblast nevykazuje rozdíly v aktivitě během pasivní stimulace oproti aktivitě se současnou lokalizací vibrací a detekce jejich konce (Albanese et al., 2009, p. 1628).

Anteriorní oblast inzulární kůry je také zahrnuta do somatosenzoričkových podnětů a interpretuje multisenzoričké vstupy a kognitivní aspekty vnímání vibrací. Aktivace této oblasti trvá i po ukončení vibrační stimulace a napovídá, že inzulární kůra je schopná uchovat krátkodobé informace o nebolestivých podnětech (Albanese et al., 2009, p. 1628).

Ve studii Naita, která se zabývala hodnocením mozkové aktivity během domnělého pohybu použitím vibrace, byla největší aktivita lokalizována do kontralaterálních primárních motorických oblastí a to i přes skutečnost, že se subjekty nesnažily pohybovat končetinou a vibrovaná končetina se nehýbala. Tento výsledek napovídá, že buňky primárních motorických oblastí odpovídají na aferentní informaci ze svalového vřetenka během vibrace (Naito et al., 2002, p. 3688).

2.2. Neurofyziologické efekty vibrací

2.2.1. Tonický vibrační reflex

V případě působení vibrací na sval, kdy je vyvolána kontrakce svalu, se jedná o tzv. tonický vibrační reflex (TVR), který byl poprvé popsán v roce 1966 v práci Eklunga a Hagbartha (Eklung, Hagbarth, 1966, p. 89).

Neurální okruh pro tento reflex je na míšni úrovni stejný jako okruh pro monosynaptický vřetenkový reflex. TVR ale kromě toho zahrnuje i cesty polysynaptické (Eklung, Hagbarth, 1966, p. 89).

Elektromyografický záznam (EMG) z vibrovaného svalu se podobá náboru motorických jednotek během volní kontrakce s tím rozdílem, že motorické jednotky se aktivují synchronně

s kmity vibračního stimulu. Zvýšení amplitudy vibrace zvyšuje protažení svalu, ale TVR je tím větší, čím je vyšší frekvence vibrace (Capaday, Cooke, 1983, p. 143).

2.2.2. Zvýšení motoneuronové dráždivosti

V některých studiích se uvádí spekulace, že jedním z možných účinků působení vibrací je snížení úrovně aktivačního prahu motorických jednotek, neboli zvýšení motoneuronové dráždivosti, oproti běžným volním kontrakcím. Z tohoto důvodu následně dochází k rychlejší aktivaci rychlých svalových vláken, což se může pozitivně projevit v tréninku rychlostně silových disciplín (Rittweger, Beller, Felsenberg, 2000, p. 140; Rittweger, Mutschelknauss, Felsenberg, 2003, p. 85). Uváděný mechanismus rychlejší aktivace vláken II. typu je však stále nedostatečně prozkoumán a je otázkou, zda je možné jej pozitivně využít (Delecluse et al., 2005, p. 667).

2.2.3. Post-effect

V posledních letech byl v několika studiích prokázán vliv vibrací na vyvolání nedobrovolných změn stálého držení těla u zdravých jedinců (Duclos et al., 2007, p. 595). Například studie Wierzbicky, Gilhodes a Rolla, (1998) prokázala, že po 30 vteřinovém působení vibrací na dorzální straně krku aplikované v sedě, dochází následně při stožení k dlouhotrvajícímu náklonu těla v antero-posteriorní ose, tento tzv. post-effect trval v průměru 8-10 minut po ukončení vibrací (Wierzbicka, Gilhodes, Roll, 1998, p. 143).

Studie Gerarda a Martina (1999) zkoumala post-effect u dlouhotrvajících vibrací na přesnost a rychlost zrakově řízených pohybů ruky u deseti zdravých jedinců. Po deseti minutách působení ručních vibrací bylo prokázáno signifikantní zvýšení chyb u sledovaných úkolů, které bylo závislé na době od ukončení vibrací. Tento efekt vymizel od 5 do 10 minut po ukončení vibračního stimulu. Tyto výsledky ukazují, že vibrace, které může vyvolávat ruční nářadí, ovlivňují přesnost a rychlost ovládání zrakově řízených pohybů rukou (Gerard, Martin, 1999, p. 314).

Kromě následného vlivu vibrační stimulace na posturální odpověď bylo prokázáno, že po ukončení vibračního stimulu může často docházet k mimovolní kontrakci dříve vibrovaného svalu, která je doprovázena pohybem končetiny (Wierzbicka, Gilhodes, Roll, 1998, p. 143).

2.2.4. Snížení aktivity svalových vřetének

Ve studii Ribot-Ciscara, Rossi-Duranda a Rolla (1988) byla porovnávána aktivita svalových vřetének před a po 30 vteřinové aplikaci vibrací o frekvenci 80Hz. U 73% testovaných svalových vřetének došlo ke snížení spontánní aktivity po aplikaci vibrací, zatímco u 13,5% byla jejich aktivita zachována a v případě dalších 13,5% byla zaznamenána aktivita vyšší. Kompletní obnova si vyžádala 40 vteřin (Ribot-Cisar, Rossi-Durand, Roll, 1998, p. 147).

2.3. Frekvence a amplituda vibrací

Aplikace různých frekvencí a amplitud vibrací vyvolává ve vibrovaných svalech různou odpověď (Perchthaler, Horstmann, Grau, 2013, p. 444). Ve studii Perchthalera, Horstmann a Graua (2013) aplikovali u 51 zdravých mužů a žen odlišnou frekvencí vibrací (6, 12, 18, 24 a 30 Hz) se 3 různými amplitudami (1,3; 2,6 a 3,9 mm), pomocí vibrační intervence na střídavé plošině. Testovaný vzorek absolvoval na plošině 9 statických výdrží ve dřepu. Sledovaným parametrem byla svalová aktivita při vibračním cvičení snímaná povrchovou EMG. Ta byla následně porovnána s aktivitou při maximální volní kontrakci. Svalová aktivita byla naměřena v rozmezí 18,2-27,3 % maximální volní kontrakce u m. quadriceps femoris a v rozmezí 5,2-27,3 % u hamstringů. Nejvyšší svalové aktivity bylo dosaženo při frekvenci 30 Hz a amplitudě 3,9 mm (Perchthaler, Horstmann, Grau, 2013, p. 444).

Ze studie Perchthalera, Horstmann a Graua (2013) by bylo možné usuzovat, že čím vyšší frekvenci a amplitudu vibračního stimulu použijeme, tím vyšší bude svalová aktivita, avšak některé další studie prokázaly, že vysoké frekvence nejsou pro zvýšení svalové aktivity vhodné. Například studie Cardinalea a Lima (2003), ve které byly zkoumány odpovědi m. vastus lateralis na různé frekvence vibrací (bez vibrací, 30, 40 a 50 Hz) u 16 zdravých profesionálních volejbalistek. Svalová aktivita byla měřena povrchovou EMG po dobu jedné minuty při podřepu na plošině s úhlem 100° v kolenním kloubu. Výsledky prokázaly, že nejvyšší svalové aktivity bylo dosaženo při frekvenci 30 Hz. Tyto výsledky naznačují, že frekvence 30 Hz vyvolává nejvyšší reflexní odezvu u m. vastus lateralis při vibracích v podřepu (Cardinale, Lim, 2003, p. 623).

2.4. Obecné vlivy vibrací

2.4.1. Vliv vibrací na silové parametry

Vliv vibrační stimulace na silové parametry lidského organismu je předmětem zkoumání několika studií. Na jedné straně existuje poměrně široké spektrum studií, které vykazují pozitivní, statisticky významný vliv vibrací na ukazatele síly; na straně druhé je však stejně početné spektrum studií, které neprokázaly vliv vibrací na sledované silové parametry.

Delecluse, Roelants a Verschueren (2003) porovnávali vliv dvanáctidenního vibračního tréninku a klasického silového tréninku na sílu extenzorů kolenního kloubu. Testovaný soubor tvořilo 74 netrénovaných žen, které byly rozděleny do čtyř skupin. První absolvovala trénink celotělovými vibracemi s frekvencí 35-40 Hz. Druhá skupina absolvovala placebo vibrační trénink. Třetí skupina realizovala klasický silový trénink extenzorů kolenního kloubu a čtvrtá skupina byla kontrolní (bez tréninku). Každá skupina, mimo kontrolní skupiny, absolvovala ve 12 týdnech 36 tréninkových jednotek. Z výsledků plyne, že po vibračním tréninku vzrostla statisticky významně izometrická a dynamická síla extenzorů kolenního kloubu oproti nárůstu u klasického silového tréninku. Výsledky kontrolní a placebo skupiny nevykazovaly žádné významné rozdíly oproti pretestu (Delecluse, Roelants, Verschueren, 2003, p. 1033).

Další výzkum Delecluse et al. (2005) realizovaný u dvaceti trénovaných sprinterů neprokázal pozitivní efekt vibračního tréninku v kombinaci s běžným tréninkovým zatížením oproti kontrolní skupině, která absolvovala pouze běžné tréninkové zatížení bez vibračního tréninku, na vybrané parametry síly a rychlosti (Delecluse et al., 2005, p. 662).

2.4.2. Vliv vibrací na tuhost šlach

Progrese tuhosti šlach je velmi důležitá zejména ve vztahu k nárůstu síly svalu, který šlacha připojuje ke kosti. Případná disproporce mezi silou svalu a tuhostí šlarchy se potom negativně promítá do četnosti poranění šlach.

Studie Legerlotze et al. (2007) se pokoušela zjistit účinek aplikace vibrací o frekvenci 25 Hz a amplitudě 1,8 mm na zvýšení tuhosti stimulovaných šlach krys. Z jejich výsledků plyne, že aplikace vibrací o frekvenci 25 Hz a amplitudě 1,8 mm nemá statisticky významný vliv na zvýšení tuhosti šlach (Legerlotz et al. 2007, p. 564).

2.4.3. Vliv vibrací na posturální kontrolu

Vliv vibračního tréninku na rovnováhu, respektive posturální kontrolu, je rozporuplný. Torvinen et al. (2002) aplikoval celotělový vibrační trénink u 56 osob v délce trvání 4 min/den s frekvencí 3-5x týdně po dobu čtyř týdnů s cílem zjistit změny u sledovaných parametrů, z nichž byly jedním posturální výkyvy na balanční plošině. Měření proběhlo před intervencí, po druhém měsíci a po čtvrtém měsíci. Po čtyřech měsících nebylo vlivem celotělového vibračního tréninku prokázáno signifikantní zlepšení rovnováhy (Torvinen et al., 2002, p. 1523).

Obdobným výsledky prokázala studie Mahieu et al. (2006), ve které byl zkoumán efekt celotělového vibračního tréninku oproti silovému tréninku u 33 belgických lyžařů (věk 9-15 let). Celotělový trénink aplikovaný 3x týdně po dobu 6 týdnů stejně jako ve studii Torvinena nevyvolal statisticky významné zlepšení rovnováhy (Mahieu et al., 2006, p. 286).

2.5. Terapeutické účinky vibrací

2.5.1. Terapeutický vliv na densitu kostí

Ve studii, kterou provedli Verschueren et al. (2004), byl zkoumán vliv celotělového vibračního tréninku trvajících 24 týdnů na densitu kyčlí a další parametry u 70 postmenopausálních žen. Soubor tvořily tři skupiny, první skupina absolvovala celotělový vibrační trénink, druhá klasický silový trénink a třetí skupina byla kontrolní, tedy bez intervence. První a druhá skupina absolvovaly 3 tréninky týdně. Výsledky prokázaly pozitivní účinek celotělového vibračního tréninku na zvýšení kostní density kyčelního kloubu o 0,93%, zvýšená densita kostí po celotělovém vibračním tréninku je prevencí zlomenin u starších osob (Verschueren et al., 2004, p. 352).

Naopak ze studie Russoa et al. (2003), realizované u 29 postmenopausálních žen vyplynulo, že šestiměsíční trénink (2x týdně, celkem 6 minut/trénink) nevyvolal signifikantní změny v kostní densitě (Russo et al., 2003, p. 1854).

Při aplikaci vibrací za účelem zlepšení kostní density je nutné brát v úvahu frekvenci, amplitudu, délku trvání a typ signálu vibrací. Optimální parametry nastavení vibrací nejsou zatím známy. Vibrační intervence by měly být prováděny individuálně a měly by respektovat odlišnosti kostní remodelace v závislosti na věku a hormonálním stavu (Prisby et al., 2008, p. 328).

2.5.2. Terapeutický vliv na svalovou tkáň

Ve studii Bogaertse et al. (2007) byl zkoumán vliv celotělové vibrace, fitness tréninku a pohybové aktivity během jednoho roku u starších mužů nad 60 let na svalovou sílu a hmotu. Výsledky této studie prokázali signifikantní vliv jak fitness, tak celotělového vibračního tréninku na sledované parametry izometrické síly, výbušné síly i svalové hmoty, avšak rozdíly v nárůstu všech sledovaných parametrů mezi fitness a celotělovým tréninkem nabyly statisticky významné. Uvedené výsledky naznačují, že celotělový vibrační trénink by mohl být použit jako vhodná alternativa posilování starších lidí, u kterých dochází vlivem stárnutí k sarkopenii (Bogaerts et al., 2007, p. 630).

2.5.3. Terapeutický vliv na snížení bolesti

Ve studii Lundeberga (1984) byl zkoumán vliv vibrační stimulace u 267 pacientů s chronickou neurogenní nebo muskuloskeletární bolestí. Pacienti byly sledováni po dobu 18 měsíců. Po ukončení terapie uvedlo 59% z nich úlevu od bolesti více než o 50%, 72% pacientů udalo zlepšení jejich společenského života a snížení příjmu analgetik o polovinu (Lundeberg, 1984, p. 13).

Weerakkody et al. ve své studii došel k závěru, že optimální frekvencí lokálních vibrací pro úlevu od bolesti po excentrickém cvičení je 80 Hz, problémem v této studii však byl prodloužení trvání tzv. opožděné bolesti, která se vyskytovala až 72 hodin po cvičení (Weerakkody et al., 2003, p. 425).

2.6. Nežádoucí účinky vibrací

Vibrace působí na lidský organismus jak přímou cestou mechanicky na strukturu tkání, tak nepřímou cestou skrz proprioceptory a exteroceptory, přes které následně vibrace působí na pohybový aparát. Dále také působí vibrace na buněčné úrovni například na kinetiku látek v organismu (Otáhal et al., 1997, p. 80).

Nadměrné, chronické vystavení lidského organismu vibracím má řadu negativních vedlejších účinků na lidský organismus, včetně poruch skeletu, trávicího, reprodukčního, vizuálního a vestibulárního systému (Abercromby et al., 2007, p. 1794).

Například řidiči off-road vozidel, traktorů a obrněných vozidel jsou často vystaveni silným vibracím po delší časové období. Výsledné vibrační zatížení může mít za následek vyřeznutí

meziobratlové ploténky, poškození páteřních obratlů a osteoartritidu (Lings, LeBoeuf, 2000, p. 291).

Vibrace, které se přenáší přes páteř do hlavy, mohou vyvolat zhoršení sluchu, vestibulárního aparátu (Bochnia et al., 2005, p. 307), zraku a v krajních případech, při vysokých dávkách silných vibrací, mohou dokonce vyvolat krvácení mozku (Ishitake et al., 1998, p. 59).

Potenciální míru vystavení organismu nebo jeho jednotlivých struktur vibracím lze kvantifikovat pomocí tzv. odhadované hodnoty dávky vibrací (eVDV), tu uvádí norma ISO 2631-1 a vypočte se podle směru, velikosti, frekvence a doby trvání vibrací působící na člověka (Abercromby et al., 2007, p. 1794).

2.6.1. Příčiny negativního působení vibrací

Vibrace představují mechanické vlnění, působí nejen na tkáně v bezprostřední blízkosti vibračního stimulu, ale mají samozřejmě vliv i na tkáně vzdálené. Při současné míře teoretických poznatků i technologických možností dosud není možné tyto vzdálené účinky vibrace zcela adekvátně vyhodnotit a kvantifikovat (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 15).

Lidské tělo je složitá soustava mechanických systémů, ve které má každý systém své reologické vlastnosti a svou vlastní frekvenci a jedná se tedy o navzájem propojený velice složitý mechanický oscilátor (Karas, Otáhal, 1979, p. 37).

Jako mechanický oscilátor se označuje mechanická soustava se schopností kmitat. V případě, kdy oscilátor kmitá bez působení vnější síly, jsou jeho kmity tlumené a jedná se o tzv. vlastní kmitání, působením vnější síly na oscilátor dochází k jeho nucenému kmitání a amplituda kmitání pak neklesá. V případě, kdy má vnější síla stejnou frekvenci jako mechanický oscilátor, dochází k rezonanci (Karas, Otáhal, 1979, p. 37).

Obecně řečeno, je třeba se rezonanci vyhnout. Rezonanční frekvence je závislá na tělesné hmotnosti, tuhosti svalů, jakož i polohy těla vzhledem k vibračním zařízením, dochází při ní k zesílení účinků a často má nepříznivý vliv na organismus (Master, Kleinöder, Yue, 2006, p. 1057).

Každá část lidského těla má své vlastní rezonanční frekvence, pro něž jsou typické určité odpovědi na konkrétní frekvence vyvolané vibračními přístroji. Rezonanční pásmo je krom jiného ovlivněno pozicemi těla. Proto můžeme například očekávat odlišné reakce organismu na shodné frekvence při stožení a v sedě (Kameswara Rao, 2006, p. 17).

Rezonanční frekvence po jednotlivé tělesné části ve stoji jsou: oční bulva: 20-90Hz, hlava: 20-30Hz, pletenec ramenní: 4-5 Hz, hrudní stěna: 5-10 Hz, oblast lokte: 16-30 Hz, páteř: 10-12 Hz, hmota břicha: 4-8 Hz, ruka: 30-50 Hz, paže: 5-10 Hz, noha: 20 Hz (Kameswara Rao, 2006, p. 17).

Obecně jsou účinky vibrací vyvolány cyklicky proměnnou zátěží nebo zátěží impaktní a působí jak na mechanickou, tak na biologickou strukturu organismu. Vzájemná interakce těchto struktur je závislá jak na vlastním vibračním podnětu, tak rovněž na zátěžové historii a současném stavu organismu (Otáhal et al, 1997, p. 80)

V otázce nežádoucích účinků vibrací má velký vliv jejich tzv. kumulativní efekt, tzn., že strukturální i funkční důsledky působení vibrací jsou přímo závislé na zátěžové historii, době působení, či lépe řečeno celkové expozici vibracemi (Otáhal et al, 1997, p. 83).

2.7. Možnosti využití vibrací

Základní rozdělení využití vibrací je na lokální a celkové. Vibrační stimul můžeme aplikovat lokálně, v klinických podmínkách na dobře palpovatelné břicho nebo na šlachu kosterního svalu, celkové vibrační stimulační se realizují prostřednictvím vibrační plošiny, kdy je vibrováno celé tělo a výsledná interpretace probandem je nutně polysenzorická (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 14).

Ve studii Lua, McNamary a Morana (2005) je aplikace vibrací rozlišována na přímé nebo nepřímé metody. Přímé metody jsou charakteristické aplikováním vibrací přímo na svalové břicho procvičovaného svalu nebo šlachu a velikost amplitudy a frekvence vibrací je stejná u zdroje vibrací i u jejich cíle, tedy procvičovaného svalu. U nepřímých metod je typické nepřímé použití vibrace na procvičovaný sval. Vibrace jsou v daném případě přenášeny ze zdroje přes další části těla až k cíli, tedy procvičovanému sval. Oproti přímým vibracím dochází v případě nepřímých k slábnutí frekvence a amplitudy při průchodu měkkými tkáněmi k cíli. Efekt nepřímých vibrací je tak často minimalizován (Luo, McNamara, Moran, 2005, p. 37.).

2.7.1. Přímé vibrace

V 60. letech minulého století se možností využití přímého působení vibrací jako první zabývali Eklung a Hagbarth (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 14).

V případě omezené aktivace proprioreceptorů, např. při progresivních neuromuskulárních onemocnění, dochází k parciální funkční deafferentaci, což má vliv na hladinu mozkové aktivity. Pomocí dráždění aferentních vláken, ke kterému dochází během přímé vibrační stimulace, dochází k aktivitě v oblasti parietálního a temporálního laloku (Hagbarth, Eklund, 1969, p. 32).

Dle diskuse z práce Hagbartha a Eklunga by bylo možné pomocí přímé vibrační stimulace přispět k uchování funkcí periferního a sensorického nervového systému dlouhodobě imobilizovaných nemocných (Hagbarth, Eklund, 1969, p. 32).

Výsledky přímého působení vibrací, které přinesly některé pozdější studie, poukazují na složitost využití vibrací v klinické praxi. Např. studie Bongiovanniho a Hagbartha (1990) poukázala na fakt, že u unavených svalů dochází při facilitaci přímým působením vibrací po dobu méně než 10-20s k usnadnění pohybu, nicméně s delším působením vibrací je jejich efekt opačný a zdůrazňuje svalovou únavu a pokles motorického výkonu (Bongiovanni, Hagbarth, 1990, p. 12).

Studie Ribot-Ciskara, Butlera a Thomase (2003), která zkoumala možnost využití přímého působení vibrací pro facilitaci m. triceps brachii u pacientů s chronickým poškozením spinální míchy, došla k výsledkům, že vibrace šlachy m. biceps brachii vždy evokovala tonický vibrační reflex, ale ke zvýšení aktivity m. biceps brachii nedošlo, zatímco aplikace vibrací na šlachy m. triceps brachii vyvolala tonický vibrační reflex a zvýšila sílu jeho kontrakce u poloviny případů (Ribot-Cisar, Butler, Thomas, 2003, p. 2358).

Výsledky studií jasně dokládají, že pozitivní efekt zlepšení motorické výkonnosti, vyskytující se v souvislosti s přímou vibrací konkrétního svalu, není přímočarý a lineární proces (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 14).

2.7.2. Nepřímé vibrace

Nepřímé vibrační metody je možné rozdělit na dvě varianty: silové cviky s vibrační zátěží – VS (Vibratory Stimulation) exercises a motorické úkony prováděné v rámci celotělové vibrace – WBV (Whole Body Vibration) training (Issurin, 2005, p. 324).

Tyto dvě varianty cvičení fungují na rozdílných paradigmatech. VS cvičení využívá intenzivní svalové úsilí zvyšované přítomností vibrací, zatímco WBV trénink využívá dlouhotrvající, intenzivní vibrační zatížení s mírnou fyzickou zátěží (Issurin, 2005, p. 324).

V současné době můžeme v elektronických médiích najít množství nejrůznějších informací o využívání nepřímých vibrací pro zlepšení funkcí organismu. Celotělová vibrace (WBV) se

stala atraktivním „zbožím na trhu“, doplňující nebo dokonce nahrazující jinou léčbu, fyzioterapii, individuální cvičení a trénink (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 14).

Výsledky studií na téma účinků celotělových vibrací se značně liší, Albasini, Krause a Rembitzki (2010) uvádějí, že celotělový vibrační trénink má efekt v oblasti psychické, neuromuskulární, hormonální či metabolické terapie. Dále také prohlašují, že WBV tréninku může být efektivně využito při terapii pacientů trpících osteoporózou, sarkopenií a metabolickým syndromem a může být využita také při rehabilitaci, fyzioterapii, tréninku profesionálních sportovců, v posilovnách a wellness centrech (Albasini, Krause, Rembitzki, 2010, p. 5).

Naopak Paráková, Míková a Krobot (2008) uvádí, že většina nabízených indikací a účinků celotělové vibrace je vesměs paliativní až mlhavá. Vychází z předpokládaných a vždy zjednodušujících účinků o kterých nejsou dostupné argumentovatelné výsledky kontrolovaných experimentů. Do této kategorie patří laicky lákavé prezentace WBV jako zaručené léčby „celulitidy“, bolestí zad, stresové inkontinence, ale také dyslexie, poruch růstu a podobně (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 14).

Výsledky studie Mikhaela et al. (2010) naznačují, že WBV trénink může zlepšit svalovou sílu a rychlost kontrakce v některých svalových skupinách u starších osob, nicméně předpokládaný efekt na stabilitu stoje se neprokázal (Mikhael et al., 2010, p. 74).

Studie z posledních let vesměs dokumentují sporný nebo žádný terapeutický efekt celotělové vibrace na „komplexní neuromuskulární funkce“ (koordinace, denní aktivity). Naopak upozorňují na zjevné narušení do té doby dosažené kvality svalové koordinace u zdravých probandů i neurologicky nemocných (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 15).

Issurin (2005) uvádí, že dosavadní informace o těchto terapiích jsou velmi nedostatečné a je otázkou, jaké jsou pro tyto terapie nejvhodnější terapeutické postupy a jak je možné eliminovat nežádoucí účinky terapie (Issurin, 2005, p. 335).

2.8. Vibrační činky

Jedny z nejnovějších terapeutických či tréninkových pomůcek na trhu představují vibrační činky. Tyto činky jsou zdrojem mechanických vibrací a představují jednu z mála možností využití vibračního tréninku na určitou část těla (Kleinöder et al., 2011, p. 2).

Dle výrobce a manuálu je možné tyto činky využít k ovlivnění svalové síly, koordinačních schopností, kožního reliéfu, redukce celulitidy, vnímání těla, trofiky svalů, neuromuskulární

stimulace, kostních struktur, redukci bolestivých stavů zad a kloubů, prokrvení těla, látkové výměny a dalších (Kleinöder et al., 2011, p. 2).

Účinky, které výrobce vibračních činek uvádí, jsou velmi široké a vesměs se shodují s účinky, které uvádějí výrobci vibračních plošin. Je však zřejmé, že takové množství deklarovaných účinků není jednoduché prokázat a do dnešního dne nebyly uveřejněny výsledky, které by tyto účinky spolehlivě prokázaly (Pavlů, Pánek, Čemusová, 2012, pp. 25-26).

Vlastních studií, které se zabývají účinky vibračních činek je velmi málo. V roce 2009 byly publikovány dvě studie pod vedením Trippa, které se účinky vibračních činek zabývaly.

Tripp, Faust a Jacobs (2009) zkoumali efekt vibračního tréninku na schopnost vnímat pozici v loketním kloubu u 31 zdravých subjektů. K aplikaci vibrací použil činku o hmotnosti 2,55 kg a vibracích 15,5 a 0 Hz. Výsledky naznačují, že vibrace s nízkou frekvencí mohou pozitivně ovlivnit vnímání pozice v loketním kloubu, poukazují však na nutnost dalších výzkumů s využitím vibračních činek a to v různých délkách aplikací vibrací, různých frekvencí a dále také na fakt, že by měly budoucí studie probíhat i na pacientech (Tripp, Faust, Jacobs, 2009, p. 617).

Druhá studie pod vedením Trippa (2009) zkoumala vliv vibrační činky na rozsah vnitřní a vnější rotace v glenohumerálním kloubu u 35 hráčů baseballu a softballu. K aplikaci vibrací byla použita vibrační činka o hmotnosti 2,55 kg, frekvenci 15 Hz a amplitudě 2,2 mm. Z výsledků vyplývá, že došlo k signifikantnímu zvýšení vnitřní rotace u dominantní horní končetiny, což naznačuje, že vibrační činky mohou být využity k udržení vnitřní rotace v glenohumerálním kloubu (Tripp, Eerman, Dwelly, 2009, p. 868).

Vibrační činku ke svému výzkumu využil také Fowler et al. (2010), který porovnával efekt cvičení s a bez vibrací na excitabilitu mozkové kůry. K aplikaci vibrací použil vibrační činku o frekvenci 27 Hz a amplitudě 2 mm. Z výsledků studie vyplývá, že cvičení s vibrační činkou zvyšuje bilaterální kortikospinální excitabilitu, o čemž svědčí zkrácení cortical silent period (CSP) a snížení cortical motor threshold (CMT), které byly ve studii zkoumány (Fowler et al., 2010, p. 336).

Studie Cochranea et al. (2008) porovnávala okamžitý efekt vibračního cvičení na koncentrickou svalovou aktivitu u 12 zdravých mužů oproti cvičení bez vibrací. Použitá vibrační frekvence byla 26 Hz a amplituda 3 mm. Výsledky poukazují na fakt, že cvičení s vibracemi má okamžitý efekt na koncentrickou svalovou aktivitu, avšak neprokázaly signifikantní rozdíl v EMG aktivitě mezi cvičením s a bez vibrací (Cochrane et al., 2008, pp. 527).

Studie Cochranea a Hawkea (2007) zkoumala, zda cvičení pomocí vibrací horní části těla může pozitivně ovlivnit svalové parametry potřebné pro horolezectví. Studie se zúčastnilo 12 zdravých lezců, kteří absolvovali cvičení s vibrační činkou o frekvenci 26 Hz a amplitudě 3 mm a cvičení s činkou bez vibrací, po kterém vždy následovalo hodnocení stanovených parametrů (hod medicinbalem, síla stisku a specifický lezecký pohyb). Výsledkem nebyl žádný signifikantní rozdíl mezi cvičení s použitím vibrací a bez vibrací v žádném ze sledovaných parametrů (Cochrane, Hawke, 2007, p. 527).

Studie McBridea, Porcariho a Scheunkea (2004) zkoumala vliv vibrací na svalovou aktivitu při maximální volní kontrakci u náročných cviků s odporem u osmi subjektů. K cvikům byla využita vibrační činka o frekvenci 44 Hz a amplitudě 3 mm. U cvičení bez vibrací došlo k signifikantnímu snížení střední hodnoty EMG a signifikantnímu zvýšení maximální hodnoty EMG při maximální volní kontrakci. Z výsledků vyplývá, že vzory pozorované v EMG aktivitě při cvičení s vibracemi mohou znamenat efektivnější zapojení vysokoprahových motorických jednotek při unavujících kontrakcích. Vibrační trénink se dle autorů jeví jako účinný nástroj pro silový trénink sportovců (McBride, Porcari, Scheunke, 2004, p. 777).

V České Republice byly publikovány v časopise Rehabilitace a fyzikální lékařství v roce 2012 dvě studie zkoumající vliv vibrační činky na aktivitu svalů v oblasti ramenního pletence.

Studie Pavlů, Pánka a Čemusové (2012) porovnávala EMG aktivitu m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrující činky s frekvencí 36 Hz o hmotnosti 1,5 kg a při držení stejné činky bez použití vibrací. Studie prokázala nárůst svalové aktivity 1,5-2,9krát při držení vibrující činky oproti držení nevibrující činky. Nicméně tato studie probíhala pouze u dvou subjektů a tudíž jsou její výsledky značně nespecifické (Pavlů, Pánek, Čemusová, 2012, pp. 25-26).

Druhá studie, taktéž pod vedením Pavlů (2012), se opět zabývala hodnocením EMG aktivity při držení činky s vibracemi a bez vibrací. Tentokrát se však zaměřila nejen na aktivitu m. biceps brachii a m. triceps brachii, ale také na m. trapezius a výzkumný soubor tvořilo devět zdravých žen. Výsledky prokázaly nárůst elektrické aktivity všech zkoumaných svalů, avšak pouze u m. trapezius nebyl tento nárůst signifikantní. Autoři poukazují na možné nebezpečí vysoké aktivity horní části m. trapezius, ke které při cvičení s vibrující činkou může dojít (Pavlů et al., 2012, p. 30).

Další studie, která se zabývala účinky vibrační činky, probíhala pod vedením Kleinödera et al. (2011) na German Physical Education College v Kolíně nad Rýnem. Tato studie hodnotila vliv tréninku prostřednictvím vibrační činky na parametry síly, výkonosti a prokrvení svalů u

30 subjektů po dobu 4 týdnů a prokázala signifikantní změny v pozitivním smyslu u všech sledovaných parametrů (Kleinöder et al., 2011, p. 21). Nicméně tato studie není dostupná v databázích PubMed, Medline ani ProQuest a nejspíše nebyla publikována v žádném renomovaném vědeckém magazínu a je dostupná pouze online na stránkách výrobce vibračních činek.

3. Cíle výzkumu, vědecké otázky a hypotézy

3.1. Cíle výzkumu

Cílem diplomové práce je objektivizovat vliv vibrací na aktivitu vybraných svalů pletence ramenního při testech vertikálního kliku a abdukce paže. Primárním cílem je detekovat, zda použití vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 má vliv na následnou změnu svalové aktivity vybraných svalů. Sekundárními cíli jsou porovnání efektu vibrací při aktivitě bezprostředně po působení vibrací prostřednictvím vibrační činky po dobu 3 minut oproti aktivitám prováděným bez vibrací a zjištění, zda možný efekt působení vibrací přetrvává i 5 minut po ukončení působení vibrací.

3.2. Vědecké otázky a hypotézy

3.2.1. Vědecká otázka č. 1

Mění se elektrická aktivita vybraných svalů pletence ramenního za současné aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti aktivitě bez aplikace vibrací?

H₀1: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.

H_A1: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.

H₀2: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.

H_A2: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m.

trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.

H₀₃: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.

H_{A3}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.

H₀₄: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.

H_{A4}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.

3.2.2. Vědecká otázka č. 2

Mění se elektrická aktivita vybraných svalů pletence ramenního bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti aktivitě bez aplikace vibrací?

H₀₅: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.

H_{A5}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.

H₀₆: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.

H_{A6}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.

H₀₇: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.

H_{A7}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.

H₀₈: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.

H_{A8}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.

3.2.3. Vědecká otázka č. 3

Mění se elektrická aktivita vybraných svalů pletence ramenního 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti aktivitě bez aplikace vibrací?

H₀₉: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m.

trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.

H_{A9}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.

H₀₁₀: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.

H_{A10}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.

H₀₁₁: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.

H_{A11}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.

H₀₁₂: Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.

H_{A12}: Existuje rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.

4. Metodika výzkumu

4.1. Charakteristika souboru

Vybraný soubor tvořilo 30 zdravých probandů, z toho 18 žen a 12 mužů ve věku od 22 do 30 let s průměrným věkem 24,4 let. Průměrná výška probandů byla 179,7 cm (v rozmezí od 160 do 194 cm) a průměrná hmotnost byla 68,9 kg (v rozmezí od 50 do 93 kg). U všech probandů byla dominantní pravá HK.

Podmínkami pro zařazení probandů do DP byla nepřítomnost úrazu či onemocnění s dopadem na pohybový aparát (zejména na PHK) v anamnéze, plný fyziologický rozsah abdukce v ramenním kloubu a schopnost absolvovat požadované cviky v daném množství opakování.

Všichni účastníci měření v rámci DP podepsali informovaný souhlas, ve kterém byli seznámeni s průběhem měření, viz příloha 1. Probandi byli v době měření bez známek infekce, bez porušení integrity kožního krytu a alergické reakce v místě aplikace elektrod.

4.2. Kineziologické vyšetření

Všichni probandi byli před vlastním měřením podrobeni kineziologickému vyšetření. Nejprve jim byla odebrána anamnestická data (jméno, datum narození, tělesná výška, hmotnost, údaje o dosavadních onemocnění týkajících se pohybového aparátu, sociální, pracovní a sportovní anamnéza), dále bylo provedeno vyšetření rozsahu aktivního a pasivního pohybu ramenního kloubu (flexe, extenze, abdukce, horizontální abdukce, zevní a vnitřní rotace), testy na laxicitu vazů ramene a speciální testy (Apprehension test, Rockwood test, Clunk test, test na kaudální inferiorní nestabilitu, test Cyriaxova bolestivého oblouku a Neerův test), svalový test dle Jandy (pro všechny testované svaly), testy zkrácených svalů (m. sternocleidomastoideus, m. levator scapulae, m. trapezius pars descendens, m. pectoralis major) a vyšetření hypermobility (zkoušky šály, zapažených paží a založených paží) viz příloha 2.

4.3. Postup měření

Měření probíhalo vždy v pracovních dnech v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v časovém rozmezí od 8:00 do 16:00. Průběh měření byl shodný pro

všechny testované probandy. Na začátku byli všichni testovaní probandi předem informováni o jednotlivých vyšetřeních a podepsali souhlas s použitím naměřených dat a základních údajů o jejich osobě k výzkumným účelům a se zařazením do studie v rámci této diplomové práce. Dále jim byla odebrána anamnestická data a proveden kineziologický rozbor, jak je uvedeno výše.

Jako metoda výzkumu byla použita povrchová elektromyografie, synchronizována s videozáznamem. Ke snímání elektrické aktivity svalů byl použit 16 kanálový povrchový elektromyograf typu MyoSystem firmy Noraxon® se softwarem MyoVideo a MyoResearch. Použito bylo 8 svodů na detekovaných 8 svalech unilaterálně na PHK a pravé straně trupu.

4.4. Aplikace elektrod

Kůže v místě aplikace elektrod a jejich okolí byla nejprve důkladně očištěna abrazivní pastou, která byla následně očištěna vlhkým ručníkem. Poté byla kůže utřena do sucha čistým ručníkem. Na základě předchozí pečlivé palpace byly po očištění kůže nalepeny dvě samoadhezivní elektrody do střední části svalového břicha paralelně s průběhem svalových vláken. Zemní (referenční) elektroda byla nalepena na acromion pravého pletence ramenního. K elektrodám byly připojeny příslušné svody, které souhlasily se zadáním příslušných svalů v počítači. Po připojení elektrod bylo provedeno ověření jejich správného umístění pomocí vizuální kontroly volní kontrakce snímaného elektrického signálu.

4.5. Technické vybavení

Pro potřeby experimentu byly použity dvě vibrační činky BodyVib D1 od firmy PLATINIT AG, každá o hmotnosti 1,5 kg. Frekvence vibrací je fixně nastavena na 36 Hz a jejich amplituda je 1,3 mm. Tyto činky byly zapůjčeny z FTVS UK v Praze.



Obrázek 1 – Vibrační činky BodyVib D1

4.6. Testované svaly

Testované svaly byly zvoleny na základě testovaných pohybů, řešerše diplomových prací obhájených v letech 2011 až 2014 na FZV UPOL a na základě kineziologických studií. Jsou to m. trapezius pars descendens a m. serratus anterior jakožto lopatkové svaly zajišťující mobilitu skapulothorakálního spojení. M. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis a caput longum m. tricipitis brachii, tedy svaly zajišťující rychlé pohyby humeru vůči trupu. M. latissimus dorsi, který zajišťuje velkou silovou výkonost paže vůči trupu a m. infraspinatus, který je součástí rotátorové manžety a podílí se na zajištění dynamické stability lopatky. Všechny tyto svaly jsou dostupné pro měření pomocí SEMG a zároveň byly také testovány v obhájených diplomových prací na FZV UPOL v letech 2011-2014.

4.7. Testované aktivity

Z řešerše diplomových prací vyplynulo, že v letech 2011 až 2014 se tématikou horní končetiny a jejímu hodnocení pomocí SEMG zabývalo 16 prací. Z nich osm hodnotilo funkční pohyby celé HK společně s funkčními úchopy, sedm hodnotilo pohyby typu abdukce, flexe, kliku či hodů míčem, které se většinou zaměřovaly na svalstvo v oblasti ramenního kloubu a jedna hodnotila svalstvo ramenního pletence při vstávání ze židle a výskoku.

Vzhledem k nutnosti držet při testovaných pohybech vibrační činku v ruce, bylo vhodné zařadit do DP pohyby zaměřené na svaly v oblasti ramenního pletence a to vertikální klik a maximální abdukci paže.

4.7.1. Test abdukce paže (TAP)

Výchozí poloha byl volný stoj s rozkročenými dolními končetinami na úrovni ramen. Testovaný pohyb byl rozdělen do dvou fází: 1. fáze koncentrická (abdukce, pohyb vzhůru) a 2. fáze excentrická (addukce, pohyb dolů).

Abdukce s extenzí v loketním kloubu trvala 2 vteřiny rychlostí 90° za vteřinu. Pohyb byl zahájen na signalizační marker abdukci se zevní rotací, po jedné sekundě se paže dostala do 90° abdukce a 90° zevní rotace (zevní rotace celé horní končetiny), po dvou vteřinách byl pohyb dokončen do maximální abdukce 180° a zevní rotace 180° (zevní rotace celé horní končetiny).

Druhá fáze pohybu začala na druhý signalizační marker. Byl proveden pohyb addukce s vnitřní rotací zpět do připázení, který opět trval 2 vteřiny a byl proveden rychlostí 90° addukce a 90° vnitřní rotace (vnitřní rotace celé horní končetiny) za vteřinu.



Obrázek 2 – Jednotlivá fáze TAP. Zleva: výchozí poloha, pohyb po jedné vteřině, pohyb v maximální abdukci a zevní rotaci

4.7.2. Test vertikálního kliku (TVK)

Jedná se o lehčí verzi klasického kliku s oporou o lehátko. Lehátko bylo nastaveno do výše SIAS probanda. Výchozí poloha pro tento pohyb byl stoj s rozkročenými dolními končetinami na úrovni ramen, horní končetiny byly extendovány v loketních kloubech s flexí 90° v kloubu ramenním a proband se opíral o ruce, ve kterých svíral vibrační činky. Dolní končetiny byly opřeny ve vzdálenosti od lehátka tak, aby paže svírala s trupem úhel 90°. Hlava byla napříměná v prodloužení trupu. Pohyb byl rozdělen do dvou fází: 1. fáze pohybu dolů (excentrická fáze) a 2. fáze pohybu nahoru (koncentrická fáze).

První fáze byla zahájena na signalizační marker. Byl proveden pohyb směrem k lehátku pomocí flexe v loketních kloubech do 90°, kdy loketní klouby směřovaly od těla probanda. Pohyb trval dvě vteřiny, byl prováděn rychlostí 45° za vteřinu. Hlava zůstávala po celou dobu pohybu ve vzpřímení.

Druhá fáze pohybu byla opět zahájena na signalizační marker. Pohyb byl proveden směrem od lehátka pomocí extenze v loketních kloubech opět rychlostí 45° za vteřinu po dobu dvou sekund. Hlava zůstávala po celou dobu pohybu ve vzpřímení.



Obrázek 3 – Jednotlivé fáze TVK. Zleva: nastavení výšky lehátka, výchozí poloha, pohyb po dvou vteřinách s 90° flexí v loketních kloubech

4.8. Vlastní průběh měření

Elektromyografická aktivita byla snímána unilaterálně na dominantní (pravé) horní končetině a pravé straně trupu. Před měřením testovaných pohybů byla zaznamenána po dobu deseti vteřin klidová aktivita ve vzpřímeném sedu s oporou o dolní končetiny, vzpřímenou hlavou a horními končetinami volně položenými v klíně. Probandi absolvovali dvě aktivity, vertikální klik a abdukci paže, ve čtyřech různých situacích vždy se třemi opakováními.

4.8.1. Situace bez vibrací

Nejprve byl třikrát proveden pohyb do abdukce bez vibrační stimulace dle výše zmíněného popisu. Následně byl bez vibrační stimulace opět třikrát proveden pohyb do vertikálního kliku dle výše zmíněného popisu. Po situaci bez vibrací následoval klid v sedě po dobu pěti minut pro vyloučení únavy.

4.8.2. Situace s vibracemi

Po pětiminutovém klidu byl opět třikrát proveden pohyb do abdukce, tentokrát s vibrační stimulací prostřednictvím vibrační činky. Následně byl s vibrační stimulací opět třikrát proveden pohyb do vertikálního kliku. Vibrační stimulace byla z důvodu dosažení souměrného pohybu aplikována při TVK bilaterálně. Po situaci s aplikací vibrací následoval klid v sedě po dobu pěti minut pro vyloučení únavy.

4.8.3. Situace po 3 minuty trvající vibrační stimulaci

Po pětiminutovém klidu v sedě proband uchopil činky do obou horních končetin, které spustil volně podél těla a po dobu 3 minut na ně působila vibrační stimulace prostřednictvím vibračních činek. Následně byl bez vibrační stimulace opět třikrát proveden pohyb do abdukce paže a následně třikrát do vertikálního kliku dle výše zmíněného popisu. Po situaci bez vibrací následoval klid v sedě po dobu pěti minut pro vyloučení únavy.

4.8.4. Situace 5 minut po 3 minutové vibrační stimulaci

5 minut po třiminutové vibrační stimulaci byl třikrát proveden pohyb do abdukce bez vibrační stimulace dle výše zmíněného popisu. Následně byl bez vibrační stimulace opět třikrát proveden pohyb do vertikálního kliku dle výše zmíněného popisu.

4.9. Rektifikace a vyhlazení signálu

Zpracování a vyhodnocení signálu probíhalo v program MyoResearch XP Master Edition. Před rektifikací a vyhlazením signálu došlo k vizuálnímu hodnocení kvality EMG záznamu, následně byly u svalů m. serratus anterior a m. latissimus dorsi odstraněny EKG artefakty pomocí funkce ECG. Následně došlo k rektifikaci signálu (převrácení hodnot signálu do absolutních hodnot) a k vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty RMS (root mean square) 100 ms. Normalizace signálu (vztažení naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě) nebyla provedena, jelikož v rámci DP byla srovnávána vždy amplituda u jednoho jedince v krátkém časovém rozmezí a při stejném uložení elektrod v rámci jednoho měření. Tento důvod, jakožto možnost využití EMG signálu bez normalizace uvádí ve své práci Halaki a Ginn (Halaki, Ginn, 2012, p. 2).

4.10. Vyhodnocení EMG signálu

Cílem zpracování a vyhodnocení získaného surového EMG záznamu bylo získat průměrnou hodnotu (Mean) amplitudy ze třech opakování testovaných pohybů v jejich 1. i 2. fázi, a to z každé testované situace. K tomuto cíli byl použit report Average Activation. Při vyhodnocování byl pohyb rozdělen pomocí předem stanovených markerů. Výsledná data z každého reportu byla exportována do programu MS Excel a následně statisticky zpracována.

4.11. Statistické zpracování

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 22 a program Microsoft Excel 2010. Všechny statistické testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Naměřená data byla testována Shapiro-Wilkovými testy normality. Těmito testy bylo prokázáno, že většina naměřených veličin nemá normální rozdělení. Proto byla popisná statistika provedena pomocí robustních statistických ukazatelů – mediánu, prvního a třetího kvartilu, minima a maxima. Hypotézy byly následně ověřovány Wilcoxonovými párovými testy.

Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek a grafů. V tabulkách je uvedena hodnota mediánu, hodnota 1. kvartilu (1. kv.), 3. kvartilu (3. kv.), nejnižší naměřená hodnota (min), nejvyšší zjištěná hodnota (max) a dosažená hodnota statistické signifikance (p) pro Wilcoxonův test. Počet pacientů je označen n . V grafech je porovnávána hodnota mediánu.

Rozložení hodnot je v některých situacích ukázáno krabicovými grafy. Vodorovná čára v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu. Anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty, pokud byly v souboru nalezeny odlehlé a extrémní hodnoty jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami.

5. Výsledky

5.1. Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka č. 1 zněla: “Mění se elektrická aktivita vybraných svalů pletence ramenního za současné aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti aktivitě bez aplikace vibrací?”

Vědecká otázka byla řešena ve 4 hypotézách ($H_01 - H_04$). Cílem této otázky bylo zjistit, zda existuje rozdíl v průměrné amplitudě elektrické aktivity vybraných svalů v situaci bez aplikace vibrací a za současné aplikace vibrací. Byly sledovány dva testy ve dvou fázích, test abdukce paže (1. fáze koncentrická a 2. fáze excentrická) a test vertikálního kliku (1. fáze excentrická a 2. fáze koncentrická).

Hypotézy byly ověřeny Wilcoxonovými párovými testy. Všechny testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05. Výsledky statistické analýzy k vědecké otázce č. 1 jsou prezentovány v tabulkách 1 – 5 a v grafech 1 – 5.

5.1.1. Vyjádření k hypotézám $H_01 - H_04$ na základě statistického hodnocení

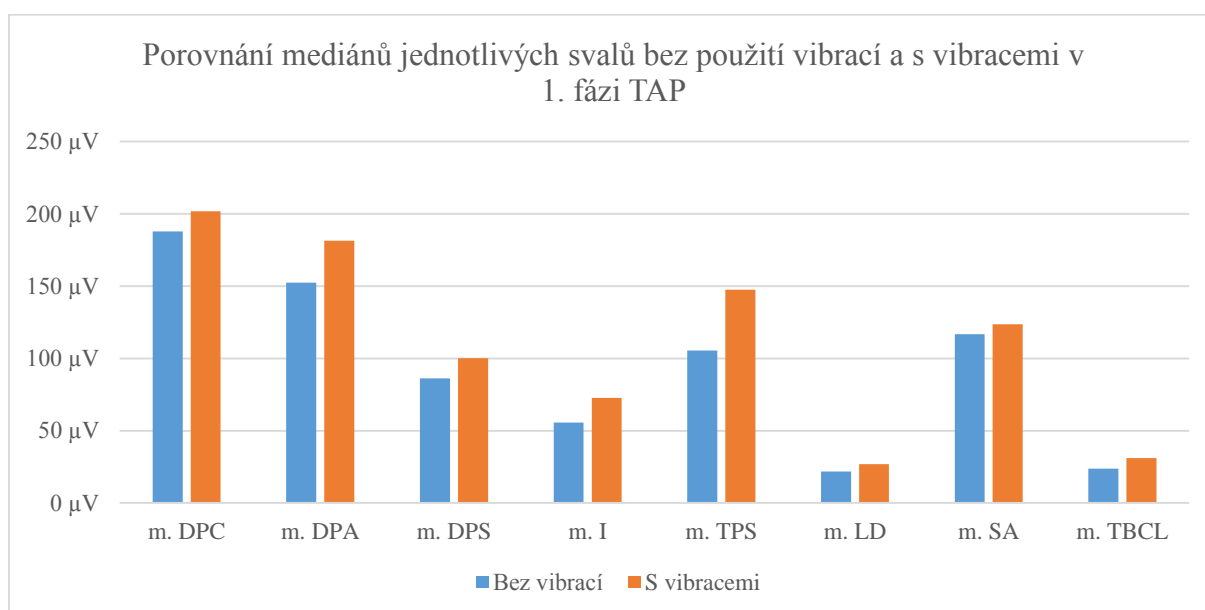
Hypotézu H_01 ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.“ **lze zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} .

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že průměrná amplituda elektrické aktivity v situaci za současné aplikace vibrací při 1. fázi TAP oproti situaci bez vibrací je u všech svalů statisticky významně vyšší, $p < 0,05$.

Tab. 1 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 1. fázi TAP

Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					S vibracemi (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	187,8	54,0	461,0	116,2	242,6	201,9	85,3	447,4	159,2	286,5	0,041
m. DPA	152,4	41,7	526,5	103,6	206,6	181,3	76,3	614,6	121,9	243,3	0,010
m. DPS	86,3	24,7	190,0	59,3	124,8	100,1	45,6	265,6	70,4	148,2	0,002
m. I	55,8	18,5	134,8	39,9	79,3	72,7	21,0	162,0	49,1	98,9	<0,0001
m. TPS	105,4	36,7	456,3	70,3	140,7	147,7	47,1	579,7	78,2	186,4	<0,0001
m. LD	21,9	6,4	42,9	13,7	29,1	27,0	9,5	53,4	18,0	36,9	0,0001
m. SA	116,8	23,6	383,7	81,2	140,6	123,6	47,5	477,6	90,8	193,8	0,001
m. TBCL	23,7	9,4	75,8	14,6	35,6	31,1	11,5	55,4	22,9	39,4	0,003

Legenda k tab. 1: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 4 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 1. fázi TAP

Legenda k obrázku 4: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

Hypotézu H₀₂ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m.

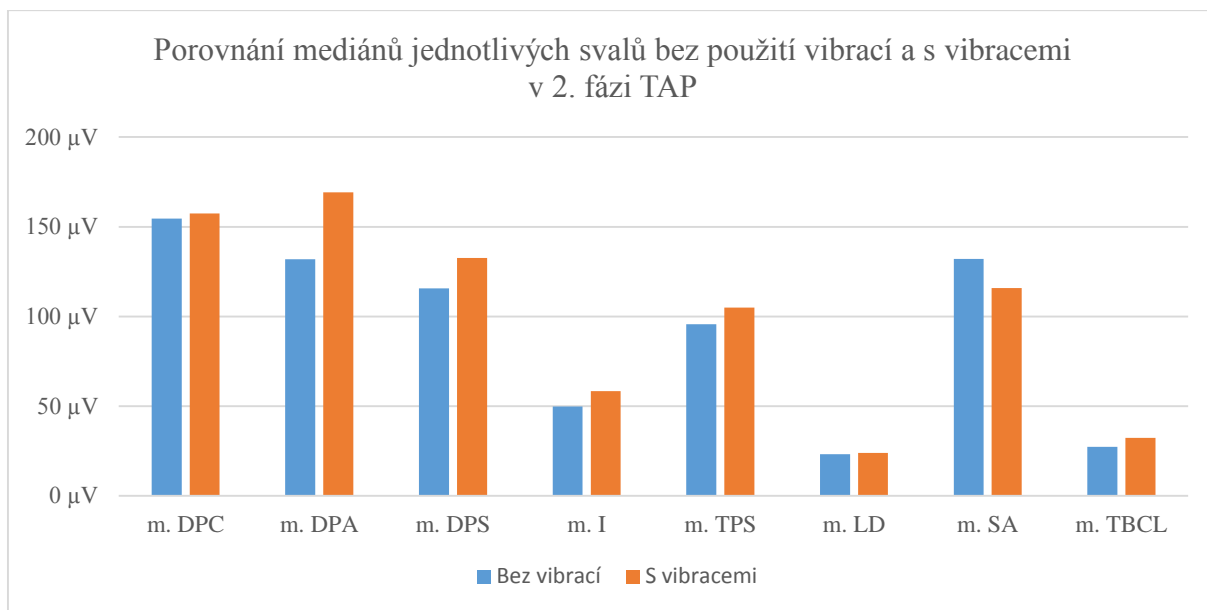
infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP. “ **Ize zamítnout** pro m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior a m. triceps brachii caput longum ve prospěch alternativní hypotézy H_{A2} . U svalů m. latissimus dorsi a m. serratus anterior nulovou hypotézu **nelze zamítnout**, $p > 0,05$.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že průměrná amplituda elektrické aktivity v situaci za současné aplikace vibrací při 2. fázi TAP oproti situaci bez vibrací je u svalů m. deltoideus pars clavicularis., m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior a m. triceps brachii caput longum statisticky významně vyšší, $p < 0,05$.

Tab. 2 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 2. fázi TAP

Sval	Bez vibrací ($n = 30$)					S vibracemi ($n = 30$)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	154,6	48,1	362,0	97,6	187,6	157,4	54,8	329,7	113,7	223,6	0,012
m. DPA	131,9	38,3	325,7	107,1	205,6	169,2	49,7	369,5	115,2	211,9	0,004
m. DPS	115,7	38,2	179,3	81,0	146,3	132,6	45,9	271,3	91,5	167,0	0,0005
m. I	49,8	20,4	124,5	42,3	63,9	58,4	24,8	139,7	50,2	82,6	<0,0001
m. TPS	95,7	28,3	465,3	70,4	135,8	104,9	35,3	405,7	77,1	152,2	0,012
m. LD	23,2	7,8	54,1	18,2	28,5	24,0	9,8	37,3	21,5	31,4	0,517
m. SA	132,0	34,2	463,5	71,5	191,9	115,8	46,4	386,4	68,2	184,7	0,829
m. TBCL	27,3	10,8	122,2	18,7	33,4	32,2	11,0	106,2	24,7	37,6	0,005

Legenda k tab. 2: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 5 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 5: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

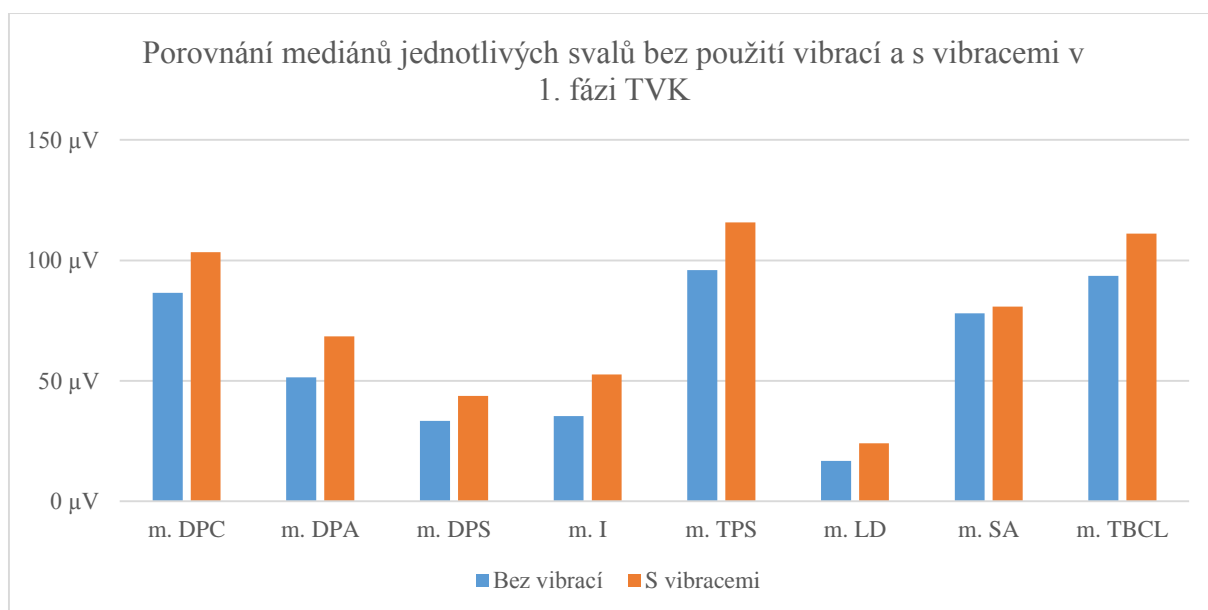
Hypotézu H₀₃ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.“ lze zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy H_{A3}.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že průměrná amplituda elektrické aktivity v situaci za současné aplikace vibrací při 1. fázi TVK oproti situaci bez vibrací je téměř u všech svalů statisticky významně vyšší, $p < 0,05$. U svalu *m. serratus anterior* je signifikance hraniční ($p = 0,063$).

Tab. 3 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 1. fázi TVK

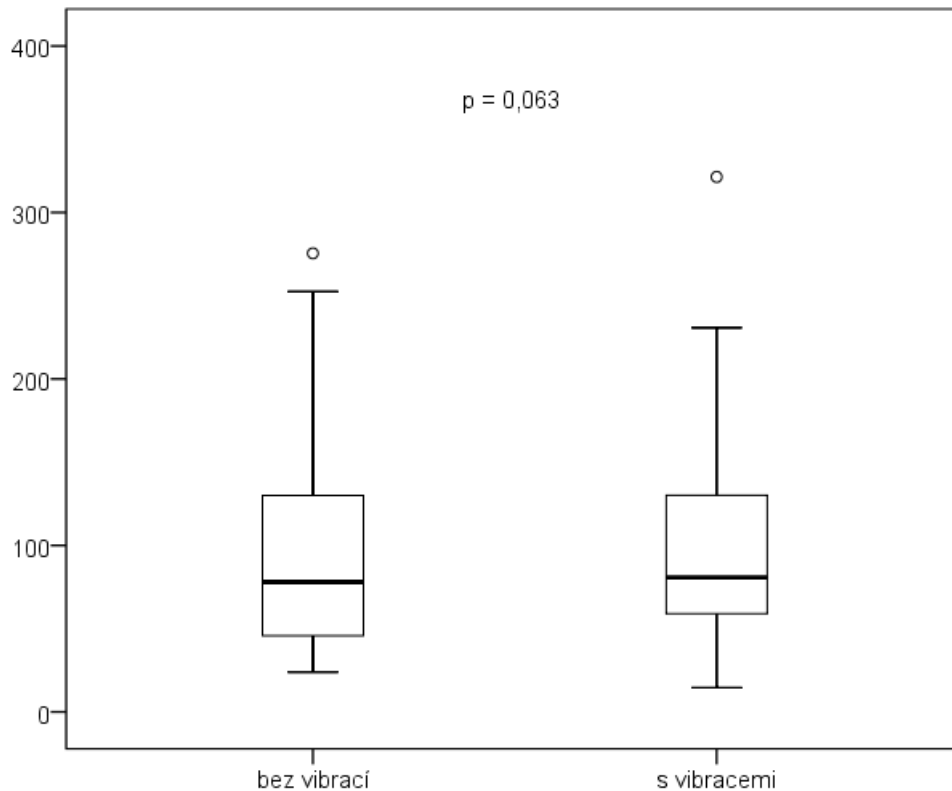
Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					S vibracemi (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	86,5	25,2	229,2	59,2	127,4	103,3	44,8	344,4	69,1	155,6	0,005
m. DPA	51,4	21,1	181,4	33,2	77,8	68,5	26,5	231,9	46,1	89,7	0,002
m. DPS	33,3	10,3	85,3	22,3	42,1	43,8	18,5	174,5	29,9	75,3	0,0001
m. I	35,4	10,9	127,1	26,9	52,3	52,7	19,7	202,4	35,9	64,5	0,0001
m. TPS	95,9	14,2	482,9	56,0	151,3	115,8	30,8	820,0	76,1	178,6	<0,0001
m. LD	16,8	6,4	58,7	11,4	30,5	24,1	7,1	71,8	14,2	37,9	0,002
m. SA	78,1	23,9	275,5	45,8	130,1	80,8	14,6	321,4	59,0	130,2	0,063
m. TBCL	93,5	12,3	200,9	47,2	113,7	111,0	19,2	320,6	72,0	163,6	0,0003

Legenda k tab. 3: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 6 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 1. fázi TVK

Legenda k obrázku 6: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum



Obrázek 7 – Krabicový graf aktivity m. serratus anterior bez použití vibrací a s vibracemi v 1. fázi TVK

Legenda k obrázku 7: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota

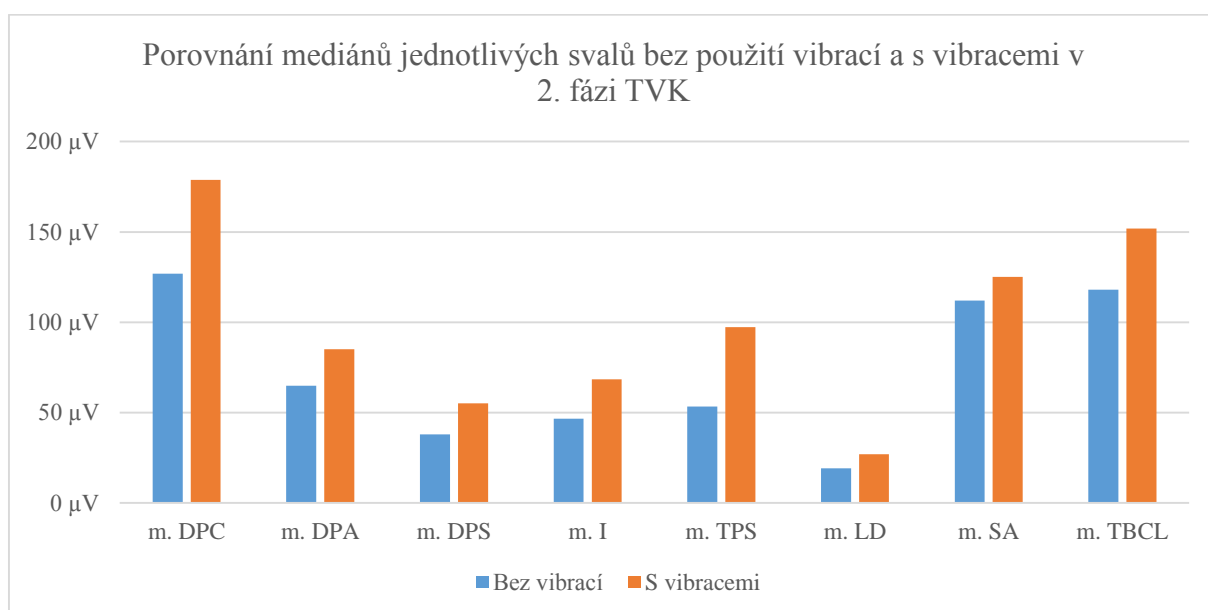
Hypotézu H₀₄ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum za současné aplikace vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.“ **Ize zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H_{A4}.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že průměrná amplituda elektrické aktivity v situaci za současné aplikace vibrací při 2. fázi TVK oproti situaci bez vibrací je u všech svalů statisticky významně vyšší, $p < 0,05$.

Tab. 4 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 2. fázi TVK

Sval	Bez vibrací (n = 30)					S vibracemi (n = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	126,9	32,7	292,7	89,4	205,1	178,8	54,0	575,5	111,9	255,9	0,0001
m. DPA	64,9	28,3	271,6	53,4	104,5	85,0	37,0	326,5	50,8	118,3	0,0005
m. DPS	37,9	18,1	95,9	30,0	51,2	55,2	27,1	143,4	43,6	69,9	<0,0001
m. I	46,7	11,4	196,2	32,1	78,5	68,5	22,9	287,0	41,0	85,4	0,0009
m. TPS	53,5	12,1	405,7	30,5	112,2	97,3	24,0	411,7	62,8	164,0	<0,0001
m. LD	19,3	8,5	71,0	13,7	36,7	27,0	7,8	97,2	15,2	47,0	<0,0001
m. SA	112,1	26,3	410,7	78,4	152,2	125,1	55,2	400,3	93,7	191,6	0,0008
m. TBCL	118,1	19,1	247,4	80,4	161,1	151,9	27,6	403,6	93,3	244,7	0,0001

Legenda k tab. 4: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 8 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 2. fázi TVK

Legenda k obrázku 8: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

5.2. Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2 zněla: “Mění se elektrická aktivita vybraných svalů pletence ramenního bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti aktivitě bez aplikace vibrací?”

Vědecká otázka byla řešena ve 4 hypotézách (H₀₅ - H₀₈). Cílem této otázky bylo zjistit, zda existuje rozdíl v průměrné amplitudě elektrické aktivity vybraných svalů v situaci bez aplikace vibrací a bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací. Byly sledovány dva testy ve dvou fázích, test abdukce paže (1. fáze koncentrická a 2. fáze excentrická) a test vertikálního kliku (1. fáze excentrická a 2. fáze koncentrická).

Hypotézy byly ověřeny Wilcoxonovými párovými testy. Všechny testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05. Výsledky statistické analýzy k vědecké otázce č. 2 jsou prezentovány v tabulkách 5 – 8 a v grafech 6 – 12.

5.2.1. Vyjádření k hypotézám H₀₅ - H₀₈ na základě statistického hodnocení

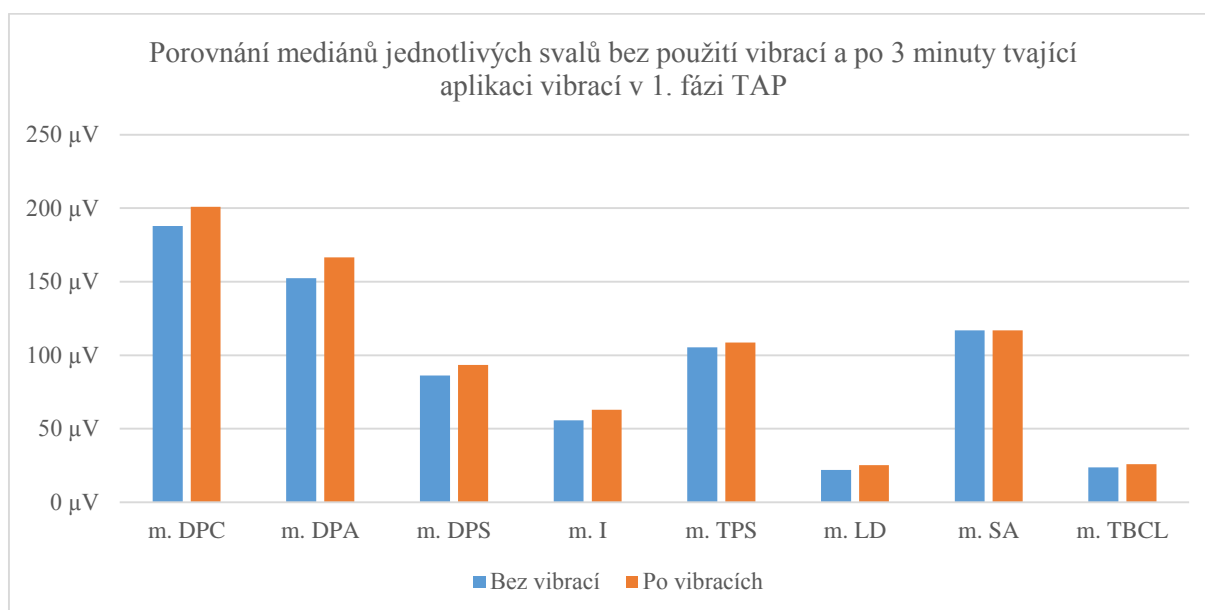
Hypotézu H₀₅ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.“ **nelze zamítnout.**

Wilcoxonovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi aktivitou bez aplikace vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací při 1. fázi TAP, $p > 0,05$.

Tab. 5 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP

Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					Po vibracích (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	187,8	54,0	461,0	116,2	242,6	201,0	76,3	397,2	141,0	262,5	0,766
m. DPA	152,4	41,7	526,5	103,6	206,6	166,5	70,4	473,3	110,0	223,7	0,309
m. DPS	86,3	24,7	190,0	59,3	124,8	93,5	32,9	261,8	61,8	117,0	0,417
m. I	55,8	18,5	134,8	39,9	79,3	62,8	17,5	134,1	47,1	76,0	0,382
m. TPS	105,4	36,7	456,3	70,3	140,7	108,6	35,7	471,8	81,6	151,1	0,417
m. LD	21,9	6,4	42,9	13,7	29,1	25,1	8,2	36,8	14,0	29,8	0,586
m. SA	116,8	23,6	383,7	81,2	140,6	116,8	39,2	370,3	69,2	158,1	0,478
m. TBCL	23,7	9,4	75,8	14,6	35,6	25,9	8,7	46,2	16,0	35,0	0,600

Legenda k tab. 5: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 9 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP

Legenda k obrázku 9: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

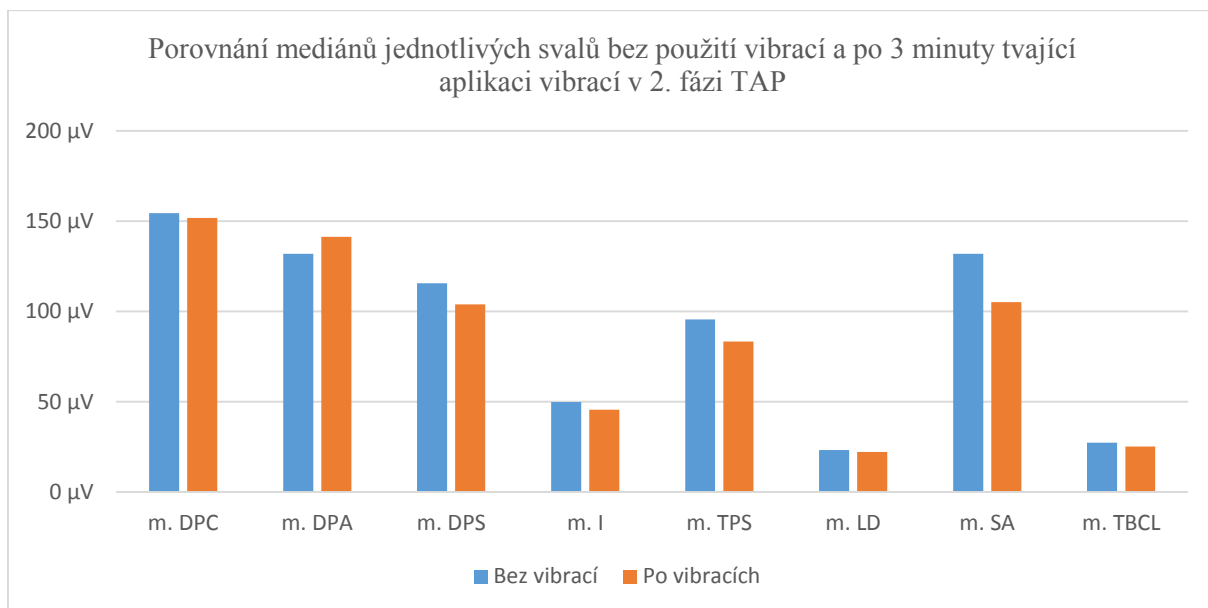
Hypotézu H₀₆ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.“ lze **zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H_{A6} pro svaly *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior* a *m. triceps brachii caput longum*., *m. latissimus dorsi* a *m. serratus anterior*. U ostatních svalů hypotézu H₀₆ **zamítnout nelze**.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že svalová aktivita po 3 minuty trvající aplikaci vibrací při 2. fázi TAP je u svalů *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi* a *m. serratus anterior* statisticky významně nižší než aktivita bez aplikace vibrací, $p < 0,05$. U ostatních svalů statisticky významné rozdíly prokázány nebyly, $p < 0,05$.

Tab. 6 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

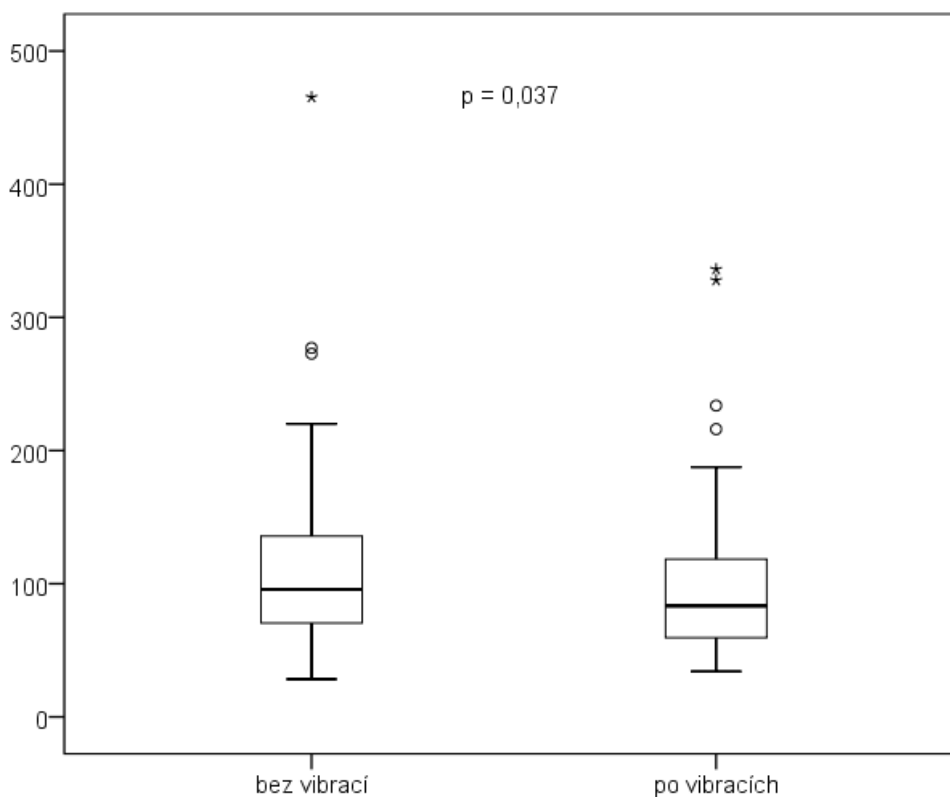
Sval	Bez vibrací ($n = 30$)					Po vibracích ($n = 30$)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	154,6	48,1	362,0	97,6	187,6	151,8	49,1	315,7	75,7	204,3	0,262
m. DPA	131,9	38,3	325,7	107,1	205,6	141,4	48,1	314,2	111,8	186,6	0,614
m. DPS	115,7	38,2	179,3	81,0	146,3	103,9	27,7	186,1	75,9	129,0	0,165
m. I	49,8	20,4	124,5	42,3	63,9	45,6	20,5	130,5	31,3	63,8	0,019
m. TPS	95,7	28,3	465,3	70,4	135,8	83,4	34,2	336,1	59,5	118,4	0,037
m. LD	23,2	7,8	54,1	18,2	28,5	22,2	8,0	38,9	15,4	28,3	0,014
m. SA	132,0	34,2	463,5	71,5	191,9	105,1	32,2	272,8	57,6	170,7	0,0004
m. TBCL	27,3	10,8	122,2	18,7	33,4	25,2	7,8	47,4	17,0	32,1	0,245

Legenda k tab. 6: m. DPC – *m. deltoideus pars clavicularis*, m. DPA – *m. deltoideus pars acromialis*, m. DPS – *m. deltoideus pars spinalis*, m. I – *m. infraspinatus*, m. TPS – *m. trapezius pars superior*, m. LD – *m. latissimus dorsi*, m. SA – *m. serratus anterior*, m. TBCL – *m. triceps brachii caput longum*, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



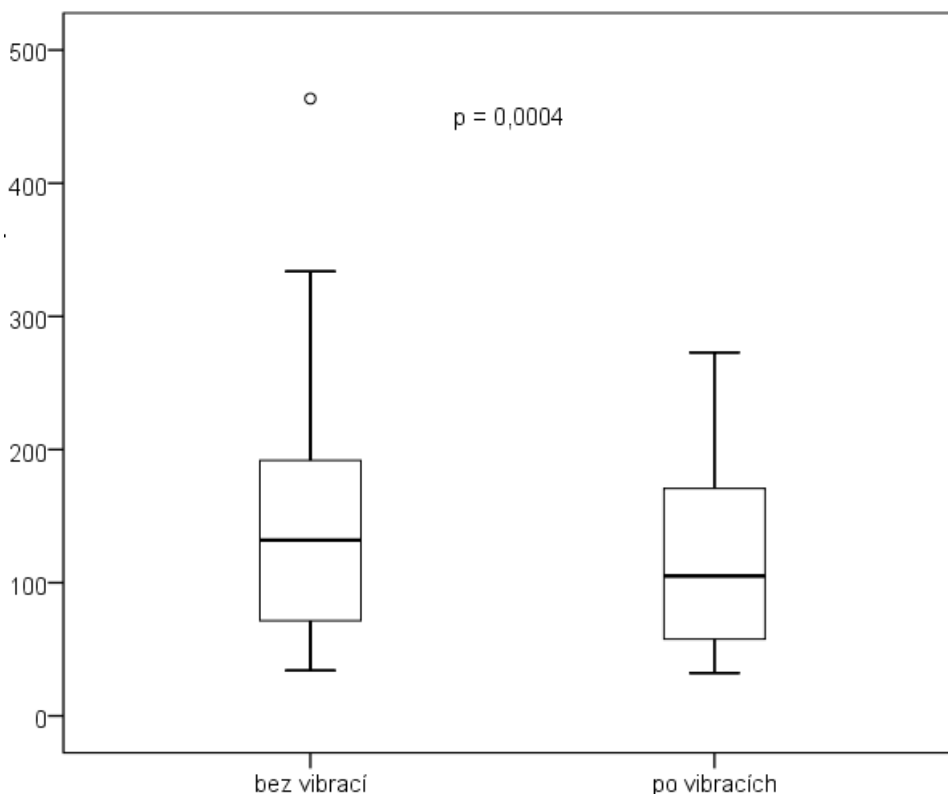
Obrázek 10 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 10: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum



Obrázek 11 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 11: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota, hvězdička – extrémní hodnota



Obrázek 12 – Krabicový graf aktivity m. serratus anterior bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 12: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota

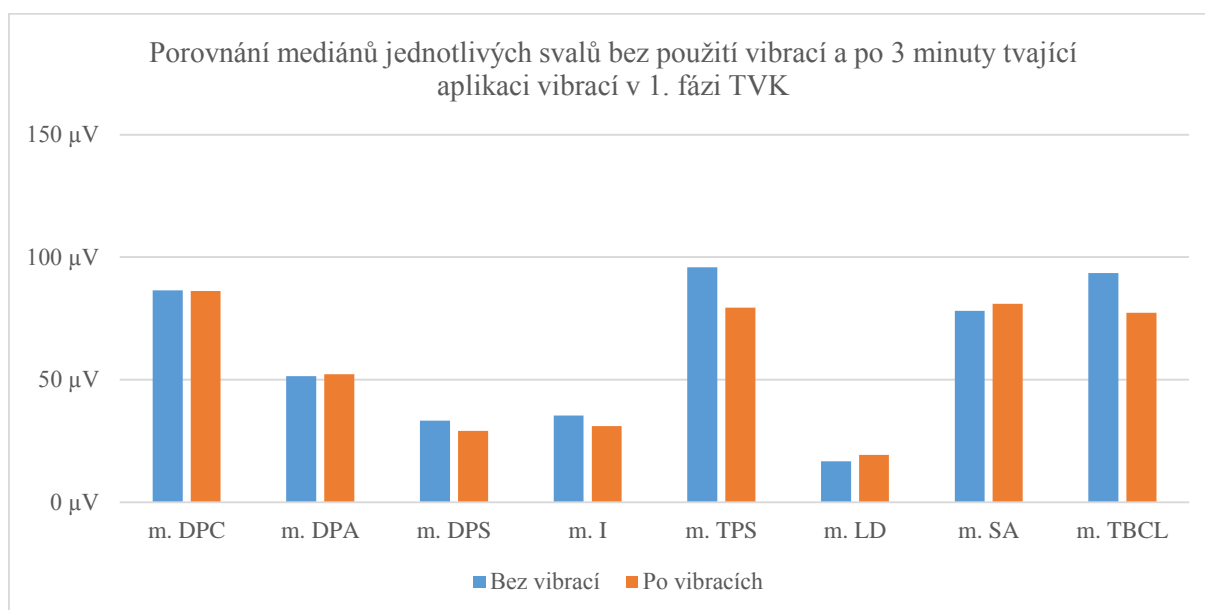
Hypotézu H₀₇ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.“ **nelze zamítnout.**

Wilcoxonovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi aktivitou bez aplikace vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací při 1. fázi TVK, $p > 0,05$.

Tab. 7 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					Po vibracích (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	86,5	25,2	229,2	59,2	127,4	86,2	32,5	196,5	50,4	122,9	0,558
m. DPA	51,4	21,1	181,4	33,2	77,8	52,2	21,0	180,5	29,9	75,5	0,254
m. DPS	33,3	10,3	85,3	22,3	42,1	29,1	10,1	89,8	19,7	45,8	0,572
m. I	35,4	10,9	127,1	26,9	52,3	31,1	13,7	125,0	24,6	43,9	0,060
m. TPS	95,9	14,2	482,9	56,0	151,3	79,4	12,6	303,2	50,7	124,8	0,171
m. LD	16,8	6,4	58,7	11,4	30,5	19,3	7,0	53,6	10,0	27,0	0,491
m. SA	78,1	23,9	275,5	45,8	130,1	80,9	26,6	239,3	50,6	111,5	0,813
m. TBCL	93,5	12,3	200,9	47,2	113,7	77,3	11,0	221,2	44,4	102,0	0,318

Legenda k tab. 7: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 13 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Legenda k obrázku 13: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

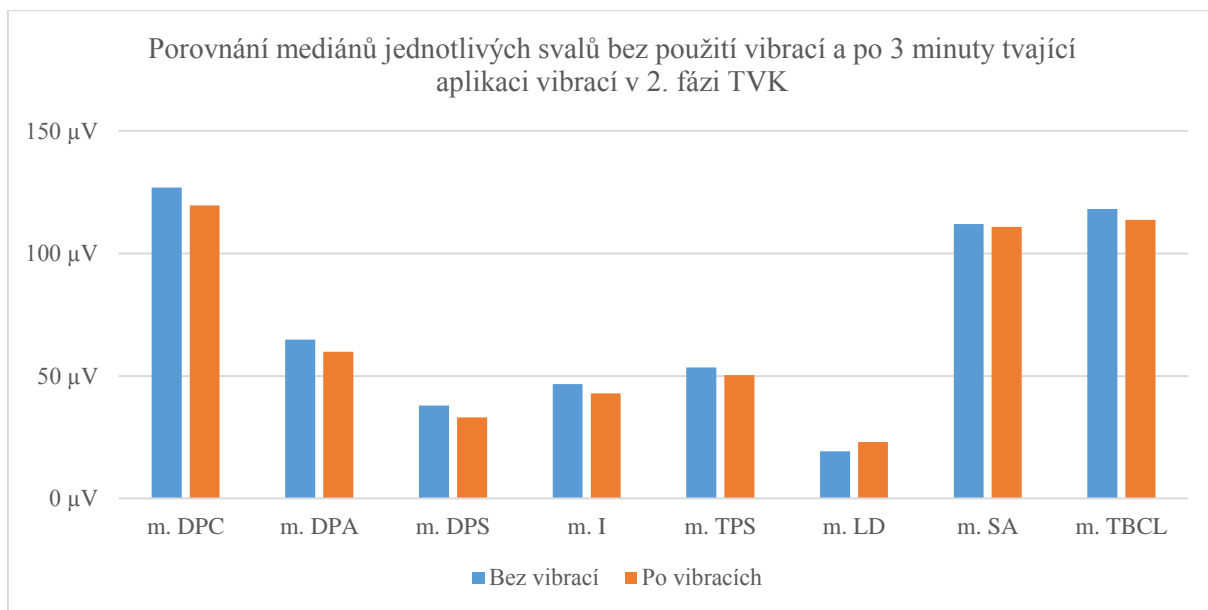
Hypotézu H₀₈ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.“ **lze zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H_{A8} pro svaly *m. deltoideus pars acromialis* a *m. trapezius pars superior*. U ostatních svalů nulovou hypotézu **nelze zamítnout**.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že svalová aktivita po 3 minuty trvající aplikaci vibrací ve 2. fázi testu vertikálního klik je u svalů *m. deltoideus pars acromialis* a *m. trapezius pars superior* statisticky významně nižší než aktivita bez vibrací, $p < 0,05$.

Tab. 8 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

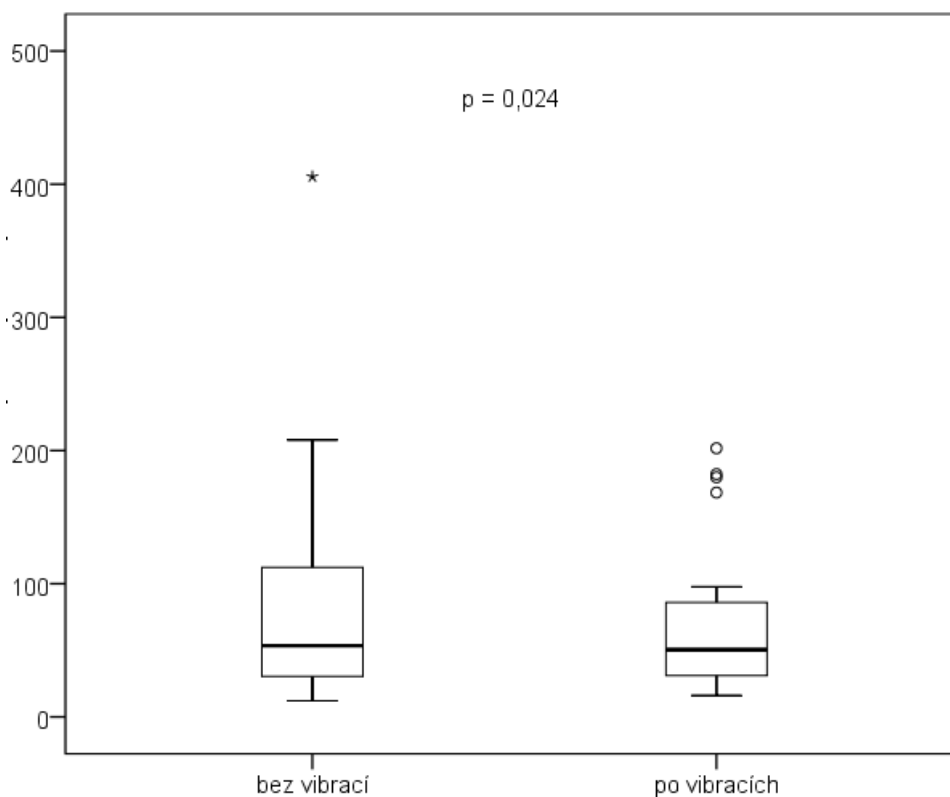
Sval	Bez vibrací ($n = 30$)					Po vibracích ($n = 30$)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	126,9	32,7	292,7	89,4	205,1	119,6	39,1	381,4	90,7	184,2	0,417
m. DPA	64,9	28,3	271,6	53,4	104,5	59,9	24,4	224,4	41,9	98,4	0,035
m. DPS	37,9	18,1	95,9	30,0	51,2	33,1	12,1	85,1	27,8	52,9	0,102
m. I	46,7	11,4	196,2	32,1	78,5	43,0	20,5	204,6	33,3	52,4	0,229
m. TPS	53,5	12,1	405,7	30,5	112,2	50,4	15,9	201,7	31,1	86,0	0,024
m. LD	19,3	8,5	71,0	13,7	36,7	23,1	8,6	70,9	14,5	34,0	0,299
m. SA	112,1	26,3	410,7	78,4	152,2	110,9	35,6	374,3	75,9	134,4	0,975
m. TBCL	118,1	19,1	247,4	80,4	161,1	113,7	15,2	253,0	80,6	141,3	0,382

Legenda k tab. 8: m. DPC – *m. deltoideus pars clavicularis*, m. DPA – *m. deltoideus pars acromialis*, m. DPS – *m. deltoideus pars spinalis*, m. I – *m. infraspinatus*, m. TPS – *m. trapezius pars superior*, m. LD – *m. latissimus dorsi*, m. SA – *m. serratus anterior*, m. TBCL – *m. triceps brachii caput longum*, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 14 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Legenda k obrázku 14: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum



Obrázek 15 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Legenda k obrázku 15: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota, hvězdička – extrémní hodnota

5.3. Výsledky k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka č. 3 zněla: “Mění se elektrická aktivita vybraných svalů pletence ramenního 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti aktivitě bez aplikace vibrací?”

Vědecká otázka byla řešena ve 4 hypotézách (H_{09} - H_{012}). Cílem této otázky bylo zjistit, zda existuje rozdíl v průměrné amplitudě elektrické aktivity vybraných svalů v situaci bez aplikace vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací. Byly sledovány dva testy ve dvou fázích, test abdukce paže (1. fáze koncentrická a 2. fáze excentrická) a test vertikálního kliku (1. fáze excentrická a 2. fáze koncentrická).

Hypotézy byly ověřeny Wilcoxonovými párovými testy. Všechny testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05. Výsledky statistické analýzy k vědecké otázce č. 3 jsou prezentovány v tabulkách č. 9 – 12 a v grafech 13 – 19.

5.3.1. Vyjádření k hypotézám H_{09} - H_{012} na základě statistického hodnocení

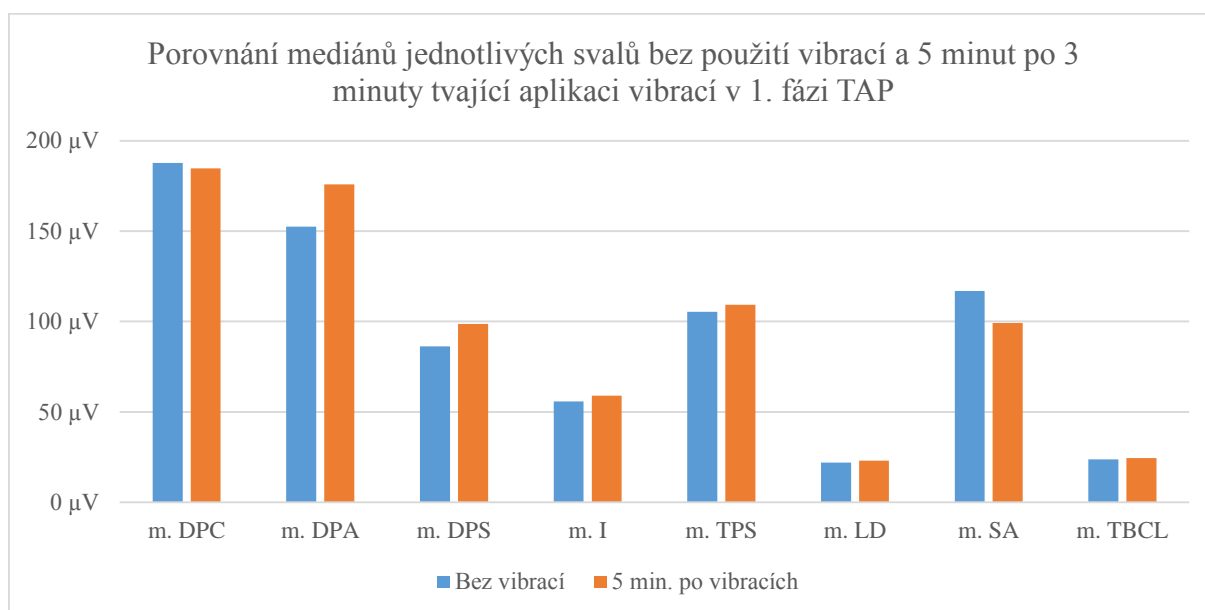
Hypotézu H_{09} ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TAP.“ **nelze zamítnout.**

Wilcoxonovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi aktivitou bez aplikace vibrací a aktivitou 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP, $p > 0,05$.

Tab. 9 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 1. fázi TAP

Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					5 min po vibracích (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	187,8	54,0	461,0	116,2	242,6	184,7	61,8	470,4	138,0	285,1	0,405
m. DPA	152,4	41,7	526,5	103,6	206,6	175,9	40,7	540,7	106,2	224,0	0,131
m. DPS	86,3	24,7	190,0	59,3	124,8	98,6	24,0	293,1	57,8	136,4	0,060
m. I	55,8	18,5	134,8	39,9	79,3	59,0	19,7	186,3	48,2	72,7	0,066
m. TPS	105,4	36,7	456,3	70,3	140,7	109,3	33,8	473,2	72,4	157,6	0,153
m. LD	21,9	6,4	42,9	13,7	29,1	23,0	8,5	42,6	15,7	28,8	0,600
m. SA	116,8	23,6	383,7	81,2	140,6	99,2	30,4	391,2	74,8	150,8	0,719
m. TBCL	23,7	9,4	75,8	14,6	35,6	24,4	6,4	63,5	17,0	36,6	0,600

Legenda k tab. 9: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 16 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP

Legenda k obrázku 16: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

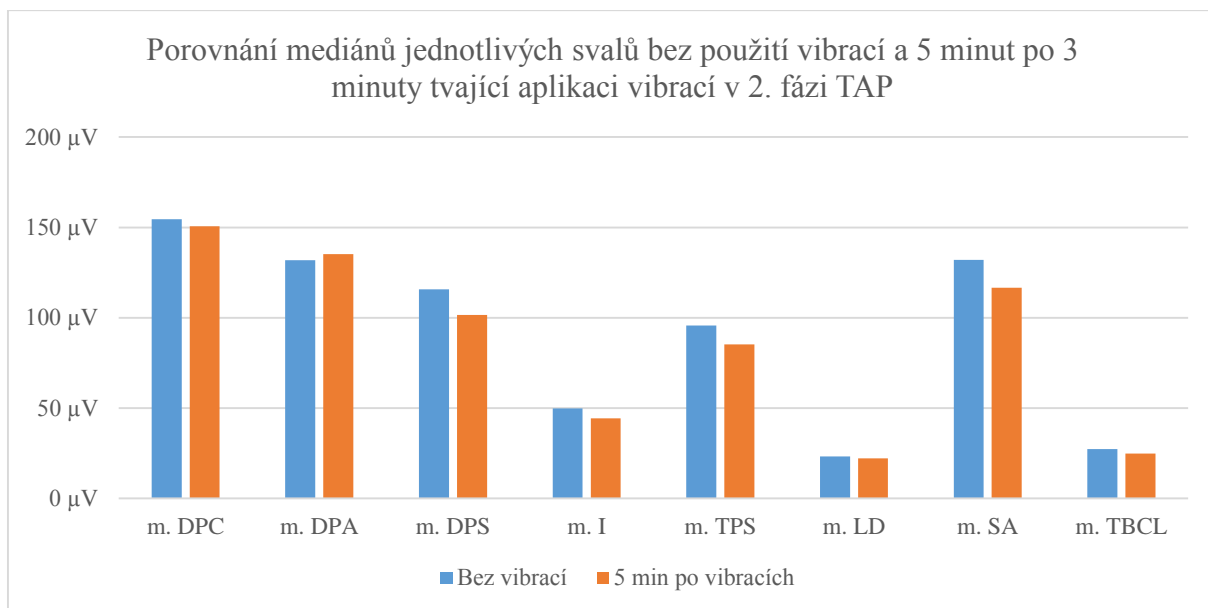
Hypotézu H₀10 ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity *m. deltoideus pars clavicularis*, *m. deltoideus pars acromialis*, *m. deltoideus pars spinalis*, *m. infraspinatus*, *m. trapezius pars superior*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *m. triceps brachii caput longum* 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TAP.“ **lze zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H_A10 pro svaly *m. trapezius pars superior* a *m. serratus anterior*. U ostatních svalů nulovou hypotézu **nelze zamítnout**.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že svalová aktivita 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací při 2. fázi TAP je u svalů *m. trapezius pars s.* a *m. serratus anterior* statisticky významně nižší než aktivita bez vibrací, $p < 0,05$.

Tab. 10 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 2. fázi TAP

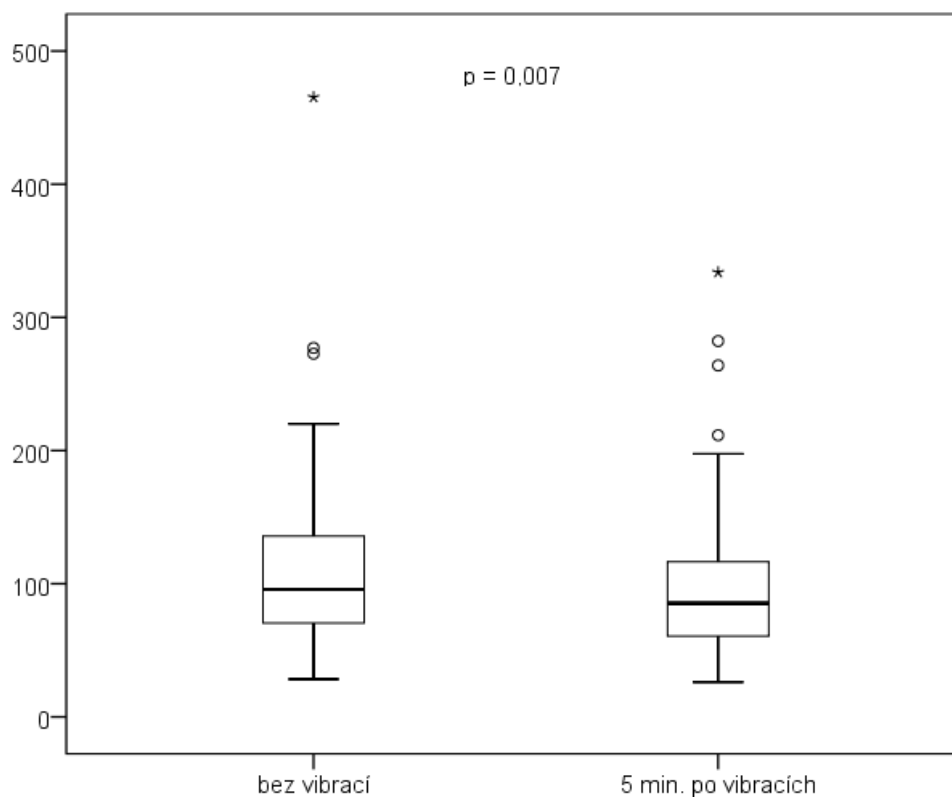
Sval	Bez vibrací ($n = 30$)					5 min po vibracích ($n = 30$)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	154,6	48,1	362,0	97,6	187,6	150,6	49,9	349,4	97,7	206,8	0,586
m. DPA	131,9	38,3	325,7	107,1	205,6	135,2	31,9	342,9	102,9	191,5	0,750
m. DPS	115,7	38,2	179,3	81,0	146,3	101,6	33,2	228,1	85,3	146,1	0,894
m. I	49,8	20,4	124,5	42,3	63,9	44,4	21,4	147,0	38,7	62,3	0,975
m. TPS	95,7	28,3	465,3	70,4	135,8	85,4	26,0	333,8	60,6	116,5	0,007
m. LD	23,2	7,8	54,1	18,2	28,5	22,2	8,4	41,3	16,5	30,4	0,465
m. SA	132,0	34,2	463,5	71,5	191,9	116,7	41,3	365,6	64,1	166,1	0,014
m. TBCL	27,3	10,8	122,2	18,7	33,4	24,9	9,4	45,1	16,4	32,2	0,165

Legenda k tab. 10: m. DPC – *m. deltoideus pars clavicularis*, m. DPA – *m. deltoideus pars acromialis*, m. DPS – *m. deltoideus pars spinalis*, m. I – *m. infraspinatus*, m. TPS – *m. trapezius pars superior*, m. LD – *m. latissimus dorsi*, m. SA – *m. serratus anterior*, m. TBCL – *m. triceps brachii caput longum*, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



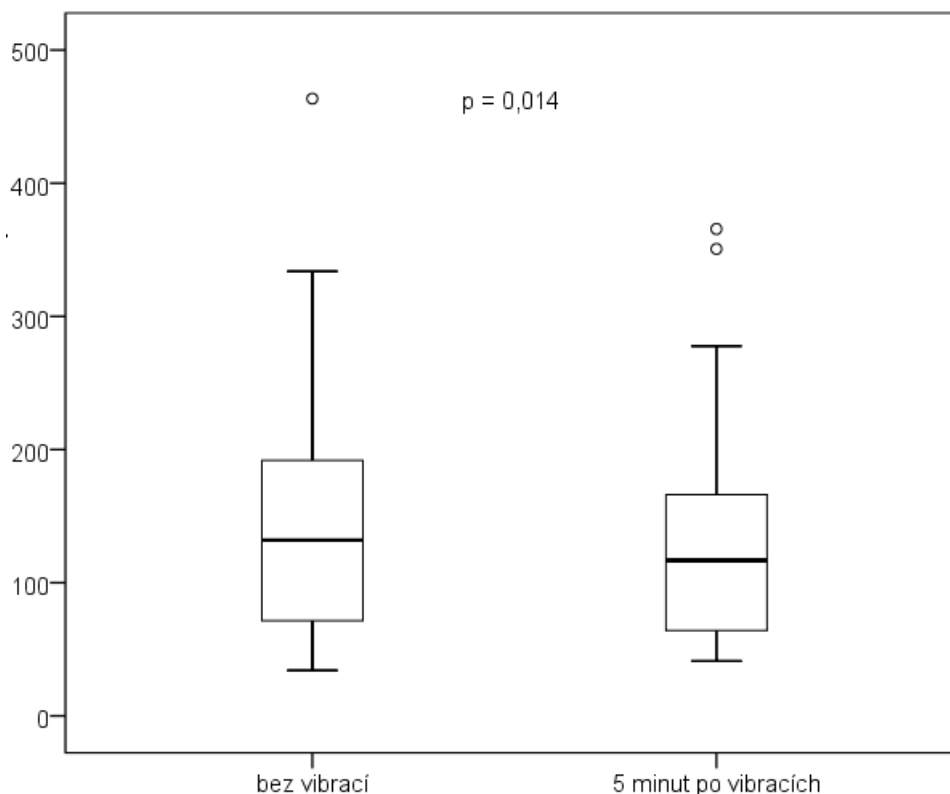
Obrázek 17 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 17: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum



Obrázek 18 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 18: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota, hvězdička – extrémní hodnota



Obrázek 19 – Krabicový graf aktivity m. serratus anterior bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Legenda k obrázku 19: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota

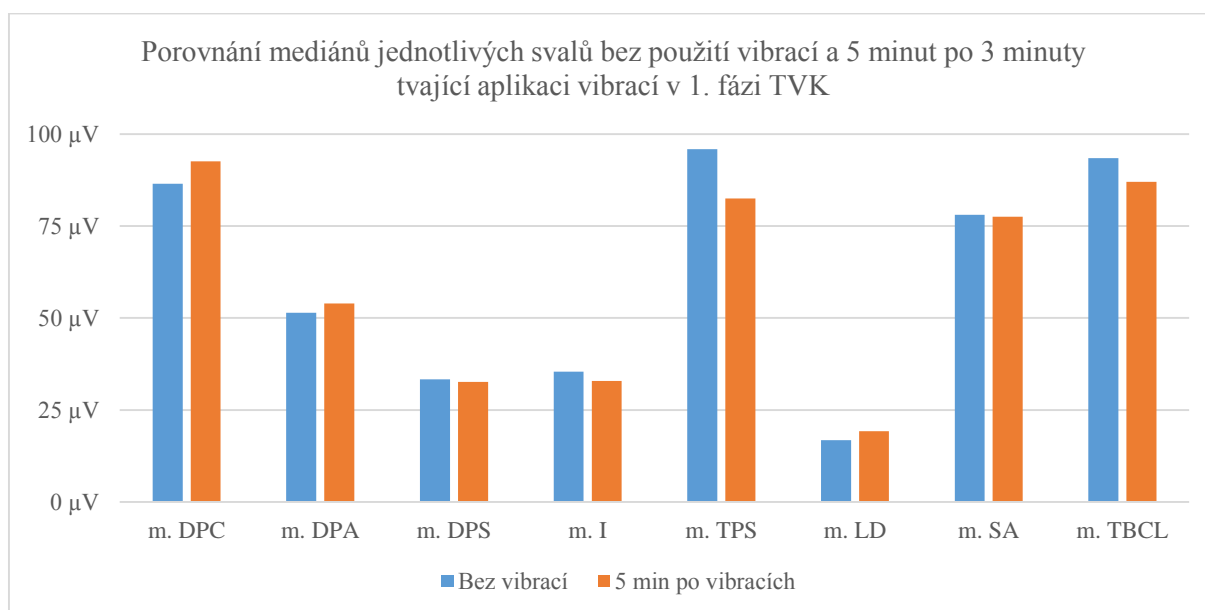
Hypotézu H₀₁₁ ve znění: „Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 1. fázi TVK.“ **nelze zamítnout.**

Wilcoxonovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi aktivitou bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK, $p > 0,05$.

Tab. 11 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 1. fázi TVK

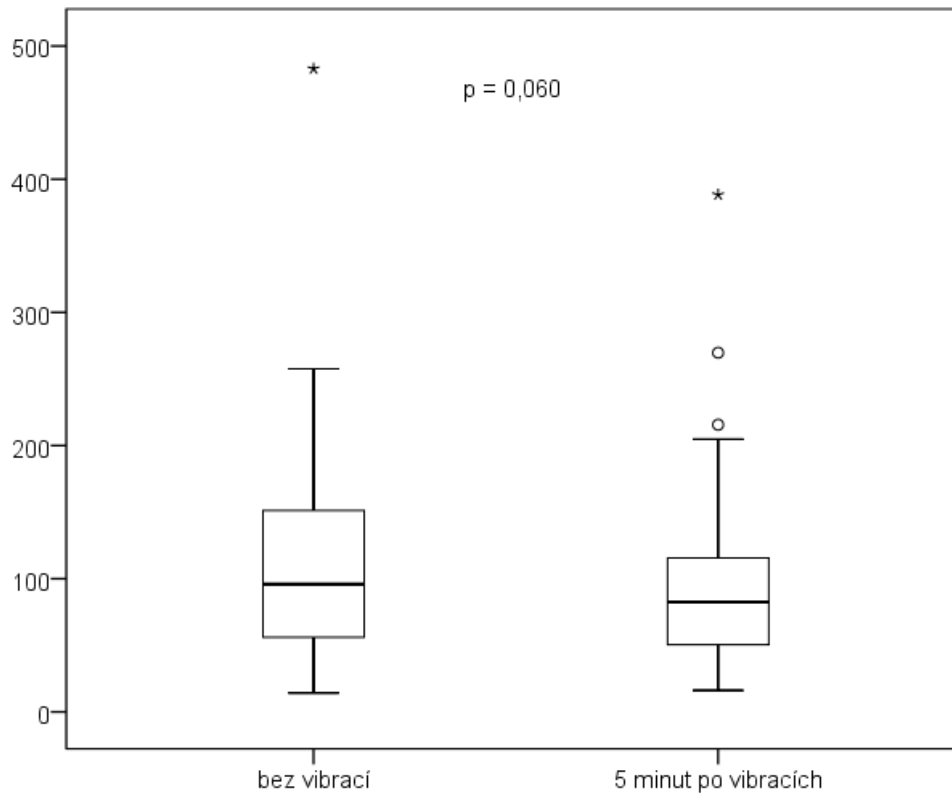
Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					5 min po vibracích (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	86,5	25,2	229,2	59,2	127,4	92,6	30,0	254,2	50,7	131,4	0,558
m. DPA	51,4	21,1	181,4	33,2	77,8	54,0	18,9	169,3	30,2	83,1	0,975
m. DPS	33,3	10,3	85,3	22,3	42,1	32,7	7,2	93,3	20,0	54,2	0,734
m. I	35,4	10,9	127,1	26,9	52,3	32,9	11,1	126,0	23,7	52,6	0,141
m. TPS	95,9	14,2	482,9	56,0	151,3	82,5	16,2	388,3	50,4	115,6	0,060
m. LD	16,8	6,4	58,7	11,4	30,5	19,2	6,2	56,6	9,8	30,7	0,614
m. SA	78,1	23,9	275,5	45,8	130,1	77,5	21,4	277,7	51,3	139,7	0,845
m. TBCL	93,5	12,3	200,9	47,2	113,7	87,1	10,5	261,7	43,5	119,2	0,894

Legenda k tab. 11: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 20 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Legenda k obrázku 20: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum



Obrázek 21 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Legenda k obrázku 21: Tučná vodorovná čára – hodnota mediánu, dolní hrana krabice – hodnota 1. kvartilu, horní hrana krabice – hodnota 3. kvartilu, anténky – maximální a minimální naměřené hodnoty, kroužek – odlehlá hodnota, hvězdička – extrémní hodnota

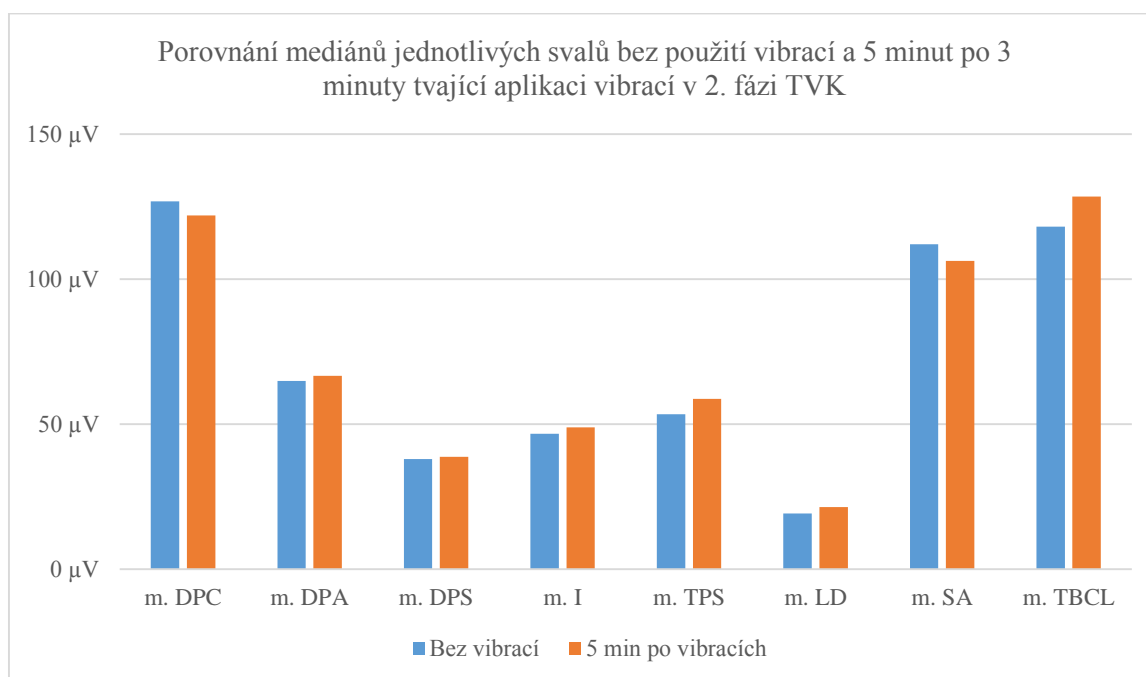
Hypotézu H₀₁₂ ve znění: „*Není rozdíl mezi průměrnou amplitudou elektrické aktivity m. deltoideus pars clavicularis, m. deltoideus pars acromialis, m. deltoideus pars spinalis, m. infraspinatus, m. trapezius pars superior, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. triceps brachii caput longum 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací a bez aplikace vibrací při 2. fázi TVK.*“ **lze zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H_{A12} pro sval m. deltoideus pars acromialis. Pro ostatní svaly nulovou hypotézu **nelze zamítnout**.

Wilcoxonovými testy bylo prokázáno, že svalová aktivita 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací při 2. fázi TVK je u svalu m. deltoideus pars m statisticky významně vyšší než aktivita bez vibrací, $p < 0,05$.

Tab. 12 - Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 2. fázi TVK

Sval	Bez vibrací (<i>n</i> = 30)					5 min po vibracích (<i>n</i> = 30)					p
	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	Med	Min	Max	1. kv.	3. kv.	
m. DPC	126,9	32,7	292,7	89,4	205,1	122,1	44,4	362,9	97,1	188,1	0,349
m. DPA	64,9	28,3	271,6	53,4	104,5	66,7	28,1	234,3	42,0	96,6	0,035
m. DPS	37,9	18,1	95,9	30,0	51,2	38,7	11,8	90,0	29,6	48,6	0,530
m. I	46,7	11,4	196,2	32,1	78,5	48,9	11,1	221,4	32,2	62,3	0,797
m. TPS	53,5	12,1	405,7	30,5	112,2	58,7	14,7	195,9	31,4	109,6	0,125
m. LD	19,3	8,5	71,0	13,7	36,7	21,4	8,4	73,8	12,5	41,2	0,271
m. SA	112,1	26,3	410,7	78,4	152,2	106,3	32,3	371,6	75,0	134,7	0,813
m. TBCL	118,1	19,1	247,4	80,4	161,1	128,5	23,9	348,8	72,3	178,8	0,530

Legenda k tab. 12: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum, n – počet subjektů, Med – medián, Min – nejnižší naměřená hodnota, Max – nejvyšší naměřená hodnota, 1. kv. – hodnota prvního kvartilu, 3. kv. – hodnota třetího kvartilu, p – dosažená hodnota statistické signifikance pro Wilcoxonův test



Obrázek 22 - Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Legenda k obrázku 22: m. DPC – m. deltoideus pars clavicularis, m. DPA – m. deltoideus pars acromialis, m. DPS – m. deltoideus pars spinalis, m. I – m. infraspinatus, m. TPS – m. trapezius pars superior, m. LD – m. latissimus dorsi, m. SA – m. serratus anterior, m. TBCL – m. triceps brachii caput longum

6. Diskuse

Předmětem následující kapitoly je diskutovat limity diplomové práce a statisticky zpracované výsledky získané z provedeného měření na skupině 30 zdravých probandů a následné porovnání těchto výsledků s dostupnými odbornými literárními zdroji. Je třeba poukázat na fakt, že v rámci Elektronických informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci bylo zjištěno pouze 8 publikací (údaj k 10. 5. 2015), které se věnovaly účinkům vibračních činek.

Cílem této práce bylo objektivizovat vliv aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 na následnou změnu svalové aktivity vybraných svalů pletence ramenního v několika výše popsaných situacích. K verifikaci dat byla využita povrchová elektromyografie synchronizována s videozáznamem. Hodnocenou veličinou svalové aktivity během testovaných pohybů byla průměrná hodnota (Mean) amplitudy ze třech opakování. Tato hodnota byla získána pomocí reportu Average Activation.

6.1. Limity práce

6.1.1. Zkoumaný soubor

Výhodou diplomové práce byl počet zařazených probandů. Zkoumaný soubor tvořilo 30 zdravých probandů. Jednalo se o relativně homogenní skupinu jedinců, kterou tvořilo 18 žen a 12 mužů ve věkovém rozmezí od 22 do 30 let s věkovým průměrem 24,4 roku. Z devíti studií, věnujících se účinkům vibračních činek, které jsou uvedeny v teoretické části práce, dosáhly hranice 30 zúčastněných probandů pouze tři (Kleinöder et al., 2011, p. 2; Tripp, Faust, Jacobs, 2009, 617; Tripp, Eerman, Dwelly, 2009, p. 868). Věkové rozmezí zkoumaného souboru bylo 9 let, což představuje velice homogenní vzorek populace v dospělém období života.

U všech probandů byla anamnesticky zjištěna nepřítomnost úrazů či onemocnění s dopadem na funkci ramenního pletence dominantní (pravé) horní končetiny. Z anamnestických dat bylo dále zjištěno, že všichni zúčastnění probandi se věnují sportovním aktivitám, v sedmi případech šlo o rekreační přístup a ve třinácti případech o aktivní účast. Rozmanitost sportovních aktivit byla značná, převládaly však běh, fitness a týmové hry. Uvedené údaje o sportovních aktivitách zkoumaného souboru jsou důvodem k úvahám, zda se dají výsledky získané v této práci aplikovat i na vzorek nesportující populace.

Homogenitu souboru ovlivnily výsledky vyšetření svalové síly, zkrácených svalů a hypermobility. Dle Jandova svalového testu bylo zjištěno u čtyř probandů oslabení svalové síly u některých svalů. Jednalo se o m. serratus anterior u čtyř subjektů, m. infraspinatus u jednoho subjektu a m. latissimus dorsi u jednoho subjektu. V rámci vyšetření zkrácených svalů byl zjištěn stupeň zkrácení č. 1 u všech testovaných svalů u třech probandů, dále pak u čtyř probandů v případě m. trapezius pars superior, u tří probandů v případě m. sternocleidomastoideus a u dvou probandů v případě m. pectoralis major. Ze tří testů hypermobility vykazovalo pozitivní výsledky ve smyslu mírné hypermobility u všech testů šest jedinců, u testu šály tři jedinci a u testu založených paží dva jedinci. Výsledky vyšetření svalové síly, zkrácených svalů a hypermobility však neměly vliv na schopnost probandů provést požadované testy v daném rozsahu a počtu opakování.

6.1.2. Použité technické vybavení

Pro aplikaci vibrací byly využity dvě vibrační činky BodyVib D1 od firmy PLATINIT AG, každá o hmotnosti 1,5 kg, u kterých je frekvence fixně nastavena na 36 Hz a amplituda na 1,3 mm. Výrobce dále nabízí činky o hmotnostech 2,8 kg a 4,6 kg. Frekvence i amplituda vibrací je u všech váhových kategorií těchto činek nastavena na stejnou hodnotu. Nejnižší váhová kategorie byla zvolena z důvodu minimalizace případné únavy při provádění testovaných pohybů v potřebném množství opakování. Z poznatků o vlivu frekvence a amplitudy při aplikaci vibrací uvedených v teoretické části této práce (Perchthaler, Horstmann, Grau, 2013, p. 444; Cardinale, Lim, 2003, p. 623) můžeme výsledky aplikovat pouze na činky generující vibrace o frekvenci 36 Hz a amplitudě 1,3 mm. Diskutabilní je srovnání efektů činek o stejné frekvenci a amplitudě vibrací, avšak o rozdílné hmotnosti. Pavlů v obou svých studiích využívala taktéž činky o hmotnosti 1,5 kg a v diskusi uvádí, že výsledky lze vztáhnout pouze na tyto činky (Pavlů et al., 2012, p. 33; Pavlů, Pánek, Čemusová, 2012, p. 29), avšak činku váhy 2,8 kg od stejného výrobce, tudíž i o stejné frekvenci a amplitudě, využil pro svou studii Kleinöder et al., který ve zkoumaných parametrech došel k podobným závěrům (Kleinöder et al., 2011, p. 21). Pro jasnou argumentaci a validitu se dají výsledky této diplomové práce aplikovat pouze u činek o stejné frekvenci, amplitudě i hmotnosti. Můžeme se však domnívat, že podobného efektu by bylo dosaženo i s činkami rozdílné hmotnosti od stejného výrobce.

6.1.3. Testované pohyby a svaly

Průběh testovaných pohybů byl všem zúčastněným probandů před měřením jasně a srozumitelně vysvětlen a každý proband si jej mohl před vlastním měřením vyzkoušet. Začátek pohybu byl vždy na zvukový signál a jednotlivé fáze trvali dvě vteřiny.

Pro test abdukce paže byla jasně definována výchozí, střední i závěrečná pozice a rychlost pohybu. Jedinou nevýhodou byla nemožnost přesné kontroly rotační složky pohybu, která ve výsledku činila 180° a sestávala se ze samotné rotace v ramenním pletenci (zevní při 1. fázi pohybu a vnitřní v 2. fázi pohybu) a supinace (v 1. fázi pohybu) či pronace (v 2. fázi pohybu). Poměr těchto dvou rotačních složek nebylo možné dostupnými metodami objektivizovat, avšak probandi byli instruováni, aby pohyb v celém požadovaném rozsahu prováděli plynule, s plně extendovaným loketním kloubem a obě rotační složky se tak zapojili již od začátku a v celém rozsahu pohybu. Pro objektivizaci naměřených dat bylo však klíčové, aby probandi prováděli ve všech situacích tento pohyb stejně a nedocházelo k jeho odchylkám. Z osmi zkoumaných svalů byl v TAP brán největší zřetel na m. trapezius pars superior a m. deltoideus pars acromialis. Hyperaktivitou m. trapezius, tedy jeho horních vláken, a s ní spojenými problémy trpí značná část lidské populace (Pavlů et al., 2012, p. 30). Bylo tedy vhodné všimnout si, zda při cvičení s vibrační činkou dochází k změně jeho aktivity stejně jako u ostatních svalů. Naopak akromiální část m. deltoideus představuje hlavní abdukční sval, jeho napětí přispívá k udržení hlavice humeru v kloubní jamce a tím také k stabilizaci glenohumerálního kloubu (Véle, 2006, p. 269; Dylevský, 2009, p. 262). Otázkou bylo, zda dojde u těchto svalů ke stejným reakcím, nebo zda naopak bude reakce m. trapezius pars superior odlišná vzhledem k jeho topograficky větší vzdálenosti od působení vibrací při držení činky v ruce.

V případě TVK byla opět jasně definována výchozí a konečná poloha, střední poloha definována nebyla. Jakožto problém při tomto testu se ukázalo udržení definované rychlosti pohybu. V daných případech byla provedena reedukace probandů a následně byly již pohyby provedeny správně. Nevýhodou tohoto testu byla obtížná kontrola vzdálenosti lokte od trupu v průběhu pohybu. Opět bylo pro objektivizaci naměřených dat klíčové, aby probandi prováděli ve všech situacích testovaný pohyb stejně a nedocházelo k jeho odchylkám.

Z osmi zkoumaných svalů byl již z výše zmíněných důvodů brán během TVK největší zřetel na m. trapezius pars superior a dále také na m. serratus anterior. M. serratus anterior je jedním z nejdůležitějších svalů ramenního pletence. Spolu s m. levator scapulae a m.

rhomboideus major se řadí mezi evolučně klíčové svaly stabilizující lopatku (Dylevský, 2009, 259).

Porovnání aktivity m. serratus anterior a m. trapezius pars superior bylo jednou z otázek, které nám mohou pomoci ozřejmit účinek vibračních činek. Topografická vzdálenost těchto svalů od místa působení vibrací je relativně stejná a je všeobecně známo, že horní vlákna m. trapezius jsou často v hypertonu a naopak m. serratus anterior je jedním ze svalů, jejichž aktivitu se v rámci fyzioterapeutických ordinací snažíme nejčastěji facilitovat.

6.2. Diskuse k výsledkům otázky č. 1

Otázka č. 1 nám měla ozřejmit, zda se mění elektrická aktivita vybraných svalů ramenního pletence za současné aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti shodným aktivitám bez aplikace vibrací. Výsledky vztahující se k otázce číslo 1 jsou celkem jednoznačné.

V případě první hypotézy (H_{01} , H_{A1}) došlo k signifikantním změnám v hodnotě průměrné amplitudy elektrické aktivity při 1. fázi TAP u všech sledovaných svalů: m. DPC ($p = 0,041$), m. DPA ($p = 0,010$), m. DPS ($p = 0,002$), m. I ($p < 0,0001$), m. TPS ($p < 0,0001$), m. LD ($p = 0,0001$), m. SA ($p = 0,001$), m. TBCL ($p = 0,003$). U všech zmíněných svalů šlo o změnu ve smyslu zvýšení průměrné amplitudy. Můžeme tedy zcela jasně tvrdit, že aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky má při 1. fázi TAP (koncentrické aktivitě) statisticky významný vliv na zvýšení svalové aktivity všech testovaných svalů. Zajímavé je porovnání svalů m. DPA a m. TPS, kdy ač je m. TPS vzdálenější od místa působení vibrací došlo u něj k signifikantnějšímu zvýšení jeho aktivity než u m. DPA.

V případě druhé hypotézy (H_{02} , H_{A2}) již nejsou výsledky zcela jednoznačné. K signifikantním změnám v hodnotě průměrné amplitudy elektrické aktivity při 2. fázi TAP došlo u svalů: m. DPA ($p = 0,012$), m. DPA ($p = 0,004$), m. DPS ($p = 0,0005$), m. I ($p < 0,0001$), m. TPS ($p = 0,012$), m. TBCL ($p = 0,005$). U těchto svalů šlo opět o změnu ve smyslu zvýšení průměrné amplitudy. U ostatních svalů nebyl prokázán signifikantní rozdíl: m. LD ($p = 0,517$), m. SA ($p = 0,829$). Můžeme tedy tvrdit, že u většiny svalů došlo k statisticky významnému zvýšení svalové aktivity za současné aplikace vibrací při 2. fázi TAP (excentrické aktivitě). Oproti 1. fázi TAP však došlo v 2. fázi k signifikantnějšímu zvýšení svalové aktivity u m. DPA než u m. TPS.

V případě třetí hypotézy (H_{03} , H_{A3}) došlo k signifikantnímu rozdílu v hodnotě průměrné amplitudy elektrické aktivity při 1. fázi TVK u svalů: m. DPC ($p = 0,005$), m. DPA ($p =$

0,002), m. DPS ($p = 0,0001$), m. I ($p = 0,0001$), m. TPS ($p < 0,0001$), m. LD ($p = 0,002$), m. TBCL ($p = 0,0003$). U m. SA byla dosažena signifikance hraniční ($p = 0,063$). U všech zmíněných svalů šlo o změnu ve smyslu zvýšení průměrné amplitudy. Můžeme tedy tvrdit, že aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky má při 1. fázi TVK (excentrické aktivitě) statisticky významný vliv na zvýšení svalové aktivity téměř všech testovaných svalů. V případě 1. fáze TVK došlo výrazně signifikantnějším zvýšení svalové aktivity u m. TPS než u m. SA, u kterého byla signifikance hraniční.

V případě čtvrté hypotézy (H_04 , H_{A4}) došlo k signifikantnímu rozdílu v hodnotě průměrné amplitudy elektrické aktivity při 2. fázi TVK u všech testovaných svalů: m. DPC ($p = 0,0001$), m. DPA ($p = 0,0005$), m. DPS ($p < 0,0001$), m. I ($p = 0,0009$), m. TPS ($p < 0,0001$), m. LD ($p < 0,0001$), m. SA ($p = 0,0008$), m. TBCL ($p = 0,0001$). U všech svalů šlo o změnu ve smyslu zvýšení průměrné amplitudy. Můžeme tedy s jistotou tvrdit, že aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky má při 2. fázi TVK (koncentrické aktivitě) statisticky významný vliv na zvýšení svalové aktivity všech testovaných svalů. Z porovnání změny průměrné amplitudy u svalů m. TPS a m. SA vyplývá, že i v případě 2. fáze TVK došlo výraznějším nárůstem svalové aktivity m. TPS.

Uvedené výsledky jasně dokazují, že se zvyšuje elektrická aktivita vybraných svalů ramenního pletence za současné aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti shodným aktivitám bez aplikace vibrací. Ke shodným výsledkům došla studie Pavlů et al. (2012), kdy ze čtyř sledovaných svalů došlo k zvýšení aktivity u všech sledovaných, avšak pouze u dvou bylo zvýšení signifikantní (Pavlů et al, 2012, pp. 31-32) a stejně tak druhá studie pod vedením Pavlů (2012), ve které byly sledovány dva svaly a u obou došlo k signifikantnímu zvýšení aktivity za současné aplikace vibrací (Pavlů, Pánek, Čemusová, 2012, pp. 27-28). Tyto dvě studie však sledovaly pouze izometrickou svalovou kontrakci při statické zátěži. Nárůst svalové síly o více než 20% u testovaných svalů uvádí ve své studii i Kleinöder et al. (2011), který již sice hodnotil dynamické parametry, avšak v rámci 4 týdnů dlouhého tréninkového cyklu (Kleinöder et al., 2011, pp. 10-11). Studie Cochranea et al. (2008) porovnávala okamžitý efekt vibrační činky na koncentrickou aktivitu svalů a poukázala na fakt, že došlo ke zvýšení svalové aktivity, avšak oproti cvičení bez vibrací nebyl tento rozdíl signifikantní. V této studii však byla použita činka o rozdílné frekvenci i amplitudě (Cochrane et al., 2008, pp. 527).

Z výše uvedených výsledků dále vyplývají určité fenomény působení vibrací prostřednictvím vibrační činky, které je prakticky nemožné porovnat s publikovanými studiemi, vzhledem ke skutečnosti, že v dostupných databázích nebyly nalezeny studie, které

by se jimi zabývaly. Například z logiky věci by vyplývalo, že účinek nepřímého působení vibrační se snižuje se vzdáleností od místa jejího působení, jak uvádí ve své studii Luo, McNamara a Moran (Luo, McNamara, Moran, 2005, p. 37). Tomu však odporuje fakt, že v případě 1. fáze TAP došlo k signifikantnějšímu zvýšení svalové aktivity u m. TPS než u m. DPA. Stejně tak tomu bylo i v 1. a 2. fázi TVK. Naopak v 2. fázi abdukce paže bylo patrné výraznější zvýšení svalové aktivity u m. DPA než u m. TPS.

Dalším patrným fenoménem jsou rozdíly ve výsledcích při koncentrické a excentrické svalové aktivitě. Výraznější zvýšení svalové aktivity za současné aplikace vibrací je jasně patrné v případech koncentrických fází obou testů (1. fáze u TAP a 2. fáze u TVK), kdy došlo k zvýšení svalové aktivity u všech svalů.

Nepříliš pozitivním fenoménem pro využití vibračních činek je porovnání aktivity m. TPS a m. SA. Z všeobecného pohledu by bylo přání většiny fyzioterapeutů zvýšení aktivity m. SA, avšak u všech jednotlivých fázích došlo k signifikantnějšímu zvýšení aktivity m. TPS. Celkově vzato byla dosažená hodnota statistické signifikance m. TPS nejvyšší z testovaných svalů ($p < 0,0001$ v 1 fázi TAP a v obou fázích TVK). Tyto výsledky jsou v rozporu s prací Pavlů et al. (2012), ve které byla aktivita m. TPS zvýšena méně než aktivita ostatních svalů (Pavlů et al., 2012, pp. 31-32). Naopak příznivým fenoménem se jeví vysoká hodnota statistické signifikance u m. I ($p < 0,0001$ v obou fázích TAP a $p = 0,0001$ resp. $p = 0,0009$ v 1. resp. 2. fázi vertikálního kliku), u kterého, jakožto zevního rotátoru ramenního kloubu, by bylo zvýšení aktivity pro většinu populace vhodné.

Posledním patrným fenoménem je rozdíl v hodnotách statistické signifikance mezi testem abdukce paže a testem vertikálního kliku, tedy mezi aktivitami v otevřeném a uzavřeném kinematickém řetězci. V uzavřeném kinematickém řetězci byly jasně patrné zvýšené hodnoty signifikance u většiny svalů.

Pro ověření a vysvětlení výše zmíněných fenoménů působení vibrací prostřednictvím vibračních činek by bylo vhodné uskutečnit další práce zaměřené na jeden určitý fenomén.

6.3. Diskuse k výsledkům otázky č. 2

Otázka č. 2 nám měla ozřejmit, zda se mění elektrická aktivita vybraných svalů ramenního pletence po 3 minuty trvající aplikaci vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti shodným aktivitám bez aplikace vibrací. Výsledky k otázce č. 2 nejsou již zcela jednoznačné.

Jelikož je činka BodyVib D1 výrobek určený pro běžné využití jak ve fitness, tak v domácím prostředí, bylo vhodné zjistit, jaký má vliv cvičení s vibrační činkou na aktivitu svalů po ukončení aplikace vibrací. Vzhledem k faktu, že většina cviků s jednoručními činkami je prováděna v sériích v řádech minut a k výsledkům studií, ve kterých byl zkoumán následný efekt vibrační stimulace (Wierzbicka, Gilhodes, Roll, 1998, p. 143; Gerard, Martin, 1999, p. 314; Ribot-Cisar, Rossi-Durand, Roll, 1998, p. 147), byla zvolena doba aplikace vibrací po dobu 3 minut. Bohužel v dostupných databázích nebyla nalezena žádná studie, která by se v případě využití vibračních činek podobnou otázkou zabývala, tudíž je nutné porovnat dosažené výsledky se studiemi, které se zabývaly obecnými účinky vibrací, či působením celotělových vibrací.

V případě páté hypotézy (H_{05} , H_{A5}) nedošlo k signifikantnímu rozdílu u žádného sledovaného svalu: m. DPC ($p = 0,776$), m. DPA ($p = 0,309$), m. DPS ($p = 0,417$), m. I ($p = 0,382$), m. TPS ($p = 0,417$), m. LD ($0,586$), m. SA ($p = 0,478$), m. TBCL ($p = 0,600$). Z výsledků k druhé otázce v 1. fázi TAP nelze jednoznačně určit, zda statisticky nevýznamné změny jsou ve smyslu zvýšení, či snížení svalové aktivity. U většiny svalů sice došlo k zvýšení hodnot mediánu, avšak také ke snížení jejich nejvyšší naměřené hodnoty. Při porovnání m. TPS a m. DPA došlo k signifikantnější změně u m. DPA.

V případě šesté hypotézy (H_{06} , H_{A6}) došlo k signifikantním změnám u svalů: m. I ($p = 0,019$), m. TPS ($p = 0,037$), m. LD ($p = 0,014$), m. SA ($p = 0,0004$), u ostatních svalů k signifikantním změnám nedošlo: m. DPC ($p = 0,262$), m. DPA ($p = 0,614$), m. DPA ($p = 0,165$), m. TBCL ($p = 0,245$). U všech statisticky významných výsledků i u většiny ostatních se jednalo o změnu ve smyslu snížení svalové aktivity. K nejpodstatnějšímu snížení došlo u svalu m. SA, jehož hodnota mediánu se snížila o 20%. V porovnání m. TPS a m. DPA došlo k výrazně signifikantnější změně u m. TPS. Právě u m. DPA nelze jednoznačně určit, zda se u něj jednalo o změnu ve smyslu snížení či zvýšení a také hodnota statistické signifikance pro něj byla nejvyšší.

V případě sedmé hypotézy (H_{07} , H_{A7}) nedošlo k signifikantním změnám u žádného svalu: m. DPC ($p = 0,558$), m. DPA ($p = 0,254$), m. DPS ($p = 0,572$), m. TPS ($p = 0,171$), m. LD ($p = 0,491$), m. SA ($p = 0,813$), m. TBCL ($p = 0,318$), pouze u m. I byla signifikance hraniční ($p = 0,060$). Z výsledků k druhé otázce v 1. fázi TVK nelze jednoznačně určit, zda statisticky nevýznamné změny jsou ve smyslu zvýšení, či snížení svalové aktivity. Pouze u m. I, u kterého signifikance hraniční, je patrné snížení porovnávaných hodnot. Nejnižší hodnota statistické signifikance byla zaznamenána u m. SA.

V případě osmé hypotézy (H_{08} , H_{A8}) došlo k signifikantním změnám u m. DPA ($p = 0,035$) a m. TPS ($p = 0,024$), u ostatních svalů k signifikantním výsledkům nedošlo: m. DPC ($p = 0,417$), m. DPS ($p = 0,102$), m. I ($p = 0,229$), m. LD ($p = 0,299$), m. SA ($p = 0,975$), m. TBCL ($p = 0,382$). Změny u všech statisticky významných výsledků i u většiny ostatních byly ve smyslu snížení svalové aktivity. Nejednoznačně se jeví výsledky u m. SA, u kterého došlo ke zvýšení nejnižších naměřených hodnot. K nejvýraznějšímu snížení došlo u m. TPS a to převážně v hodnotě nejvyšší naměřené hodnoty.

Výše zmíněné výsledky k otázce č. 2 korespondují s tvrzením Parákové, Míkové a Kroboty (2008), že efekt zlepšení motorické výkonnosti v souvislosti s vibrací konkrétního svalu není přímočarý a lineární proces (Paráková, Míková, Krobot, 2008, p. 14). Výsledky však naznačují, že v případě otázky č. 2 docházelo spíše ke snížení svalové aktivity, jednoznačné zvýšení nebylo statisticky prokázáno u žádného svalu. Signifikantní snížení svalové aktivity bezprostředně po 3 minuty trvajícím působením vibrací v několika případech do jisté míry souhlasí s výsledky práce Bongiovanniho a Hagbartha (1990), kde po vibraci trvající déle než 20s došlo k zdůraznění svalové únavy a poklesu motorického výkonu (Bongiovanni, Hagbarth, 1990, p. 12). Tato práce se však věnovala přímému působení vibrací na konkrétní sval. Gerard a Martin (1999) došly ve své práci k závěrům, že po 10 minut trvající aplikaci ručních vibrací dochází k signifikantnímu zvýšení chyb u sledovaných úkolů (Gerard, Martin, 1999, p. 314). V práci Gerarda a Martina (1999) však nebyla sledovaným parametrem svalová aktivita a je tedy obtížné porovnat jejich výsledky s výsledky otázky č. 2. Nicméně je možné říci, že vystavení vibračního stimulu v trvání v řádu několika minut má na následnou svalovou aktivitu jistý účinek ve smyslu jejího snížení.

V případě páté hypotézy (H_{05} , H_{A5}) a šesté hypotézy (H_{06} , H_{A6}) se opětovně ukázalo, že účinek vibrací není zcela závislý na vzdálenosti od místa působení vibrací. V 1. fázi abdukce paže došlo k signifikantnější změně u m. DPA, než u m. TPS. V 2. fázi abdukce paže tomu bylo naopak a změna svalové aktivity u m. TPS byla i přes jeho větší vzdálenost od místa působení vibrací výrazně statisticky vyšší.

Jako velice zajímavé se jeví změny svalové aktivity u m. SA. V případě 2. fáze TAP došlo k velice výraznému snížení jeho aktivity a naopak v 1. i 2. fázi TVK se jednalo o sval, u kterého byla znamenána nejnižší hodnota statistické signifikance a v obou fázích došlo k zvýšení jeho nejnižších naměřených hodnot. Jako možné vysvětlení tohoto jevu je odlišné působení vibrací v rámci otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce, které se projevilo i ve výsledcích k otázce č. 1.

Stejně tak jsou patrné změny u m. TPS. K signifikantním snížení jeho aktivity došlo v 2. fázi obou testovaných pohybů a v 1. fázi TAP došlo k snížení jeho mediánu o více než 15%. Snížení aktivity m. TPS po 3 minuty trvající aplikaci vibrací bylo jako jediné statisticky prokázáno u dvou testovaných hypotéz k otázce č. 2 a je tedy možné, že by se tento jev dal využít v rámci inhibice patologicky zvýšené aktivity m. TPS, který se objevuje u velké části lidské populace. Pro jeho jednoznačné prokázání by však bylo zapotřebí provést další studie.

6.4. Diskuse k výsledkům otázky č. 3

Otázka č. 3 nám měla ozřejmit, zda se mění elektrická aktivita vybraných svalů ramenního pletence 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 oproti shodným aktivitám bez aplikace vibrací. Výsledky k otázce č. 3 nejsou zcela jednoznačné.

Předmětem otázky č. 3 bylo ověřit, zda je 5 minut dostatečně dlouhá doba pro obnovení výchozí aktivity zkoumaných svalů na úroveň, ve které se nacházela před 3 minuty trvající aplikací vibrací. 5 minut trvající odpočinek byl nastaven na základě dostupných studií zabývajících se podobnou tematikou. Studie, které by se zabývaly následným efektem působení vibrací prostřednictvím vibrační činky, v dostupných databázích nebyly uveřejněny (údaj k 10. 5. 2015). Studie Wierzbicky, Gilhodes a Rolla, (1998) prokázala, že následný efekt vibrací trval v průměru 8-10 minut po ukončení vibrací (Wierzbicka, Gilhodes, Roll, 1998, p. 143), ve studii Gerarda a Martina (1999) vymizel následný efekt vibrací od 5 do 10 minut od ukončení stimulu (Gerard, Martin, 1999, p. 314) a ve studii Ribot-Ciscara, Rossi-Duranda a Rolla (1988), která se věnovala vlivu vibrací na aktivitu svalových vřetének, si kompletní obnova jejich původní aktivity vyžádala 40 vteřin (Ribot-Cisar, Rossi-Durand, Roll, 1998, p. 147). Žádná z těchto studií však nezkoumala vliv vibrační činky, ani nehodnotila průměrnou hodnotu amplitudy během dynamických pohybů.

V případě deváté hypotézy (H_{09} , H_{A9}) nedošlo k signifikantním změnám v žádném ze zkoumaných svalů: m. DPC ($p = 0,405$), m. DPA ($p = 0,131$), m. TPS ($p = 0,153$), m. LD ($p = 0,600$), m. SA ($p = 0,719$), m. TBCL ($p = 0,600$), u dvou svalů byla však dosažena hodnota statistické signifikance hraniční: m. DPS ($p = 0,060$) a m. I ($p = 0,066$). U většiny svalů nelze s určitostí říci, zda statisticky nevýznamné změny ve svalové aktivitě jsou ve smyslu jejího snížení či zvýšení, u svalů s hraniční hodnotou se jednalo spíše o zvýšení maximálních naměřených hodnot. Při porovnání m. TPS a m. DPA došlo k signifikantnější změně u m. DPA. Tyto výsledky jsou do jisté míry shodné s výsledky nulové hypotézy H_{05} , což znamená,

že v případě 1. fáze TAP nedošlo k žádným signifikantním změnám ve svalové aktivitě bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací, ani 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací oproti aktivitám prováděným bez vibrační stimulace.

V případě desáté hypotézy (H_{010} , H_{A10}) došlo k signifikantním změnám u svalů: m. TPS ($p = 0,007$) a m. SA ($p = 0,014$), u ostatních svalů k signifikantním změnám nedošlo: m. DPC ($p = 0,586$), m. DPA ($p = 0,750$), m. DPS ($p = 0,894$), m. I ($p = 0,975$), m. LD ($p = 0,465$), m. TBCL ($p = 0,165$). Změny u obou statisticky významných výsledků i u většiny ostatních byly ve smyslu snížení svalové aktivity. Tyto výsledky jsou do jisté míry shodné s výsledky nulové hypotézy H_{06} v případech signifikantních změn u svalů m. TPS a m. SA, avšak u svalů m. I a m. LD došlo k navrácení jejich svalové aktivity na hodnoty zaznamenané bez aplikace vibrací. Můžeme tedy konstatovat, že 5 minut nebyl, v případě 2. fáze TAP, dostatečný časový interval k obnovení výchozí aktivity m. TPS a m. SA na úroveň bez aplikace vibrací. U svalů m. I a m. LD k obnovení výchozí aktivity na výchozí úroveň bez aplikace vibrací došlo, tudíž pro ně byl časový interval 5 minut dostatečný. U ostatních svalů nedošlo k žádným signifikantním změnám ve svalové aktivitě bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací, ani 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací oproti aktivitám prováděným bez vibrační stimulace.

V případě jedenácté hypotézy (H_{011} , H_{A11}) nedošlo k signifikantním změnám v žádném ze zkoumaných svalů: m. DPC ($p = 0,558$), m. DPA ($p = 0,975$), m. DPS ($p = 0,734$), m. I ($p = 0,141$), m. LD ($p = 0,614$), m. SA ($p = 0,845$), m. TBCL ($p = 0,894$), pouze u svalu m. TPS byla hodnota statistické signifikance hraniční ($p = 0,060$). Tyto výsledky jsou do jisté míry shodné s výsledky nulové hypotézy H_{07} , což znamená, že v případě 1. fáze TVK nedošlo k žádným signifikantním změnám ve svalové aktivitě bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací, ani 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací oproti aktivitám prováděným bez vibrační stimulace. U ostatních svalů nedošlo k žádným signifikantním změnám ve svalové aktivitě bezprostředně po 3 minuty trvající aplikaci vibrací, ani 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací oproti aktivitám prováděným bez vibrační stimulace.

V případě dvanácté hypotézy (H_{012} , H_{A12}) došlo k signifikantní změně u svalu: m. DPA ($p = 0,035$), u ostatních svalů k signifikantním změnám nedošlo: m. DPC ($p = 0,349$), m. DPS ($p = 0,530$), m. I ($p = 0,797$), m. TPS ($p = 0,125$), m. LD ($p = 0,271$), m. SA ($p = 0,813$), m. TBCL ($p = 0,530$). Tyto výsledky jsou do jisté míry shodné s výsledky nulové hypotézy H_{08} v případě signifikantní změny u svalu m. DPA, avšak u svalu m. TPS došlo k navrácení jeho svalové aktivity na hodnoty zaznamenanou bez aplikace vibrací. Můžeme tedy konstatovat, že 5 minut nebyl, v případě 2. fáze TVK, dostatečný časový interval k obnovení

výchozí aktivity m. DPA na úroveň bez aplikace vibrací. U svalu m. TPS k obnovení výchozí aktivity na výchozí úroveň bez aplikace vibrací došlo, tudíž pro něj byl časový interval 5 minut dostatečný.

Na základě výše diskutovaných výsledků k otázce č. 3 je možné konstatovat, že 5 minut byl dostatečný časový interval pro obnovení výchozí úrovně svalové aktivity bez aplikace vibrací přesně pro 50% svalů, u kterých došlo po 3 minuty trvající aplikaci vibrací pomocí vibrační činky BodyVib D1 k signifikantním změnám ve svalové aktivitě oproti aktivitě bez vibrační stimulace. Tyto výsledky do jisté míry souhlasí s výsledky výše zmíněných studií Wierzbicky, Gilhodes a Rolla, (1998) a Gerarda a Martina (1999), ve kterých následný efekt vibrací trval od 5 do 10 minut (Wierzbicka, Gilhodes, Roll, 1998, p. 143; Gerard, Martin, 1999, p. 314), naopak 40 vteřin, které, jakožto dostatečný interval pro kompletní obnovu aktivity svalových vřetének, uvádí ve své studii Ribot-Ciscar, Rossi-Durand a Roll (1988) (Ribot-Ciscar, Rossi-Durand, Roll, 1998, p. 147), se v případě následného efektu při použití vibračních činek jeví jako nedostačující.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo objektivizovat vliv vibrací, aplikovaných prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1, na aktivitu vybraných svalů pletence ramenního při testech vertikálního kliku a abdukce paže.

Primárním cílem bylo detekovat, zda použití vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 má vliv na následnou změnu svalové aktivity vybraných svalů. Primární cíl této práce byl splněn, v rámci první vědecké otázky bylo prokázáno, že k signifikantním změnám ve svalové aktivitě za současné aplikace vibrací došlo u všech sledovaných svalů v 1. fázi TAP a v 2. fázi TVK. V 2. fázi TAP byly signifikantní změny prokázány u šesti svalů z osmi sledovaných a v 1. fázi TVK u sedmi svalů, u osmého byla hodnota signifikance hraniční. Všechny signifikantní změny byly ve smyslu zvýšení svalové aktivity.

Sekundárními cíli byly porovnání efektu vibrací při aktivitě bezprostředně po působení vibrací prostřednictvím vibrační činky po dobu 3 minut oproti aktivitám prováděným bez vibrací a zjištění, zda možný efekt působení vibrací přetrvává i 5 minut po ukončení působení vibrací. Oba sekundární cíle práce byly splněny. V rámci druhé vědecké otázky byly prokázány signifikantní změny v 2. fázi TAP u čtyř z osmi sledovaných svalů a v 2. fázi TVK u dvou z osmi sledovaných svalů, v ostatních případech signifikantní změny prokázány nebyly. Ve všech případech statisticky významných změn se jednalo o snížení svalové aktivity. V rámci třetí vědecké otázky bylo následně prokázáno, že 5 minut po ukončení 3 minuty trvající aplikace vibrací prostřednictvím vibrační činky BodyVib D1 došlo k navrácení svalové aktivity na úroveň bez aplikace vibrací přesně u poloviny svalů, ve kterých byly v rámci druhé vědecké otázky prokázány signifikantní změny.

Problémem se ukázalo nedostatek odborných publikací na téma využití vibračních činek. V rámci Elektronických informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci bylo zjištěno pouze 8 publikací (údaj k 10. 5. 2015), které se věnovali účinkům vibračních činek. Srovnání dosažených výsledků s odbornou literaturou bylo tedy složité, nicméně pro něj byly použity také studie, zabývající se celotělovými vibracemi, přímým působením vibrací či obecnými účinky vibrací.

Vzhledem k faktům zmíněným v rámci práce byl při prezentaci výsledků a jejich diskuse věnován prostor chování svalů m. TPS a m. SA. Z výsledků vyplynulo, že za současné aplikace vibrací dochází k značnému nárůstu svalové aktivity u m. TPS, zatímco m. SA byl jediný sval, u kterého se při dvou případech (2. fáze TAP a 1. fáze TVK) neprokázalo signifikantní zvýšení jeho aktivity. Naproti tomu byl m. TPS jediný sval, u kterého došlo po 3

minuty trvající aplikaci vibrací k signifikantnímu snížení ve dvou případech (2. fáze TAP a 2. fáze TVK).

Předmětem této diplomové práce bylo vědecké posouzení účinků vibrační činky BodyVib D1 na svalovou aktivitu, které jejich výrobce deklaruje. Vibrační činky, stejně tak jako další vibrační pomůcky (vibrační plošiny aj.), lze zařadit do kategorie komerčních výrobků, které se nejvíce využívají v rámci specializovaných fitness center a v domácnostech. Výrobci těchto pomůcek deklarují velké množství účinků, které se dají pouze složitě dokázat. V rámci této práce byl posouzen účinek na aktivitu svalů a stejně tak, jako deklaruje výrobce, bylo prokázáno, že cvičení za současné aplikace vibračních činek zvyšuje svalovou aktivitu (v rámci testovaných pohybů). Fakt, který však již výrobce nezmiňuje je, že tento účinek není lineární a dá se jen velice těžko předpokládat, u kterých svalů dojde k největšímu zvýšení aktivity. Dále také výrobce nikde nezmiňuje fakt, že po působení vibrací v rámci několika minut může docházet naopak ke snižování svalové aktivity, a že k úplnému vymizení tohoto efektu je zapotřebí doba odpočinku delší než pět minut.

Závěrem lze konstatovat, že deklarované účinky vibračních činek BodyVib D1 na svalovou aktivitu jsou značně zjednodušené a jejich skutečné účinky jsou mnohem složitější. Při jejich použití může docházet k zvyšování aktivity svalů, které jsou již tak přetěžovány a prohlubování obtíží s tím spojenými. Naopak působení vibrací po dobu v řádu několika minut by mohlo pomoci aktivitu těchto svalů inhibovat.

Otázkou zůstává, zda a do jaké míry jsou pravdivé ostatní deklarované účinky těchto vibračních pomůcek. Je na dalších studiích aby se těmto účinkům věnovali a aby potvrdily, či vyvrátily výsledky získané v rámci této diplomové práce.

Referenční seznam

ABERCROMBY, A.F., AMONETTE, W.E., LAYNE, C.S., MCFARLIN, B.K., HINMAN, M.R., PALOSKI, W.H. 2007. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007, **39**(10), pp. 1794-1800. ISSN 1530-0315.

ALBANESE, M.C., DUARDEN, E.G., BOHOTIN, V., RAINVILLE, P., DUNCAN, G.H., 2009. Differential Effects of Cognitive Demand on Human Cortical Activation Associated With Vibrotactile Stimulation. *Journal of Neurophysiology*. 2009, **102**(3), pp. 1623-1631. ISSN 1623-1631.

ALBASINI, A., KRAUSE, M., REMBITZKI, I.V. 2010. *Using whole body vibration in physical therapy and sport: clinical practice and treatment exercises*. Scotland, Churchill Livingstone, 2010, 202 p. ISBN 9-7807-0203-173-1.

ANDERSEN, L.L., ANDERSEN, CH.H, MORTENSEN, O.S., POULSEN, O.M., BJORN LUND, I.B.T., ZEBIS, M.K. 2010. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: Comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical Therapy*. 2010, **90**(4), pp. 538-549. ISSN 0031-9023.

BAGG, S.D., FORREST, W.J. 1988. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 1988, **67**(6), pp. 238-245, ISSN 1537-7385.

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. 2004. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, Jessenius, 2004. 256 p. ISBN 80-7345-0178.

BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C. 1985. Muscles alive: Their Function revealed by Electromyography. In KROBOT, A., 2004. Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, **11**(2), pp. 67-81, ISSN 1211-2658.

BOGAERTS, A., DELECLUSE, C., CLAESSENS, A.L., COUDYZER, W., BOONEN, S., VERSCHUEREN, S.M. 2007. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *The journals of gerontology*. 2007, **62**(6), pp. 630-635. ISSN 1758-535X.

BOCHNIA, M., MORGENROTH, K., DZIEWISZEK, W., KASSNER, J. 2005. Experimental vibratory damage of the inner ear. *European archives of oto-rhino-laryngology*. 2005, **262**(4), pp. 307-313. ISSN 1434-4726.

BONGIOVANNI, L.G., HAGBARTH, K.E. 1990. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *The Journal of physiology*. 1990, **423**(4), pp. 1-14. ISSN 1469-7793.

CAPADAY, C., COOKE, J.D. 1983. Vibration-induced changes in movement related EMG activity in humans. *Experiment Brain Research*. 1983, **52**(1), pp. 139-146. ISSN 1423-1106.

CARDINALE, M., LIM, J. 2003. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *Journal of strength and conditioning research*. 2003, **17**(3), pp. 621-624. ISSN 1533-4287.

CLARK, J M., HARRYMAN, D.T. 1992. Tendons, Ligaments, and Capsule of the Rotator Cuff. Gross and microscopic anatomy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1992, **74**(5), pp. 713-725. ISSN 0021-9355.

CODMAN, E.A. 1934. The shoulder. In CULHAM, E., PEAT, M., 1993. Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *The Journal of orthopaedics and sports physical therapy*. 1993, **18**(1), pp. 342-350. ISSN 0031-9023.

COHEN, C.S. 1999. *Neuroscience for rehabilitation*. Philadelphia, Lippincott: Williams & Wilkinson, 1999. 488 p. ISBN 03-9755-465-6.

COCHRANE, D.J., HAWKE, E.J. 2007. Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers. *Journal of strength and conditioning research*. 2007, **21**(2), pp. 527-531. ISSN 1533-4287.

COCHRANE, D.J., STANNARD, S.R., WALMSELY, A., FIRTH, E.C. 2008. The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *Journal of science and medicine in sport*. 2008, **11**(6), pp. 527-534. ISSN 1878-1861.

COOLS, A.M., DEWITTE, V., LANSZWEERT, F., NOTEBAERT, D., ROETS, A., SOETENS, B., CAGNIE, B., WITVROUW, E.E. 2007. Rehabilitation of scapular muscle balance: Which exercises to prescribe? *The American Journal Of Sports Medicine*. 2007, **35**(10), pp. 1744-1751. ISSN 1552-3365.

CULHAM, E., PEAT, M. 1993. Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *The Journal of orthopaedics and sports physical therapy*. 1993, **18**(1), pp. 342-350, ISSN 0031-9023.

ČÍHÁK, R., 2003. *Anatomie I*. 3rd ed., Praha: Grada Publishing, 2003. 534 p. ISBN 80-7169-970-5.

DELECLUSE, C., ROELANTS, M., DIELS, R., KONINCKX, E., VERSCHUEREN, S. 2005. Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International journal of sports medicine*. 2005, **26**(8), pp. 662-668. ISSN 1439-3964.

DELECLUSE, C., ROELANTS, M., VERSCHUEREN, S. 2003. Strength Increase after Whole-Body Vibration Compared with Resistance Training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003, **35**(6), pp. 1033-1041. ISSN 1530-0315.

DE MEY, K., CAGINE, B., VAN DE VELDE, A., DANNEELS, L. A., COOLS, A. M. 2009. Trapezius muscle timing during selected shoulder rehabilitation exercises. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2009, **39**(10), pp. 743–752. ISSN 0190-6011.

DUCLOS, C., ROLL, R., KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, J.P., FORGET, R. 2007. Vibration-induced post-effects: A means to improve postural asymmetry in lower leg amputees? *Gait & Posture*. 2007, **26**(4), pp. 595-602. ISSN 1879-2219.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009, 532 p. ISBN 978-80-247-3240-4.

EKLUNG, G., HAGBARTH, K.E. 1966. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*. 1966, **16**, pp. 80–92. ISSN 1090-2430.

ENOKA, R.M. 1994. *Neuromechanical basis of kinesiology*. 2nd ed.. In KROBOT, A., 2004. Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, **11**(2), pp. 67-81, ISSN 1211-2658.

ENOKA, R.M. 2015. *Neuromechanics of human movement*. 5nd ed., USA, Human Kinetics, 2015, 504 p. ISBN 14-5045-880-7.

FOWLER, D.E., TOK, M.I., COLAKOĞLU, M., BADEMKIRAN, F., COLAKOĞLU, Z. 2010. Exercise with vibration dumb-bell enhances neuromuscular excitability measured using TMS. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2010, **50**(3), pp. 336-342. ISSN 0022-4707.

GERARD, M.J., MARTIN, B.J. 1999. Post-effects of long-term hand vibration on visuo-manual performance in a tracking task. *Ergonomics*. 1999, **42**(2), pp. 314-326. ISSN 1366-5847.

GROSS, J.M., FETTO, J., ROSEN, E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. 599 p. ISBN 80-7254-720-8.

HAGBARTH, K.E., EKLUND, G. 1969. The muscle vibrator - a useful tool in neurological therapeutic work. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 1969, **1**(1), pp. 26-34. ISSN 1940-2228.

HALAKI, M., GINN, K. 2012. *Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to?* INTECH Open Access Publisher, 2012. 19 p. ISBN 95-3510-805-0.

HERTLING, D., KESSLER, R.M. 1996. *Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods*. 3nd ed., Seattle: Lippincott-Raven Publishers, 1996. 174 p. ISBN 0-7817-3626-9.

INMAN, V.T., SAUNDERS, J.B., ABBOTT, L.C. 1996. Observations on the function of the shoulder joint. 1944, *Clinical orthopaedics and related research*, 1996, **330**, pp. 3-12, ISSN 1528-1132.

ISHITAKE, T., ANDO, H., MIYAZAKI, Y., MATOBA, F. 1998. Changes of visual performance induced by exposure to whole-body vibration. *The Kurume medical journal*. 1998, **45**(1), pp. 59-62. ISSN 1881-2090.

ISSURIN, V.B. 2005. Vibrations and their applications in sport. A review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2005, **45**(3), pp. 324-336. ISSN 0022-4707.

JEDLIČKA, P., KREJČÍ, F., VÉLE, F., 1972. *Vybrané kapitoly z neurofyziologie pro kliniku*. Praha: Avicenum, 1972. 273 p.

JANURA, M. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003. 84 p. ISBN 80-244-0644-6.

JANURA, M., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A., JNUROVÁ, E. 2004. Ramenní pletenc z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, **11** (1), pp. 33-39. ISSN 1211-2658.

KAMESWARA RAO, N.S.V. 2006. *Mechanical Vibrations of Elastic Systems*. Asian Books Private Limited, 2006, 416 p. ISBN 81-8629-996-3.

KAPANJI, I.A. 2002. *The Physiology of the Joints: volume one, upper limb*. Churchill: Livingstone, 2002, 361 p. ISBN 0-443-02504-5.

KARAS, V., OTÁHAL, S. 1991. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Praha: Univerzita Karlova, 1991, 179 p. ISBN 80-7066-514-9.

KLEINÖDER, H., WORTMANN, L., BEHRINGER, M., MESTER, J. 2011. Concluding Report on the BodyVib D1 Vibration Dumbbell. *German Physical Education College*, 2011, pp. 1-24. [online], dostupné z:

[http://bodyvib.co.uk/Concluding_Report_on_the_BodyVib_D1_Vibration_Dumbbell_\(english\).pdf](http://bodyvib.co.uk/Concluding_Report_on_the_BodyVib_D1_Vibration_Dumbbell_(english).pdf)

KROBOT, A. 2004. Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, **11** (2), pp. 67-81. ISSN 1211-2658.

LATASH, M.L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 3rd ed., USA: Human Kinetics, 2008. 427 p. ISBN 07-3606-367-6.

LEGERLOTZ, K., SCHJERLING, P., LANGBERG, H., BRUGGERMANN, G.P., NIEHOFF, A. 2007. The effect of running, strength, and vibration strength training on the mechanical, morphological, and biochemical properties of the Achilles tendon in rats. *Journal of applied physiology*. 2007, **102**(2), pp. 564-572. ISSN 1522-1601.

LINGS, S., LEBOEUF-YDE, C. 2000. Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International archives of occupational and environmental health*. 2000, **73**(5), pp. 290-297. ISSN 1432-1246.

LUNDEBERG, T. 1984. Long-term results of vibratory stimulation as a pain relieving measure for chronic pain. *Pain*. 1984, **20**(1), pp. 13-23. ISSN 0304-3959.

LUO, J., MCNAMARA, B., MORAN, K. 2005. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports medicine*. 2005, **35**(1), pp. 23-41. ISSN 1179-2035.

MAHIEU, N.N. WITVROUW, E., VAN DE VOORDE, D., MICHILSENS, D., ARBYN, V., VAN DEN BROECKE, W., 2006. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of athletic training*. 2006, **41**(3), pp. 286-293. ISSN 1938-162X.

MCBRIDE, J.M., PORCARI, J.P., SCHEUNKE, M.D. 2004. Effect of vibration during fatiguing resistance exercise on subsequent muscle activity during maximal voluntary isometric contractions. *Journal of strength and conditioning research*, 2004, **18**(4), pp. 777-781. ISSN 1533-4287.

MESTER, J., KLEINÖDER, H., YUE, Z. 2006. Vibration training: benefits and risks. *Journal of biomechanics*. 2006, **39**(6), pp. 1056-1065. ISSN 1873-2380.

MICHENER, L.A., MCCLURE, P.W., KARDUNA, A.R. 2003. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics*. 2003, **18**(5), pp. 369-379. ISSN 0268-0033.

MIKHAEL, M., ORR, R., AMSEN, F., GREENE, D., SINGH, M.A. 2010. Effect of standing posture during whole body vibration training on muscle morphology and function in older adults: a randomised controlled trial. *BMC geriatrics*, 2010, **10**, p. 74. ISSN 1471-2318.

NAITO, E., KOCHIYAMA, T., KITADA, R., NAKAMURA, S., MATSUMURA, M., YONEKURA, Y., SADATO, N. 2002. Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and the cerebellum. *J. Neuroscience*. 2002, **22**(9), pp. 3683-3691. ISSN 1529-2401.

OTÁHAL, S., DYLEVSKÝ, I., KÁLAL, J., KOLÁŘ, P., KUČERA, M., NOBLE, C. 1997. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada Publishing, 1997, 252 p. ISBN 80-7169-258-1.

PARÁKOVÁ, B., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A. 2008, Vibration: neurofyziologické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, **15**(1), pp. 11-17. ISSN 1805-4552.

PAVLŮ, D., PÁNEK, D., ČEMUSOVÁ, J. 2012. EMG aktivita m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrační činky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2012, **19**(1), pp. 25-29. ISSN 1211-2658.

PAVLŮ, D., PÁNEK, D., LOUČKOVÁ, Z., MUSÁLEK, M. 2012. Vliv cvičení s vibrační činkou na aktivitu m. trapezius. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2012, **19**(1), pp. 30-34. ISSN 1211-2658.

PEAT, M. 1986. Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy*, 1986, **66**, pp. 1855-1865. ISSN 855-1865.

PERCHTHALER, D., HORSTMANN, T., GRAU, S. 2013. Variations in neuromuscular activity of thigh muscles during whole-body vibration in consideration of different biomechanical variables. *Journal of sports science & medicine*. 2013, **12**(3), pp. 439-46. ISSN 1303-2968.

PERRY, J. 1978. Normal upper extremity kinesiology. In CULHAM, E., PEAT, M., 1993. Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *The Journal of orthopaedics and sports physical therapy*. 1993, **18**(1), pp. 342-350, ISSN 0031-9023.

PRISBY, R.D., LAFAGE-PROUST, M.H., MALAVAL, L., BELLI, A., VICO, L. 2008. Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: what we know and what we need to know. *Ageing research reviews*. 2008, **7**(4), pp. 319-329. ISSN 1872-9649.

RIBOT-CISCAR, E., BUTLER, J.E., THOMAS, C.K. 2003. Facilitation of triceps brachii muscle contraction by tendon vibration after chronic cervical spinal cord injury. *Journal of applied physiology*. 2003, **94**(6), pp. 2358-2367. ISSN 1522-1601.

RIBOT-CISCAR, E., ROSSI-DURAND, C., ROLL, J.P. 1998. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience letters*. 1998, **258**(3), pp. 147-150. ISSN 1872-7972.

RITTWEGER, J., BELLER, G., FELSEMBERG, D. 2000. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical physiology*. 2000, **20**(2), pp. 134-142. ISSN 1365-2281.

RITTWEGER, J., MUTSCHELKNAUSS, M., FELSEMBERG, D. 2003. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical physiology and functional imaging*. 2003, **23**, pp. 81-86. ISSN 1475-097X.

RUSSO, C.R., LAURETANI, F., BANDINELLI, S., BARTALI, B., CAVAZZINI, C., GURALNIK, J.M., FERRUCCI, L. 2003. High-frequency vibration training increases muscle

power in postmenopausal women. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003, **84**(12), pp. 1854-1857. ISSN 1532-821X.

SCHÄFFER, S.S. 2012. *Oscillations in the discharge frequency of primary muscle spindle afferents during the dynamic phase of a ramp-and-hold stretch*. In *Alpha and gamma motor systems*, edited by TAYLOR, A., GLADDEN, M.H., DURBABA, R., Springer Science & Business Media, 2012. 656 p. ISBN 14-6151-935-7.

TORVINEN, S., KANNUS, P., SIEVÄNEN, H., JÄRVINEN, T.A., PASANEN, M., KONTULAINEN, S., JÄRVINEN, T.L., JÄRVINEN, M., OJA, P., VUORI, I. 2002. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002, **34**(9), pp. 1523-1528. ISSN 1530-0315.

TRIPP, B.L., EBERMAN, L.E., DWELLY, P.M. 2009. Handheld vibration effects shoulder motion. *International journal of sports medicine*. 2009, **30**(12), pp. 868-871. ISSN 1439-3964.

TRIPP, B.L., FAUST, D., JACOBS, P. 2009. Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *Journal of athletic training*, 2009, **44**(6), pp. 617-623. ISSN 1938-162X.

TRNAVSKÝ, K., SEDLÁČKOVÁ, M., BERAN, J., DVOŘÁK, V., HRAZDIRA, L., MECHL, M., ŠULCOVÁ, Y. 2002, *Syndrom bolestivého ramene*. Praha: Galén. 2002. 149 p. ISBN 80-7262-170-X.

VALOUCHOVÁ, P., KOLÁŘ, P. 2009. *Kineziologie pletence ramenního*. In KOLÁŘ, P. et al., 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, 713 p. ISBN 978-80-7262-657-1.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie*. 2nd ed., Praha: TRITON, 2006. 375 p. ISBN: 80-7254-837-9.

VERRILLO, R.T., BOLANOWSKI, S.J., GESCHEIDER, G.A. 2002. Effects of aging on the subjective magnitude of vibration. *Somatosensory and Motor Research*. 2002, **19**, pp. 238-244. ISSN 1369-1651.

VERSCHUEREN, S.M., ROELANTS, M., DELECLUSE, C., SWINNEN, S., VANDERSCHUEREN, D., BOONEN, S. 2004. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *American Society for Bone and Mineral Research*. 2004, **19**(3), pp. 352-359. ISSN 1523-4681.

WEERAKKODY, N.S., PERCIVAL, P., HICKEY, M.W., MORGAN, D.L., GREGORY, J.E., CANNY, B.J., PROSKE, U. 2003. Effects of local pressure and vibration on muscle pain from eccentric exercise and hypertonic saline. *Pain*. 2003, **105**(3), pp. 425-435. ISSN 1872-6623.

WIERZBICKA, M.M., GILHODES, J.C., ROLL, J.P. 1998. Vibration-induced postural post effects. *Journal of neurophysiology*. 1998, **79**(1), pp. 143-150. ISSN 1522-1598.

Seznam zkratek

AC	akromioklavikulární
CMT	Cortical Motor Threshold („kortikální motorický práh“)
CNS	centrální nervová soustava
CSP	Cortical Silent Period („kortikální tichá perioda“)
DP	diplomová práce
DPA	deltoideus pars acromialis
DPC	deltoideus pars clavicularis
DPS	deltoideus pars spinalis
ECG	electrocardiography
EKG	elektrokardiografické
EMG	elektromyografie
eVDV	Estimated Vibration Dose Value (odhadovaná hodnota dávky vibrací)
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
FZV	Fakulta zdravotnických věd
GH	glenohumerální
I	iliopsoas
LD	latissimus dorsi
m.	musculus
PHK	pravá horní končetina
RMS	root mean square (střední kvadratická hodnota)
SA	serratus anterior
SC	sternoklavikulární
SEMG	surface electromyography (povrchová elektromyografie)
SIAS	spina iliaca anterior superior
TAP	test abdukce paže
TVK	test vertikálního kliku
TBCL	triceps brachii caput longum
TPS	trapezius pars superior
TVR	tonický vibrační reflex
UK	Univerzita Karlova
UPOL	Univerzita Palackého v Olomouci
VR	vnitřní rotace

VS	Vibratory Stimulation (vibrační stimulace)
WBV	Whole Body Vibration (celotělové vibrace)
ZR	zevní rotace

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Vibrační činky BodyVib D1

Obrázek 2 – Jednotlivá fáze TAP. Zleva: výchozí poloha, pohyb po jedné vteřině, pohyb v maximální abdukci a zevní rotaci

Obrázek 3 – Jednotlivé fáze TVK. Zleva: nastavení výšky lehátka, výchozí poloha, pohyb po dvou vteřinách s 90° flexí v loketních kloubech

Obrázek 4 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 1. fázi TAP

Obrázek 5 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 2. fázi TAP

Obrázek 6 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 1. fázi TVK

Obrázek 7 – Krabicový graf aktivity m. serratus anterior bez použití vibrací a s vibracemi v 1. fázi TVK

Obrázek 8 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a s vibracemi v 2. fázi TVK

Obrázek 9 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP

Obrázek 10 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Obrázek 11 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Obrázek 12 – Krabicový graf aktivity m. serratus anterior bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Obrázek 13 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Obrázek 14 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Obrázek 15 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Obrázek 16 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP

Obrázek 17 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Obrázek 18 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Obrázek 19 – Krabicový graf aktivity m. serratus anterior bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Obrázek 20 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Obrázek 21 – Krabicový graf aktivity m. trapezius pars superior bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Obrázek 22 – Sloupcový graf porovnání mediánů jednotlivých svalů bez použití vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Seznam tabulek

Tab. 1 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 1. fázi TAP

Tab. 2 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 2. fázi TAP

Tab. 3 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 1. fázi TVK

Tab. 4 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a s použitím vibrací v 2. fázi TVK

Tab. 5 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TAP

Tab. 6 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TAP

Tab. 7 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 1. fázi TVK

Tab. 8 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a po 3 minuty trvající aplikaci vibrací v 2. fázi TVK

Tab. 9 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 1. fázi TAP

Tab. 10 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 2. fázi TAP

Tab. 11 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 1. fázi TVK

Tab. 12 – Popisná statistika průměrné amplitudy bez vibrací a 5 minut po 3 minuty trvající aplikaci v 2. fázi TVK

Seznam příloh

Příloha 1 – Informovaný souhlas

Příloha 2 – Vyšetřovací protokol

Příloha 3 – Tabulka základních údajů

Příloha 4 – Tabulka výsledků kineziologického vyšetření

Příloha 5 – Data ke statistickému zpracování

Přílohy

Příloha 1 – Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

**Vliv vibrační činky na pohybový vzor ramenního pletence –
verifikace pomocí povrchové elektromyografie**

Poučení a souhlas pacienta

Pacient(ka)

souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a vyšetření v kineziologické laboratoři na klinice Rehabilitace a tělovýchovného lékařství FNO pro potřebu vypracování diplomové práce: „Vliv vibrační činky na pohybový vzor ramenního pletence – verifikace pomocí povrchové elektromyografie“ vypracovanou Bc. Radkem Velcem pod odborným dohledem Mgr. Tomáše Zemánka.

Byl(a) jsem srozumitelně seznámen(a) s průběhem kineziologického a laboratorního vyšetření. Souhlasím s jejich provedením a nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace v rozsahu nezbytně nutném, anonymním použití získaných údajů, s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V

Dne:

.....

Podpis

Příloha 2 – Vyšetřovací protokol

Vyšetřovací protokol pro diplomovou práci – “Vliv vibrační činky na pohybový vzor ramenního pletence – verifikace pomocí povrchové EMG”

Datum vyšetření:..... Jméno a příjmení:.....
Pohlaví:..... Datum narození:.....
Tělesná výška:..... Hmotnost:..... Dominantní HK:.....
Kontakt (telefon/email):.....

1. Anamnéza:

NO:

OA:

PA:

SA:

SpA:

2. Rozsah pohybu (Pasivně/Aktivně):

Pravá HK (P/A)

Levá HK (P/A)

Flexe (0°-170°)

Extenze (0°-40°)

Abdukce/elevace (0°-180°)

Horizontální addukce (0°-130°)

Zevní rotace (0°-90°)

Vnitřní rotace (0°-70°)

3. Test na laxicitu vazů ramene, speciální testy:

Pravá HK

Levá HK

Apprehension test:

Rochwood test:

Clunk Test:

Kaudální inferiorní nestabilita:

Test cyriaxova bolestivého oblouku:

Neerův test:

4. Svalový test dle jandy:

Pravá HK

Levá HK

M. deltoideus pars clavicularis (flexe RK):

M. deltoideus pars spinalis (extenze RK):

M. deltoideus pars acromialis (abdukce RK):

M. triceps brachii caput longum (extenze LK):

M. trapezius pars descendens (elevace lopatky):

M. serratus anterior (abdukce s rotací lopatky):

M. latissimus dorsi (extenze RK):

M. infraspinatus (zevní rotace RK):

5. Testy zkrácených svalů:

Pravá

Levá

M. sternocleidomastoideus:

M. levator scapulae:

M. trapezius (pars descendens):

M. pectoralis major

6. Vyšetření hypermobility:

Pravá

Levá

Zkouška šály:

Zkouška zapažených paží:

Zkouška založených paží:

Příloha 3 – Tabulka základních údajů

Proband	Výška/cm	Hmotnost/kg	Dom. HK	Pohlaví
1	170	68	P	M
2	160	65	P	Ž
3	168	64	P	Ž
4	178	74	P	M
5	169	64	P	Ž
6	173	76	P	Ž
7	180	64	P	Ž
8	189	88	P	M
9	170	60	P	Ž
10	172	70	P	Ž
11	170	70	P	Ž
12	184	75	P	M
13	180	80	P	M
14	166	60	P	Ž
15	160	58	P	Ž
16	183	66	P	Ž
17	162	58	P	Ž
18	183	92	P	M
19	178	60	P	Ž
20	160	50	P	Ž
21	169	60	P	Ž
22	170	54	P	Ž
23	194	84	P	M
24	187	93	P	M
25	183	85	P	M
26	175	65	P	M
27	170	79	P	M
28	171	60	P	M
29	172	63	P	Ž
30	175	63	P	Ž
Průměr	24,4	68,9		
Max/Min	30/22	93/50		

Příloha 4 – Tabulka výsledků kineziologického vyšetření

Proband	Sport	Svalový test	Vyš. zkrácených svalů	Vyš. hypermobility	Vyš. Rozsahu pohybu Akt/Pas	Speciální testy
1	Aktivně	5: vše	1: m.SCM, m.TPS	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
2	Aktivně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
3	Aktivně	4: m.LD, m.SA	0: vše	1: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
4	Aktivně	5: vše	0: vše	1: šála	Bez om./Bez om.	Negativní
5	Aktivně	5: vše	0: vše	1: šála	Bez om./Bez om.	Negativní
6	Rekreačně	4: m.SA	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
7	Aktivně	5: vše	0: vše	1: založ.p.	Bez om./Bez om.	Negativní
8	Aktivně	4: m.SA, m.I	0: vše	1: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
9	Aktivně	5: vše	1: m.SCM	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
10	Aktivně	5: vše	1: m.SCM, m.TPS	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
11	Aktivně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
12	Aktivně	4: m.SA	1: m.TPS, m.PM	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
13	Aktivně	5: vše	1: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
14	Aktivně	5: vše	1: m.TPS	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
15	Aktivně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
16	Aktivně	5: vše	1: m.PM	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
17	Aktivně	5: vše	0: vše	1: šála	Bez om./Bez om.	Negativní
18	Aktivně	5: vše	0: vše	1: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
19	Aktivně	5: vše	0: vše	1: založ.p.	Bez om./Bez om.	Negativní
20	Aktivně	5: vše	1: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
21	Aktivně	5: vše	0: vše	1: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
22	Rekreačně	5: vše	1: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
23	Rekreačně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
24	Aktivně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
25	Rekreačně	5: vše	0: vše	1: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
26	Aktivně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
27	Rekreačně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
28	Rekreačně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
29	Rekreačně	5: vše	0: vše	1: vše	Bez om./Bez om.	Negativní
30	Aktivně	5: vše	0: vše	0: vše	Bez om./Bez om.	Negativní

Příloha 5 – Data ke statistickému zpracování

	Sval	Abd BV 1	Abd BV 2	Abd SV 1	Abd SV 2	Abd PV 1	Abd PV 2	Abd SM 1	Abd SM 2	Klík BV 1	Klík BV 2	Klík SV 1	Klík SV 2	Klík PV 1	Klík PV 2	Klík SM 1	Klík SM 2
1	m.DPC	227,972	70,027	209,115	66,6079	167,881	54,0993	138,014	68,8069	61,5595	76,6521	55,0792	53,9927	50,3764	44,0423	59,9421	52,6853
1	m.DPA	104,778	53,0328	108,236	49,7288	107,848	48,0887	97,825	59,0112	29,1696	34,6918	34,5211	37,0159	28,5621	24,362	38,9914	32,8042
1	m.DPS	39,9639	49,4976	46,0554	46,6993	39,7253	36,2574	41,9617	46,8812	10,2685	18,0691	18,4713	27,1255	12,0379	14,3795	13,0756	22,4231
1	m.I	51,3761	42,3454	60,2006	42,1822	53,6426	37,6296	57,1568	38,733	33,3871	32,4344	33,9952	26,6984	24,6423	25,8218	22,9196	24,9711
1	m.TPS	100,087	71,1954	176,519	98,8382	142,787	70,3153	161,611	85,4522	117,102	97,9792	177,106	139,819	114,919	64,4037	98,2886	69,3359
1	m.LD	22,1625	28,1406	26,4173	23,1162	20,8356	14,2941	22,0876	16,8976	11,4116	13,7779	11,0215	15,1304	9,67911	11,3284	9,76978	11,5989
1	m.SA	101,297	63,4342	130,186	56,3151	129,718	57,0189	124,107	64,0869	39,5866	125,211	62,2971	124,132	50,8877	99,786	61,1431	91,1218
1	m.TBL	13,4651	10,7637	11,4993	10,9537	9,9772	7,80026	9,8994	9,37246	12,2858	19,0803	19,2004	27,6081	11,0462	15,1965	10,4637	23,9121
2	m.DPC	319,212	207,385	238,803	258,273	263,789	204,323	304,199	206,751	167,371	193,566	205,603	225,49	122,927	118,147	131,35	120,438
2	m.DPA	363,652	260,033	298,132	271,668	321,54	246,328	379,983	252,038	120,057	121,798	156,864	162,274	79,9089	65,3523	128,724	94,298
2	m.DPS	133,734	147,654	136,704	155,956	116,478	125,16	123,519	120,739	55,475	45,9069	68,2614	64,223	38,2122	27,8315	57,6656	38,8186
2	m.I	59,5717	42,7771	62,6591	53,9767	62,2618	47,7397	87,8276	46,2045	45,3882	35,1277	49,0571	82,6499	34,4903	23,5233	19,3567	18,8302
2	m.TPS	67,3943	39,9731	49,9715	64,9242	54,7141	42,7632	60,355	37,7308	59,6063	32,0567	59,4486	42,6755	61,0433	34,752	35,0328	26,0297
2	m.LD	29,9968	22,4469	21,8691	22,7368	28,462	21,9628	27,9915	23,1454	27,8618	25,7849	49,9962	41,4418	19,1979	23,8053	21,341	23,5007
2	m.SA	212,994	212,474	114,106	235,208	158,082	204,838	168,535	185,861	23,9284	26,2865	14,5766	75,2063	40,2516	35,6473	51,3123	50,1621
2	m.TBL	44,007	33,3756	35,8789	36,8598	37,8726	25,976	41,0057	31,5827	68,4953	103,209	110,641	161,85	111,391	112,233	101,772	131,993
3	m.DPC	165,424	155,926	286,457	125,819	262,526	162,227	226,634	137,927	88,4629	123,919	134,608	177,684	93,9383	152,793	124,793	124,793
3	m.DPA	114,52	166,38	160,805	129,809	162,156	140,77	185,056	140,615	23,8805	28,651	35,7641	42,3805	28,2664	37,2868	32,9232	32,9232
3	m.DPS	96,578	171,69	131,055	173,728	105,414	140,32	174,358	146,296	11,9473	22,1076	20,8674	39,2171	13,5505	28,4948	16,7041	16,7041
3	m.I	18,4533	27,5121	21,0053	25,6018	47,0817	39,3787	45,1731	39,3734	10,8651	11,3642	19,7146	22,9429	16,7323	21,1463	11,1302	11,1302
3	m.TPS	70,3395	97,1731	186,351	105,469	87,2132	59,4549	55,2665	67,9175	14,1537	12,1298	11,1181	106,836	14,4181	15,9453	16,2084	16,2084
3	m.LD	13,5237	28,362	27,7753	24,5674	29,8406	24,7151	21,7354	14,0754	6,50333	8,4621	8,85015	12,9399	6,9944	11,6491	8,38631	8,38631
3	m.SA	81,2393	161,276	223,059	84,5895	197,538	111,764	150,807	114,439	28,7302	69,6013	33,6901	92,4423	26,6666	65,6879	32,3177	32,3177
3	m.TBL	12,7018	13,0544	20,1043	16,9119	17,0187	14,2601	20,9127	12,5947	19,0473	49,5535	35,9013	75,6746	37,3554	63,9613	30,9054	30,9054
4	m.DPC	114,564	48,0909	90,6891	76,5522	117,239	52,6	106,056	55,6058	44,455	45,8752	44,842	60,3406	50,2009	62,9233	48,849	49,9616
4	m.DPA	104,662	55,4209	96,1331	76,1163	109,982	61,4643	101,157	68,0122	55,2614	38,2858	31,9344	50,8247	38,4699	43,3547	30,2282	34,2714
4	m.DPS	60,4904	63,5861	70,6456	96,7232	62,8528	66,9256	57,8313	89,1114	42,1434	18,4069	22,9572	31,3083	27,8066	20,124	15,5559	15,4029
4	m.I	39,6148	20,3555	41,7776	33,0218	39,0641	29,0606	48,1991	23,6369	30,3211	27,4218	39,0667	60,2646	38,1856	40,4322	31,725	38,7903
4	m.TPS	48,3742	28,2727	47,0523	37,6104	42,8835	34,1863	50,852	26,0184	110,213	47,7413	111,105	62,8376	126,166	81,2505	83,0271	45,2809
4	m.LD	16,0222	15,5375	15,889	14,8819	14,6378	14,5775	15,7356	15,7837	14,192	13,7359	14,244	14,7057	15,9199	15,8888	14,8433	17,0493
4	m.SA	163,032	124,894	172,214	121,411	169,422	110,884	155,103	117,344	106,374	84,061	108,575	131,192	114,762	124,579	104,994	133,808
4	m.TBL	25,643	24,8688	26,0772	36,3794	23,5366	25,0187	22,7168	32,2247	104,33	111,627	105,033	173,511	93,4308	111,788	59,6607	61,7169
5	m.DPC	116,204	181,283	196,273	197,518	215,577	179,878	230,613	159,617	81,7279	184,34	152,742	294,573	92,8838	184,182	131,5	201,233
5	m.DPA	114,699	122,316	158,925	163,446	187,1	117,283	184,802	113,949	23,2613	53,3737	48,6813	86,7371	20,9716	37,0272	29,8806	45,1003
5	m.DPS	86,4073	110,875	109,031	142,125	124,188	102,768	136,369	106,75	14,9115	32,4255	37,69	69,9068	17,279	32,5051	20,23	35,0146
5	m.I	49,318	57,8465	71,7153	55,5231	66,0735	47,4914	59,0523	41,8741	26,8702	45,0307	53,0788	72,8193	29,2215	49,9919	42,5181	38,6204
5	m.TPS	128,154	129,485	180,458	173,171	161,515	126,178	157,607	116,505	56,0051	51,5847	68,0086	65,3532	38,5833	31,0791	50,4192	49,5303
5	m.LD	17,8395	36,5233	27,4948	37,2778	28,423	32,7367	23,7167	36,4648	13,613	20,084	19,4923	33,0004	23,088	32,5316	28,1439	29,2003
5	m.SA	29,0958	71,5427	48,2566	68,1004	58,6891	53,1189	49,5025	58,4717	38,8598	46,2844	59,0406	63,4583	73,4423	71,709	56,6644	57,1385
5	m.TBL	75,7554	122,21	38,9435	41,3088	41,0099	32,0869	36,6128	44,8377	54,3128	115,087	109,088	267,603	53,7655	124,476	70,1292	119,83
6	m.DPC	129,244	116,971	195,816	127,205	187,661	75,6822	162,09	130,154	72,085	109,407	92,3827	147,888	120,649	141,201	69,4092	94,2069
6	m.DPA	103,62	107,097	121,876	100,676	119,589	65,1229	106,247	115,642	67,4078	69,9269	76,2779	75,0745	80,0437	81,6203	52,7266	66,2201
6	m.DPS	54,6944	99,7591	75,7458	103,762	50,0967	68,4042	51,3037	108,279	73,2998	61,4415	94,0263	58,6829	57,6858	59,0362	39,9259	41,0474
6	m.I	61,4502	44,1564	73,6505	52,8113	63,3971	31,1123	60,6741	39,4155	24,7014	26,0384	35,8777	33,2776	31,4004	35,8616	23,0145	24,8141
6	m.TPS	50,8363	61,1949	71,4691	59,2431	53,904	40,7124	57,7898	51,0108	71,8642	49,8662	86,6453	85,2047	81,209	72,3962	60,9684	47,2838
6	m.LD	12,3395	18,1314	17,8691	21,502	13,8914	19,9609	14,4565	19,7044	17,1953	19,3605	23,1261	23,1686	23,8972	23,3141	16,495	17,3596
6	m.SA	23,5854	43,3595	47,5212	46,3612	39,2438	32,5723	30,4372	41,2825	192,998	158,336	230,718	171,56	233,948	155,707	156,235	126,288
6	m.TBL	24,2242	20,2958	23,7434	22,5791	21,8918	16,9564	16,9882	16,4383	107,667	205,944	180,618	244,681	125,657	222,22	93,3623	185,889
7	m.DPC	343,991	187,551	447,42	223,588	309,321	225,348	300,256	241,776	125,059	248,25	147,277	254,483	136,222	194,005	144,356	188,627
7	m.DPA	526,507	255,184	614,625	290,03	473,294	312,335	485,1	335,582	181,433	271,553	223,806	326,511	180,518	224,394	169,349	234,272
7	m.DPS	144,778	137,905	180,501	137,165	128,638	120,989	165,663	154,7	79,0198	95,9293	98,0276	116,624	79,6359	85,1242	73,7881	90,0354
7	m.I	98,5234	64,8205	111,586	56,0232	88,8666	67,3134	85,3647	56,1444	43,6389	78,5318	56,2216	109,687	52,3258	63,0849	47,9629	82,7727
7	m.TPS	233,664	149,247	242,98	148,436	184,852	118,4	192,003	119,996	86,1046	88,7794	129,618	124,347	59,1947	71,2023	101,719	77,8406
7	m.LD	32,9108	27,4269	39,5937	24,7686	33,0082	31,6581	28,022	25,9472	36,7339	44,316	28,2454	57,5601	31,8232	37,9545	22,8429	35,4429
7	m.SA	130,103	162,798	180,488	151,334	143,947	200,053	131,521	166,132	108,233	158,988	74,502	230,703	105,012	133,214	54,7861	96,9807
7	m.TBL	64,9304	38,1403	39,4015	36,7445	46,2432	47,4174	63,5238	39,3897	161,767	201,795	311,356	315,784	221,171	249,356	261,741	348,756
8	m.DPC	149,614	153,175	113,267	290,485	169,731	148,059	173,144	140,719	50,2501	211,104	86,7545	274,69	48,0332	171,379	32,6622	115,787
8	m.DPA	82,449	110,428	76,2791	168,977	99,4379	122,367	122,998	117,622	29,857	59,0267	69,0144	79,2867	29,9473	59,6128	21,7681	42,0187
8																	

12	mDPC	205.91	187.517	399.906	199.968	261.114	198.019	171.321	264.695	59.166	85.997	111.287	178.804	56.4748	88.071	58.6971	118.944
	mDPA	247.067	205.572	430.254	255.942	289.868	265.897	207.929	297	45.9537	60.7879	87.0895	105.159	28.3625	42.3433	21.0218	45.6144
	mDPS	124.818	153.539	217.559	181.881	151.657	173.069	110.898	210.618	22.3212	23.2964	48.1292	46.9749	10.0889	12.0976	7.18794	11.8343
	mI	80.0557	96.1604	120.655	120.015	83.4652	78.4336	59.8761	108.978	32.5758	52.247	61.9616	61.9616	35.8143	48.6057	34.3112	49.5006
	mTPS	145.052	135.825	180.554	152.173	151.115	143.473	110.84	174.384	83.2464	51.0251	79.3826	62.7907	68.4242	44.0875	81.984	79.2768
	mLD	12.1622	18.1594	24.3493	23.9349	12.5511	15.3953	9.49516	19.7651	7.38929	9.09958	8.39317	14.813	7.1914	10.6655	8.40633	10.0405
	mSA	138.989	285.469	426.242	279.217	241.372	227.768	96.6382	350.638	63.1438	112.182	84.0869	128.858	63.155	130.096	77.7286	108.824
mTBL	9.40074	14.0558	16.4796	15.1115	8.73565	8.64428	6.43863	12.5419	28.7162	60.345	30.1613	85.5097	16.5765	38.1896	13.9824	34.9412	
13	mDPC	225.342	145.465	156.561	152.886	151.338	132.991	127.705	170.017	100.704	147.294	118.858	183.805	84.5989	138.946	108.551	157.544
	mDPA	206.633	113.678	128.698	115.22	154.886	111.831	141.304	116.914	48.2331	64.428	50.3215	72.2473	42.1724	56.167	55.1863	69.2566
	mDPS	91.0318	97.9803	73.7909	91.4655	109.753	96.4383	92.489	77.9933	29.0626	36.2729	36.4827	52.3946	30.0474	37.5976	49.9003	46.8687
	mI	23.1778	22.7081	31.6232	25.7337	21.4345	20.5119	21.5401	24.1753	22.3309	32.0832	33.283	50.4173	18.7587	33.2742	28.0296	41.9997
	mTPS	112.301	91.9015	127.484	92.4616	112.015	89.9831	114.836	74.3366	169.733	131.989	178.645	191.052	124.808	92.8478	154.461	133.415
	mLD	42.9208	32.5163	31.7393	36.1312	32.6912	35.3485	28.8474	38.2779	16.4083	23.4	20.3336	27.3865	18.5165	24.1157	16.9569	25.5594
	mSA	136.853	103.137	108.681	110.277	110.211	96.5063	93.3418	116.301	51.5489	78.3789	53.2476	93.7324	44.5856	75.9093	51.3062	80.879
mTBL	22.1464	28.466	38.1308	36.3265	22.9131	38.5381	16.0138	12.3717	98.2528	161.083	167.763	299.072	115.136	209.063	150.148	207.706	
14	mDPC	191.687	136.844	189.372	141.075	171.81	104.62	160.877	103.217	74.077	99.6693	147.425	272.528	87.7388	113.325	96.0408	97.0586
	mDPA	200.569	150.174	226.496	211.236	216.271	115.691	224.04	102.879	40.4112	59.8764	98.3886	167.161	55.5821	69.8243	83.1258	59.7
	mDPS	190.031	179.269	265.556	271.31	261.75	134.346	293.107	119.126	26.8024	36.383	73.3535	110.59	44.8799	44.8765	74.0672	43.2182
	mI	58.0227	48.2398	68.904	58.265	50.7591	41.5532	55.6417	41.3393	53.2986	47.0899	103.122	136.292	44.8252	49.4095	33.109	48.3211
	mTPS	266.57	219.984	364.344	277.298	266.413	233.802	249.415	211.534	70.0508	28.4085	270.175	164.028	115.354	41.8084	62.7933	27.0331
	mLD	29.0596	25.9236	37.791	28.4315	29.1669	24.6819	33.3698	23.259	35.487	36.2314	64.289	82.5921	43.5284	35.8452	42.9711	46.8079
	mSA	58.9124	77.7962	86.2078	77.7805	57.3973	53.3827	66.3038	50.7815	57.5662	57.5664	120.933	191.582	75.8919	66.5077	77.3644	74.9755
mTBL	29.1935	38.8208	43.9305	54.4045	35.0317	37.3724	38.7235	26.5688	41.7759	48.5607	66.0888	93.3279	51.2863	62.5073	49.4876	55.7057	
15	mDPC	461.023	314.993	424.471	314.326	397.17	315.714	470.432	329.958	133.078	248.366	168.017	317.034	150.748	261.54	203.394	220.05
	mDPA	420.97	279.067	363.01	292.752	346.605	314.163	396.069	307.049	117.339	158.649	187.121	253.003	129.713	123.906	159.028	114.244
	mDPS	134.412	124.415	105.799	130.616	117.04	129.031	124.554	139.264	67.9292	65.7622	157.264	138.987	83.0322	58.1776	93.3444	69.5145
	mI	134.516	104.498	153.468	120.958	118.587	130.495	186.264	140.689	52.1214	79.5474	66.9164	73.4434	40.6377	56.5822	54.2537	57.1149
	mTPS	136.21	103.91	142.89	104.285	112.816	110.657	148.998	113.15	133.809	194.089	229.415	307.07	197.931	179.855	215.643	181.915
	mLD	33.2172	24.1588	36.3138	23.1853	28.8173	22.9084	33.5733	30.3726	26.5931	36.6778	39.3343	43.9207	24.1196	34.0073	35.9389	41.2199
	mSA	94.4954	63.0823	91.0294	63.3465	58.6757	61.2553	90.0764	70.0698	130.057	136.371	183.459	234.778	135.423	155.553	164.191	165.633
mTBL	39.3987	33.1855	42.0746	38.6292	39.5542	34.1932	52.911	45.1296	95.4664	150.989	129.464	244.189	74.0752	124.097	137.128	178.816	
16	mDPC	141.392	158.135	227.037	186.368	247.167	155.768	212.79	156.702	142.991	178.39	159.475	239.268	111.88	121.96	124.477	123.666
	mDPA	103.561	149.03	169.885	174.12	164.359	152.103	148.981	134.058	63.2159	76.4076	86.6622	105.871	56.3006	59.5758	62.5382	60.054
	mDPS	50.059	81.0028	64.486	94.6787	55.3707	81.7767	53.8552	72.5641	34.4208	41.8296	38.6664	38.7767	22.0794	31.7049	36.5286	32.9612
	mI	59.7555	59.0981	79.4312	67.5162	76.0436	59.2838	72.7038	67.3599	56.2486	66.4102	81.7006	90.0027	35.9461	44.9636	52.5663	55.0307
	mTPS	248.446	277.103	446.58	340.87	339.372	327.872	337.951	263.938	482.92	405.662	819.975	411.732	303.243	201.742	388.324	139.222
	mLD	30.5305	54.1158	53.4498	36.6618	30.47	25.8078	24.9953	22.4209	37.3737	46.1121	37.6852	59.5723	24.8237	22.7952	29.2444	30.804
	mSA	31.2332	54.0274	93.5076	73.3283	100.556	68.1329	80.8011	59.5664	92.678	125.092	110.454	209.728	93.7594	59.5008	141.945	141.33
mTBL	32.2635	29.7742	36.2302	24.8882	43.3654	31.8753	44.3533	24.8353	138.227	166.037	117.273	105.637	78.6237	150.657	149.065	138.675	
17	mDPC	197.01	171.063	207.498	162.852	140.979	221.493	108.511	175.441	102.631	136.374	63.0703	106.441	72.8542	117.909	72.5864	98.9623
	mDPA	175.176	125.235	190.458	146.084	139.349	186.635	101.689	136.434	44.2153	62.2702	31.2898	72.0656	34.3109	60.1285	31.4374	48.2605
	mDPS	80.4269	70.7757	83.843	85.4081	78.9549	105.068	50.953	75.8094	15.1357	26.6502	24.99	56.7692	15.5004	24.2202	12.2486	24.047
	mI	79.8531	51.4209	98.8585	95.9242	75.1661	45.4422	56.9973	62.2977	34.0354	46.2471	43.9348	47.5223	20.032	37.8072	28.6056	53.6528
	mTPS	102.152	47.6931	152.47	113.268	105.247	84.3228	106.007	87.2262	16.4709	15.7028	30.8414	24.6162	12.5918	16.9104	18.9841	14.6952
	mLD	19.0655	11.5834	17.459	11.6531	13.9699	11.4044	10.1403	12.9758	10.0737	12.0136	10.0675	13.7693	8.84392	10.4694	7.63136	9.11238
	mSA	169.606	190.992	219.282	138.217	130.297	223.497	101.067	197.357	87.6904	117.328	77.5584	103.643	85.9426	128.493	81.6873	103.063
mTBL	23.2733	11.9822	28.1345	12.161	13.5156	12.1222	12.1482	24.8751	47.1988	93.8209	114.763	232.708	52.4361	94.9411	46.1837	103.94	
18	mDPC	53.9654	56.4959	85.3486	75.4228	84.4959	60.9828	61.77	49.9216	38.8442	46.8754	60.0357	106.53	32.5067	39.0797	30.005	44.4364
	mDPA	41.7685	52.6909	79.2299	95.9285	70.5284	67.7457	40.6989	46.6465	26.059	34.5472	26.4556	41.4114	22.5584	31.2049	18.8721	32.4367
	mDPS	24.7329	40.3732	53.072	85.9484	38.9105	57.3977	24.0264	33.2281	21.5888	34.1267	26.58	43.5751	20.5951	32.6401	16.6646	31.8249
	mI	37.0914	37.0698	50.9308	51.1046	50.1504	42.6458	40.988	37.0063	23.1717	33.6713	48.9208	67.7597	13.735	20.5062	11.1601	20.6522
	mTPS	36.6501	28.7264	72.3329	52.0515	48.257	37.1404	33.7754	28.1721	30.7963	23.2061	72.9887	52.4726	31.75	22.4044	29.182	18.6904
	mLD	6.7385	7.84936	9.54084	9.77888	8.7674	7.95951	8.50198	8.42713	6.44177	8.94512	8.40265	12.8636	7.03454	8.57915	6.21243	8.46148
	mSA	28.7013	47.9399	67.9059	57.2066	55.5567	48.4605	45.2693	52.2778	28.2553	45.885	38.4102	79.0317	27.5374	37.0777	24.4962	38.5287
mTBL	14.6284	14.8804	29.8752	24.6719	28.8897	19.1879	16.996	10.7409	35.912	70.0571	43.146	71.9942	33.4425	77.688	27.7246	74.9483	
19	mDPC	186.89	90.5176	159.331	108.166	154.062	75.007	155.586	85.2021	89.3153	128.39	81.1949	178.8	84.5873	110.024	82.0614	105.28
	mDPA	41.7223	38.2853	237.442	133.098	281.987	142.066	48.6969	31.8804	124.475	76.1739	100.047	44.8511	114.138	52.3843	42.3509	41.161
	mDPS	188.069	156.894	148.182	181.599	133.755	138.476	168.26	159.795	62.4158	36.4129	43.3367	33.8322	62.9015	28.5641	56.3926	41.9773
	mI	74.3148	62.4246	89.53	79.9154	84.1546	63.7669	85.6877	80.4634	95.3229	102.374	105.597	128.177	101.214	97.6224	83.3437	101.102
	mTPS	140.661	101.304	201.207	174.404	131.908	98.1747	130.141	101.035	91.1884	40.1869	101.627	88.3835	72.5978			

24	m.DPC	103,484	119,276	170,07	161,99	214,328	135,189	197,746	145,181	89,4134	107,622	69,148	111,901	88,4338	121,015	89,1642	138,942
	m.DPA	100,129	126,479	143,505	169,342	164,041	135,162	161,951	139,812	66,3189	65,7161	58,7325	76,9254	68,6281	62,4263	57,1541	74,9614
	m.DPS	60,2464	92,4783	87,72	134,653	85,0525	94,0201	93,1206	97,8848	41,9713	39,1688	46,226	65,6051	46,7994	35,8623	33,4289	42,0819
	m.I	42,1323	52,3259	62,3205	58,4583	50,2514	45,6949	48,943	48,1861	32,4132	35,8491	29,6556	37,4905	29,3953	40,9505	33,565	49,4432
	m.TPS	168,797	205,286	289,808	201,877	210,104	187,45	200,672	197,618	159,904	61,1872	91,1887	66,3106	104,838	64,5107	101,011	58,7163
	m.LD	13,9254	21,0228	15,7179	18,3428	16,5377	15,7102	14,6802	17,4311	17,1089	19,1689	18,9123	20,312	19,4564	20,2753	18,4337	19,0279
	m.SA	57,7173	161,555	90,8349	137,082	98,8927	102,229	95,6183	117,156	88,1978	111,938	95,1306	108,84	108,317	108,342	82,3686	103,513
m.TBL	11,7279	45,2062	22,7641	31,7119	28,2247	29,7179	24,6193	43,0065	120,487	169,336	165,016	305,257	156,682	154,425	120,779	215,235	
25	m.DPC	207,69	159,117	180,676	234,801	227,403	150,692	253,347	163,609	63,1567	116,25	69,4572	128,998	75,7223	92,6925	43,9439	105,095
	m.DPA	192,594	193,842	185,698	275,956	206,921	147,915	242,342	183,046	44,5966	65,38	68,0147	105,909	46,2642	47,1747	30,6438	68,48
	m.DPS	73,4701	130,681	96,1067	166,956	87,7055	84,9253	95,5195	98,424	22,8012	29,9696	43,8141	55,094	19,6825	28,9438	21,0307	37,6719
	m.I	89,2779	84,3606	81,8266	85,1383	73,0135	67,019	71,0119	74,1901	33,3198	30,7165	43,278	32,844	26,427	23,8142	32,6615	30,2741
	m.TPS	103,367	122,805	61,7152	96,0765	97,7298	88,1582	95,1394	90,099	46,3922	55,3283	76,0848	107,449	56,0651	44,4155	74,3332	67,0733
	m.LD	17,164	27,0399	20,1543	29,781	24,6143	22,4392	16,6615	21,955	9,6107	10,4495	8,23173	16,8269	7,70015	12,6505	8,00136	11,4191
	m.SA	118,462	195,186	110,7	214,319	123,463	125,164	111,372	160,652	66,9233	94,716	37,3866	69,1978	55,8992	104,524	61,0732	108,352
m.TBL	35,6058	33,6809	35,3789	106,173	37,4655	39,5788	32,8963	26,956	91,5688	64,3668	105,571	125,818	39,6283	116,394	109,424	83,0441	
26	m.DPC	242,554	168,614	241,356	113,745	235,816	242,831	298,562	144,557	127,384	175,552	86,2861	138,854	89,1317	150,595	102,987	158,937
	m.DPA	186,799	172,672	233,72	172,486	219,528	197,811	277,34	194,298	82,583	104,721	71,1389	83,3012	65,3185	100,489	64,6519	87,7675
	m.DPS	106,2	141,051	183,963	175,343	149,973	152,952	176,128	169,404	32,489	40,2839	43,7494	37,7224	31,0034	42,3319	20,6758	29,5539
	m.I	38,1076	54,6219	53,0605	60,6301	37,2673	44,0815	42,3009	42,688	47,8289	82,9932	24,1433	40,4427	18,3885	39,1702	56,2138	62,3384
	m.TPS	51,7415	70,3989	78,2432	54,3357	56,5133	66,3197	61,0692	44,8359	151,271	123,05	148,558	129,872	87,8176	97,4987	96,9746	102,564
	m.LD	9,64583	12,4304	11,4317	12,5456	8,2146	10,6799	9,25532	9,63171	7,64058	10,0615	7,07109	7,75822	8,16523	9,76351	6,37475	9,48887
	m.SA	180,426	232,739	228,706	184,666	199,958	225,158	233,408	177,864	79,2594	143,619	58,3864	111,448	65,7704	119,287	50,1202	120,142
m.TBL	11,3	12,5112	16,5101	27,6571	12,92	10,9663	13,4634	11,9505	33,004	100,342	44,8201	80,4373	28,2215	49,9346	31,0425	72,2569	
27	m.DPC	138,776	147,453	159,187	147,944	99,8155	164,372	143,81	160,572	69,5053	125,423	124,226	214,336	73,9892	116,766	69,5038	128,33
	m.DPA	159,401	123,421	152,765	116,969	102,492	126,656	128,715	127,48	41,1784	61,4665	47,9944	93,8542	39,4767	40,6616	57,3624	67,0975
	m.DPS	98,8981	120,49	107,951	90,6996	74,236	75,8957	65,6367	88,033	36,0239	36,7203	38,4003	59,242	22,282	24,7369	47,0485	51,288
	m.I	23,3003	23,4635	24,4998	24,8008	17,5015	22,7069	19,6967	21,3942	21,4249	27,7927	53,566	68,3868	14,3841	31,1117	22,7983	37,6318
	m.TPS	111,682	82,3111	144,059	78,1101	85,9254	79,0408	99,7808	74,1631	184,705	112,23	270,334	213,764	124,845	52,6145	162,331	109,622
	m.LD	40,4858	38,7047	40,97	35,2294	25,2166	38,8954	27,6532	41,251	13,0147	19,0339	25,112	27,9794	11,7365	23,913	12,3343	19,9482
	m.SA	123,905	139,132	122,109	98,6603	86,6356	108,019	90,7405	120,085	45,7564	77,7194	69,9772	115,342	35,6315	74,6938	42,9579	69,4574
m.TBL	20,9084	18,9695	41,4155	45,9397	18,9167	21,8385	17,01	15,3901	102,742	181,518	186,096	290,984	80,9432	141,328	148,844	261,239	
28	m.DPC	81,5492	51,1992	103,747	54,8226	83,9247	49,0587	112,354	57,1524	29,3928	32,6912	46,5223	62,8119	38,5733	45,6292	41,3894	47,6256
	m.DPA	87,4615	60,4307	93,1796	65,2004	82,409	60,7827	104,458	69,97	26,6589	28,3135	41,9163	48,3525	23,8467	31,2504	24,7403	28,1198
	m.DPS	59,2712	73,5263	57,1937	85,9066	53,6222	73,0091	64,1849	85,2969	19,6232	19,8147	29,1741	33,5056	15,323	18,6884	12,7011	14,1037
	m.I	39,8936	25,5256	45,1826	37,1255	34,8169	24,7185	52,0946	27,4091	25,0529	17,8407	55,5216	71,5028	25,5691	40,3557	23,7218	34,2137
	m.TPS	38,9047	30,5948	51,5291	35,3461	35,7152	34,8156	57,9888	26,9483	105,291	30,4587	112,523	65,0814	118,667	45,6234	84,7765	58,7229
	m.LD	13,6998	14,3966	15,4505	14,2862	13,6078	13,2544	16,0857	15,3851	12,7126	12,5174	16,3583	15,1897	15,7275	15,0945	15,7419	13,0528
	m.SA	131,359	109,273	190,58	125,013	145,597	90,9083	173,201	116,099	76,8716	78,7899	130,164	114,499	100,124	95,1422	95,4979	104,155
m.TBL	19,4077	31,7141	30,0083	30,2829	15,3524	21,0559	30,9568	22,6593	103,444	121,165	125,643	184,831	91,3517	80,6289	43,5152	54,484	
29	m.DPC	387,948	362,026	367,215	329,702	313,778	286,26	338,44	349,364	166,208	212,907	204,766	313,147	148,213	276,813	165,368	234,548
	m.DPA	360,147	325,655	338,115	275,302	274,547	278,576	290,077	297,127	147,847	138,95	216,219	231,554	135,558	154,865	116,544	128,65
	m.DPS	112,647	132,846	124,292	140,042	99,2134	137,121	106,702	151,679	85,2842	64,3417	174,52	143,441	89,8037	71,5313	78,5286	70,2994
	m.I	134,788	124,487	126,749	139,674	117,604	118,471	123,991	146,99	57,5273	88,6801	70,38	86,1547	43,9286	54,8992	49,6545	80,376
	m.TPS	107,482	103,068	133,76	105,568	138,248	80,3756	142,483	96,2013	153,217	168,112	225,08	295,495	189,915	182,291	189,338	185,726
	m.LD	27,8186	23,9992	27,8976	23,6769	25,057	35,2437	27,6941	27,8545	30,5097	39,0203	52,1853	47,0056	27,0063	33,6088	34,6107	49,7231
	m.SA	81,766	89,8042	72,5045	68,1692	66,3702	57,6485	60,5976	71,8117	150,282	152,232	213,994	240,547	158,638	152,215	154,109	194,869
m.TBL	36,4631	31,6621	41,1694	37,6087	34,4198	34,4821	30,4319	37,985	112,025	168,29	163,614	245,887	99,2948	154,439	111,464	187,633	
30	m.DPC	103,477	97,6411	143,49	106,364	139,663	58,863	141,3	58,7264	25,2264	67,0711	54,0701	71,2918	35,3577	65,0523	40,5444	77,1929
	m.DPA	83,9703	62,1597	92,9415	71,0323	86,004	51,0487	107,831	62,8643	21,0825	49,1738	36,1216	46,4979	24,3581	39,7826	23,4718	47,9821
	m.DPS	42,0627	38,1976	56,7589	45,8552	32,9362	27,6524	50,4282	41,0953	29,564	57,7754	53,6965	55,2738	33,3295	39,7444	28,8234	48,56
	m.I	45,0672	46,9532	84,3578	56,6287	58,5099	31,0714	63,097	39,8844	38,2073	49,4327	48,5407	85,4432	30,7868	52,38	26,8141	64,6168
	m.TPS	83,5262	84,4571	162,079	89,5252	81,6414	50,8003	98,313	73,0146	30,3295	26,9862	70,5357	48,3706	22,3768	24,5603	39,3754	17,3171
	m.LD	6,42826	10,6169	18,0428	14,7028	13,9895	11,3917	16,601	16,5359	13,0671	18,843	16,9456	20,8338	13,0099	22,3998	11,3191	22,2278
	m.SA	49,2829	34,2136	66,2241	65,6556	68,3448	32,1531	71,838	41,3692	27,7468	36,5188	30,4082	55,2362	32,9499	46,6444	21,431	42,2788
m.TBL	16,048	24,6086	17,0769	14,8377	16,029	14,8114	19,4547	19,3566	64,1022	126,463	132,987	144,052	68,42	94,8022	83,1363	133,771	